

Opinnäytetyö (AMK)

Hammasteknikko

2021

Milla Helminen, Camilla Miettinen & Henna Parviainen

3D-TULOSETETUN LASIKUITU- NYLON-VAHVIKKEEN VAIKUTUS PROTEESI AKRYYLIN TAIVUTUSLUJUUTEEN

Milla Helminen, Camilla Miettinen & Henna Parviainen

3D-TULOSETETUN LASIKUITU-NYLON- VAHVIKKEEN VAIKUTUS PROTEESIÄKRYYLIN TAIVUTUSLUJUUTEEN

Hammastekniikan alalla lisäävän valmistuksen, eli 3D-tulostuksen käyttö on lisääntynyt viime vuosina. Yksi esille nouseva tulostustekniikka on jatkuvan kuidun tulostus, joka mahdollistaa vahvempien ja kevyempien kappaleiden tulostamisen. Mahdollisuus tulostaa kuituvahvisteisia komposiitteja on huomionarvoista, sillä vastaavia materiaaleja käytetään myös hammaslääketieteen indikaatioissa, kuten irtoproteesien ja kiinteiden proteesien korjaamisessa ja vahvistamisessa.

Tämä opinnäytetyö oli kvantitatiivinen tutkimus 3D-tulostetuista kuituvahvikkeista. Opinnäytetyön tarkoituksena oli tutkia 3D-tulostettujen kuituvahvikkeiden vaikutusta proteesiäkryylin taivutuslujuuteen. Tavoitteena oli selvittää, voidaanko tulostettuja kuituvahvikkeita käyttää vaihtoehtona markkinoilla saatavilla oleville kuituvahvisteisille komposiiteille.

Tutkimuksen testiryhminä toimivat vahvistamattomat keitto- ja kylmäakryyli (kontrolliryhmät), Stick®-kuiduilla vahvistetut keitto- ja kylmäakryyli, sekä 3D-tulostetulla lasikuitu-nylon-vahvikkeilla vahvistetut keitto- ja kylmäakryyli. 3D-tulostetut vahvikkeet tulostettiin Markforgedin Mark Two -tulostimella, ja materiaaleina käytettiin Nylon White -muovia ja lasikuitua. Testikappaleille tehtiin kolmipistetaivutustesti (ISO-20975-1:2013) ja tulokset analysoitiin tilastollisilla menetelmillä. Testikappaleille suoritettiin myös murtuma-analyysi ja laskettiin kuituvolyymi.

Testitulosten perusteella 3D-tulostetut lasikuitu-nylon-vahvikkeet eivät parantaneet proteesiäkryylin taivutuslujuutta. Sen sijaan Stick-kuiduilla vahvistettujen testiryhmien taivutuslujuus oli kaksinkertainen kontrolliryhmiin verrattuna. Tulostettujen vahvikkeiden heikot tulokset voidaan selittää alhaisella kuituvolyymillä sekä vahvikkeiden epäsuotuisalla sijoittelulla. Murtumatyyppi-analyysissä todettiin, että Rocatec™-sidostusmenetelmällä oli saavutettu riittävä sidos lasikuitu-nylon-vahvikkeiden ja proteesiäkryylin välille. Lisäksi havaittiin, että joissakin tulostettuja vahvikkeita sisältävissä kappaleissa nylonin ja lasikuitujen välinen sidos oli pettänyt. Tämän tutkimuksen perusteella CFF-tekniikalla 3D-tulostetut vahvikkeet eivät tällä hetkellä sovellu hammasproteesien vahvistamiseen.

ASIASANAT:

3D-tulostus, taivutuslujuus, lasikuidut, akryyli, nylon, MMAM

BACHELOR'S THESIS | ABSTRACT

TURKU UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Dental Technology

2021 | 42 pages, 3 pages in appendices

Milla Helminen, Camilla Miettinen & Henna Parviainen

THE EFFECT OF 3D-PRINTED GLASS FIBER NYLON REINFORCEMENT ON THE FLEXURAL STRENGTH OF DENTURE ACRYLIC

In the field of dental technology the use of additive manufacturing, also known as 3D printing, has been gaining more ground over the years. Over time, different printing techniques have been invented, but one technique deserving attention is continuous fiber printing, which enables printing of stronger and lighter parts. The possibility to print these fiber-reinforced composites is noteworthy, because similar materials are also used in dentistry for many indications, one of them being the repair and reinforcement of removable dentures and fixed prostheses.

This thesis was a quantitative research focusing on 3D printed fiber reinforcements. The purpose of this thesis was to study the effect of 3D printed fiber reinforcements on the flexural strength of denture acrylic. The aim was to find out if printed fiber reinforcements could be used as an alternative to dental fiber-reinforced composites currently available on the market.

The materials used in this research included hot and cold cure acrylics as control groups, hot and cold cure acrylics reinforced with Stick® fibers and hot and cold cure acrylics reinforced with 3D printed glass fiber nylon reinforcements. 3D printed reinforcements were printed with Markforged Mark Two using Nylon White and glass fibers as the materials. A three-point bending test (ISO-20975-1:2013) was performed on the test specimens and the results were analyzed with statistical methods. Fracture analysis and calculation of fiber volume fraction were also used as analytical methods.

According to the test results, 3D printed glass fiber nylon reinforcements did not improve the flexural strength of denture acrylics. However, the flexural strength of test groups reinforced with Stick-fibers was doubled compared to control groups. The poor performance of the printed reinforcements could be explained by their unfavourable position and low fiber volume fraction in the test specimens. In the fracture analysis it was noted that a sufficient bond between printed glass fiber nylon reinforcements and denture acrylics was achieved by using the Rocatec™ bonding system. It was also observed that in some test specimens containing printed reinforcements the bond between nylon and glass fibers had failed. Based on this study, the fiber reinforcements 3D printed with CFF technique are not currently suited for reinforcing dentures.

KEYWORDS:

3D printing, flexural strength, glass fibers, acryl, nylon, MMAM

SISÄLTÖ

| | |
|---|-----------|
| SANASTO | 6 |
| 1 JOHDANTO | 8 |
| 2 OPINNÄYTETYÖN TARKOITUS JA TAVOITE | 9 |
| 3 KUITUJEN 3D-TULOSTAMINEN | 10 |
| 3.1 Continuous Filament Fabrication | 11 |
| 3.2 Markforged Mark Two | 13 |
| 4 KUITULUJITTEISEN KAPPALEEN VAHVUUS | 15 |
| 4.1 3D-tulostetut kuitukomposiitit | 17 |
| 5 MATERIAALIEN SIDOSTUMINEN | 20 |
| 5.1 Akryyli ja Stick®-kuitu | 20 |
| 5.2 Akryyli ja nylon | 21 |
| 6 TUTKIMUKSEN MATERIAALIT | 23 |
| 7 TUTKIMUSMENETELMÄT | 27 |
| 7.1 Kolmipistetaivutustesti | 27 |
| 7.2 Murtumatyyppianalyysi | 28 |
| 7.3 Kuituvolyymien laskenta | 28 |
| 8 TULOKSET | 30 |
| 8.1 Taivutuslujuus | 30 |
| 8.2 Kuormankantokyky | 31 |
| 8.3 Kimmomoduuli | 31 |
| 8.4 Murtumatyyppit | 32 |
| 8.5 Kuituvolyymit | 33 |
| 9 POHDINTA | 34 |
| 9.1 Luotettavuus ja eettisyys | 36 |
| 10 JOHTOPÄÄTÖKSET | 39 |
| LÄHTEET | 40 |

LIITTEET

- Liite 1. Kolmipistetaivutustestin tulokset
- Liite 2. Materiaalit ja laitteet

KAAVAT

- Kaava 1. Kuituvolyymi (Lastumäki ym. 2001). 29

KUVAT

- Kuva 1. Fused Deposition Modeling (FDM). 12
- Kuva 2. Continuous Filament Fabrication (CFF) (mukaillen Markforged 2019c). 12
- Kuva 3. Composite Fiber Coextrusion (CFC) (mukaillen Anisoprint 2020). 13
- Kuva 4. Markforged Mark Two. 14
- Kuva 5. Kolmipistetaivutustestissä vetojännitys kohdistuu kappaleen alapinnalle ja puristusjännite yläpinnalle. 15
- Kuva 6. Krenchelin faktori. Nuolet kuvaavat voiman suuntaa, numerot kuitugeometrian tuoman vahvistuksen määrää. (Mukaillen Vallittu & Matinlinna 2017, 14.) 16
- Kuva 7. Kuitujen jakautuminen kappaleessa. Kuituvolyymien teoreettinen yläraja (91 t%) vasemmalla, käytännön yläraja (65-70 t%) oikealla. 17
- Kuva 8. Silikointivaihe Rocatec-menetelmässä (mukaillen 3M ESPE). 22
- Kuva 9. Testikappaleiden valmistusvaiheita. 24
- Kuva 10. Vahvike Eiger-ohjelmistossa. 25
- Kuva 11. Shimadzu AGS-X -vetokone ja paikoilleen asetettu testikappale. 27
- Kuva 12. Testikappaleiden murtumatyyppejä. 33

KUVIOT

- Kuvio 1. Ryhmien taivutuslujuuden keskiarvot. 30
- Kuvio 2. Ryhmien kuormankantokyvyn keskiarvot. 31
- Kuvio 3. Ryhmien kimmomoduulin keskiarvot. 32

TAULUKOT

- Taulukko 1. Testiryhmät ja testattava vahvike. 23
- Taulukko 2. Murtumatyyppien luokat 28
- Taulukko 3. Murtumatyyppien osuudet testiryhmissä. 33

SANASTO

| | |
|-----------------------------|--|
| Anisotrooppinen | Kuvaa materiaalia, jonka mekaaniset ominaisuudet riippuvat suunnasta |
| Adheesio | Kahden aineen välinen fyysinen vetovoima tai sidos |
| Autopolymerisoituva akryyli | Akryyli, jossa polymerisaatio tapahtuu kemiallisesti aktivaattorin avulla |
| CFF | Continuous Filament Fabrication. 3D-tulostustekniikka, jossa on käytössä kaksi suutinta: toinen syöttää kappaleeseen muovia, toinen kuitua |
| Delaminaatio | Kahden sidostetun materiaalin irtoaminen toisistaan |
| FDM | Fused Deposition Modeling. Yleisin 3D-tulostustekniikka, jossa materiaali syötetään jatkuvana filamenttina tulostussuuttimen läpi |
| HSHT | High-Strength High Temperature. Kuvaa materiaalia, joka on erittäin vahvaa ja sietää myös korkeita lämpötiloja |
| Jatkuva kuitu | Kuitu, joka on pitkänä filamenttina esim. kuituvahvikkeessa |
| Keittoakryyli | Kova muovimateriaali, jota hyödynnetään proteeseissa. Materiaalin polymerisaatio eli kovetus tapahtuu kuumassa lämpötilassa akryylikeittimessä |
| Kimmoduuli | Kuvaa materiaalin jäykkyyttä |
| Komposiitti | Matriisista ja lujitteista (esim. kuitu) muodostuva kevyt ja kestävä materiaali, jolla voidaan korvata esimerkiksi terästä |
| Kuituvahvike | Vahvike, joka muodostuu kuiduista ja matriisimateriaalista |
| Kuituvolyymi | Kuidun määrä kappaleessa, ilmoitetaan tilavuusprosentteina |
| Kuormankantokyky | Kuvaa voimaa, jonka kappale kestää ennen murtumista |
| Kylmäakryyli | Kova muovimateriaali, jota hyödynnetään proteesien korjauksissa. Polymerisoituu eli kovettuu itseksensä |

| | |
|----------------------|--|
| Nylon | Yleisnimi polyamideille, tekninen muovi, josta monta eri versiota |
| Muovimatriisi | Muovikomposiitin toinen osa, lujitteet yhteen sitova liima |
| PMMA | Polymetyylimetakrylaatti eli akryyli, hyvin valoa läpäisevä muovi |
| Sekundaarinen karies | Hampaiden restoraatioihin, kuten kruunujen ja täytteidensäumoihin ja mikrohalkeamiin kiinnittyvä kariesbakteeri |
| Silaanit | Orgaanis-epäorgaanisia kemiallisia yhdisteitä, joilla parannetaan sidosta kahden erilaisen materiaalin välillä |
| Silanointi | Silikapinnoitetun materiaalin pintakäsittely silaanilla |
| Sorptio | Materiaalin kyky absorboida eli imeä itseensä nestettä |
| Taivutuslujuus | Ilmaisee kuinka suuri voima tarvitaan siihen, että materiaali murtuu taivutustestissä. Mitä korkeampi taivutuslujuusarvo on, sen paremmin materiaali kestää siihen kohdistuvia voimia |
| Rocatec™-menetelmä | Tribokemiallinen kiinnitysmenetelmä, jossa materiaalin pinta silikapinnoitetaan hiekkapuhaltamalla sitä silikapäälystetyillä alumiinioksidipartikkeleilla. Aikaansaatu silikapinta on reaktiokykyinen ja valmis silanointia varten |

1 JOHDANTO

3D-tulostimet hammaslaboratorioissa ovat mullistaneet alaa viime vuosikymmenen aikana, ja niiden suosio jatkaa yhä kasvuaan (Shrivastav 2020.) Nykyään hammasteknikot voivat tulostaa muun muassa purentakiskoja, oikomiskojeita, implanttiohjureita sekä työmalleja (FormLabs 2019). Teknologia kehittyy jatkuvasti, mikä tuo alan käyttöön niin uusia materiaaleja kuin indikaatioitakin.

Lasikuituvahvikkeet hammasproteeseissa ovat arkipäivää. Perinteiseen metallilankaan verrattuna jatkuvat yhdensuuntaiset lasikuidut on todettu esteettisemmäksi ja etenkin vahvemmaksi ratkaisuksi. (Nagai ym. 2001, 500; Vojdani & Khaledi 2006, 170-171). Kuidut tarjoavat kuitenkin omat haasteensa hammasteknikolle: kuitukimppujen käsiteltävyys voi olla hyvinkin hankalaa, ja niiden leviämistä proteesissa on hankala kontrolloida. Tämän myötä kuituja voi päätyä proteesin pintaan, mikä haittaa kiillottamista ja hyvän estetiikan toteuttamista, sekä lisää teknikon työmäärää.

Tässä opinnäytetyössä valmistetaan ja testataan sekä keitto- että kylmäakryylista valmistettuja testikappaleita. Tutkimuksessa vertaillaan Markforgedin Mark Two -tulostimella 3D-tulostetun kuituvahvikkeen sekä StickTech Oy:n Stick®-kuidun kykyä vahvistaa proteesiakryyliä. Tulostetut kuituvahvikkeet voisivat toimia vaihtoehtona markkinoilla tarjolla olevien lasikuituvahvikkeiden rinnalla. Mark Two -tulostimeen päädyttiin, sillä opinnäytetyön toteutuksen hetkellä ei hammastekniseen käyttöön tarkoitettuja, kuitua ja muovia yhdessä tulostavia laitteita ole markkinoilla.

Hammastekniikan käyttöön tulostetun kuituvahvikkeen on täytettävä tietyt ehdot: sen on oltava biohyhteensopiva, turvallinen pitkäaikaiseen käyttöön, eikä se saa haitata laitteen, kuten kokoproteesin, estetiikkaa. Koska tutkimusaihe on suhteellisen uusi, tarkoituksena ei ole testata menetelmää kliinisesti, vaan tutkimuksessa keskitytään pohtimaan 3D-tulostetun kuituvahvikkeen sovellettavuutta sen mekaanisten ominaisuuksien ja käsiteltävyyden perusteella. Jatkoa ajatellen on aiemmin mainitut ehdot kuitenkin tärkeää pitää mielessä.

2 OPINNÄYTETYÖN TARKOITUS JA TAVOITE

Turun ammattikorkeakoulun MMAM-projekti (Multicomponent Materials Centre of Expertise for Additive Manufacturing) mahdollisti sen, että hammasteknikkokoulutus sai 3D-tulostimen syksyllä 2019. Opinnäytetyön toimeksiantajana oli Turun AMK:n hammasteknikkokoulutus. Opinnäytetyö tehtiin osana MMAM-projektia ja suun terveyden tutkimusryhmää. Se ohjasi päätöstä valita lisäävään valmistukseen liittyvän opinnäytetyöaiheen. Tässä opinnäytetyössä tarkastelun kohteena olivat 3D-tulostetut lasikuitu-nylon-vahvikkeet proteesiakryylissa.

Opinnäytetyön tarkoituksena on tutkia 3D-tulostetun lasikuitu-nylon-vahvikkeen vaikutusta proteesiakryylin taivutuslujuuteen. Kyseessä on tutkimuksellinen opinnäytetyö, joka on osa kolmen opinnäytetyön sarjaa. Muut osat tutkivat kuitugeometrian vaikutusta 3D-tulosteen taivutuslujuuteen sekä 3D-tulostetun lasikuitu-nylon-vahvikkeen pintakäsittelyn vaikutusta proteesiakryylin taivutuslujuuteen.

Opinnäytetyön tavoitteena on selvittää, voidaanko 3D-tulostettuja kuituvahvikkeita käyttää proteesien vahvistamiseen. Tutkimuskysymys on: miten 3D-tulostettu lasikuitu-nylon-vahvike vaikuttaa proteesiakryylin taivutuslujuuteen?

3 KUITUJEN 3D-TULOSTAMINEN

Ainetta lisäävä valmistus eli tutummin 3D-tulostus on kasvattanut viime vuosina suosioaan. Vuoden 2010 alussa aiheeseen liittyvien patenttien ja tieteellisten julkaisujen määrä lähti jyrkkään nousuun, mikä on kiihdyttänyt uusien materiaalien sekä tulostuslaitteiden kehitystä. Tekniikkaa, jota ennen käytettiin lähinnä nopeasti valmistettavien prototyyppien tulostukseen, hyödynnetään nykyään myös lopputuotevalmistuksessa. Tämä on tuonut 3D-tulostuksen alalle uusia vaatimuksia niin tarkkuuden, nopeuden kuin kestävyysdenkin kannalta. (Jokinen 2019.)

3D-tulostimien hintojen huomattava lasku on edesauttanut teknologian hyödyntämistä eri aloilla, mutta käytössä olevat muovimateriaalit eivät ole yltäneet perinteisten valmistusmenetelmien tasolle (Mori ym. 2014, 1595-1596). Vuonna 2016 Matsuzaki ym. kehittivät metodin tulostaa jatkuvaa kuitumuovia FDM- eli Fused Deposition Modeling -tekniikalla. Kuitumuovien eli kuitukomposiittien avulla voidaan 3D-tulostaa osia, jotka ovat sekä vahvoja että kevyitä (Zindani & Kumar 2019, 267). Kuitumuovit ovat nousseetkin suosituiksi tukimateriaaleiksi aloilla, joilla komponenttien paino on kriittinen tekijä (Mallick 2008, luku 1.2).

Materiaali on kiinnostanut myös hammastekniikassa, sillä verrattaessa perinteisiin valu- metallitöihin, saadaan lasikuitukomposiitilla aikaan esteettisempiä ratkaisuja, jotka sidostuvat paremmin potilaan hampaisiin ja ovat tarvittaessa helpompi korjata (Kumar ym. 2016, 11). Nykyään suunterveyden alalla kuitukomposiitteja hyödynnetään mm. hampaiden restoraatioissa, hammaskudosta säästävissä silloissa, juurihoidossa sekä hammasproteesien vahvistamisessa ja korjauksissa (Kumar ym. 2016, 13-14). Yleisimmät ongelmat kuituvahvisteisissa restoraatioissa ovat murtumat, muovin okklusaalinen kuluminen, delaminaatio sekä sekundaarinen karies. Nämä ongelmat ovat kuitenkin korjattavissa helposti, nopeasti sekä kohtuulliseen hintaan. (Kumar ym. 2016, 11.)

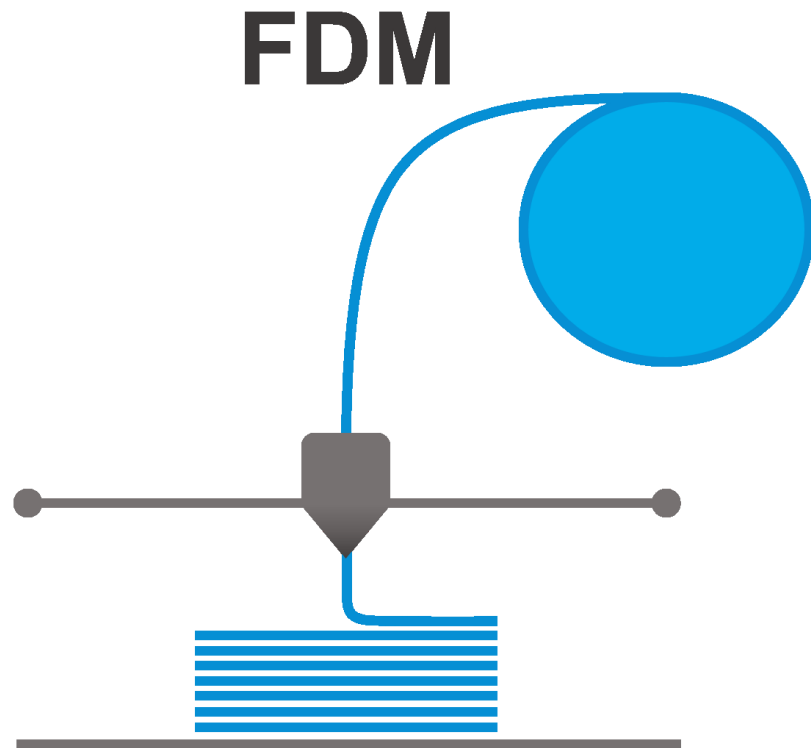
Kuitumuovit muodostuvat kuituvahvikkeista, jotka on upotettu tai sidostettu niitä ympäröivään muoviseen matriisiin. Rakenteessa kuitujen tehtävänä on kantaa kuorma eli vastustaa osaan kohdistuvaa rasitusta. Matriisin tehtävänä on pitää kuidut aloillaan, jakaa kuormitus kuitujen välillä sekä suojata niitä ympäristön olosuhteilta. (Mallick 2008, luku 1.1.) Valittu matriisimateriaali ei saa reagoida käytettyjen kuitujen kanssa, eli materiaalien on vastattava toisiaan fyysisiltä ja kemiallisilta ominaisuuksiltaan (Fidan ym. 2019, 5). Kuitu voi olla joko katkokuitua eli pieninä paloina, jatkuvaa kuitua eli

filamenttia, tai pulverimuotoista (Fidan ym. 2019, 4). Kuitumuovirakenne on anisotrooppinen, eli osan vahvuus riippuu kuitujen asemoinnista kuormittavaan voimaan nähden (Mallick 2008, luku 1.2).

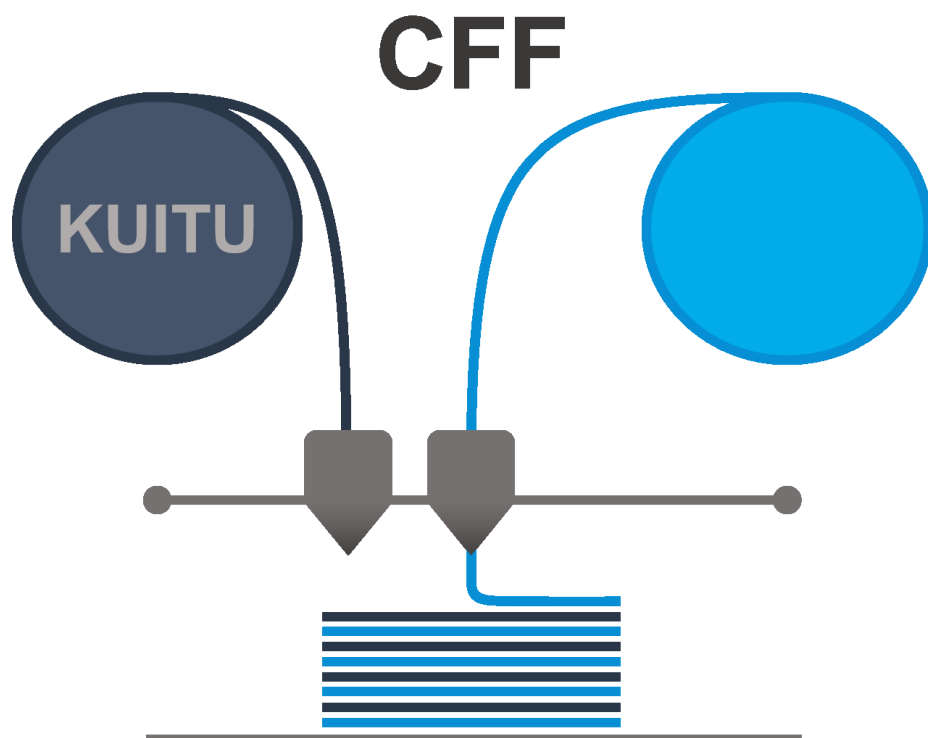
3.1 Continuous Filament Fabrication

Kappaletta valmistettaessa 3D-tulostamalla kaikki käytettävissä olevat tekniikat perustuvat kolmeen perusvaiheeseen, joita ovat digitaalisen 3D-mallin luominen, sen jakaminen 2D-kerroksiin ja lopuksi tulostaminen. Eri tulostimien tulostustekniikat eroavat toisistaan lähinnä lähtöaineiden koostumuksissa sekä tulostusmekanismeissa, eli tavassa, jolla kolmiulotteinen kappale rakentuu. (Kabir ym. 2020, 3.) FDM on tulostusmenetelmistä yleisin ja edullisin. FDM-tekniikassa tulostin lämmittää termoplastisen muovimateriaalin lähelle sulamispistettä ja pursottaa sen pursotinkärjellä kerros kerrokselta. Tekniikasta on kehitetty muunnoksia, joilla on mahdollistettu kuitua sisältävien kappaleten tulostaminen (Kuva 1-3). Markforged kutsuu menetelmäänsä nimellä CFF (Continuous Filament Fabrication), siinä kappaleeseen lisätään jatkuvaa kuitua erillisestä rullasta, oman suuttimensa läpi (Markforged 2019c). Myös esimerkiksi Desktop Metalin Fiber-tulostin käyttää kahta suutinta. Valmistaja kutsuu tekniikkaa nimellä Micro Automated Fiber Placement (μ AFP) (Desktop Metal 2020, 4).

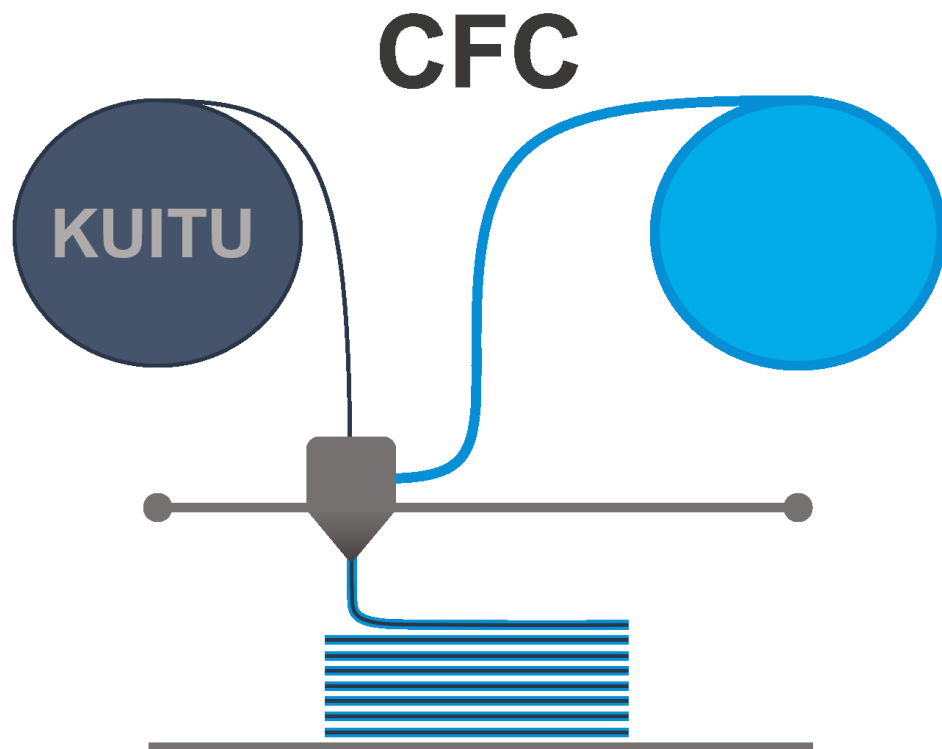
Siinä missä katkokuitutulostukseen perustuvissa tulostimissa muovimatriisi ja kuituvahvike tulevat samasta rullasta, CFF-menetelmää käyttävissä tulostimissa on kaksi erillistä materiaalirullaa matriisille ja kuituvahvikkeelle. Yhden suuttimen tulostimissa sekä muovimatriisi että kuituvahvike ohjataan rullista suuttimeen, missä kuituvahvike ohjataan menemään läpi suuttimen keskikohdasta. (Kabir ym. 2020, 3.) Yhtä suutinta hyödyntää esimerkiksi jatkuvaa kuitua tulostava Anisoprint Composer, jonka teknologiasta Anisoprint käyttää nimeä Composite Fiber Coextrusion (CFC) (Anisoprint 2020). Suuttimen kuumentuessa tapahtuu muovimatriisin infuusio, ja sulanut termoplastinen materiaali kerrostuu kuituvahvikkeen mukana. Kun materiaali on kerrostettu tulostusalustalle, se jähmettyy nopeasti ja tarttuu edelliseen kerrokseen. Tulostuskärki on suunniteltu liikumaan 2D-tasoissa X- ja Y-akselien suuntaisesti kerroksittain. (Kabir ym. 2020, 3.)



Kuva 1. Fused Deposition Modeling (FDM).



Kuva 2. Continuous Filament Fabrication (CFF) (mukaillen Markforged 2019c).



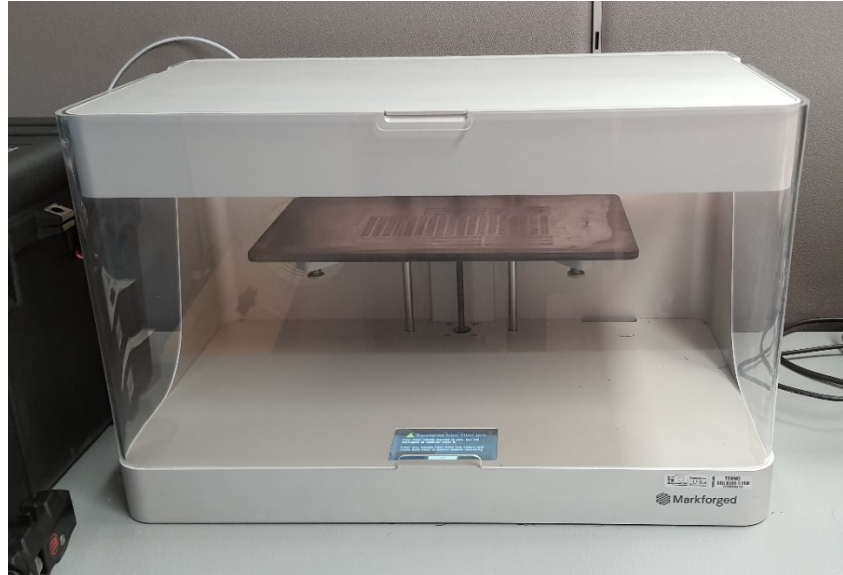
Kuva 3. Composite Fiber Coextrusion (CFC) (mukaillen Anisoprint 2020).

Vuonna 2014 Markforged toi markkinoille ensimmäisen kaupallisen FDM-tekniikkaan perustuvan komposiittitulostimen, jonka tulostuskärjessä on erilliset suuttimet muovimatriisille ja kuituvahvikkeelle. Tulostuksessa suuttimet eivät toimi samanaikaisesti, vaan toinen pysähtyy toisen toimiessa. Kahden suuttimen ominaisuus mahdollistaa materiaalien monipuolisemman suunnittelun ja muotoilun. Toisin kuin yhden suuttimen tulostimissa, Markforgedin tulostimessa yksittäinen kerros tai tietty alue voidaan valita vahvistettavaksi kuidulla. Jatkuva kuitu on integroitu muoviin siten, että se tarttuu edelliseen kerrokseen pursotuksen aikana. (Kabir ym. 2020, 4.) Kuitujen tasainen asettelu parantaa kerrosten tarttuvuutta ja lisää 3D-tulostettujen kappaleiden mekaanisia ominaisuuksia (Araya-Calvo ym. 2018).

3.2 Markforged Mark Two

Markforgedin 3D-tulostimilla voidaan tulostaa kuituja ja muovia kerroksittain. Markforgedin Mark Two -tulostimella (Kuva 4) tulostettu kuitu on lyhyiden kuitupätkien sijaan jatkuvaa kuitua, mikä erottaa Markforgedin tulostusmenetelmän katkokuitua

tulostavista kuitutulostimista. (Dean 2016, 1.) Mark Two -tulostin on suljettu järjestelmä ja siihen on omat muovi- ja kuituvalikoimansa. Keväällä 2021 tarjolla olevia muoveja ovat Onyx ja Nylon White, ja kuituvalikoimaan kuuluvat hiilikuitu, lasikuitu, Kevlar sekä HSHT-lasikuitu. Tulostettavan kuidun minimikerrospaksuus on 100 mikronia, ja tulostin pystyy maksimissaan 250 mikronin kerrospaksuuteen. (Markforged 2019a.)



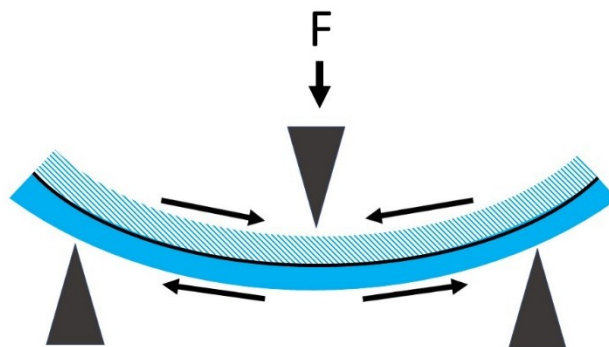
Kuva 4. Markforged Mark Two.

Mark Two käyttää CFF-tulostusmenetelmää, jossa kaksi suutinta osallistuu tulostettavan kappaleen rakentamiseen. Tulostin jakaa STL-tiedoston kerroksiin ja luo jokaiselle kerrokselle radan, jota pitkin tulostuspäät tulostavat materiaalia kerros kerrokselta. (Markforged 2019b.) Tulostus perustuu kahden suuttimen yhteistoimintaan. Toinen suutin tulostaa kestumuovia, toinen jatkuvaa kuitua, ja molemmille suuttimille on omat materiaalirullansa. Tulostin sulattaa kestumuovin lähelle sulamispistettä, jonka jälkeen suutin pursottaa muovin tulostusalustalle kerros kerrokselta ohjelmoidun radan mukaisesti. Kuitusuutin lisää jatkuvaa kuitua muovikerrosten väliin. (Markforged 2019c.) Kuitukimppu tarvitsee ylä- ja alapuolelleen vähintään neljä kerrosta muovia, joten kuidulla vahvistettavan kappaleen vähimmäiskorkeus on yhdeksän 100 mikrometrin paksuista kerrosta, joista keskimäinen on kuitukerros. Lasikuidun, HSHT:n ja Kevlarin tapauksessa tämä tarkoittaa, että kappaleen korkeuden on oltava vähintään 0,9 mm. (Markforged 2020, 3.)

4 KUITULUJITTEISEN KAPPALEEN VAHVUUS

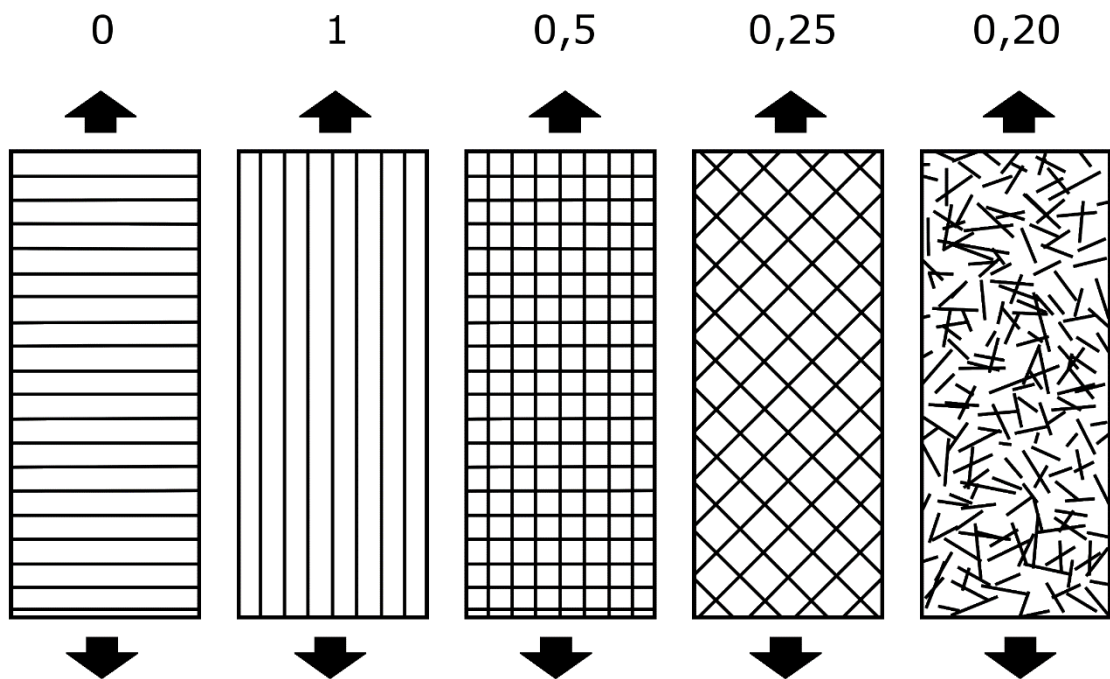
Hammasproteesien täytyy kestää käytössä erityyppisiä ja satunnaisesti hyvinkin korkeita voimia, joita suuontelossa esiintyy pureskeltaessa. Hampaistoon kohdistuu niin vetäviä, puristavia, leikkaavia kuin vääntäviäkin voimia, jotka voivat aiheuttaa murtumia proteesimateriaaliin sekä kiinteiden proteesien irtoamisia (Vallittu 2017, 6). Proteesimateriaalin vahvuutta voidaan parantaa lisäämällä siihen kuituja. Se, miten hyvin kuituvahvikkeet kykenevät vahvistamaan materiaalia riippuu muun muassa kuitujen sijainnista kappaleessa, kuitujen orientaatiosta eli suunnasta ja kuituvolyymistä (Vallittu & Matinlinna 2017, 13).

Hammaslääketieteessä kuituvahvistetun materiaalin vahvuutta kuvataan usein taivutuslujuudella, joka tyypillisesti selvitetään kolmipistetaivutustestillä (Vallittu & Matinlinna 2017, 16). Taivutustestissä kuormitettavaan kappaleeseen kohdistuu sekä vetojännitystä että puristusjännitystä (Kuva 5). Kuitujen sijainnilla on huomattava vaikutus kuitulujitteisen kappaleen vahvuuteen, sillä väärään paikkaan asetettu kuitu ei välttämättä vahvista kappaletta lainkaan. On todettu, että paras vahvistus jatkuvilla kuiduilla saadaan, kun ne asetetaan kappaleessa korkeimman vetojännityksen alueelle. Vetojännitys kohdistuu kolmipistetaivutustestissä testikappaleen alapinnalle. Testikappaleen keskelle eli neutraaliakselille sijoitettu kuituvahvike ei käytännössä vahvista kappaletta lainkaan. (Vallittu & Matinlinna 2017, 16.)



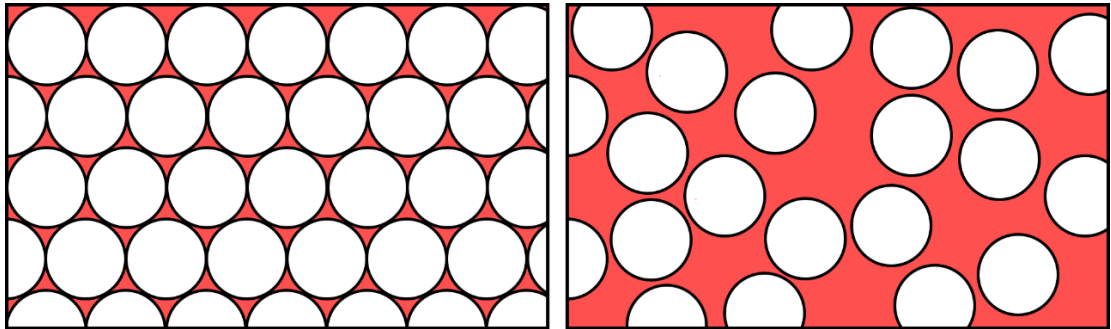
Kuva 5. Kolmipistetaivutustestissä vetojännitys kohdistuu kappaleen alapinnalle ja puristusjännite yläpinnalle.

Kuitujen suunnalla eli kuitugeometrialla on myös olennainen vaikutus kappaleen vahvuuteen. Vaikutusta voidaan arvioida Krenchelin faktorin avulla (Kuva 6). Sen perusteella parhaan vahvistuksen antavat jatkuvat yhdensuuntaiset kuidut, kun ne on asetettu pitkittäin suhteessa kohdistuvaan voimaan. Sen sijaan poikittain asetetut kuidut eivät vahvista kappaletta lainkaan. (Vallittu & Matinlinna 2017, 14.) Kolmipistetaivutus-testissä kuidut tulisi siis sijoittaa pitkittäin kappaleen alapinnalle vastustamaan vetojännitystä.



Kuva 6. Krenchelin faktor. Nuolet kuvaavat voiman suuntaa, numerot kuitugeometrian tuoman vahvistuksen määrää. (Mukaillen Vallittu & Matinlinna 2017, 14.)

Komposiittirakenteissa, kuten kuitulujitetuissa kappaleissa, ainesosien seossuhteet määrittävät kappaleen lopullisia ominaisuuksia (Saarela ym. 2007, 231). Vahvuuden kannalta tärkeäksi tekijäksi nousee erityisesti kappaleen kuituvolyymi eli kuitujen tilavuus suhteessa lujitetun kappaleen kokonaistilavuuteen. Pääsääntöisesti mitä korkeampi kuituvolyymi on, sitä vahvempi kuitulujitettu kappale on. Yhdensuuntaisilla kuiduilla kuituvolyymin teoreettinen yläraja on 91 t%. Käytännössä kuituvolyymin ylärajaksi määräytyy 65-70 t%, sillä kuidut jakautuvat kappaleessa epätasaisesti ja kuitujen väliselle muovimatriisille on jätävä myös tilaa (Kuva 7). (Saarela ym. 2007, 231.)



Kuva 7. Kuitujen jakautuminen kappaleessa. Kuituvolyymin teoreettinen yläraja (91 t%) vasemmalla, käytännön yläraja (65-70 t%) oikealla.

Ympäröivillä olosuhteillakin on vaikutusta kuitukomposiitin mekaanisiin ominaisuuksiin. Vallitun ja Matinlinnan (2017, 18-19) mukaan polymeerimatriisi heikkenee eniten ensimmäisten 30 päivän aikana, kun kuitukomposiittia pidetään vesisäilytyksessä 37 °C lämpötilassa. Matriisin vahvuus sekä kimmokerroin eli jäykkyys laskevat tässä ajassa noin 15 %, mutta pidemmällä säilytysajalla ei ole enää merkittävää vaikutusta. Polyamidi- eli nylonmatriisilla korkea veden sorptio heikentää kuitukomposiittia jopa yli 50 %, joskin mekaaniset ominaisuudet palautuvat ennalleen kuitukomposiitin kuivuuessa.

4.1 3D-tulostetut kuitukomposiitit

3D-tulostettujen kuituvahvistettujen kappaleiden vahvuuteen pätevät samat jo edellä esitetyt tekijät. 3D-tulostettujen kuitukomposiittien tapauksessa korostuvat käyttäjän mahdollisuus vaikuttaa kappaleen vahvuuteen suunnitteluvaiheessa sekä tulostusprosessiin liittyvät tekijät. Tulostettujen kappaleiden laatuun vaikuttavia tekijöitä voidaan jäsentellä kolmeen 3D-tulostamisen eri vaiheita kuvaavaan kategoriaan: esivalmisteluvaiheeseen, tulostusvaiheeseen ja jälkikäsittelyvaiheeseen. Valmiin kappaleen laadun ja mekaanisten ominaisuuksien kannalta olennaisimpana kategoriana voidaan pitää tulostusvaihetta, joka pitää sisällään materiaaleihin, tulostuslaitteeseen, tulostusympäristöön sekä tulostusparametreihin liittyvät tekijät. (Kabir ym. 2020, 5.)

Tulostukseen valittu muovimatriisi ja vahvistava kuitumateriaali määrittävät pääpiirtein lopullisen kappaleen fyysiset ja mekaaniset ominaisuudet (Kabir ym. 2020, 5). Kuitenkin myös tulostuslaitteen ominaisuudet ja tulostusprosessin parametrit vaikuttavat kappaleen laatuun. FDM-tekniikkaa käyttävässä tulostuslaitteessa tulostuspää ja sen

lämmitysmekanismi, suuttimien piirteet sekä materiaalinsyöttömekanismi vaikuttavat yhdessä siihen, kuinka materiaali tulostuu alustalle (Kabir ym. 2020, 5). FDM-tekniikalle ominaista on tulosteen rakentuminen lukuisista vieri viereen ja päällekkäin pursote- tuista muovifilamenteista. Se, kuinka hyvin muovifilamentit sidostuvat toisiinsa, riippuu muovin tulostuslämpötilasta, viskositeetista sekä pintajännitteestä (Blok ym. 2017, 177). Tulostuslämpötila on tärkeä tekijä, koska korkeampi lämpötila edistää muovifila- menttien sidostumista toisiinsa ja sitä kautta valmiin kappaleen vahvuus paranee (Tur- ner ym. 2014, 194). Tulostusympäristöön liittyvät tekijät eli ilmankosteus ja lämpötila vaikuttavat osaltaan tulostettavan materiaalin viskositeettiin, pintajännitteeseen ja jäh- mettymiseen (Kabir ym. 2020, 5). FDM-tekniikassa käytettävät muovimateriaalit ovat hygroskooppisia eli ne imevät itseensä herkästi kosteutta ilmasta. Kosteus vahingoittaa muovia ja aiheuttaa ongelmia materiaalin tulostumiseen. (Kondo 2020).

Tulostusparametrit kuvaavat sitä, miten ja millaisena suunniteltu kappale tulostuu. Tu- lostimen käyttäjä pystyy säätämään suurinta osaa parametreista kappaleen käyttötar- koitukseen sopivaksi tulostuksen suunnitteluvaiheessa. Tulostusparametreihin lukeutu- vat muun muassa tulostusnopeus, kerrospaksuus, tulostussuuttimen lämpötila, tulos- tusfilamenttien suunta ja paksuus. FDM-tekniikalla tulostetun kappaleen vahvuuden kannalta olennaisia tulostusparametrejä ovat kuituvolyymi, yksittäisten muovifilament- tien ja kuidun sekä koko kappaleen tulostussuunta (Kabir ym. 2020, 5).

Jatkuvia kuituja tulostettaessa kuitujen suunnalla ja täyttökuviolla on merkittävä yhteys tulostuskerrosten sidostumiseen toisiinsa sekä tulostetun kappaleen taivutus-, vetolu- juus-, kompressio- ja iskuominaisuuksiin (Kabir ym. 2020, 14). Korkees, Allenby ja Dorrington (2020, 699) tutkivat Markforgedin Mark Two -tulostimella valmistettujen hiili- kuitulujitteisten komposiittien mekaanisia ominaisuuksia kuitujen suunnan, kuituvolyyy- min sekä kuituja sisältävien kerrosten sijainnin näkökulmasta. Testikappaleiden mitat olivat 100 mm x 20 mm x 7 mm, ja testausmenetelmänä käytettiin kolmipistetaivutus- testiä. Kuitujen suunnan osalta havaittiin, että taivutuslujuustestissä parhaimmat arvot saatiin kappaleilla, joissa kuidut oli sijoitettu yhdensuuntaisesti kappaleen pituusakselin suhteen ja kohtisuoraan siihen kohdistuvaan voimaan nähden. (Korkees ym. 2020, 700-704.) Tulos on yhdenmukainen jo aiemmin esitetyn Krenchelin faktorin kanssa.

Kuituvolyymi eli kuitujen määrä vaikuttaa olennaisesti tulostetun kuitukomposiitin vah- vuuteen (Kabir ym. 2020, 1). Tulostimen käyttäjä voi vaikuttaa lopullisen kappaleen vahvuuteen määrittämällä kuituja sisältävien tulostuskerrosten lukumäärän suunnittelu- vaiheessa. Korkees ja Allenby (2020, 701) tutkivat kuituvolyymien yhteyttä tulostetun

kappaleen vahvuuteen Markforgedin Mark Two -laitteella tulostettaessa. Ei lainkaan kuituja sisältäneet kappaleet saivat taivutuslujuusarvoksi 30 MPa, kun taas 65 prosenttia kuituja sisältävien kappaleiden taivutuslujuus nousi ja tulokseksi saatiin 450 MPa (Korkees & Allenby 2020, 701). Dickson ym. (2017) puolestaan tutkivat, kuinka kuituvolyymi vaikuttaa Markforgedin Mark One -laitteella tulostettujen lasikuitu-nylonkappaleiden vetolujuuteen. Tutkimuksessa havaittiin, että kuituvolyymien nostaminen parantaa kuitukomposiitin vahvuutta, mutta volyymin kasvu 13,5 prosentista tutkimuksen maksimiarvoon 33 % nosti vetolujuutta huomattavasti vähemmän verrattuna alhaisempiin arvoihin. Vaikutuksen heikentymisen syiksi arvioitiin kuitujen ja muovimatriisin välinen heikko sidostuminen ja huokoisuuksien suurempi osuus kuituvolyymien noustessa. (Dickson ym. 2017, 150-151.) Matsuzaki ym. (2016, 6) arvioivat, että FDM-tekniikalla tulostettaessa kuituvolyymien yläraja asettuu 40-50 % paikkeille, sillä kuitujen täytyy päästä kulkemaan tulostussuuttimen läpi.

FDM-tekniikalla valmistetuissa komposiiteissa on havaittu puutteita, jotka vaikuttavat komposiittien vahvuuteen sekä ulkomuotoon. Tyypillisiä vajavaisuuksia komposiiteissa ovat huokoisuudet, kuidun ja matriisin huono sidostuminen keskenään, epätasainen kuitujen jakautuminen muovifilamentissa, pinnan epätasaisuus sekä muodon vääristymät. FDM-tekniikalla tulostettaessa huokoisuuksilta ei voi välttyä täysin valmistustekniikan toimintatavasta johtuen. (Wickramasinghe ym. 2020, 16.) Huokoisuuksia on havaittu syntyvän sekä vierekkäisten muovifilamenttien välille että filamenttien sisällä muovimatriisin ja kuitujen välille. Filamenttien välisillä huokoisuuksilla ei ole arvioitu olevan merkittävää vaikutusta kappaleen vahvuuteen, mutta filamenttien sisäiset huokoisuudet voivat toimia jännityskeskittiminä ja heikentää siten kappaletta. (Tekinalp ym. 2014, 146.) Blok ym. (2018, 177) kuitenkin esittävät, että myös filamenttien väliset huokoisuudet voivat vaikuttaa merkittävästi tulosteen vahvuuteen. Huokoisuuksien määrää voidaan minimoida erilaisilla kerrostuskuvioilla, kuten lomitetuilla kerroksilla, joissa muovifilamenttien väliset kontaktipinnat ovat tavallista laajemmat (Blok ym. 2018, 177).

5 MATERIAALIEN SIDOSTUMINEN

Kuitukomposiittien kestävyyttä arvioitaessa ei voida keskittyä pelkästään kuitujen asemointiin ja määrään. Olennaista on myös eri materiaalien välille muodostuvien sidospintojen adheesio, eli miten hyvin materiaalit ovat toisiinsa tarttuneet. Eri materiaalien välille muodostuu useita sidospintoja. Esimerkiksi kuituvahvisteisesta akryyliproteesista löytyy sidospintoja lasikuitujen ja proteesin pohjalevyn, sekä pohjalevyn ja proteesihampaiden väliltä. On siis tärkeää, että hammasteknikko huolehtii sidospintojen puhautudesta ja oikeanlaisesta käsittelystä, jotta valmis tuote ei hajoa enneaikaisesti.

5.1 Akryyli ja Stick®-kuitu

Kuidun ja ympäröivän muovimatriisin välistä sidosta voidaan parantaa silanoimalla, ja markkinoilla onkin tarjolla hammastekniseen käyttöön valmiiksi silanoituja kuituja. Silaanit parantavat adheesiota kahden erilaisen materiaalin välillä (Vallittu & Matinlinna 2017, 29), ja niiden erikoisen kemian katsotaan perustuvan silaanimolekyyleissä esiintyvien vahvojen hiili- ja piiatomien välisiin kemiallisiin sidoksiin (Matinlinna 2004, 4).

StickTech Oy:n Stick®-kuidut ovat valmiiksi silanoituja ja niissä on huokoinen PMMA-matriisi, mikä helpottaa kuituvahvikkeen sidostumista proteesiakryyliin. Matriisi vähentää akryylin kovettumiskutistumaa (Vallittu & Shinya, 2017, 41). Yhdensuuntaiset kuitukimpit soveltuvat valmistajan mukaan siltojen, nastakruunujen ja proteesien vahvistamiseen. (GC America 2020, 154). Stick-kuitujen PMMA-matriisi liuotetaan monomeerijauhe ja -nesteseoksella, mikä sallii kuitujen pakkautumisen lähekkäin (Vallittu 1999, 320). Sidos lasikuitujen ja akryylin väliin muodostuu silaanin kautta.

Irtoproteesia vahvistettaessa voi Stick-kuiduista joko valmistaa ennalta hevosenkengän muotoisia vahvikkeita, tai kuidut voi kostuttaa juoksevalla akryyliseoksella ja asetella suoraan proteesiin paikalleen (GC America 2020, 156-158, 160-161.) Hevosenkenkämenetelmää käytettäessä on vahvikkeen akryylipintaa käsiteltävä ennen sen käyttöä. Tämä tapahtuu karhentamalla sidospinta ja kostuttamalla sitä monomeerineesteellä. Vallittu ym. (1994) ovat todenneet tutkimuksessaan, että karhennetun pinnan kostuttaminen metyyliimetakrylaatilla (MMA) liuottaa PMMA:n pintaa, ja että 180 sekunnin kostutus lisää adheesiota verrattuna lyhyempiin kostutusaikoihin (Saracin ym. 2005, 260 mukaan).

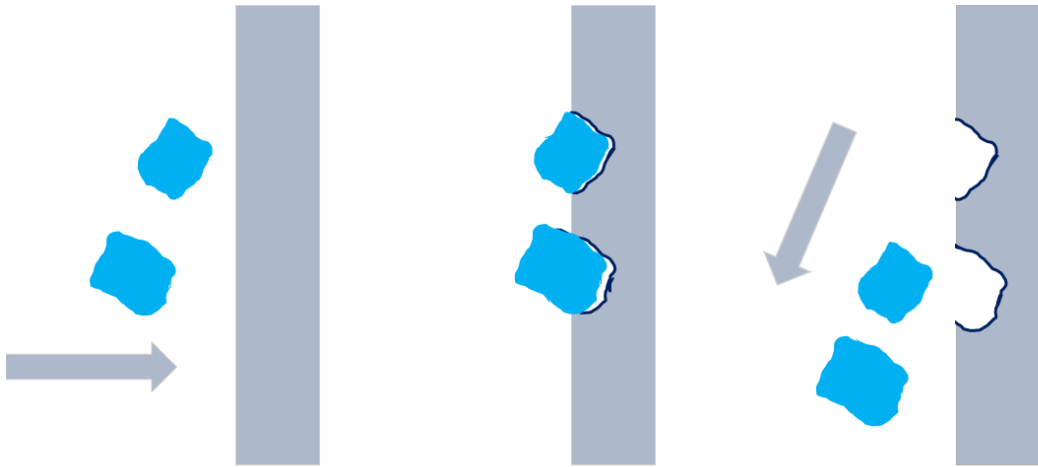
5.2 Akryyli ja nylon

Koska opinnäytetyössä tutkitaan 3D-tulostetun lasikuitu-nylonvahvikkeen kykyä vahvistaa proteesiakryyliä, nousee nylonin ja proteesiakryylin sidospinta erityisen tärkeäksi tarkastelun kohteeksi. Hammaslääketieteelliseen käyttöön valmistetuissa kuituvahvikkeissa kestävän sidoksen syntyminen kuitujen ja muovimatriisin välille on tärkeää, jotta vahvikkeeseen kohdistuvat voimat siirtyvät muovimatriisista kuitujen kannettaviksi (Valittu & Matinlinna 2017, 11).

Nylonin ja akryylin sidostumista toisiinsa on tutkittu hammaslääketieteessä jonkin verran. Aihetta käsittelevät tutkimukset ovat keskittyneet tutkimaan autopolymerisoituvan akryylin ja nylonpohjaisen proteesimateriaalin välisen sidostumisen tehostamista erilaisilla pintakäsittelytavoilla. Nylonpohjaisten proteesien korjaaminen ja pohjaaminen on varsin hankalaa verrattuna PMMA:sta valmistettuihin proteeseihin (Ucar ym. 2012, 176). Nylonin erityispiirre on sen korkea kiteisyysaste, jonka takia se on hyvin kemikaaliresistentti. Tämän ominaisuuden vuoksi sitä on vaikea saada reagoimaan autopolymerisoituvan akryylin kanssa. (Katsumata ym. 2009, 416.)

Katsumatan ym. (2009, 416) tutkimuksessa useista eri pintakäsittelytavoista parhaimmaksi vaihtoehdoksi nousi tapa, jossa nylonpohjainen proteesimateriaali esikäsiteltiin hiekkapuhaltamalla sitä Rocatec-menetelmää käyttämällä ja silanoimalla pinta tämän jälkeen. Hamanaka, Shimizu ja Takahashi (2013, 1254) totesivat tutkimuksessaan sidoksen aikaansaamisen autopolymerisoituvan akryylin ja nylonpohjaisen proteesimateriaalin välille erittäin haastavaksi ilman pintakäsittelyä. Heidän tutkimuksensa lopputulemana oli, että akryylin ja nylonin sidoslujutta pystyttiin parantamaan käsittelemällä nylon ensin Rocatec-menetelmää käyttäen ja tämän jälkeen levittämällä vielä 4-META/MMA-TBB -resiiniä sen pinnalle.

Rocatec-menetelmä (3M Espe Ag) on tribokemiallinen eli kitkakemiallinen kiinnitysmenetelmä, jota käytetään yleisesti hammaslaboratorioissa edistämään kahden eri materiaalin sidostumista keskenään. Menetelmä muodostuu kahdesta käsittelyvaiheesta: silikoinnista ja silanoinnista. Ensiksi suoritetaan materiaalin pinnan silikointi, jossa pintaa hiekkapuhalletaan silikapinnoitetuilla alumiinioksidipartikkeleilla. (Matinlinna ym. 2003, 5.) Partikkelit uppoavat materiaalin pintaan noin 15 mikronin syvyyteen ja irrotessaan ne jättävät jälkeensä silikakerroksen (Kuva 8). Muodostuneen silikakerroksen päälle levitetään silaania eli pinta silanoidaan. Silaanin tarkoituksena on toimia tartunta-aineena eli tehostaa adheesiota kahden eri materiaalin välillä. (Matinlinna ym. 2003, 5-6.)



Kuva 8. Silikointivaihe Rocatec-menetelmässä (mukaillen 3M ESPE).

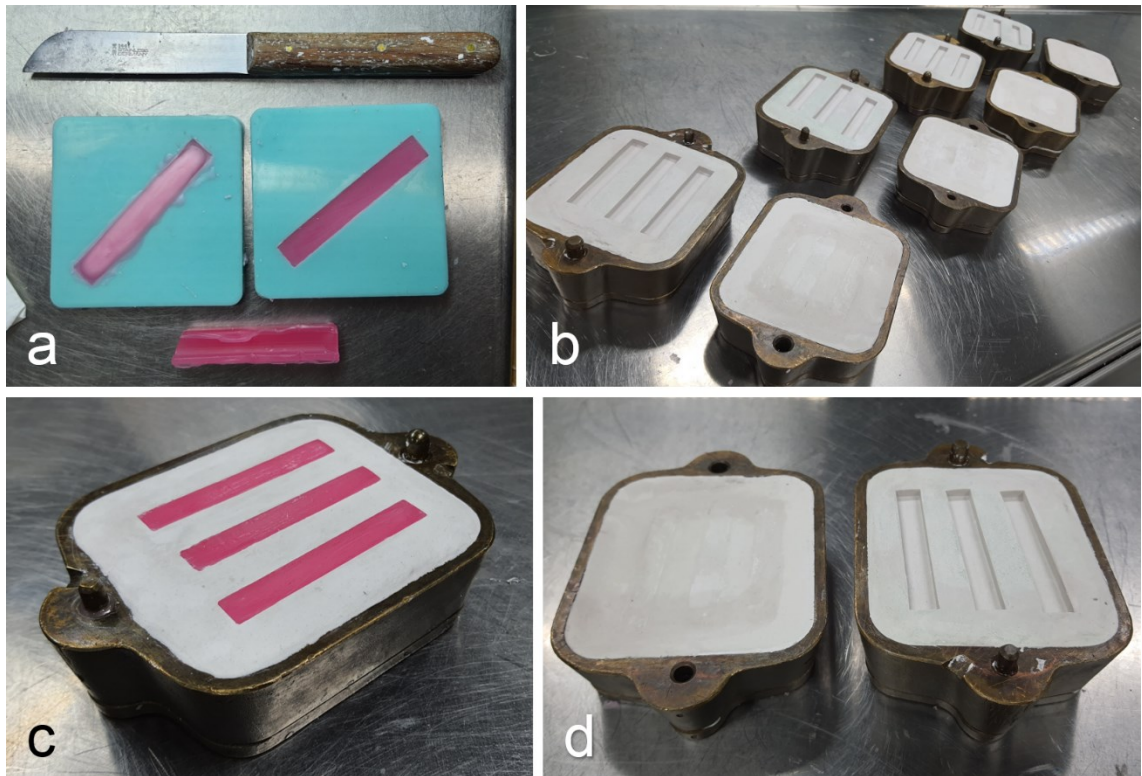
6 TUTKIMUKSEN MATERIAALIT

Tutkimuksen toteutus aloitettiin testikappaleiden valmistamisella. Luettelo tutkimuksessa käytetyistä materiaaleista ja laitteista löytyy Liitteestä 2. Testikappaleiden lopulliseksi mitoiksi määritettiin 65,0 x 10,0 x 3,5 mm, vaihteluväli $\pm 0,2$ mm. Tutkimuksessa oli kuusi testiryhmää, joissa kussakin oli 10 testikappaletta (Taulukko 1). Yhtä vahviketyyppiä kohden oli kaksi alaryhmää, joista toisessa käytettiin kylmä- ja toisessa keittoakryyliä. Kylmäakryylin käyttöä perusteltiin sillä, että vahvikkeita lisätään myös korjattaviin proteeseihin. On siis tärkeää tietää, miten 3D-tulostettu vahvike käyttäytyy myös korjaustilanteissa. Selkeyden vuoksi 3D-tulostettuihin lasikuitu-nylon-vahvikkeilla vahvistettuihin testiryhmiin 5 ja 6 viitataan 3D-ryhmänä ja Stick-kuiduilla vahvistettuihin ryhmiin 3 ja 4, Stick-ryhmänä.

Testikappaleita varten vahattiin vaha-aiho, jonka avulla valmistettiin silikonimuotit (Kuva 9a). Silikonimuottien avulla valmistettiin vaha-aihoita kyvetointia varten niin, että vaha-aihoita oli 12 kappaletta testiryhmää kohden (Kuva 9c). Kuhunkin ryhmään valmistettiin kaksi ylimääräistä kappaletta, jolloin saatettiin valita onnistuneimmat testausta varten. Yhteen kyvetettiin asetettiin kolme vaha-aihiota, jolloin yhtä testiryhmää varten tarvittiin neljä kyvetiä (Kuva 9b). Valmiista kyveteistä spuulattiin vahat pois ja kyvettien puoliskot eristettiin eristysaineella ennen akryointivaihetta (Kuva 9d). Testikappaleiden valmistus aloitettiin kontrolliryhmistä, joita ei vahvistettu kuiduilla.

Taulukko 1. Testiryhmät ja testattava vahvike.

| Testiryhmä | | Materiaali |
|------------|----------------|---|
| Ryhmä 1 | Kontrolliryhmä | Vahvistamaton kylmäakryyli |
| Ryhmä 2 | | Vahvistamaton keittoakryyli |
| Ryhmä 3 | Stick-ryhmä | Stick-kuiduilla vahvistettu kylmäakryyli |
| Ryhmä 4 | | Stick-kuiduilla vahvistettu keittoakryyli |
| Ryhmä 5 | 3D-ryhmä | 3D-tulostetulla lasikuitu-nylonilla vahvistettu kylmäakryyli |
| Ryhmä 6 | | 3D-tulostetulla lasikuitu-nylonilla vahvistettu keittoakryyli |



Kuva 9. Testikappaleiden valmistusvaiheita.

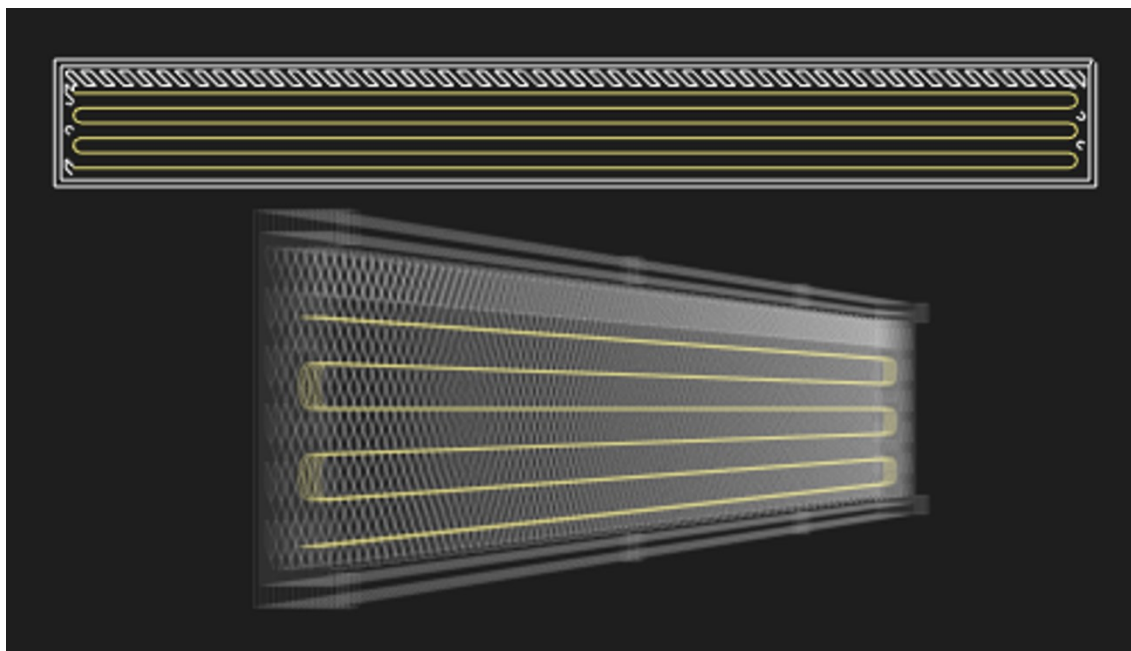
Kaikissa testiryhmissä käytettiin Ivoclar Vivadentin akryyleja. Kylmäakryylikappaleissa käytössä oli ProBase Cold ja keittoakryylikappaleissa ProBase Hot. Testikappaleiden akryloinnissa seurattiin valmistajan antamia ohjeita. Kylmäakryylin kohdalla käytetty seossuhde oli 20,5 g jauhetta : 10 ml nestettä, ja testikappaleet polymerisoitiin painekattilassa 23 °C vedessä ja 1,6 bar paineessa puolen tunnin ajan. Keittoakryylissa seossuhde oli 22,5 g jauhetta : 10 ml nestettä. Keittoakryylin polymerisoinnissa kyvetit laitettiin huoneenlämpöiseen veteen, joka kuumennettiin 100 °C ja annettiin kiehua 45 minuutin ajan. Kaikissa testiryhmissä tehtiin koeprässäys ja lopullinen prässäys 100 bar paineessa. Kaikki testiryhmät pidettiin kuivasäilytyksessä huoneenlämmössä ennen testaamista. Aikataulullisista syistä johtuen testiryhmien säilytysajat vaihtelivat kahdesta viikosta yli kuukauteen.

Stick Tech Oy:n Stick-kuiduilla vahvistetussa Stick-ryhmässä yhteen testikappaleeseen asetettiin kolme akryylilla kostutettua kuitukimpua kappaleen alapinnalle. Kolmen kuitukimpuun käyttämiseen päädyttiin testikappaleiden kuituvolyymiin maksimoimiseksi. Jo-kaista kuitukimpua taivuteltiin kevyesti, minkä jälkeen ne kostutettiin löysällä monomeerinesteen ja akryylijauheen seoksella. Kostumista nopeutettiin painelemalla

kuituja kevyesti spatulalla, ja kuidut käärittiin alumiinifolioon akryylin tekeytymisen ajaksi. (GC America 2020, 157-158.) Muutoin kappaleet käsiteltiin ja polymerisoitiin kuten vastaava kontrolliryhmä.

3D-ryhmässä proteesiakryylin vahvikkeena käytettiin 3D-tulostettuja vahvikkeita. Vahvikkeet valmistettiin Markforgedin Mark Two -tulostimella. Muovimatriisina käytettiin Markforgedin Nylon White -materiaalia ja vahvistavana elementtinä lasikuituja. Opinnäytetyön ohjaaja suunnitteli tulostetut vahvikkeet Markforgedin Eiger-ohjelmistolla. Vahvikkeet suunniteltiin hieman kokonaisia testikappaleita pienemmiksi, jolloin niiden mitoiksi määräytyi 63,0 x 1,5 x 8,0 mm. Vahvikkeisiin lisättiin suunnitteluvaiheessa myös kahdeksan pientä koroketta (1,0 x 1,0 x 0,5 mm), joiden avulla varmistettiin, että testikappaleiden alapinnat peittyvät proteesiakryyllillä. Korokkeet myös varmistivat, että vahvikkeet sijoittuivat testikappaleissa samalle korkeudelle.

Lasikuitu asemoitiin vahvikkeessa kulkemaan yhdensuuntaisesti vahvikkeen pituus-suunnassa (Kuva 10). Kuidun täyttökuviona käytettiin ”Isotropic Fiber” -kuviota. Vahvike muodostui yhteensä 20 tulostuskerroksesta, joista viisi sisälsi jatkuvaa lasikuitua. Eiger-ohjelmisto ilmoitti vahvikkeen sisältämän kuidun tilavuudeksi 0,16 cm³, kun taas nylonin tilavuudeksi 0,58 cm³.



Kuva 10. Vahvike Eiger-ohjelmistossa.

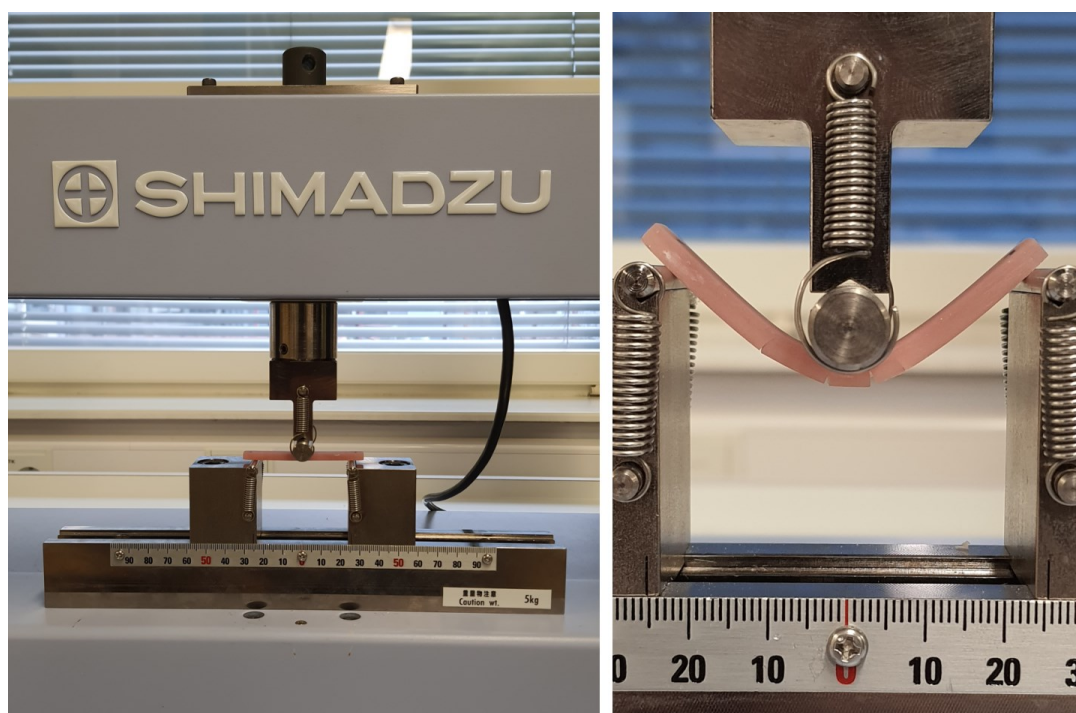
Valmiit tulostetut vahvikkeet pintakäsiteltiin ennen akrylointia Rocatec-menetelmää käyttäen. Vahvikkeet hiekkapuhallettiin läpikotaisin silikapinnoitetulla alumiinioksidilla 2,5 bar paineella. Tämän jälkeen vahvikkeiden pinnoille levitettiin silaania (3M ESPE™ Sil), jonka annettiin vaikuttaa viisi minuuttia ennen vahvikkeiden asettamista akryyliin. Tulostettujen vahvikkeiden testiryhmät akryloitiin ja polymerisoitiin samalla tapaa kuin vastaavat kontrolliryhmät.

7 TUTKIMUSMENETELMÄT

Opinnäytetyön tutkimuskysymyksen kannalta olennainen tutkimuskohde oli testikappaleiden taivutuslujuus. Tämä mitattiin kolmipistetaivutustestin avulla. Kuituvahvisteisten kappaleiden kohdalla laskettiin lisäksi kuituvolyymi. Numeeristen arvojen lisäksi tarkasteltiin myös vahvistettujen kappaleiden sidospintoja. Tarkoituksena oli selvittää mitkä sidospinnat kappaleissa pettivät, miksi ne pettivät ja mitä tämä tarkoitti tulosten ja etenkin lasikuitu-nylon-vahvikkeen kannalta.

7.1 Kolmipistetaivutustesti

Kolmipistetaivutustestissä kappale asetetaan kahden tuen päälle, ja tukien väliin kohdistetaan kuormitusta taivutuskärjen avulla. Testikappaleiden taivutuslujuuden testaus suoritettiin Shimadzun AGS-X -vetokoneella (Kuva 11) ja Trapezium X -ohjelmistoa käyttäen. Testausparametrien asettamisessa seurattiin proteesiakryyleille laadittua standardia, ISO-20975-1:2013. Taivutuslujuuden testauksessa käytettiin pyöreäpintaisia tukia, joiden jänneväliksi asetettiin 50 mm. Testin taivutusnopeudeksi määritettiin 5 mm/min. Pyöreän taivutuskärjen halkaisija oli 10 mm.



Kuva 11. Shimadzu AGS-X -vetokone ja paikoilleen asetettu testikappale.

7.2 Murtumatyyppianalyysi

Stick- ja 3D-ryhmien testikappaleille tehtiin murtumatyyppianalyysi, jolla arvioitiin vahvikkeiden ja proteesiakryylin sidostumista toisiinsa. Adhesiivisessa murtumassa proteesiakryylin ja kuidun tai vahvikkeen välinen sidos on pettänyt, kohesiivisessä murtumassa materiaalien välinen sidospinta on säilynyt ehjänä.

Murtumatyyppien tarkastelu tehtiin visuaalisesti käyttäen apuna mikroskooppia, jossa oli 10-kertainen suurennus. Murtumatyypit jaettiin kolmeen luokkaan (Taulukko 2). Luokassa I kohesiivinen murtuma on pelkästään proteesiakryylissa tai 3D-ryhmän kohdalla proteesiakryylissa ja nylonissa. Kuituvahvike on säilynyt ehjänä. Ehjässä kuituvahvikkeessa suurin osa lasikuidusta on säilynyt ehjänä, eli kappaleen puoliskot ovat kuidun kautta tukevasti toisissaan kiinni. Luokassa II kohesiivinen murtuma on kulkenut kuituvahvikkeiden (joko Stick tai lasikuitu-nylon-vahvike) ja proteesiakryylin läpi. Luokassa III on tapahtunut adhesiivinen murtuma vahvikkeen ja proteesiakryylin välillä, eli materiaalien sidospinta on pettänyt. Stick-ryhmässä tarkasteltiin Stick-kuidun ja proteesiakryylin sidospintaa, 3D-ryhmässä keskityttiin nylonin ja proteesiakryylin väliseen sidokseen. Murtumatyyppien luokittelun jälkeen laskettiin kunkin luokan esiintyvyys tutkimusryhmissä.

Taulukko 2. Murtumatyyppien luokat

| Murtumatyyppien luokat | |
|------------------------|--|
| I. | Kohesiivinen murtuma vain proteesiakryylissa ja nylonissa |
| II. | Kohesiivinen murtuma kuituvahvikkeessa ja proteesiakryylissa |
| III. | Adhesiivinen murtuma kuituvahvikkeen ja proteesiakryylin välillä |

7.3 Kuituvolyymien laskenta

Kuituvolyymi kuvaa kuitujen osuutta kuituvahvistetun kappaleen tilavuudesta. Kuituvolyymien suuruus haluttiin selvittää, jotta sen vaikutusta taivutustestauksen tuloksiin voitaisiin arvioida. Kuituvolyymien suuruus selvitettiin sekä Stick-kuituja että 3D-tulostettuja

kuituvahvikkeita sisältävistä testiryhmistä polttamalla niistä muovimatriisi pois esilämmitys-uunissa. Taivutustestauksen jälkeen Stick-kuidullisista testikappaleista valittiin kolme mahdollisimman ehjää testikappaletta kuituvolyymien selvittämistä varten. Samoin 3D-tulostettuja kuituvahvikkeita poltettiin kolme kappaletta sellaisenaan ilman proteesiakryyliä.

Testikappaleiden paino sekä upokkaan ja testikappaleiden yhteispaino mitattiin ennen polttoa. Testikappaleet poltettiin esilämmitys-uunissa upokkaaseen asetettuina. Uuni lämmitettiin 700 °C nostamalla lämpötilaa 7 °C/min ja testikappaleita pidettiin uunissa tunnin ajan. Jäähdytyksen jälkeen upokkaan ja jäljelle jääneen kuidun yhteispaino punnittiin.

Sekä Stick-kuidullisten että 3D-tulostettujen testikappaleiden kuituvolyymi laskettiin Kaavan 1 esittämällä tavalla.

$$V_g = \frac{\left(\frac{W_g}{r_g}\right)}{\left(\frac{W_g}{r_g} + \frac{W_r}{r_r}\right)}$$

Kaava 1. Kuituvolyymi (Lastumäki ym. 2001).

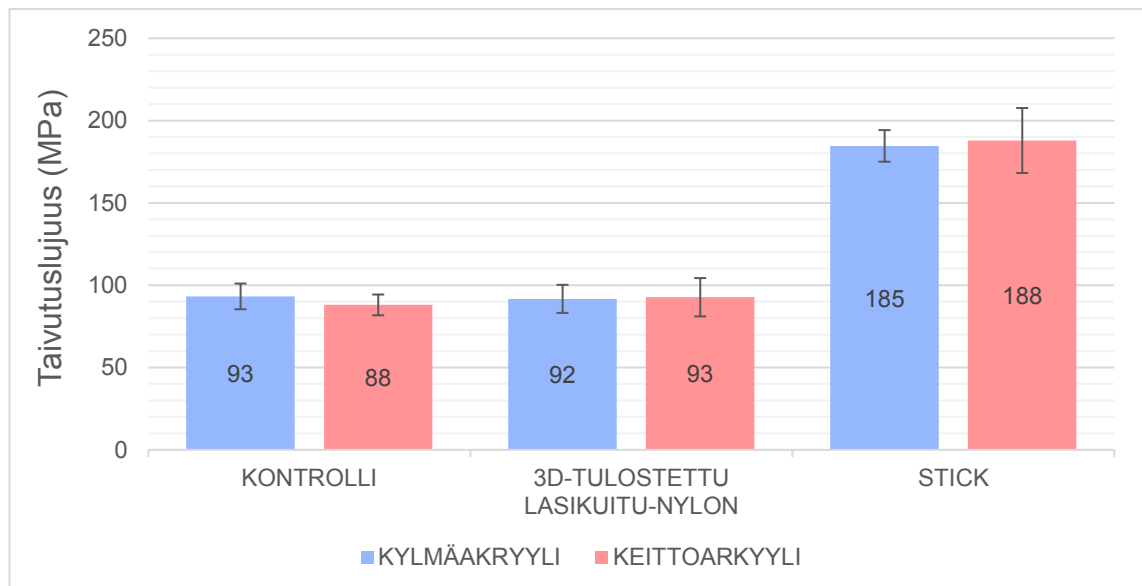
Kaavassa W_g merkitsee lasikuidun painon osuutta testikappaleesta, r_g tarkoittaa lasikuidun tiheyttä, W_r tarkoittaa matriisimuovin painon osuutta testikappaleesta ja r_r tarkoittaa matriisimuovin tiheyttä (Lastumäki ym. 2001).

8 TULOKSET

Taivutustestissä tarkastelun kohteena olivat maksimaalinen taivutuslujuus, maksimaalinen kuormankantokyky sekä kimmomoduuli. Niistä laskettiin keskiarvo ja keskihajonta jokaiselle testiryhmälle. Tulokset on esitelty tarkemmin Liitteessä 1. Murtumatyyppianalyysin tulokset on ilmoitettu eri murtumatyyppien esiintyvyytenä tutkimusryhmissä. Kuituvolyymien osalta on esitetty sen suuruus tutkimusryhmissä.

8.1 Taivutuslujuus

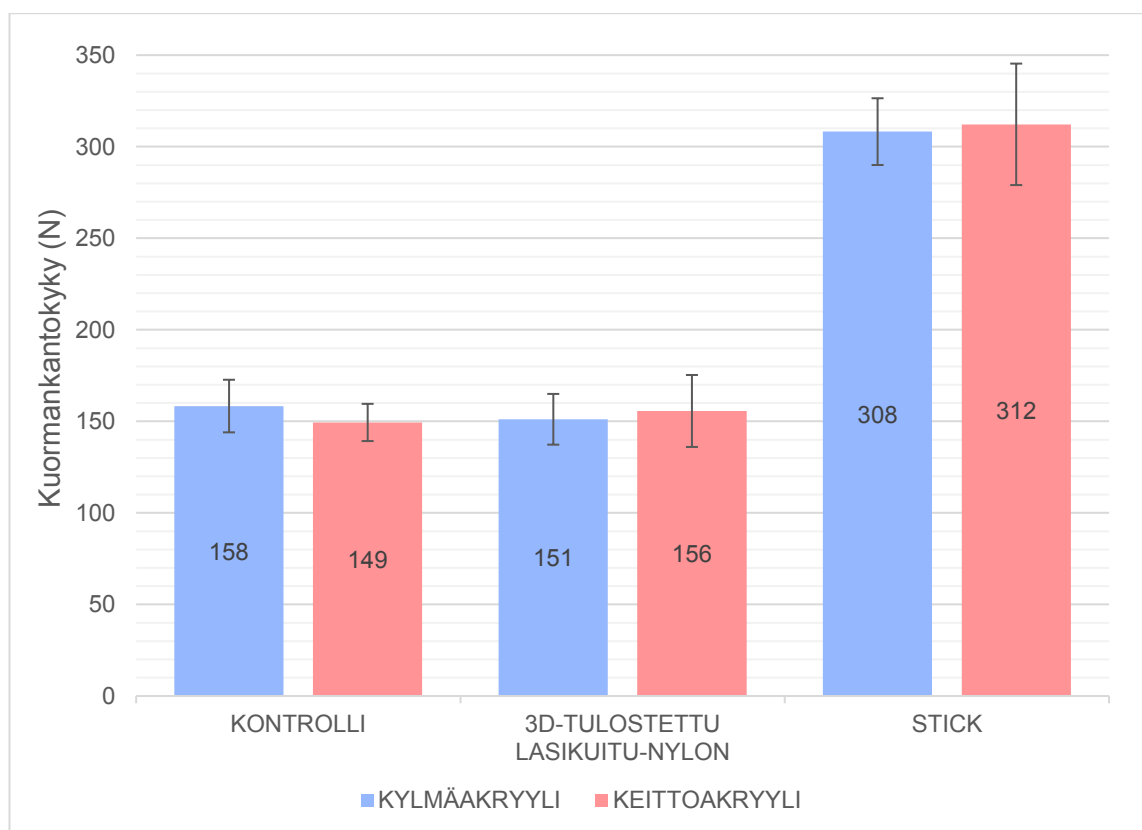
Taivutuslujuus (MPa) kertoo, kuinka paljon kappale kestää kuormitusta enimmillään. Kuvio 1 kertoo testiryhmien taivutuslujuuden keskiarvot. Taivutuslujuusarvot kontrolliryhmässä olivat välillä 93-88 MPa, 3D-ryhmän välillä 92-93 MPa ja Stick-ryhmän välillä 185-188 MPa. Stick-vahvike oli lähes kaksinkertaistanut taivutuslujuuden verrattaessa muihin testiryhmiin. Sen sijaan 3D-tulostettu lasikuitu-nylon-vahvike ei ollut oleellisesti nostanut taivutuslujuutta kontrolliryhmään verrattaessa. Keskihajonta oli suurinta Stick-ryhmän keittoakryylin kohdalla.



Kuvio 1. Ryhmien taivutuslujuuden keskiarvot.

8.2 Kuormankantokyky

Maksimaalinen kuormankantokyky kuvaa voimaa (N), jonka kappale kestää ennen murtumista. Kuvio 2 kuvaa testiryhmien keskiarvoja kuormankantokyvyn osalta. Kontrolliryhmän kuormankantokyvyn tulokset olivat välillä 158-149 N, 3D-ryhmän välillä 151-156 N ja Stick-ryhmän välillä 308-312 N. Kuten taivutuslujuudenkin kohdalla, 3D-ryhmän tulokset olivat lähellä kontrolliryhmää, ja Stick-vahvike oli lähes kaksinkertaistanut tulokset verrattuna muihin ryhmiin. Hajonta oli suurinta Stick-ryhmän keittoakryylin kohdalla.

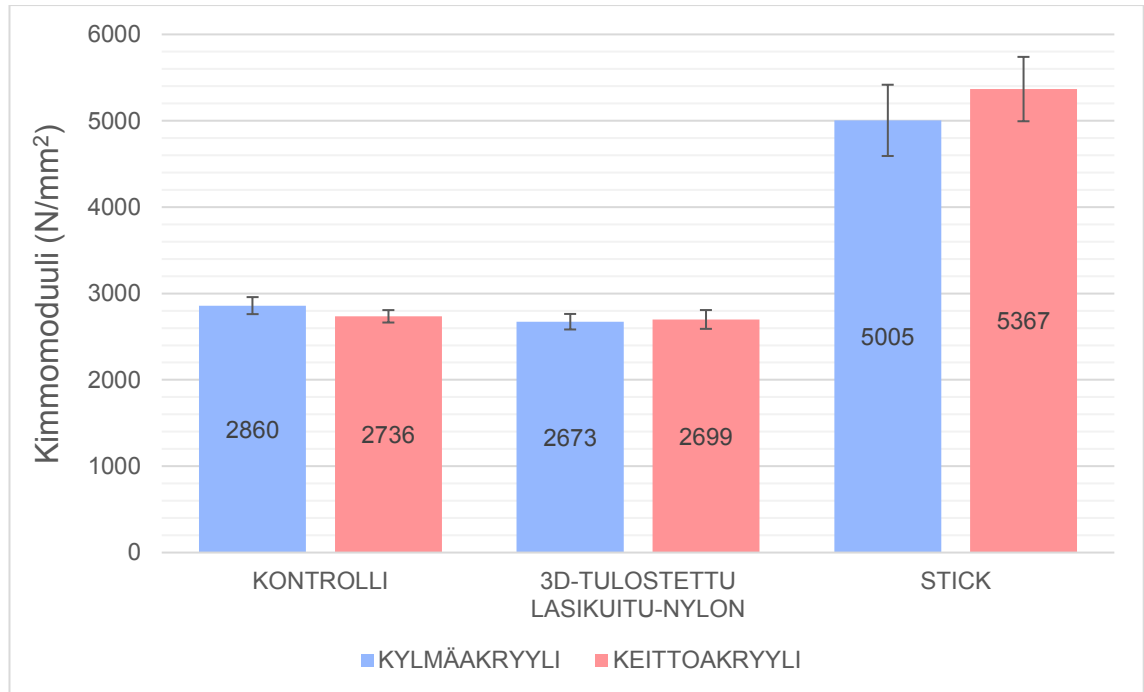


Kuvio 2. Ryhmien kuormankantokyvyn keskiarvot.

8.3 Kimmomoduuli

Kimmomoduuli kuvaa materiaalin jäykkyyttä. Mitä suurempi on kimmomoduulin arvo, sitä vähemmän kappale taipuu. Kuvio 3 kuvaa testiryhmien kimmomoduulin keskiarvoja. Kontrolliryhmän tulokset olivat välillä 2860-2736 N/mm², 3D-ryhmän välillä 2673-2699 N/mm² ja Stick-ryhmän välillä 5005-5367 N/mm². Kuvioista nähdään, että Stick-

kuidut olivat lähes kaksinkertaistaneet kimmomoduulin arvon verrattuna muihin ryhmiin. 3D-ryhmän arvot taas olivat jääneet hieman alle kontrolliryhmän. Hajonta oli suurinta Stick-ryhmässä.



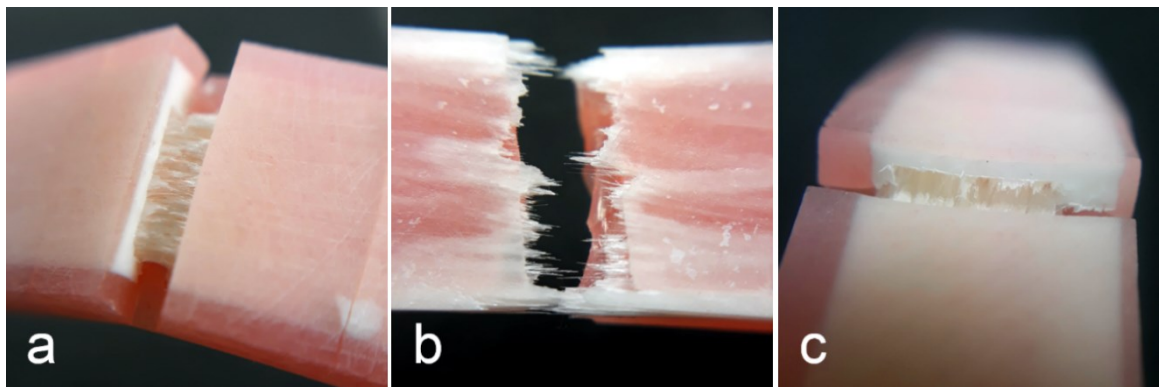
Kuvio 3. Ryhmien kimmomoduulin keskiarvot.

8.4 Murtumatyypit

Murtumatyyppejä tarkasteltiin Stick-ryhmän ja 3D-ryhmän osalta, jotta voitaisiin tarkastella kuidun tai kuituvahvikkeen sidostumista proteesiakryyliin (Taulukko 3). Kaikki kontrolliryhmän kappaleet murtuivat koheisivisesti. 3D-ryhmässä 55 % murtumista kuului luokkaan I, jossa koheisivinen murtuma on vain proteesiakryylissä (Kuva 12a). Stick-ryhmässä puolestaan havaittiin, että 70 % murtumista kuului luokkaan II, jossa koheisivinen murtuma on kulkenut kuituvahvikkeen ja proteesiakryylin läpi (Kuva 12b). Kummassakaan ryhmässä ei ollut havaittavissa luokan III murtumatyyppiä vahvikkeiden ja proteesiakryylin välillä. Lasikuitu-nylon-vahvikkeita tarkastellessa havaittiin, että kolmessa testikappaleessa sidos nylonin ja lasikuidun välillä oli selvästi pettänyt (Kuva 12c).

Taulukko 3. Murtumatyyppien osuudet testiryhmissä.

| Murtumatyyppien luokat | Stick-ryhmä | 3D-ryhmä |
|---|-------------|-----------|
| I. Kohesiivinen murtuma vain proteesiakryylissa ja nylonissa | 30 % (6) | 55 % (11) |
| II. Kohesiivinen murtuma kuituvahvikkeessa ja proteesiakryylissa | 70 % (14) | 45 % (9) |
| III. Adhesiivinen murtuma kuituvahvikkeen ja proteesiakryylin välillä | 0 % | 0 % |



Kuva 12. Testikappaleiden murtumatyyppejä.

8.5 Kuituvolyymi

Kuituvolyymi tarkoittaa kuidun osuutta kuituvahvisteisessa kappaleessa, ja tyypillisesti se ilmoitetaan tilavuusprosenttina. Kuituvolyymia tarkasteltiin Stick- ja 3D-ryhmissä. Stick-ryhmässä kuituvolyymien keskiarvo oli 5,1 t%, kun taas 3D-ryhmässä sen suuruus oli 2,0 t%.

9 POHDINTA

Opinnäytetyö toteutettiin määrällisenä tutkimuksena, jossa tarkoituksena oli tutkia 3D-tulostetun lasikuitu-nylon-vahvikkeen vaikutusta proteesiakryylin taivutuslujuuteen. Tutkimuksessa vertailtiin toisiinsa 3D-tulostetun kuituvahvikkeen ja Stick-kuituvahvikkeen kykyä vahvistaa proteesiakryyliä. Kahden erilaisen vahvikkeen vaikutusta proteesiakryylin vahvuuteen selvitettiin kolmipistetaitavutustestauksella sekä murtumatyyppianalyysin ja kuituvolyymien tarkastelun avulla. Opinnäytetyön tavoitteena oli selvittää, voidaanko 3D-tulostettuja kuituvahvikkeita käyttää proteesien vahvistamiseen.

Tutkimuksen taivutustestin tulosten perusteella ei voida varmuudella sanoa soveltuvatko Markforgedin Mark Two -tulostimella 3D-tulostetut lasikuitu-nylon-vahvikkeet nykyisessä muodossaan proteesiakryylin vahvistamiseen. Tuloksien mukaan 3D-tulostetut kuituvahvikkeet eivät parantaneet proteesiakryylin taivutuslujuutta, kuormankantokykyä eivätkä kimmomoduulia. Stick-kuiduilla vahvistetun proteesiakryylin taivutuslujuus sen sijaan lähes kaksinkertaistui. 3D-tulostetuilla vahvikkeilla lujitetun proteesiakryylin taivutuslujuus oli lähes sama kontrolliryhmän kanssa testikappaleiden ollessa kuivasäilytettyjä. Vesisäilytettynä nylonmatriisin on todettu heikentävän kuitukomposiittia jopa yli 50 %, vastaavan luvun ollessa polymeerimatriisin kohdalla noin 15 % (Vallittu & Martinlinna 2017, 18-19). Voidaan siis olettaa, että suun olosuhteissa testikappaleiden taivutuslujuus olisi kontrolliryhmää heikompi.

3D-ryhmän heikkoja tuloksia selittää todennäköisimmin vahvikkeiden sijainti testikappaleissa. Vahvikkeiden suunnittelussa tehtyjen erehdysten vuoksi kuitujen lopullinen sijainti vahvikkeissa oli epäedullisesti lähes kappaleiden keskellä. Keskelle testikappaletta sijoitettu kuituvahvike ei käytännössä vahvista kappaletta lainkaan (Vallittu & Martinlinna 2017, 16). Lasikuitu-nylon-vahvikkeen alhaiseen taivutuslujuuteen on voinut myös vaikuttaa varsinaisten kuitujen määrä. Markforgedin Eiger-ohjelmisto ei mahdollistanut kuitujen asettamista aivan suunnitellun vahvikkeen pohjalle, sillä kuitu vaatii sekä ylä- että alapuolelleen vähintään neljä kerrosta muovia (Markforged 2020, 3). Tulostetun kappaleen kuituvolyymia pienensi myös toiselle pitkälle sivulle jäänyt kuiduista tyhjä alue (Kuva 10), mikä on seurausta 3D-tulostimen liian alhaisesta tarkkuudesta.

Murtumatyyppianalyysin tarkoituksena oli tarkastella lähemmin vahvikkeiden ja proteesiakryylin sidostumista toisiinsa sekä luoda käsitys sen vaikutuksesta taivutustestauksen tuloksiin. Analyysissä havaittiin, että Stick-ryhmässä 70 % murtumista kulki

kohesiivisesti kuidun ja proteesiakryylin läpi. 3D-ryhmässä puolestaan yleisin murtumatyypin (55 %) oli kohesiivinen murtuma proteesiakryylissa. On kuitenkin huomioitava, että 3D-ryhmän taivutuksista kaikkia ei suoritettu testikappaleen varsinaiseen katkeamiseen asti. Tämä johtui ohjelmistoon syötetyistä rajoituksista koskien taivutuksen pituutta, sillä lasikuitu-nylon-vahvike teki testikappaleesta erittäin taipuisan. Lisäksi huomattiin, että kolmessa 3D-ryhmän testikappaleessa, vahvikkeiden sisällä, nylonin ja lasikuidun välinen sidos oli pettänyt. Odotusten vastaisesti yhdessäkin 3D-ryhmän testikappaleessa nylonin ja akryylin välinen sidos ei ollut pettänyt. Tämän tuloksen perusteella voidaan päätellä, että Rocatec-menetelmällä saadaan toimiva sidos nylonin ja proteesiakryylin välille. Päätelmää tukevat myös 3D-ryhmän ja kontrolliryhmän samankaltaiset testitulokset. Akryylin ja nylonin välinen sidos ei siis vaikuttaisi olevan pelkkää akryyliä olennaisesti heikompi, kun puhutaan kuivasäilytetyistä kappaleista.

Testikappaleiden kuituvolyymi laskettiin niiden kuidun määrän selvittämiseksi ja vertaamiseksi tutkimusryhmien välillä. Stick-ryhmässä kuituvolyymi oli 5,1 t%, 3D-ryhmässä 2,0 t%. Molemmassa kuituvolyymi jää alhaiseksi, kun tiedetään, että käytännön yläraja on 65-70 t% (Kuva 7). Tästä huolimatta kuidut ovat Stick-ryhmässä vahvistaneet proteesiakryyliä huomattavasti, sillä taivutuslujuus kaksinkertaistui kontrolliryhmään verrattuna. 3D-ryhmän alhaista kuituvolyymia selittävät tulostimeen liittyvät rajoitukset ja testikappaleiden pieni koko. Myös Stick-ryhmässä testikappaleiden pieni koko vaikeutti kuitujen mahtumista kyvettiin ja sen vuoksi ideaalin kuituvolyymien saavuttaminen ei onnistunut.

Ajatus 3D-tulostetun kuituvahvikkeen käytöstä markkinoilla myytävien lasikuituvahvikkeiden sijaan perustui osaltaan oletukseen niiden helpommasta käsiteltävyydestä. Perinteisiä lasikuituvahvikkeita käytettäessä ilmenee tyypillisesti hankaluuksia kuitujen asemoinnissa haluttuun paikkaan sekä kuitujen leviämisen estämisessä proteesiakryylin prässäyksen aikana. Valmiiseen muotoon tulostetun vahvikkeen sijoittaminen oikeaan kohtaan proteesissa voi olla helpompaa. Opinnäytetyön tutkimusta toteutettaessa ero näiden erityyppisten vahvikkeiden käsiteltävyydessä tuli selkeästi esille. Stick-ryhmän testikappaleiden valmistuksen aikana ilmeni vaikeuksia saada lasikuitukimput koskuttettua tasalaatuisesti sekä pysymään oikeassa kohdassa akryloinnin aikana. 3D-ryhmän testikappaleissa vastaavanlaista ongelmaa ei koettu, ja tulostetut kuituvahvikkeet pysyivät paremmin paikoillaan. Lisäksi taivutustestauksen tuloksissa havaittiin keskihajonnan olevan suurempaa Stick-ryhmässä. Tämän perusteella voidaan päätellä, että

tulostetuilla kuituvahvikkeilla on mahdollista tuottaa tasalaatuisempia vahvistettuja kappaleita.

Opinnäytetyössä ilmenneiden havaintojen perusteella Markforgedin Mark Two -tulostimen tarkkuus ei riitä tarpeeksi pienten ja riittävästi kuituja sisältävien vahvikkeiden tulostamiseen. Valmiiksi tulostettu vahvike vaatii paljon tilaa nylonille, jolloin sen mahtutaminen akryyliproteesiin saattaisi olla vaikeaa. Vaikka nylon ja akryyli saatiin sidostumaan toisiinsa kiitettävästi, sopisi akryyli eli PMMA paremmin kuituvahvikkeen matriisimateriaaliksi. PMMA:lla on pienempi veden sorptio (Vallittu & Matinlinna 2017, 18-19). Valkoinen lasikuitu-nylon-vahvike ei myöskään sovellu estetiikan kannalta proteesin vahvikkeeksi.

9.1 Luotettavuus ja eettisyys

Opinnäytetyön luotettavuuden arviointi pohjautui validiteetin ja reliabiliteetin käsitteisiin. Tutkimuksen validiteetilla eli pätevyydellä tarkoitetaan käytetyn mittarin ja tutkimusmenetelmän kykyä mitata juuri sitä, mitä tutkimuksen oli tarkoituskin mitata. Tutkimuksen reliabiliteetti eli luotettavuus tarkoittaa tutkimusmenetelmän ja mittariston kykyä saavuttaa tarkkoja, ei-sattumanvaraisia tuloksia ja mittaustulosten toistettavuutta. (Vilka 2015).

Opinnäytetyön pätevyyttä tukee se, että käytetty tutkimusmenetelmä sopii tarkoitukseen eli se vastaa asetettuun tutkimuskysymykseen. Tutkimuskysymys oli: Miten 3D-tulostettu lasikuitu-nylon-vahvike vaikuttaa proteesiakryylin taivutuslujuuteen? Taivutuslujuus selvitettiin kolmipistetaivutustestauksella. Testausmenetelmä on vakiintunut hammaslääketieteellisessä käytössä kuvaamaan kuituvahvistetun materiaalin vahvuutta (Vallittu & Matinlinna 2017, 16). Opinnäytetyön luotettavuutta lisää se, että testausparametrien asettamisessa ja testikappaleiden valmistuksessa mukailtiin proteesiakryyleille laadittua standardia, ISO-20975-1:2013. Testikappaleiden määrää testiryhmässä nostettiin 10 kappaleeseen, mikä oli enemmän kuin standardi vaati.

Testikappaleiden valmistuksessa noudatettiin huolellisuutta ja tarkkuutta. Valmistuksessa noudatettiin materiaalivalmistajien käyttöohjeita. Hajonta testiryhmissä oli varsin pientä, mikä kertoo siitä, että testikappaleet olivat keskenään tasalaatuisia. Poikkeuksena tästä oli testiryhmä 4, jossa Stick-kuidut eivät pysyneet prässäyksen aikana aloillaan, koska keittoakryyli oli kylmäakryyliä jäykempää. Tästä johtuen osassa

testikappaleista saattoi olla vähemmän kuituja kuin ryhmän 3 testikappaleissa. Opinnäytetyön tekijöiden kokemattomuus tutkimuksen tekemisessä johti materiaalien valmistuserätietojen puuttumiseen. Aikataulullisista syistä testiryhmille ei voitu järjestää yhdenmukaista säilytysaikaa, eikä kappaleita saatu vesisäilytykseen. Vesisäilytys olisi ollut toivottava ratkaisu otettaessa huomioon etenkin nylonin suuri veden sorptio.

Tutkimuksen luotettavuutta lisää se, että testaustilanteessa käytettiin kalibroitua testilaitteistoa laitteen käyttöohjeiden mukaisesti. Testausparametrien kohdalla noudatettiin standardia ISO-20975-1:2013. Jokainen testikappale mitattiin sähköisellä työntömitalla kolmesta kohtaa, jolloin selvitettiin yksittäisen kappaleen keskimääräinen paksuus. Tämä paksuus syötettiin kyseiselle testikappaleelle Trapezium X -ohjelmaan. Testilaitteiston toimivuus tarkistettiin ylimääräisillä testikappaleilla ennen varsinaisen testauksen aloittamista.

Tulosten luotettavuutta lisää se, että tutkimuksen kontrolliryhmällä saatiin yhteneväisiä tuloksia verrattaessa niitä samankaltaisiin tutkimuksiin. Kanchanavasita ym. (2017), Kohli & Bhatia (2013) sekä Soygun ym. (2013) hyödynsivät tutkimuksissaan kolmipiste-taivutustestiä käyttäen samoja parametrejä tämän tutkimuksen kanssa: jänneväli oli 50 mm ja taivutuskärjen nopeus 5 mm/min. Testikappaleet olivat tämän opinnäytetyön kappaleita ohuempia, ja tutkimuksissa käytettiin keittoakryyliä. Tässä tutkimuksessa keittoakryylin taivutuslujuuden tulos oli 88 MPa.

Kanchanavasita ym. (2017, 264-267) tutkivat pitkän ja lyhyen polymerisaation vaikutusta taivutuslujuuteen. Ivoclar Vivadentin ProBase Hotilla pitkällä polymerisaatiolla tulos oli 78,9 MPa, lyhyellä 77,5 MPa. Saman valmistajan SR Ivocapilla vastaavat luvut olivat 73,2 MPa ja 68,1 MPa. Kappaleet olivat läpikäyneet vesisäilytyksen ja testaus oli suoritettu vesikylvyssä. Kohli & Bhatia (2013, 57-59) taivuttivat Ivoclar Vivadentin SR Ivocap -keittoakryylista valmistettuja kappaleita, joiden taivutuslujuudeksi saatiin 66,81 MPa. Alhaisempi tulos voidaan selittää eri arkyylillä, ohuemmalla testikappaleella sekä vesisäilytyksen käytöllä. Myös itse taivutus suoritettiin vesikylvyssä. Soygun ym. (2013, 155) käyttivät tutkimuksessaan Bayer Dentalin Meliodent-keittoakryyliä, jonka taivutuslujuus oli 92,00 MPa. Tutkimuksessa testattiin myös 4 millimetrin katkokuidulla vahvistettua akryyliä. Lasikuidun tulos oli 108,54 MPa, eli vähemmän kuin tässä tutkimuksessa jatkuvalla Stick-lasikuidulla (188 MPa). Tämä tukee osittain Krenchelin faktoria (Kuva 6). Katkokuidun korkea tulos verrattuna jatkuvaan Stick-kuituun selittynee eri kuituvolyymilla ja akryylillä. Tutkimuksessa käytetty Meliodent-akryyli on vahvistamattomanakin saanut korkeamman tuloksen kuin ProBase Hot tässä opinnäytetyössä.

Opinnäytetyön teoreettiseen viitekehykseen on panostettu. Teoreettiseen viitekehykseen on koottu opinnäytetyön aiheen kannalta olennainen tieto, joka tarjoaa lukijalleen tarpeellisen kontekstin tutkimuksen ymmärtämiseen. Tämän lisäksi se auttaa tutkimuksessa tehtyjen havaintojen ja pohdinnan perustelussa. Tiedonhaussa hyödynnettiin Google Scholaria ja opintojen kurssikirjallisuutta. Lähteiksi on valittu mahdollisimman uusia julkaisuja, ja tiedonhaku rajattiin suomen ja englannin kieleen. Tämän myötä suurin osa opinnäytetyössä käytetyistä lähteistä ovat vuodelta 2016 tai uudempia, ja niiden kielenä on englanti.

Opinnäytetyön eettisyys varmistettiin noudattamalla Tutkimuseettisen neuvottelukunnan (TENK) laatimaa ohjeistusta hyvästä tieteellisestä käytännöstä opinnäytetyön kaikissa vaiheissa. Käytännössä tämä merkitsi sitä, että tutkimuksen toteutuksessa sekä tutkimuksen tulosten raportoinnissa ja arvioinnissa noudatettiin rehellisyyttä, huolellisuutta ja avoimuutta. Tutkimuksen tulokset esitettiin totuudenmukaisina eikä mahdollisten ennakko-odotusten annettu vaikuttaa tulosten raportointiin tai tulkintaan. Muiden tutkijoiden ja toimijoiden työtä sekä saavutuksia on kunnioitettu käyttämällä asianmukaisia lähdeviittauksia.

10 JOHTOPÄÄTÖKSET

Tämän tutkimuksen perusteella CFF-tekniikalla 3D-tulostettu lasikuitu-nylon-vahvike ei sovellu pienien ja ohuiden kappaleiden tulostamiseen. Valmiiksi tulostettu vahvike vaatii paljon tilaa nylonille, jolloin sen mahdolluttaminen akryyliproteesiin saattaisi olla vaikeaa. Tutkimuksessa kuitenkin havaittiin, että nylonin ja akryylin sidoksesta saatiin kestävä, mutta nylonin ja lasikuidun välinen sidos osoittautui odotettua heikommaksi.

LÄHTEET

3M ESPE. Rocatec Bonding. Scientific Product Profile. Viitattu 15.2.2021 <https://multimedia.3m.com/mws/media/3167270/rocatectm-junior-bonding-system.pdf>.

Anisoprint 2020. Anisoprinting is based on Composite Fiber Co-extrusion technology. Viitattu 31.10.2020 <https://anisoprint.com/solutions/desktop/>.

Araya-Calvo, M.; Chamberlain-Simon, N.; Corrales-Cordero, J. S.; Guillén-Girón, T.; León-Salazar, J. L.; López-Gómez, I.; Sánchez-Brenes, O. 2018. Evaluation of compressive and flexural properties of continuous fiber fabrication additive manufacturing technology. Additive Manufacturing. Vol. 22, 157-164.

Blok, L.G.; Longana, M.L.; Yu, H. & Woods, B.K.S. 2018. An Investigation Into 3D Printing of Fibre Reinforced Thermoplastic Composites. Additive Manufacturing. Vol. 22. 176-186.

Dean, A. 2016. Markforged Mark Two: Part 1. Develop3D. 1. Viitattu 6.8.2020 <https://markforged.com/pdfs/Markforged-D3D.pdf>.

Desktop Metal 2020. Fiber™ Continuous Fiber 3D Printing: Technology and Applications. Viitattu 31.10.2020 https://www.desktopmetal.com/uploads/ebook_Fiber_200423-1.pdf.

Dickson, A. N.; Barry, J. N.; McDonnell, K. A. & Dowling, D. P. 2017. Fabrication of continuous carbon, glass and Kevlar fibre reinforced polymer composites using additive manufacturing. Additive Manufacturing 16. 146-152.

Fidan, I.; Imeri, A.; Gupta, A.; Hasanov, S.; Nasirov, A.; Elliott, A.; Alifui-Segbaya, F. & Nanami, N. 2019. The trends and challenges of fiber reinforced additive manufacturing. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. Vol. 102, No 5-8, 1801-1818.

FormLabs 2019. Digital Dentistry: 5 Ways 3D Printing has Redefined the Dental Industry. 5.1.2019. Viitattu 1.11.2020 <https://dental.formlabs.com/blog/digital-dentistry-dental-3d-printing/>.

GC America 2020. EverStick® Family. EverStick StickNET IFU. Viitattu 6.8.2020 https://www.gcamerica.com/products/operator/everStick%20Family/IFU/everStickNET%20IFU_LABORATORY.pdf.

Hamanaka, I.; Shimizu H. & Takahashi, Y. 2013. Shear bond strength of an autopolymerizing repair resin to injection-molded thermoplastic denture base resins. Acta Odontologica Scandinavica, 2013; 71: 1250–1254.

ISO-20975-1:2013. Base polymers. Part 1: Denture base polymers. Helsinki: Suomen standardisoimisliitto.

Jokinen, M. 2019. Alio: Ainetta lisäävä valmistus kehittyä kovaa vauhtia. Turun Sanomat 18.12.2019. Viitattu 31.10.2020 <https://www.ts.fi/puheenvuorot/4788437/Alio+Ainetta+lisaava+valmistus+kehitty+kovaa+vauhtia>.

Kabir, S. M. F.; Mathur, K. & Seyam, AF. M. 2020. A critical review on 3D printed continuous fiber-reinforced composites: History, mechanism, materials and properties. Composite Structures 232, 111476.

Kanchanasavita, W.; Jongtamgpiti, T.; Wonglamsam, A. & Nagaviroj, N. 2017. Flexural Strength of Three Denture Base Materials in Different Curing Procedures. Ma-hidol Dental Journal. Vol. 37, No. 3, 263-270. Luettavissa: <https://he02.tci-thaijo.org/index.php/mdentjournal/article/download/246861/167832>.

Katsumata, Y.; Hojo, S.; Hamano, M.; Watanabe, T.; Yamaguchi, H.; Okada, S.; Teranaka, T. & Ino, S. 2009. Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer. Dental Materials Journal. Vol. 28, No. 4. 409-418.

- Kohli, S., & Bhatia, S. 2013. Flexural properties of polyamide versus injection-molded polymethylmethacrylate denture base materials. *European Journal of prosthodontics*. Vol 1, No. 3, 56. Luettavissa: <https://access.portico.org/stable?au=phzfrjr087x>.
- Kondo, H. 2020. How to Dry Filament: PLA, ABS & Nylon. All3DP. Viitattu 1.4.2021. <https://all3dp.com/2/how-to-dry-filament-pla-abs-and-nylon/>
- Korkees F.; Allenby J & Dorrington P. 2020. 3D Printing of Composites: Design Parameters and Flexural Performance. *Rapid Prototyping Journal*. 26/4. 699-706.
- Kumar, A.; Tekriwal, S.; Rajkumar, B.; Gupta, V. & Rastogi, R. 2016. A review on fibre reinforced composite resins. *Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. Vol. 2, No 4, 11-16.
- Lastumäki, T.M.; Lassila, L.V.J. & Vallittu, P. K. 2001. Flexural Properties of the Bulk Fiber-Reinforced DC-Tell Used in Fixed Partial Dentures. *The International Journal of Prosthodontics*. Vol. 1-4, No. 1. 22-26.
- Mallick, P. K. 2008. *Fiber-reinforced composites: materials, manufacturing, and design*. 3. painos. Boca Raton: CRC press. Luettavissa: https://ia801807.us.archive.org/1/items/Introduction-ToBasicManufacturingProcessAndWorkshopTechnology/Fibre_Reinforced_Composites.pdf.
- Markforged 2019a. The Mark Two Desktop 3D Printer. Viitattu 2.6.2020 <https://markforged.com/mark-two/>.
- Markforged 2019b. 3D Printing Process. Viitattu 8.7.2020 <https://markforged.com/learn/3d-printing-process/>.
- Markforged 2019c. 3D Printer Types & Technologies. Viitattu 5.6.2020 <https://markforged.com/learn/3d-printer-types-technologies/>.
- Markforged 2020. 3D Printing with Composites. Markforged Design Guide. Viitattu 27.6.2020 <https://static.markforged.com/downloads/CompositesDesignGuide.pdf>.
- Matinlinna, J. 2004. Silaanikemian uusia sovelluksia hammastekniikan materiaaleissa. *Hammasteknikko* 4/2004. Luettavissa: http://www.hammasteknikko.fi/tiedostot/HT4_2004.pdf.
- Matinlinna, J., Lassila, L. & Vallittu, P. 2003. Silaanit ja hammasteknisten materiaalien sidostaminen. *Hammasteknikko* 4/2003. Luettavissa: http://hammasteknikko.fi/tiedostot/HT4_2003.pdf.
- Matsuzaki, R.; Ueda, M.; Namiki, M.; Jeong, T.; Asahara, H.; Horiguchi, K.; Nakamura, T.; Todoroki, A. & Hirano, Y. 2016. Three-dimensional printing of continuous-fiber composites by in-nozzle impregnation. *Scientific reports*. Vol. 6, 23058.
- Mori, K.; Maeno, T. & Nakagawa, Y. 2014. Dieless forming of carbon fibre reinforced plastic parts using 3D printer. *Procedia engineering*. Vol. 81, 1595-1600.
- Nagai, E.; Otani, K.; Satoh, Y. & Suzuki, S. 2001. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *The Journal of prosthetic dentistry*. Vol. 85, No 5, 496-500.
- Saarela, O.; Airasmaa, I.; Kokko, J.; Skrifvars M. ja Komppa V. 2007. *Komposiittirakenteet*. 2. painos. HakaPaino.
- Sarac, Y. S.; Sarac, D.; Kulunk, T. & Kulunk, S. 2005. The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair. *The Journal of prosthetic dentistry*. Vol. 94, No 3, 259-266.
- Shrivastav A. 2020. Dental 3d Printing Guide. All3DP. 1.10.2020. Viitattu 3.11.2020 <https://all3dp.com/2/dental-3d-printing-guide/>.
- Soygun, K.; Bolayir, G. & Boztug, A. 2013. Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials. *The journal of advanced prosthodontics*. Vol 5,

No. 2, 153. Luettavissa: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3675288/pdf/jap-5-153.pdf>.

Tekinalp H. L.; Kunc V.; Velez-Garcia G. M.; Duty C. E.; Love L. J.; Naskar A. K.; Blue C. A. & Ozcan S. 2014. Highly Oriented Carbon Fiber-Polymer Composites Via Additive Manufacturing. *Composites Science and Technology*. Vol. 105, 144-150.

Turner, N.; Strong, B. & Gold, S.A. 2014. A Review of Melt Extrusion Additive Manufacturing Processes: I. Process Design and Modelling. *Rapid Prototyping Journal*. Vol. 30, No. 3, 192-204.

Ucar, Y.; Akova, T. & Aysan, I. 2012. Mechanical Properties of Polyamide Versus Different PMMA Denture Base Materials. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. Vol. 21, No 3, 173-6.

Vallittu, P. K. 1999. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*. Vol. 81, No 3, 318-326.

Vallittu, P. 2017. Key requirements for dental FRCs. Teoksessa Vallittu, P. & Özcan, M. (toim.). *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. Duxford: Woodhead Publishing.

Vallittu, P. & Matinlinna, J. 2017. Types of FRC used in dentistry. Teoksessa Vallittu, P. & Özcan, M. (toim.). *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. Duxford: Woodhead Publishing.

Vallittu, P. & Shinya, A. 2017. Structural properties of dental FRC structures. Teoksessa Vallittu, P. & Özcan, M. (toim.). *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. Duxford: Woodhead Publishing.

Vallittu P. K.; Lassila V. P. & Lappalainen R. 1994. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *The Journal of prosthetic dentistry*. Vol. 72, No 6, 639-643.

Vilkka, H. 2015. *Tutki ja kehitä. 4., uudistettu painos*. Jyväskylä: PS-kustannus.

Vojdani, M. & Khaledi, A. A. R. 2006. Transverse strength of reinforced denture base resin with metal wire and E-glass fibers. *Frontiers in Dentistry*. Tehran University of Medical Sciences. Vol. 3, No. 4, 167-172. Viitattu 3.11.2020 <https://www.sid.ir/en/Journal/ViewPaper.aspx?ID=92325>.

Zindani, D. & Kumar, K. 2019. An Insight into Additive Manufacturing of Fiber Reinforced Polymer Composite. *International Journal of Lightweight Materials and Manufacture*. Vol 2, No 4, 267-278.

Wickramasinghe, S.; Truong, D. & Tran P. 2020. FDM-Based 3D Printing of Polymer and Associated Composite: A Review on Mechanical Properties, Defects and Treatments. *Polymers* 2020. 12(7):1529.

Kolmipistetaivutustestin tulokset

| Name Parameters Unit | 1. Kylmäakryyli (kontrolli) | | | 2. Keittoakryyli (kontrolli) | | |
|----------------------------|-----------------------------|-----------------------|-----------------|------------------------------|-----------------------|-----------------|
| | Max Force | Max Stress | Elastic | Max Force | Max Stress | Elastic |
| | Calc. at Entire Areas | Calc. at Entire Areas | Force 10 - 20 N | Calc. at Entire Areas | Calc. at Entire Areas | Force 10 - 20 N |
| | N | N/mm2 | N/mm2 | N | N/mm2 | N/mm2 |
| 1 | 157,93 | 90,8891 | 2818,8 | 156,059 | 92,353 | 2726,55 |
| 2 | 129,232 | 79,1219 | 2848,05 | 142,935 | 86,0302 | 2757,47 |
| 3 | 181,033 | 103,61 | 2901,91 | 161,503 | 95,0399 | 2711,91 |
| 4 | 169,012 | 102,304 | 2932,49 | 137,601 | 81,4296 | 2680,17 |
| 5 | 158,019 | 95,109 | 2924,08 | 158,439 | 91,6891 | 2792,43 |
| 6 | 148,729 | 87,0342 | 2874,44 | 158,211 | 94,1548 | 2766,39 |
| 7 | 147,654 | 85,9247 | 2808,76 | 137,574 | 79,6145 | 2664,52 |
| 8 | 171,153 | 99,0467 | 3033,05 | 156,194 | 92,4329 | 2719,49 |
| 9 | 159,938 | 91,0329 | 2783,84 | 134,88 | 78,0554 | 2644,84 |
| 10 | 160,88 | 97,9376 | 2670,42 | 150,606 | 89,6286 | 2892,87 |
| Average | 158,358 | 93,201 | 2859,58 | 149,4 | 88,0428 | 2735,66 |
| Standard Deviation | 14,361 | 7,82234 | 98,5885 | 10,1624 | 6,31177 | 71,999 |
| Name Parameters Unit | 3. Stick – kylmäakryyli | | | 4. Stick - keittoakryyli | | |
| | Max Force | Max Stress | Elastic | Max Force | Max Stress | Elastic |
| | Calc. at Entire Areas | Calc. at Entire Areas | Force 10 - 20 N | Calc. at Entire Areas | Calc. at Entire Areas | Force 10 - 20 N |
| | N | N/mm2 | N/mm2 | N | N/mm2 | N/mm2 |
| 1 | 309,669 | 180,207 | 4295,9 | 262,529 | 160,732 | 4848,3 |
| 2 | 313,312 | 187,513 | 5487,53 | 332,645 | 200,213 | 6072,33 |
| 3 | 315,472 | 188,806 | 5063,45 | 336,258 | 204,701 | 5591,23 |
| 4 | 334,187 | 197,765 | 5489,85 | 271,068 | 161,318 | 5205,58 |
| 5 | 280,447 | 171,702 | 4682,54 | 349,968 | 207,105 | 5867,12 |
| 6 | 310,599 | 185,89 | 4861,9 | 331,062 | 200,394 | 5095,55 |
| 7 | 296,791 | 180,675 | 4900,37 | 290,486 | 174,839 | 5186,24 |
| 8 | 286,813 | 173,61 | 5382,3 | 302,912 | 182,318 | 5367,98 |
| 9 | 336,161 | 201,188 | 5311,42 | 355,697 | 214,088 | 5276,85 |
| 10 | 298,855 | 178,861 | 4572,88 | 289,578 | 173,309 | 5160,9 |
| Average | 308,231 | 184,622 | 5004,81 | 312,22 | 187,902 | 5367,21 |
| Standard Deviation | 18,2245 | 9,60956 | 412,652 | 33,1655 | 19,7315 | 372,672 |

| Name Parameters Unit | 5. 3D-tulostettu lasikuitu-nylon - kylmäakryyli | | | 6. 3D-tulostettu lasikuitu-nylon - keittoakryyli | | |
|-------------------------------|--|-----------------------------------|-----------------------------|---|-----------------------------------|-----------------------------|
| | Max Force | Max Stress | Elastic | Max Force | Max Stress | Elastic |
| | Calc. at Entire Areas N | Calc. at Entire Areas N/mm2 | Force 10 - 20 N N/mm2 | Calc. at Entire Areas N | Calc. at Entire Areas N/mm2 | Force 10 - 20 N N/mm2 |
| 1 | 151,097 | 91,982 | 2536,78 | 168,316 | 99,606 | 2806,54 |
| 2 | 142,972 | 87,0356 | 2657,49 | 160,939 | 95,778 | 2690,03 |
| 3 | 167,019 | 99,9585 | 2679,09 | 140,254 | 82,9995 | 2590,03 |
| 4 | 148,788 | 91,0944 | 2764,76 | 149,379 | 89,9085 | 2823,98 |
| 5 | 147,198 | 90,1213 | 2601,63 | 171,774 | 101,084 | 2739,72 |
| 6 | 124,615 | 74,5805 | 2606,37 | 183,535 | 109,225 | 2776,34 |
| 7 | 154,759 | 94,2113 | 2726,12 | 129,968 | 76,9128 | 2492,21 |
| 8 | 147,754 | 88,9308 | 2710,52 | 162,753 | 98,5153 | 2718,36 |
| 9 | 176,834 | 107,649 | 2840,03 | 122,174 | 73,1193 | 2588,77 |
| 10 | 150,263 | 91,474 | 2610,21 | 167,697 | 99,8 | 2768,14 |
| Average | 151,13 | 91,7037 | 2673,3 | 155,679 | 92,6948 | 2699,41 |
| Standard Deviation | 13,8605 | 8,5269 | 89,9734 | 19,6585 | 11,6395 | 108,958 |

Materiaalit ja laitteet

| Materiaali | | Tuotenimi | Valmistaja |
|----------------|-----------------|-------------------------|-------------------------|
| Akryylit | Keittoakryyli | ProBase Hot | <i>Ivoclar Vivadent</i> |
| | Kylmäakryyli | ProBase Cold | <i>Ivoclar Vivadent</i> |
| Kuituvahvike | Lasikuitu | Stick® | <i>Stick Tech Oy</i> |
| | Lasikuitu-nylon | Nylon White + lasikuitu | <i>Markforged</i> |
| Silaani | | ESPE™ Sil | <i>3M</i> |
| Silikapinnoite | | Rocatec™ | <i>3M</i> |

| Laite | | Tuotenimi | Valmistaja |
|-----------------|------------|-----------------|-------------------|
| Akryylikeitin | | Prothyl Polimer | <i>Zhermack</i> |
| Esilämmitysuuni | | Magma | <i>Renfert</i> |
| Painekattila | | Palamat Elite | <i>Heraeus</i> |
| Testilaite | Vetokone | AGS-X | <i>Shimadzu</i> |
| | Ohjelmisto | Trapezium X | |
| 3D-tulostin | | Mark Two | <i>Markforged</i> |