

Opinnäytetyö (AMK)

Hammasteknikko

2021

Sara Heikkinen, Mirja Rapinoja, Teemu Rautanen & Jenna Salonen

# KUITUGEOMETRIAN VAIKUTUS 3D-TULOSETETUN KAPPALEEN TAIVUTUSLUJUUTEEN

Sara Heikkinen, Mirja Rapinoja, Teemu Rautanen & Jenna Salonen

## KUITUGEOMETRIAN VAIKUTUS 3D-TULOSTETUN KAPPALEEN TAIVUTUSLUJUUTEEN

Hammastekniikassa käytetyt materiaalit tarvitsevat usein rinnalleen mekaanista kestävyyttä vahvistavia kuituja. Kuidun lisääminen käsityönä vaatii hammasteknikolta ammattitaitoa ja tietoa kappaleen tehokkaasta vahvistamisesta. Digitaaliset työskentelymenetelmät ovat yleistyneet ja korvanneet perinteisiä valmistusmenetelmiä. 3D-tulostimet ovat osa tätä kehitystä. Hammasteknisiin vaatimuksiin ylittäviä muovia sekä metalleja tulostavia laitteita on jo käytössä laboratorioissa, mutta kuitukomposiittitulostimet ovat vielä kehityksen tarpeessa.

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli tutkia, miten erilaiset kuitugeometriat vaikuttavat testikappaleen taivutuslujuuteen. Testikappaleet valmistettiin tulostamalla kuituvahvisteisia komposiittikappaleita. Tavoitteena oli tuottaa tietoa optimaalisesta kuitugeometriasta sekä tulostettavasta kuitukomposiitista.

Testikappaleet valmistettiin Markforgedin Mark Two-tulostimella ja suunniteltiin Eiger-suunnitteluohjelmistolla. Testikappaleet kävivät läpi kolmipistetaivutustestin standardin ISO 20795-1 mukaisesti. Testiryhmiä oli kuusi. Neljä oli suunniteltu Krenchelin faktorin mukaisesti ja yksi Eigerin ehdottamalla kuitugeometrialla. Kuudes ryhmä oli vahvistamaton kontrolliryhmä. Materiaaleina käytettiin Markforgedin Fiberglass-lasikuitua ja Nylon White-muovia. Taivutustestin tulokset analysoitiin tilastollisilla menetelmillä. Lopuksi laskettiin kappaleiden kuituvolyymit.

Taivutuslujuustestin tulosten perusteella ryhmät 1–4 mukailivat Krenchelin faktorin teoriaa, jossa ryhmä 2 (0°) oli selvästi vahvin ja ryhmä 1 (90°) heikoin. Eiger-ohjelmiston ehdottama kuitugeometria oli mitattavissa arvoissa toiseksi vahvin. Tulos osoittaa suunnitteluohjelmiston kyvyn luoda kestävä ehdotus kappaleen vahvistamisesta. Testikappaleiden suurin kuituvolyymi oli ryhmällä 2, jonka tulos oli 24,9 t%. Matalin kuituvolyymi oli ryhmällä 4, jonka tulos oli 15,2 t%. Kuituvolyymit jäivät alhaisiksi verrattuna käytännön maksimiin (~70 t%). Näin ollen tutkimuksessa käytetyllä 3D-tulostimella ei saavutettu haluttua kuidun määrää testikappaleessa.

### ASIASANAT:

3D-tulostus, Krenchelin faktori, taivutuslujuus, lasikuitu, nailon.

BACHELOR'S / MASTER'S THESIS | ABSTRACT

TURKU UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Dental Technology

2021 | 46 pages, 4 pages in appendices

Sara Heikkinen, Mirja Rapinoja, Teemu Rautanen & Jenna Salonen

# EFFECT OF FIBER GEOMETRY ON THE FLEXURAL STRENGTH OF A 3D PRINTED OBJECT

Materials used in dental technology often require additional fiber-reinforcement to enhance their mechanical strength. Adding fibers manually demands dental technicians to have skills and knowledge on how to effectively strengthen a part. Digital working methods have become more common partially replacing traditional methods of manufacturing. 3D printers are a part of this progress. Plastic and metal 3D printers that meet the technical requirements are already used in dental laboratories, but fiber composite 3D printers are still in need of further development.

The purpose of this theses was to study how different fiber geometries affect the flexural strength of a printed test object. Test objects were manufactured by printing fiber-reinforced composite objects. The objective was to produce information about optimal fiber geometry and printable fiber composite.

Test objects were manufactured with a Markforged Mark Two printer and designed with an Eiger design software. The test objects underwent a three-point bending test according to a standard ISO 20795-1. There were six test groups. Four of them were designed in accordance with Krenchel's factor and one with a fiber geometry suggested by Eiger. The sixth group was an unreinforced control group. The materials used were Markforged's Fiberglass and Nylon White. Results of the flexural test were analyzed using statistical methods. Fiber volumes of the test objects were also calculated.

The results showed that groups 1–4 imitated the Krenchel's factor theory: group 2 (0°) was clearly the strongest and group 1 (90°) the weakest. Whereas Eiger suggested fiber geometry was the second strongest in all measurable values. This result shows the design software's ability to create an efficient proposal to reinforce an object. Test objects in group 2 reached the highest fiber volume of 24,9 %. The lowest fiber volume was found in group 4 with a result of 15,2 %. Fiber volumes of the test objects were low compared to the practical maximum of about 70 %. Therefore, the 3D printer used in this study couldn't reach a desired amount of fiber in a test object.

## KEYWORDS:

3D printing, Krenchel factor, flexural strength, fiberglass, nylon.

# SISÄLTÖ

<b>SANASTO</b>	<b>7</b>
<b>1 JOHDANTO</b>	<b>8</b>
<b>2 OPINNÄYTETYÖN TAVOITE JA TARKOITUS</b>	<b>9</b>
2.1 Tutkimuksen yhteys MMAM-projektiin	10
<b>3 TEOREETTINEN VIITEKEHYS</b>	<b>12</b>
3.1 3D-tulostus	12
3.2 Markforged Mark Two -tulostin sekä Eiger-suunnitteluohjelmisto	14
3.3 Krenchelin faktori	18
3.4 Anisotropian ja isotropian merkitys	19
3.5 Materiaalit	20
3.6 Taivutuslujuustestaus ja kolmipistetaivutustesti	25
<b>4 MATERIAALIT JA MENETELMÄT</b>	<b>27</b>
4.1 Testiryhmät	27
4.2 Testikappaleet ja niiden valmistus	28
4.3 Kuidun määrän määrittäminen	30
4.4 Taivutuslujuustestaus	31
<b>5 TULOKSET</b>	<b>33</b>
5.1 Taivutuslujuus	33
5.2 Maksimi kuormankantokyky	34
5.3 Kimmomoduuli	35
5.4 Kuituvolyymi	36
5.5 Murtumatyyppianalyysi	38
<b>6 POHDINTA</b>	<b>40</b>
6.1 Eettisyys ja luotettavuus	41
<b>7 JOHTOPÄÄTÖKSET</b>	<b>43</b>
<b>LÄHTEET</b>	<b>44</b>

## LIITTEET

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

## KAAVAT

- Kaava 1. Kuituvolyymien laskentakaava (Lastumäki ym 2001). 31

## KUVAT

- Kuva 1. CFF-tulostusteknologian vaiheita (Markforged 2021b). 13
- Kuva 2. Eiger kuvakaappaus: Kappalenäkymä eli Part View. 16
- Kuva 3. Eiger kuvakaappaus: Sisäinen näkymä eli Internal View. 16
- Kuva 4. Eiger kuvakaappaus: Kappalevalikko eli Part Settings. 17
- Kuva 5. Eiger kuvakaappaus: Sisäinen näkymä (internal view), jossa alapalkista valittuna kuituvahvikeryhmä. 17
- Kuva 6. Krenchelin faktori. Numerot kuvaavat kuitugeometrian antaman vahvistuksen määrää ja nuolet vaikuttavan voiman suuntaa. 19
- Kuva 7. Komposiittien luokittelu. (Rajak ym. 2019.) 21
- Kuva 8. Kolmipistetaitvutustestissä vaikuttavat voimat. 26
- Kuva 9. Testiryhmien kuitugeometriat. 28
- Kuva 10. Taivuttamaton testikappale. 30
- Kuva 11. Testikappale kolmipistetaitvutustestissä. 32
- Kuva 12. Testikappaleen pinnan muutoksia puristusjännityspuolella. 38
- Kuva 13. Testikappaleen pinnan muutoksia vetojännityspuolella. 39

## KUVIOT

- Kuvio 1. Taivutuslujuuskeskiarvot testiryhmittäin. 34
- Kuvio 2. Maksimimaalisen kuormankantokyvyn keskiarvot testiryhmittäin. 35
- Kuvio 3. Kimmomoduuli. 36
- Kuvio 4. Kuituvahvikkeen teoreettinen vahvistavuus ja testituloksista laskettu vahvistavuus. 41

## TAULUKOT

- Taulukko 1. Testikappaleet. 29
- Taulukko 2. Taivutuslujuuden keskihajonta, minimi ja maksimi testiryhmittäin. 34
- Taulukko 3. Maksimaalisen kuormankantokyvyn keskihajonta, minimi ja maksimi testiryhmittäin. 35
- Taulukko 4. Kimmomoduulin keskihajonta, minimi ja maksimi testiryhmittäin. 36

Taulukko 5. Kuituvolyymit testiryhmittäin.	37
Taulukko 6. Käytetyt materiaalit ja todellinen kuituvolyymi.	37

## SANASTO

Cad/Cam	Computer-aided design / computer-aided manufacturing. Kappaleiden suunnitteleminen ja valmistaminen tietokoneavusteisesti.
CFF	Continuous filament fabrication. Jatkuvan kuitunauhan pursotukseen perustuva 3D-tulostusteknologia.
FDM	Fused deposition modelling. Materiaalin pursotukseen perustuva 3D-tulostusteknologia.
FFF	Fused filament fabrication. Materiaalin pursotukseen perustuva 3D-tulostusteknologia.
HSHHT fiberglass	High Strength High Temperature fiberglass.
Kevlar	Kauppanimi aramidikuidulle.
Kimmomoduuli	Kuvaa materiaalin jäykkyyttä ( $N/mm^2$ ). Mitä suurempi luku, sitä jäykempi materiaali on.
Kuitugeometria	Kuituvahvikkeen muoto.
Kuituorientaatio	Kuituvahvikkeen suuntaus ja sijainti.
Kuituvolyymi	Kuidun osuus kappaleessa tilavuusprosentteina (t%).
Kuormankantokyky	Voima, jonka kappale kestää ennen murtumista (N).
MMAM	Multicomponent materials centre of expertise for additive manufacturing.
.STL	Standard tessellation language / Standard triangle language. Tiedostomuoto 3D-mallinnetulle kappaleelle.
Taivutuslujuus	Ilmaisee materiaalin murtamiseen vaadittavaa voimaa (MPa). Mitä suurempi luku, sitä paremmin materiaali kestää siihen kohdistuvaa voimaa.

# 1 JOHDANTO

Erilaisten vahvikkeiden käyttö hammasteknisissä laitteissa kuten akryyliproteeseissa on tavallista. Niiden vahvistavien ominaisuuksien ansiosta laitteet kestävät paremmin niihin käytössä kohdistuvia voimia. Esimerkiksi lasikuituvahvikkeiden oikeanlainen asemointi koetaan hankalaksi ja siksi epäesteettisiä tai heikkoja vahvikemateriaaleja käytetään yhä paljon. (Turner.) Näitä ongelmia voidaan ratkaista käyttämällä 3D-tulostettuja vahvikkeita, joihin on mahdollista suunnitella haluttu kuitugeometria, jolla saavutetaan hyvä vahvistava vaikutus.

Cad/Cam-teknologioiden hyödyntäminen perinteisten valmistustekniikoiden rinnalla on jo melko yleistä hammasteknisten laitteiden valmistuksessa. Hyviä esimerkkejä tästä ovat purentakiskojen, implanttiohjureiden ja kruunujen valmistaminen jyrsimällä. (Susic ym. 2016.) Markkinoilla ei kuitenkaan ole vielä hammasteknisiin indikaatioihin suunniteltua jatkuvaa kuitua tulostavaa 3D-tulostuslaitetta. Tämä opinnäytetyö tarkastelee erilaisten 3D-tulostettujen kuitugeometrioiden vahvistavaa vaikutusta taivutuslujuustestissä suhteessa Krenchelin faktoriin. Aihetta on hammasteknisestä näkökulmasta käsitelty melko vähän nimenomaan 3D-tulostamisen yhteydessä. Sen sijaan perinteisten hammasteknisten polymeerien taivutuslujuuksia on tutkittu kattavasti sekä vahvikekuiduilla että ilman niitä (Rajak ym. 2019).

Tässä opinnäytetyössä suunnitellaan ja valmistetaan erilaisilla kuitugeometrioilla vahvistettuja testikappaleita. Testikappaleiden valmistamiseen käytettiin Markforged Mark Two -tulostinta, sillä se pystyy tulostamaan yhdensuuntaista jatkuvaa lasikuituvahviketta ja muovia. Tutkimuksessa vertaillaan erilaisten kuitugeometrioiden vaikutusta kappaleen taivutuslujuuteen. Tämän lisäksi opinnäytetyössä esitellään kuituvahvikkeiden teoreettinen lujittava vaikutus, 3D-tulostettavien kuituvahvistettujen kappaleiden suunnittelu sekä käydään läpi 3D-tulostamisen ja opinnäytetyössä käytettävien kuitukomposiittimateriaalien perusteet.

Hammasteknisestä näkökulmasta katsottuna on tärkeää saada lisää tietoa tästä 3D-tulostusteknologiasta, sillä yhdensuuntaista ja jatkuvaa kuitua tulostavilla laitteilla on valtava potentiaali uudistaa kuituvahvikkeiden käyttöä hammasteknisissä laitteissa. Tarkastelemalla taivutuslujuustesteissä saatuja tuloksia voidaan saada viitteitä siitä, kuinka hyvin 3D-tulostettu kuituvahvike soveltuu taivutuslujuutensa puolesta hammasteknisiin laitteisiin.



## 2 OPINNÄYTETYÖN TAVOITE JA TARKOITUS

Hammastekniikan laboratoriot ovat jatkuvan kehityksen kohteena, kun uudet teknologiat ja modernit laitteet muokkaavat perinteisiä työskentelymenetelmiä. Käsien suoritettavan työn haasteet ja ajankäytön ongelmat ovat jo muutaman vuoden ajan tunnistettu kehityskohteina hammasteknisessä työssä. Erilaiset digitaaliset työskentelymenetelmät, kuten Cad/Cam ja 3D-tulostaminen ovat olleet insinöörien sekä teollisen valmistuksen käytössä jo kauan, mutta hammaslaboratorioissa ne ovat alkaneet yleistyä vasta viimeisten vuosikymmenien aikana (Geddes 2020; Davidowitz & Kotick 2021). Vaikka 3D-tulostusteknologiat kehittyvät jatkuvasti, niiden soveltaminen hammastekniikkaan vaatii vielä kehitystyötä. Teknologian nopea kehitys luo tarpeen hammasteknikoiden lisäkouluttamiselle ja uusien työtapojen tarkastelulle. Kuituvahvikkeen 3D-tulostaminen on uutta teknologiaa, joka ei ole vielä käytössä laboratorioissa. Kuituvahvikkeiden lisääminen käsityönä hammastekniseen laitteeseen vaatii ammattitaitoa ja aikaa, jonka vuoksi 3D-tulostettu kuituvahvike voi olla vastaus ajan säästämiseen sekä valmistusprosessin suoraviivaistamiseen.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, miten Krenchelin faktorin mukaisesti suunnitellut kuitugeometriat vaikuttavat 3D-tulostettujen testikappaleiden vahvuuteen taivutuslujuustestauksessa. Tutkimuksessa tulostettiin kuitukomposiittista testikappaleita, jotka altistettiin kolmipistetaivutustestille. Tämä opinnäytetyö on osa kolmen opinnäytetyön kokonaisuutta, jotka käsittelevät 3D-tulostamisen eli lisäävän valmistamisen soveltamista hammastekniikan alalla. Hammastekniikan näkökulmasta kirjoitettuja tieteellisiä artikkeleita materiaalia lisäävästä valmistamisesta tai 3D-tulostettavista kuituvahvikkeista on erittäin vähän, jos lainkaan. Tarve tiedon tuottamiselle on siis olemassa.

3D-tulostimet, jotka pystyvät tulostamaan kuitukomposiittia, ovat vähemmistössä pelkkää muovia tai metallia tulostaviin vertaisiinsa. Tällä hetkellä markkinoilla ei ole yhtään kuitukomposiittitulostinta, jota pystytään soveltamaan suoraan hammastekniikan alalla. Tekniset vaatimukset esimerkiksi tulostustarkkuuden osalta eivät vielä täyty. Turun ammattikorkeakoulun käytössä on Markforgedin Mark Two - kuitukomposiittitulostin. Tulostin valikoitui saatavuuden perusteella opinnäytetyön käyttöön. Muita kuitumuovitulostinvalmistajia ovat mm. Anisoprint, Envisiontec, CEAD, Desktop metal ja Continuous composite.

Opinnäytetyön tavoitteena oli saada lisää tietoa 3D-tulostetuista kuituvahvikkeista, kuitugeometrian vaikutuksesta kappaleen vahvuuteen sekä vahvikkeiden suunnittelusta. Tiedon avulla hammasteknikoiden ymmärrys tulevaisuudessa mahdollisesti tarjolla olevista vaihtoehtoisista toimintatavoista kasvaa. Myös halu osaamisen kehittämiseksi digitaalisten menetelmien parissa nousee.

Opinnäytetyössä toteutettu tutkimus taustoitettiin tutustumalla jo olemassa olevaan tutkittuun teoretietoon. Tutkimukseen liittyvät aihealueet olivat 3D-tulostus, olemassa olevat kuitumuovien tulostamiseen soveltuvat teknologiat, käytetty 3D-tulostin, materiaalitietous sekä Krenchelin faktori. Teoreettista viitekehystä kootessa hakusanat muodostuivat näiden aihealueiden mukaan. Hakutermeinä käytettiin mm. *fiber-reinforced composite*, *fiber-reinforcement orientation*, *continuous fiber*, *fiberglass*, *flexural strength*, *Krenchel factor* ja *3D printing*. Haut suoritettiin tieteellisillä tietokannoilla kuten PubMed, Google Scholar ja Science direct.

Opinnäytetyön tarkoituksesta, aiheesta ja tavoitteesta on muodostettu tutkimuskysymys: Miten kuitugeometria vaikuttaa 3D-tulostetun kappaleen taivutuslujuuteen?

## 2.1 Tutkimuksen yhteys MMAM-projektiin

Multicomponent materials centre of expertise for additive manufacturing eli MMAM, on Turun ammattikorkeakoulussa vuonna 2019 alkanut opetus- ja kulttuuriministeriön rahoittama projekti, jossa kehitetään 3D-tulostusta ja sen parissa työskentelevien ammattitaitoa (Turun ammattikorkeakoulu 2020). Projekti panostaa teknologiaan, tutkimukseen ja innovaatioihin 3D-tulostuksen maailmassa (MMAM). Tarve materiaalia lisäävän valmistamisen eli 3D-tulostamisen asiantuntijoille on tunnistettu niin työelämässä kuin työelämään kouluttavissa tahoissakin. MMAM-projekti vastaa tähän tarpeeseen kehittämällä biomateriaalien soveltuvuutta 3D-tulostamiseen. (Turun ammattikorkeakoulu 2020.) Tavoitteena on yhdessä mukana olevien yritysten kanssa lisätä alueellista sekä kansainvälistä kilpailukykyä liittyen lisäävään valmistukseen ja sen soveltamiseen sekä kehittämiseen (MMAM).

Turun ammattikorkeakoulun hammastekniikan koulutusohjelma on osa MMAM-projektia ja se näkyy muun muassa koulutuksen käyttöön saatujen 3D-tulostimien muodossa. Myös koulutusalan opinnäytetyöaiheet ohjautuvat lisäävän valmistuksen pariin soveltamalla niihin hammasteknisiä materiaaleja sekä työtapoja. Opinnäytetyö

kuitugeometrian vaikutuksesta 3D-tulostetun kappaleen taivutuslujuuteen tuottaa tietoa lisäävän valmistuksen mahdollisuuksista hammastekniikassa. Tarkastelemalla taivutuslujuustesteissä saatuja tuloksia voidaan saada viitteitä siitä, kuinka hyvin 3D-tulostettu kuitukomposiitti soveltuu taivutuslujuutensa puolesta hammasteknisiin laitteisiin ja minkälaisia käyttömahdollisuuksia sillä on. Opinnäytetyö osallistuu MMAM-projektiin tuottamalla alustavaa tutkimustietoa 3D-tulostusteknologian ja kuituvahvistamisen yhteenliittymästä, joka voi tulevaisuudessa kehittyä olennaiseksi teknologiaksi hammastekniikan alalla.

### 3 TEOREETTINEN VIITEKEHYS

Erilaisia biomateriaaleja ja niiden kestävyyttä on tutkittu esimerkiksi Turun yliopiston biomateriaalitutkimusohjelmassa (Turku Biomaterials Research). Myös vahvikekuitujen optimaalista suuntaa ja sijaintia on tutkittu sekä yleisellä tasolla että dentaalisovelluksissa. Esimerkiksi 2004 julkaistussa tutkimuksessa Dyer ym. selvittivät erilaisten lasikuituvahvikkeiden suunnan ja sijainnin vaikutusta kuitukomposiittikappaleen taivutuslujuuteen. Korkeimmat tulokset saavutettiin yhdensuuntaisella kuidulla ja optimaalisin kuidun sijainti löytyi kappaleen vetojännityspuolelta. (Dyer ym. 2004.)

Materiaalia lisäävän valmistamisen tekniikalla valmistettuja kuitukomposiitteja on tutkittu viime vuosina. Esimerkiksi kuitukomposiittitulostimella valmistettujen lasikuidulla tai hiilikuidulla vahvistettujen nailonkappaleiden kestävyttä on tutkittu aikaisemmin (Mohammadizadeh ym. 2019). Myös 3D-tulostamisen hyödyntämistä hammaslääketieteen alalla on tutkittu. Esimerkiksi Dawood ym. kartoittivat lisäävän valmistamisen sovellutuksia alalla (Dawood ym. 2015). Sen sijaan lisäävän valmistamisen tekniikalla valmistettujen kuituvahvikkeiden sovellutuksista hammaslääketieteen alalla ei löydy merkittävästi tutkimuksia.

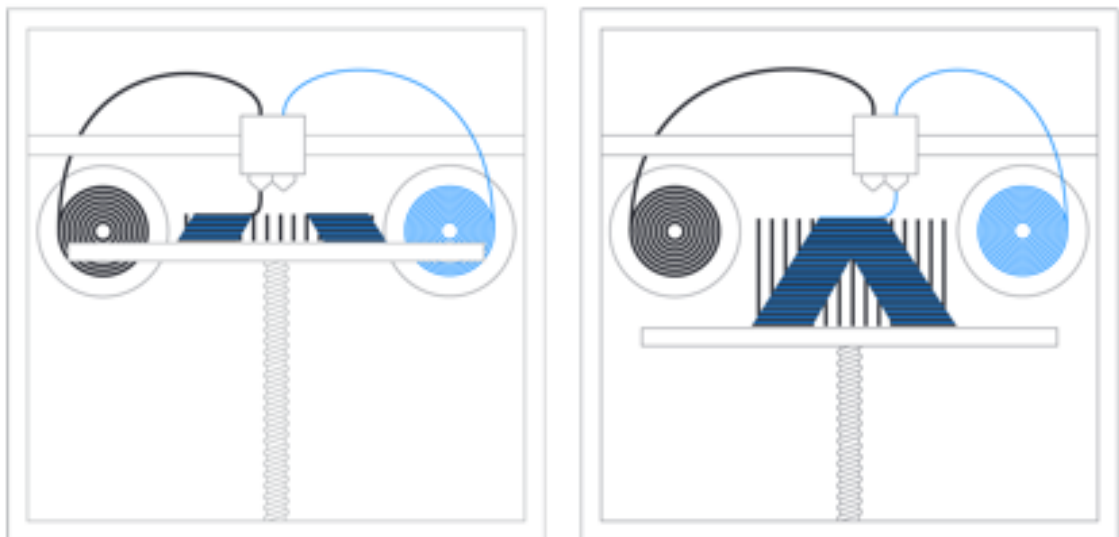
#### 3.1 3D-tulostus

3D-tulostuksella tarkoitetaan materiaalia lisäävää valmistustapaa, jossa nimensä mukaisesti materiaalia lisäämällä valmistetaan ennalta suunniteltuja kappaleita. 3D-tulostus tapahtuu yleensä kerros kerrokselta suunnitellun mallitiedoston mukaisesti. Lisäävän valmistuksen etuja ovat muun muassa suunnittelun joustavuus, yksilöllisten kappaleiden ja pientuotannon mahdollisuus sekä lyhyt tuotantoaika suunnittelusta valmiiseen tuotteeseen. (Aliheidari ym. 2017.)

Tulostustekniikoita ja tulostimia on kehitetty moniin erilaisiin käyttötarkoituksiin. Tekniikan ja tulostimen valintaan vaikuttavat esimerkiksi tulostettavat materiaalit ja tulostettavan kappaleen koko. Käytössä olevia 3D-tulostustekniikoita ovat esimerkiksi erilaiset VAT-polymerisaatiotekniikat, materiaalin pursotustekniikka sekä jauhepetitulostustekniikka. (Shahrubudin ym. 2019.)

Pursotustekniikalla on mahdollista tulostaa kestämuoveja, komposiitteja, ruoka-aineita ja jopa eläviä soluja. Ensimmäinen ja tunnetuin kehitetty pursotustekniikka on Fused Deposition Modelling (FDM) tai toiselta nimeltään Fused Filament Fabrication (FFF). Tekniikka kehitettiin 1990-luvulla. FFF-tekniikassa päämateriaalina käytetään yleisimmin muovia. Kappale tulostetaan alustalle kerros kerrokselta siten, että uudelleen muotoiltavaa kestämuovia lämmitetään ja pursotetaan suuttimesta halutulle alueelle. (Shahrubudin ym. 2019.)

Tämän opinnäytetyön tutkimuksen yhteydessä käytettiin Mark Two -tulostinta, joka hyödyntää tulostamiseen FFF-tekniikkaa. Tulostimessa kestämuovi syötetään nauhana kelalta tulostuspäähän, jossa sitä lämmitetään ja josta se pursotetaan tulostusalustalle. Muovin lisäksi tulostimella voidaan tulostaa jatkuvaa kuituvahviketta. Jatkuvan kelalta syötettävän kuidun tulostamiseen Markforged on kehittänyt termin Continuous Filament Fabrication (CFF). CFF-tekniikassa jatkuva kuitu ohjataan toisen tulostuskärjen avulla tarkoituksenmukaisesti tulostettavaan kappaleeseen kerros kerrokselta (kuva 1). Kuituvahvike syötetään välittömästi aiemmin tulostetun muovikerroksen päälle muovin ollessa vielä kuuma, jotta materiaalit sitoutuvat toisiinsa mahdollisimman hyvin. (Markforged 2021b.)



Kuva 1. CFF-tulostusteknologian vaiheita (Markforged 2021b).

### 3.2 Markforged Mark Two -tulostin sekä Eiger-suunnitteluohjelmisto

Markforged on yhdysvaltalainen materiaalia lisäävään valmistamiseen eli 3D-tulostamiseen erikoistunut yhtiö. Se on perustettu vuonna 2013 ja se valmistaa 3D-tulostimia, digitaalisia sovelluksia sekä materiaaleja käytettäväksi lisäävän valmistamisen prosesseissa. (Markforged 2021f.) Mark Two -tulostin edustaa lisäävän valmistamisen tulostustekniikkaa, jossa materiaalia pursotetaan yhtäjaksoisesti tulostimen kahdesta suuttimesta tulostusalustalle. Toinen tulostimen suuttimista on polymeerimuovin pursottamista varten ja toinen suutin mahdollistaa yhtäjaksoisen kuituvahvikkeen lisäämisen tulostettaviin kappaleisiin – ominaisuus joka on tämän opinnäytetyön tutkimuksen kannalta välttämätön. Mark Two tulostaa kahta polymeeria tuotenimiltään Onyx ja Nylon White. Onyx on materiaali, jossa nailonin seassa on pieniä hiilikuituja. Nylon White taas on nimensä mukaisesti valkoista nailonmuovia. Pursotettujen polymeerien kovettaminen tapahtuu lämmön avulla. Mark Two:n kuitumateriaalivaihtoehtoja ovat hiilikuitu, Kevlar, lasikuitu ja tavallista lasikuitua korkeampia lämpötiloja kestävä HSHT-lasikuitu. Mark Two ylittää 100 µm tarkkuuteen tulosteen kerrospaksuuden osalta suurimman mahdollisen kerrospaksuuden ollessa 200 µm. Mark Two tukee .stl -tiedostomuotoa. (Markforged 2020.)

Eiger on Markforgedin kehittämä verkkoselaimella käytettävä 3D-tulostusohjelmisto. Se on viipalointiohjelma, joka toimii siltana CAD-ohjelmistolla suunnitellun kappaleen ja 3D-tulostimen välillä. Eiger mahdollistaa selektiivisen kuituvahvikkeen lisäämisen 3D-tulostettaviin kappaleisiin. Eiger viipaloi digitaalisen mallikappaleen ja muuttaa sen tulostimen ymmärtämäksi koodiksi, joka lopulta ohjaa tulostimen liikkeitä sen valmistaessa kappaletta. Lisäksi se on työnhallintajärjestelmä, jolla ohjataan, kontrolloidaan ja valvotaan Markforgedin 3D-tulostimia. (Markforged 2021d.)

Eiger toimii kahdessa erillisessä näkymässä, joista ensimmäinen on kappalenäkymä eli part view (kuva 2) ja toinen on sisäinen näkymä eli internal view (kuva 3). Näkymät on eroteltu toisistaan eri taustaväreillä: kappalenäkymän tausta on vaalea ja sisäisen näkymän tausta tumma. Kappalenäkymässä käyttäjä määrittää yleiset tulostamiseen ja kappaleeseen liittyvät asetukset, kuten esimerkiksi materiaalin kerrospaksuuden ja sen halutaanko kappaleessa käyttää vahvikekuituja. Mikäli vahvikekuituja halutaan käyttää, valitaan sisäinen näkymä, jossa asetetaan asetukset kuituvahvikkeiden määrästä sekä asemoinnista. Kuituvahviketta käytettäessä kappaleen ylä- ja alapinnalla on oltava neljä

kerrosta matriisimuovia ja kappaleen sivuilla kaksi (Markforged; Taulukko 1). Edellä kuvattujen valintojen jälkeen kappale on valmis tulostettavaksi.

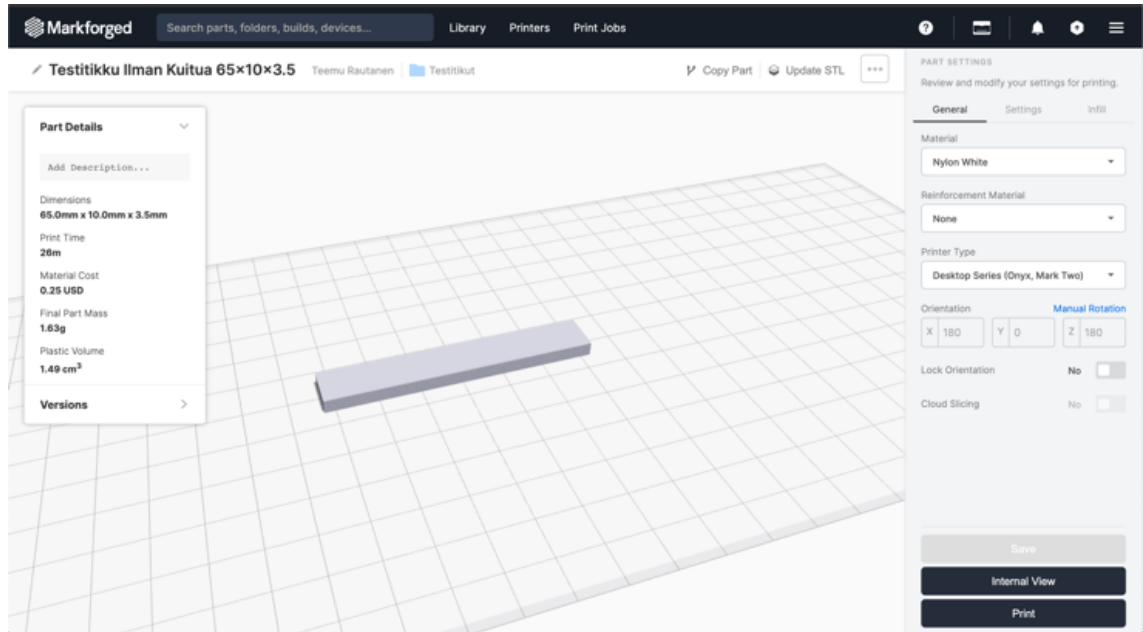
### **Työnkulku Eiger-ohjelmistolla**

Käyttäjää edellytetään luomaan käyttäjätili Eiger-sivustolle, jonka jälkeen pilvipohjaisen ohjelma-alustan toiminnot ovat käyttäjän saatavilla. Eiger-tilille voi luoda kirjaston, johon käyttäjä lataa ennakkoon CAD-ohjelmistolla suunniteltuja kappaleita STL-tiedostomuodossa.

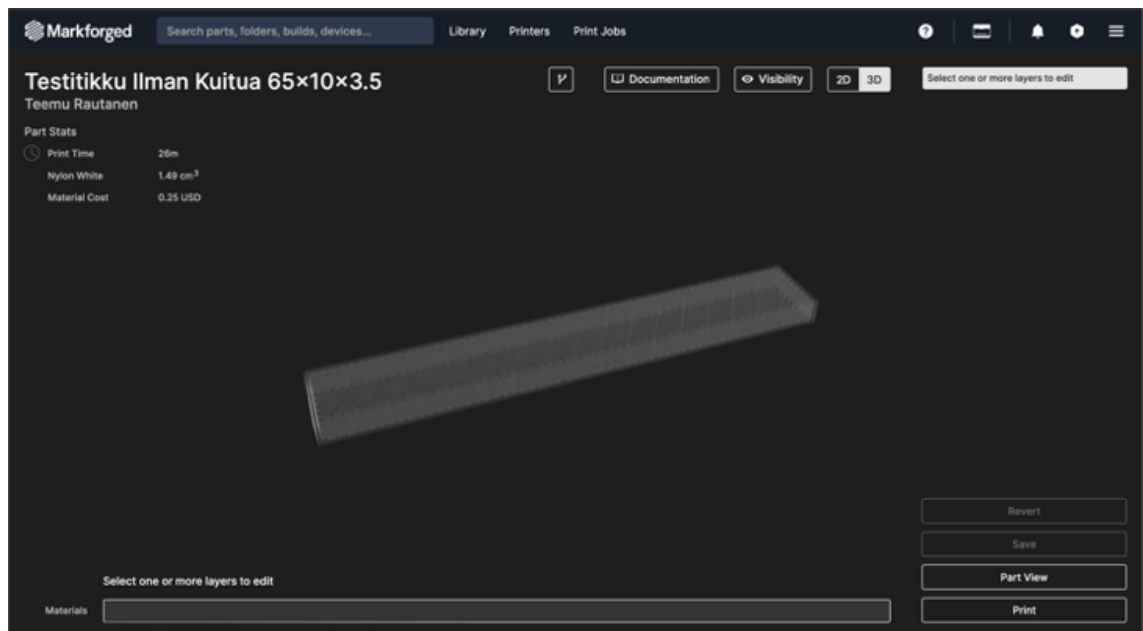
Kappalenäkymässä työstettävälle kappaleelle määritetään kuvan 2 oikeasta laidasta löytyvästä part settings eli kappaleasetukset-valikosta (rajattuna kuvassa 4) seuraavia asetuksia. Valikon ensimmäiseltä sivulta yleisten asetusten (general) alasetuksista valitaan tulostusmateriaali, kuituvahvike sekä varsinaisen tulostamisen suorittava tulostintyyppi. Tässä valikossa myös kappaleen tulostusasentoa tulostusalustaan kohden voidaan muuttaa x-, y-, ja z-akseleilla. Kappaleasetukset-valikon toiselta sivulta, asetukset-valikosta (settings), valitaan materiaalin kerrospaksuus sekä määritetään tulostettavan kappaleen mahdollisesti tarvitsemat tukirakenteet ja niiden kulmat. Kappaleasetukset-valikon kolmas sivu, täyttövalikko (infill), mahdollistaa valinnat kappaleen sisälle materiaalin täytössä muodostuvien geometrinen muotojen, täyttötiheyden sekä kappaleen niin sanottujen lattia-, katto- ja seinäpintojen osalta.

Sisäinen näkymä kuvassa 3, on tummapohjainen näkymä, jossa käyttäjä pääsee tarkastelemaan kappaletta ja sen rakennetta sisäisesti kokonaisuutena tai osissa ja tekemään valintoja vahvikekuitujen asemoinnista. Keskellä näkymää on läpikuultava kuvaus työstettävästä kappaleesta. Kappaletta voi lähentää, loitontaa ja pyörittää näkymässä hiiren avulla. Näkymän alalaidassa, kohdassa materials, on horisontaalinen kappaleen kerroksia kuvaava palkki. Luomalla ryhmiä (groups) palkkiin käyttäjä voi määritellä ne kerrokset, joihin kuituvahviketta halutaan sijoittaa. Ryhmä luodaan maalaamalla haluttu osa palkista hiirellä. Kuituvahvike sijoitetaan ryhmään valitsemalla haluttu ryhmä palkista, jonka jälkeen oikeaan ylälaitaan avautuvasta valikosta valitaan "use fiber". Tässä valikossa tehdään määritelmät vahvikkeen asemoinnista, sen volyymistä, muodosta ja kulmista (fiber angels). Sisäisen näkymän ylälaitassa olevasta painikkeesta "visibility" voi kappaleen esitystapaa suodattaa yksityiskohtaisemmin. Painike "2D 3D" mahdollistaa kappaleen tarkastelun kerroksittain. Kappale- ja ryhmäkohtainen (part stats / group stats) informaatio sijaitsee näkymän vasemmassa

laidassa. Valitsemalla ryhmiä näkymän alapalkista (kuva 5) saadaan näkyviin ryhmäkohtaiset tiedot, kuten tulostusaika, materiaalien tilavuus ja hinta suhteessa tulostettavaan kappaleeseen kokonaisuutena.

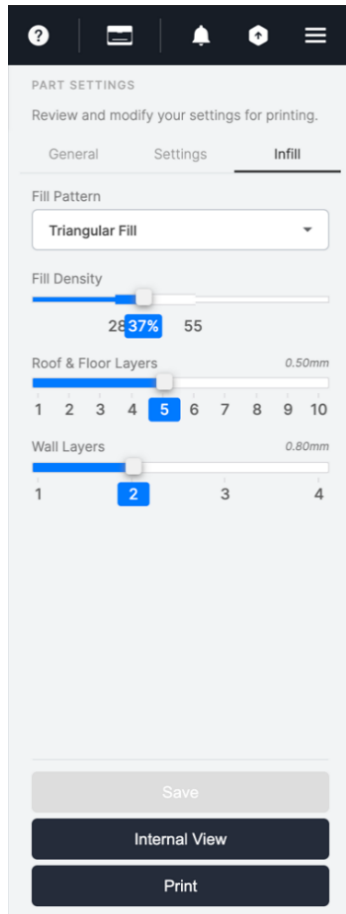


Kuva 2. Eiger kuvakaappaus: Kappalenäkymä eli Part View.

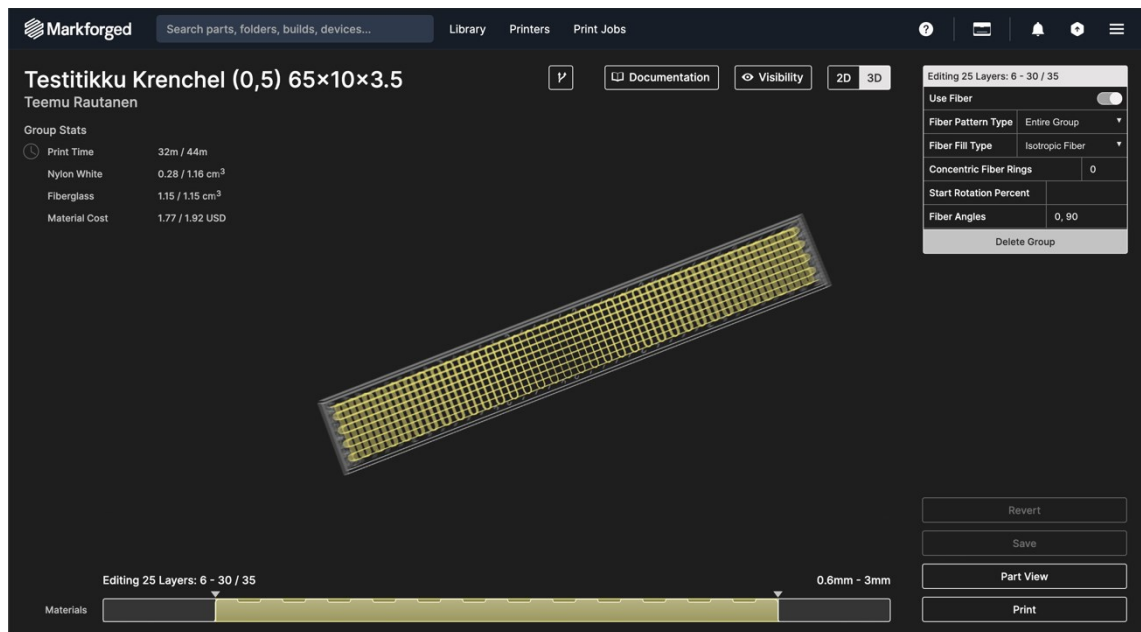


Kuva 3. Eiger kuvakaappaus: Sisäinen näkymä eli Internal View.





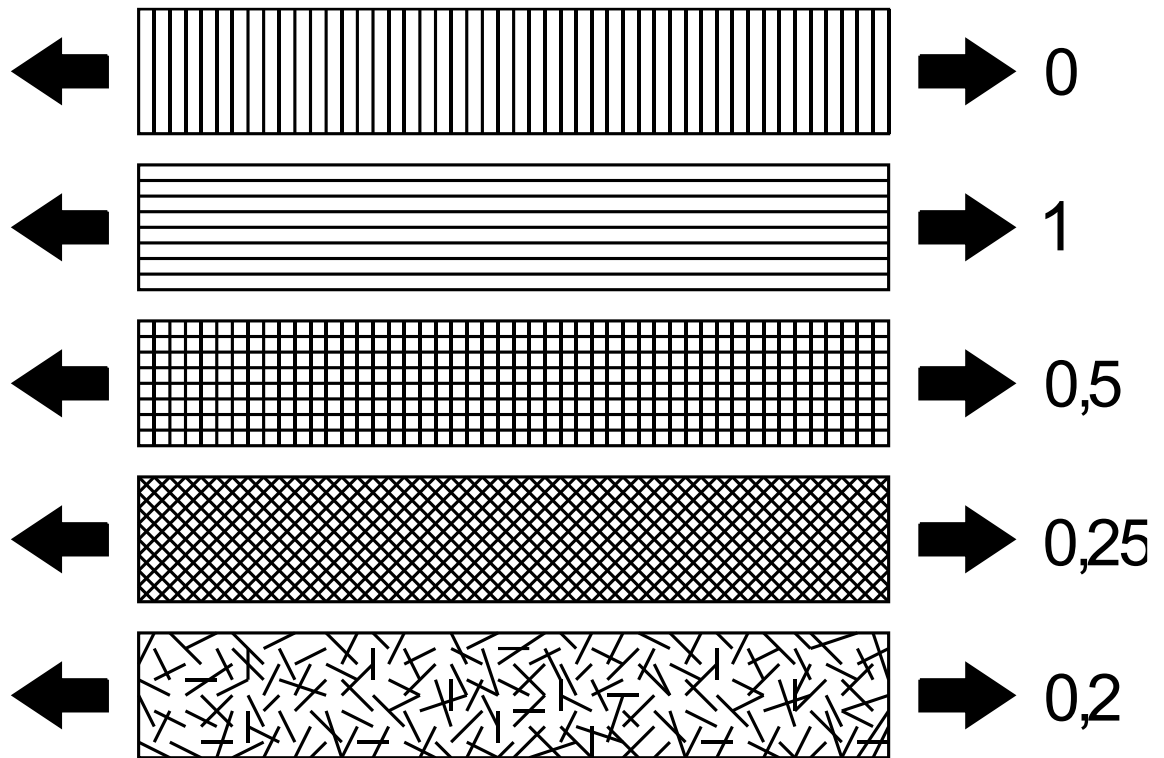
Kuva 4. Eiger kuvakaappaus: Kappalevalikko eli Part Settings.



Kuva 5. Eiger kuvakaappaus: Sisäinen näkymä (internal view), jossa alapalkista valittuna kuituvahvikeryhmä.

### 3.3 Krenchelin faktori

Kuituvahvikkeita tuotetaan markkinoille erilaisissa muodoissa. Erilaiset yhdensuuntaiset jatkuvat kuidut sekä ristiin punotut verkkomaiset kudokset ovat hammaslääketieteessä yleisesti käytetyimpiä kuituja. (Lastumäki 2002, 24.) Tässä opinnäytetyössä kuituvahvikkeen muotoa kappaleen sisällä kuvailevana terminä käytetään sanaa kuitugeometria. Komposiitin kuitugeometria vaikuttaa merkittävästi kappaleen mekaanisiin ominaisuuksiin. Näitä vaikutuksia voidaan kuvata kuitujen tehokkuuskertoimella eli Krenchelin faktorilla. Krenchelin faktori kuvaa numeroarvoilla nollan ja yhden välillä kuituvahvikkeen lujittavaa vaikutusta vetojännityksen suhteen kuitugeometriasta ja kuitujen suuntauksesta riippuen. Yhdensuuntaisten jatkuvien kuitujen lujittava vaikutus on yhteen suuntaan voimakas. Kahdensuuntaisten verkkomaisten kuitujen lujittava vaikutus jakautuu kahteen suuntaan ja on siten yhteen suuntaan heikompi. Krenchelin faktori on esitelty kuvassa 6. Saadakseen parhaan mahdollisen arvon 1 yhdensuuntaiset jatkuvat kuidut on asemoitu vetojännityksen suuntaisesti. Puolet pienemmän tehokkuuskertoimen arvon 0,5 saa verkkomainen kuitugeometria, jossa puolet kuiduista on asemoitu vetojännityksen suuntaisesti ja puolet sitä vasten poikittain 90 asteen kulmassa. Verkkomaisen kuitugeometrian ollessa 45 asteen kulmassa vetojännitystä kohden tehokkuuskerroin saa arvon 0,25. Yhdensuuntaisen jatkuvan kuidun ollessa poikittain 90 asteen kulmassa vasten vetojännityssuuntaa tehokkuuskerroin on 0, jolloin kuitujen vahvistava vaikutus vetojännityssuuntaan menetetään kokonaan. Yhdensuuntaisten jatkuvien kuitujen lisäksi Krenchelin faktori kattaa myös satunnaisesti asetetun katkokuidun, joka saa tehokkuuskertoimen 0,2. Erilaisilla kuitugeometrioilla tai niiden yhdistelmillä voidaan hyödyntää kuitujen lujittavaa vaikutusta eri suunnista. (Lastumäki 2002, 24–25.)



Kuva 6. Krenchelinin faktori. Numerot kuvaavat kuitugeometrian antaman vahvistuksen määrää ja nuolet vaikuttavan voiman suuntaa.

### 3.4 Anisotropian ja isotropian merkitys

Materiaalien vahvistavat ominaisuudet riippuvat siitä, onko materiaali anisotrooppinen vai isotrooppinen. Isotropia tarkoittaa sitä, että vahvistavat ominaisuudet ovat samat joka suunnassa. Vastakohtana isotropialle on anisotropia, jossa vahvistavat ominaisuudet ovat erilaiset riippuen suunnasta, josta voimaa tuotetaan. (Campbell 2010, 4.)

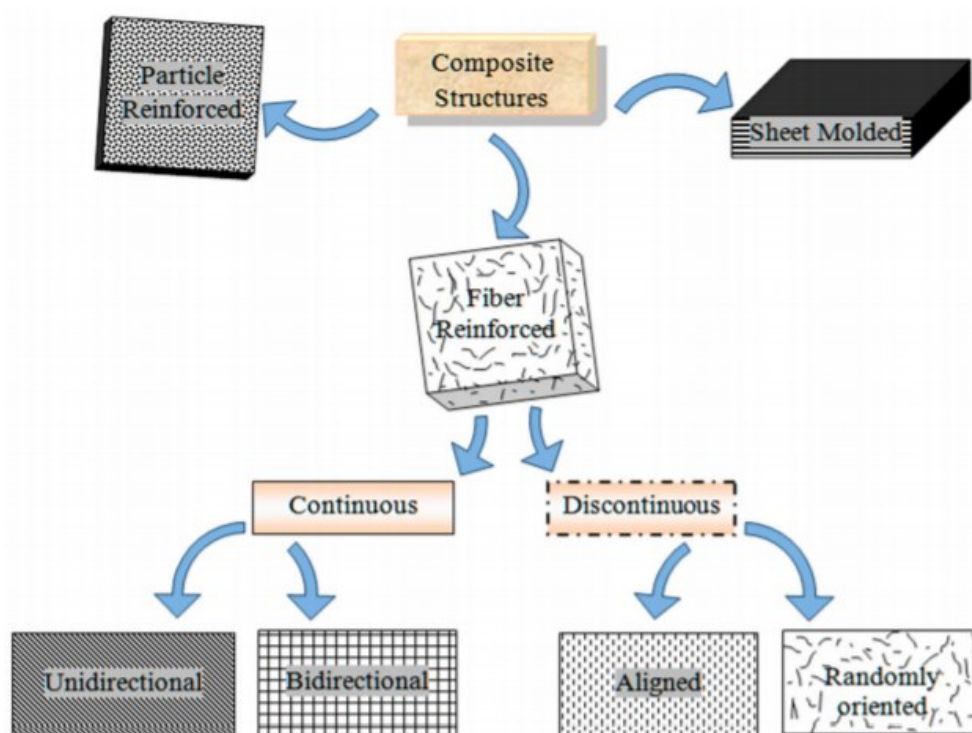
Kappale, jossa muovimatriisin sisällä on yhdensuuntaisesti jatkuvia kuituja, on ominaisuuksiltaan anisotrooppinen. Kappaleen sisällä olevat kuidut vahvistavat kappaletta eniten niiden suuntaisesti. Kyseisellä tavalla toteutettu kuitugeometria antaa Krenchelin faktorin teorian mukaan tehokkuuskertoimen 1, kun kuidut ovat vetojännityksen suuntaisesti. Mikäli kuitukomposiitti rakentuu muovimatriisista sekä sen sisällä olevista hajaorientoituneista katkokuiduista, kappale on isotrooppinen. Edellä mainittu kuitugeometria kappaleessa tekee siitä yhtä vahvan joka suunnasta. Vaikka isotrooppinen kappale sisältää yhtenäiset vahvistavat ominaisuudet, voidaan anisotrooppisella kappaleella saavuttaa Krenchelin faktorin perusteella teoreettisesti kestävämpi kappale yhdestä suunnasta kohdistetulla rasituksella. (Lahdenperä 2019,

16–17.) Hammasteknisiä isotrooppisia materiaaleja ovat mm. keraamit ja metallit, kun taas anisotrooppisia hammasteknisiä materiaaleja edustaa esimerkiksi yksisuuntainen jatkuva kuituvahvike.

### 3.5 Materiaalit

#### **Kuitukomposiitti**

Komposiitti tarkoittaa kahden tai useamman komponentin muodostamaa yhdistettä, jossa materiaalit eivät ole sulautuneet yhteen vaan ovat sidoksissa toisiinsa (Sideridou 2010, 54; Rajak ym. 2019). Tässä opinnäytetyössä kuitukomposiitilla tarkoitetaan kuidun ja muovin luomaa rakennetta. Komposiitit koostuvat matriisista ja täytemateriaalista. Muovi eli polymeeri muodostaa komposiitissa matriisin eli kuitua sitovan osan. Materiaalin sisällä olevaa kuitua kutsutaan täytemateriaaliksi ja se voi esiintyä erilaisissa orientaatioissa ja pituuksissa kuten kuvassa 7 näytetään. Kuidut voivat olla matriisin sisällä pieninä osina, joko yhdensuuntaisesti tai sekaisin, tai jatkuvina yhdensuuntaisina tai verkkomaisesti punottuina kuituina. Riippuen matriisin sisällä olevasta kuitugeometriasta, vahvistavat ominaisuudet vaihtelevat. (Rajak ym. 2019.) Kuituvolyymilla eli kuidun määrällä kappaleen sisällä on myös merkitystä tarkasteltaessa materiaalin kestävyttä (Campbell 2010, 1). Teoreettisella ajattelulla voidaan päätellä, että mitä enemmän kuitua komposiitti sisältää, sitä vahvempi se on. Käytännössä asia ei kuitenkaan ole näin. Kuituvolyymilla on ns. käytännöllinen maksimi komposiitin sisällä. Mikäli kuituvolyymi ylittää noin 70 t% rajan, matriisille ei jää tarpeeksi tilaa eikä se pysty enää tukemaan kuituja tehokkaasti. (Campbell 2010, 1.) Kuituvolyymien maksimoiminen on olennainen osa kestävä komposiittirakenteen suunnittelua. Kuidun määrän ei kuitenkaan tule ylittää edellä mainittua 70 t% rajaa, jos halutaan välttää rakenteen hajoaminen.



Kuva 7. Komposiittien luokittelu. (Rajak ym. 2019.)

Komposiitin sisällä oleva kuitu on sidostunut matriisiinsa. Matriisin, tässä tapauksessa muovin, ensisijainen tehtävä on pitää kuidut paikoillaan sekä suojata niitä ulkoisilta vaurioilta. Suun olosuhteissa käytettävä kuitukomposiitti kohtaa haastavia kemiallisia sekä mekaanisia olosuhteita ja sen on kestävä aikaa. Käytettävän polymeerin on täytettävä biomateriaalien ominaisuuksien vaatimukset eli sen tulee kestää purentavoimia, suun bakteereja ja sopia käytettäväksi kehon kudosten kanssa. (Vallittu & Özcan 2017, 3-4.)

Kuitukomposiittia on tutkittu hammaslääketieteellisiin tarkoituksiin 1960-luvulta lähtien. Kesti kuitenkin noin 30 vuotta, että sen tutkiminen otti suuria edistysaskelia 1990-luvun alkupuolella hammaslääketieteen saralla. Kuitukomposiitin tutkimuksessa tärkeänä osa-alueena on ymmärtää, miten purentavoimat suussa vaikuttavat. Hammasproteesit, siltarakenteet ja muut suuhun sijoitettavat hammastekniset laitteet joutuvat kestäämään pureskelusta syntyvää toistuvaa syklistä painetta. Näitä rakenteita suunniteltaessa ja valmistettaessa hammasteknikoiden on ymmärrettävä, miten purentavoimat kohdistuvat eri hampaisiin ja mistä suunnista laitteisiin kohdistuu voimia. Näin vahvistavat elementit, kuten kuidut, voidaan sijoittaa optimaalisesti kappaleen sisälle kestäämään pureskelusta syntyviä voimia. (Vallittu & Özcan 2017, xv.)

## Kuitu ja lasikuitu

Kuidut voidaan jakaa luonnollisiin ja synteettisiin kuituihin. Luonnonkuituja saadaan kasveista, eläimistä sekä luonnossa esiintyvistä mineraaleista. Esimerkiksi puuvilla ja kookoskuitu ovat kasviperäisiä kuituja, silkki ja villa eläinperäisiä kuituja ja asbestikuidut mineraalipohjaisia. (Rajak ym. 2019; Asbesti.fi.) Synteettiset kuidut ovat keinoitekoisesti valmistettuja. Niitä ovat mm. hiilikuitu, lasikuitu ja aramidikuitu. Hammasteknisten laitteiden mekaanisia ominaisuuksia parantamaan on käytetty ja testattu hiili-, lasi- sekä aramidikuituja. Kuitujen vahvistavat ominaisuudet parantavat käytettyjen materiaalien ja valmistettujen laitteiden mekaanisia ominaisuuksia, mutta myös erilaisia ongelmia on vuosien saatossa noussut esiin. Suurimpana seikkana missä tahansa hammaslääketieteellisessä korjauksessa on kestävyuden rinnalla esteettisyys. Kuituvaihtoehtoista lasikuitu vastaa molempiin tarpeisiin ja onkin näin vakiinnuttanut asemansa hammaslääketieteessä. (Turner 2015.)

Lasikuitu on sulasta lasista vedettyjä säikeitä, jotka voidaan yhden pitkän rihmanipun lisäksi kutoa verkkomuotoon tai pätkiä pieniksi paloiksi (Campbell 2010, 34-39). Lasikuidulla on monia käyttökohteita sähköeristyksestä autoteollisuuteen sekä hammaslääketieteeseen. Verrattuna hiilikuituun, lasikuitu ei ole yhtä vahvaa, mutta se on halvempaa tuottaa sekä esteettisempää värityksensä vuoksi. (Johnson 2020.) Hammaslääketieteessä käytetään E- ja S-lasikuituja. E-lasikuitu (E=electric) valmistetaan aluminoborosilikaattilasista. Se on materiaalina suhteellisen kestävä ja halpaa tuottaa. (Zhang & Matinlinna 2011, 73-78.) S-lasikuitu koostuu aluminosilikaatista ja sen mekaaniset ominaisuudet ovat paremmat kuin E-lasikuidulla. Jäykempänä ja vahvempana S-lasikuidulla on huomattavasti suurempi vetolujuus. S-lasikuitu on E-lasikuitua kalliimpi materiaali. (Campbell 2010, 33.)

Kuidun vahvistavat ominaisuudet riippuvat käytettävästä kuitumateriaalista, kuidun pituudesta, kuituvolyymista sekä kuidun suunnasta ja sijainnista kappaleen sisällä (Lahdenperä 2019, 15). Suuhun tarkoitettuja laitteita, kuten proteeseja, valmistaessa hammasteknikko sijoittaa kuidut manuaalisesti tavalla, joka estää murtumia sekä halkeamia muodostumasta. Tähän vaikuttavat kuidun sijainti kappaleen sisällä sekä missä muodossa kuitua lisätään. Yleisimmin käytettyjä kuitumuotoja ovat yhdensuuntaiset kuituniput sekä verkkomaiseen muotoon kudotut kuituverkot. Hammasteknikko tekee työskennellessään päätöksen siitä, miten hammasproteesien kestävyttä parannetaan.

Mekaanisen kestävyuden parantamista on tutkittu tieteellisesti. Kokoproteesien valmistuksessa on vertailtu kahta eri tapaa vahvistaa heikkoa akryylimateriaalia. Ladizesky esitteli kollegoidensa kanssa tavan, jossa kokoproteesin pohjalevy vahvistetaan kokonaan verkkomaisella kuidulla. Ongelmiksi muodostuivat estetiikka ja hinta. Koko yläproteesin pohjalevyn kattava kuituverkko nousee helposti pohjalevyn pintaan, kun akryyliä työstetään vastaanotolla tai hammasteknikon toimesta laboratoriollla. Proteesia pohjattaessa ja ohennettaessa kuitu nousee helposti esiin, jolloin akryyliin jää ruma sekä karhea pinta. Proteesin kauttaaltaan vahvistaminen on myös paljon kalliimpaa, kun vaihtoehtona on paikallinen vahvistaminen. Pekka Vallittu toi esille toisen tavan vahvistaa vain murtumalle altis alue proteesista. Kyseinen toimintatapa vaatii tekijältä ymmärrystä siitä, mistä kohdasta murtumat yleensä alkavat. Yläkokoproteesia vahvistettaessa Vallitun ehdottamalla tavalla, kuitu sijoitetaan kulkemaan hevosenkengän muodossa mahdollisimman lähelle proteesihampaita. (Vallittu & Özcan 2017, 41-42, 169.)

Kuidun sijainnilla kappaleen sisällä on erittäin suuri merkitys. Kappaleet, jotka ovat mittasuhteiltaan yhdenmukaisia ja sisältävät saman kuitugeometrian, voivat vahvistavuudeltaan olla erilaisia, jos kuitu on sijoitettu kappaleen sisällä eri kohtaan. Suurin vahvistavuus saavutetaan sijoittamalla yhdensuuntaiset jatkuvat kuidut, sille puolelle kappaletta, johon kohdistuu suurin vetojännitys (Kuva 8). Neutraalille akselille sijoitetut, eli kappaleen keskellä olevat kuidut, eivät tarjoa lähes yhtään vahvistavaa voimaa. Puristusjännityspuolelle sijoitetut kuidut saavat kappaleen pettämään nopeasti eivätkä myöskään vahvista kappaletta tehokkaasti. (Vallittu & Özcan 2017, 16.)

## **Muovi ja nailon**

Ihmisten käyttämistä polymeereistä eli muoveista löytyy merkintöjä historian kirjoista jo keskiajalta lähtien (Knight 2014). Ensimmäiset selluloosapohjaiset muovit kehitettiin 1800-luvulla korvaamaan muun muassa norsunluuta (Heiskanen 2019). Selluloosapohjaista polymeeriä käytettiin 1800-luvun loppupuolella myös hammasproteesien levymateriaalina (Sideridou 2010, 4). Tämä selluloidiksi kutsuttu polymeeri oli muovattavuudeltaan ihme ja sana muovi, tuleekin muovin muovattavasta ominaisuudesta (Heiskanen 2019; Lavonen ym. 2006).

Maailmasta löytyy luonnollisia kasvi- ja eläinperäisiä vaihtoehtoja synteettiselle polymeerille (Sideridou 2010, 2). Synteettinen muovi on nimensä mukaisesti ihmisen

kehittämää ja luomaa polymeeriä (Knight 2014). Sitä valmistetaan hyödyntämällä fossiilisia polttoaineita, jotka ovat uusiutumattomia luonnonvaroja (Knight 2014; Piesala 2020). Ensimmäinen synteettinen muovi keksittiin vuonna 1907 John Baekelandin toimesta (Heiskanen 2019). Niiden hyödyntäminen lisääntyi 1900-luvulla teollisuuden kasvun ja maailmansotien myötä (Ebnesajjad & Modjarrad 2013, 3).

Toisen maailmansodan vauhdittama polymeerien kehitys toi muovit tasolle, jolla niiden käyttöä lääketieteessä ja biomateriaaleina pystyttiin harkitsemaan. Ennen polymeerien vallankumousta biomateriaalitieteessä, metallia käytettiin laajasti niin lääketieteessä kuin myös hammaslääketieteessä. Lääketieteen alojen, kuten immunologian ja toksikologian, tutkimukselliset harppaukset rakensivat muoville biomateriaaliksi hyväksyttävät parametrit mm. steriilydessä ja kehoon siirtyvissä kemikaalijäämissä. Nykyään muovi on vakiinnuttanut asemansa biomateriaalina ja polymeerejä syntetisoidaan tiettyjä lääketieteellisiä käyttäjä varten. (Ebnesajjad & Modjarrad 2013, 2-4.) Hammastekniikassa laajasti käytetty PMMA eli polymetyylimetakrylaatti on hyvä esimerkki polymeeristä, joka markkinoille tulonsa jälkeen vuonna 1928 on jatkokehitetty suosituksi biomateriaaliksi (Poole-Warren ym. 2015). PMMA:sta valmistetaan hammaslaboratorioissa mm. koko- ja osaproteeseja sekä purentakiskoja.

Muovit ovat polymeerejä, jotka muodostuvat isoista ketjumaisista molekyyleistä eli monomeereista. Muovit voidaan jakaa kesto- sekä kertamuoveihin sen perusteella, miten polymeeriketjut liittyvät toisiinsa. (Lavonen ym. 2006.) Kertamuoveja ei voi uudelleen muovata kovettumisen jälkeen ilman, että materiaalin kemiallinen rakenne hajoaa. Ne ovat silti vahvempia materiaaleja kuin uudelleen muovattavat ja sulatettavat kestopuovit. (Muoviteollisuus ry.) Kestomuovit ovat sulatettavuutensa puolesta täydellisiä materiaaleja 3D-tulostukseen, mutta helppo muokattavuus vaikuttaa negatiivisesti muovin vahvuuteen sekä jäykkyyteen (Markforged 2021e).

Polymeerit tarvitsevat lähes aina niiden ominaisuuksia tai käsiteltävyyttä parantavia lisä- sekä täyteaineita (Ebnesajjad & Modjarrad 2013, 25). Hammaslääketieteellisiin tarkoituksiin valmistetun muovin täytyy olla mekaanisilta ominaisuuksiltaan purentavoimia kestävä sekä kemiallisilta vahvuuksiltaan sopiva suun olosuhteisiin (Vallittu & Özcan 2017, 3-4). Valitettavasti muovit eivät yllä tarvittaviin kriteereihin mekaanisten ominaisuuksien osalta, minkä vuoksi vuosien saatossa merkittäväksi seikaksi on noussut muovin ominaisuuksien vahvistaminen täyteaineilla tai kuiduilla. Esimerkiksi hammasproteesit vahingoittuvat ja rikkoontuvat helposti ilman vahviketta. Murtuma voi johtua esimerkiksi purentavoimista tai proteesin putoamisesta lavuaariin.



Hauraita rakenteita voidaan vahvistaa lisäämällä muovin sisään kuitua, joka kasvattaa materiaalin mekaanisia ominaisuuksia kuten taivutuslujuutta ja estää materiaalin murtumista (Turner 2015).

Nailon on synteettinen polymeeri, jolla on hyvä mekaaninen kestävyys, lämmönsietokyky ja hyvät kemialliset ominaisuudet (Rajak ym. 2019; Subramanian 2012, 130). Se kehitettiin vuonna 1935 ja sitä käytettiin biomateriaalina ensimmäisen kerran 1940-luvulla kirurgisena ompelena (Ebnesajjad & Modjarrad 2013, 4). Nailonia on myös käytetty hammasproteesien pohjamateriaalina (Sideridou 2010, 15). Muita nailonin käyttökohteita biomateriaalitieteen ulkopuolella ovat mm. vaatteet, kalastusverkot, köydet, laskuvarjot, renkaat sekä erilaiset teollisesti valmistetut osat (Vagholkar 2016). Nailon kuuluu polyamideihin ja se luokitellaan kestopuoviksi (Subramanian 2012, 130). Siitä on markkinoilla useita eri versioita, joiden ominaisuudet ja käyttötarkoitukset eroavat toisistaan. Käytettävistä nailoneista yleisimpiä ovat Nylon-6, Nylon-6,6, Nylon-6,10, Nylon-6,12, Nylon-11 ja Nylon-12. (Vagholkar 2016.)

Nailonia käytetään perinteisten valmistus- ja työstötapojen rinnalla runsaasti lisäävässä valmistuksessa. Sen jo edellä mainitut hyvät ominaisuudet tekevät siitä halutun materiaalin teolliseen 3D-tulostukseen, jossa siitä valmistetaan mm. työkaluja ja muita mekaanisia osia. Nailonin käyttö on mahdollista useimmilla 3D-tulostustekniikoilla. Monet yritykset ovat kehittäneet nailonista omat optimaalisimmat versionsa käytettäväksi lisäävässä valmistuksessa. (3Dnatives 2020.)

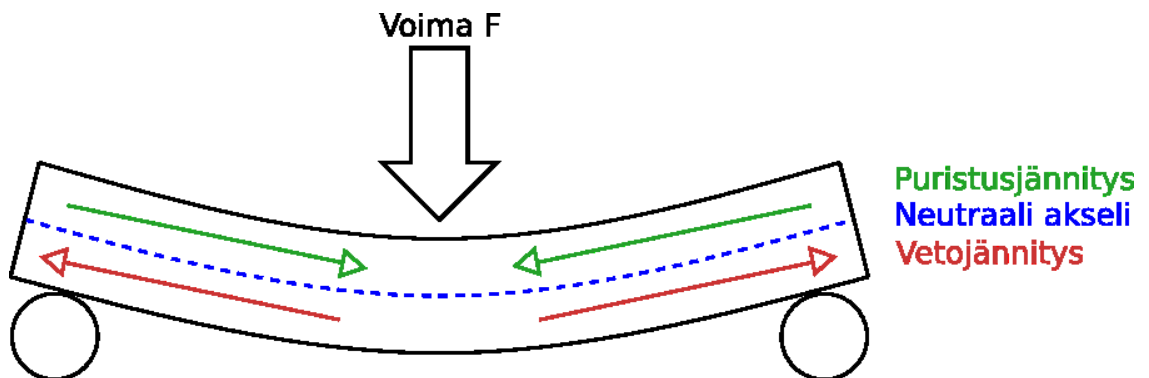
### 3.6 Taivutuslujuustestaus ja kolmipistetaivutustesti

Taivutuslujuustestauksessa käytetään ISO 20795-1 standardin mukaista kolmipistetaivutuslujuustestiä. Standardi määrittää ja käy läpi erilaiset testausmenetelmät, joilla voidaan mitata hammasteknisissä töissä käytettävien polymeerimuovien mekaanisia ominaisuuksia. Lisäksi standardi määrittää testiolosuhteet ja testikappaleiden yksityiskohdat vahvistamattomille polymeerimuovimateriaaleille. (SFS-EN ISO 20795-1:2013.) Kolmipistetaivutustesti on hammastekniikan alalla vakiintunut tapa testata kuituvahvistettujen materiaalien taivutuslujuutta (Vallittu & Özcan 2017).

Testauksen aikana testitikku lepää kahden tuen päällä ja kappaleen keskikohtaan kohdistetaan voimaa kohtisuoraan sen yläpuolelta (kuva 8). Tukien välinen jänneväli on

50 mm ja kuormituskärki liikkuu kohti kappaletta 5 mm/min. (SFS-EN ISO 20795-1:2013.)

Kolmipistetaivutustestiä käyttämällä voidaan mitata kappaleen taivutuslujuutta eli kappaleen kykyä kestää taivuttavaa rasiusta murtumatta. Kolmipistetaivutustestissä testikappale lepää päädyistään kahden tukipisteen päällä. Testin aikana testikappaleen keskelle kohdistetaan tasaisesti kasvavaa sekä kuormittavaa voimaa 90 asteen kulmassa kappaleen yläpintaa vasten. Kuormaa kasvatetaan, kunnes testikappale murtuu. Testauksen aikana testikappaleen yläpuoli pyrkii kutistumaan eli kappaleen yläpuolelle syntyy puristusjännitys. Testikappaleen alapuoli puolestaan pyrkii venymään, jolloin testikappaleen alapuolelle syntyy vetojännitys. (Alander 2020.) Rasiuksessa syntyvät jännitteet ovat suurimmillaan kappaleiden ulkopinnoilla ja ne vähenevät kappaleen keskikohtaa lähestyttäessä. Kappaleen keskellä jännitteiden kohtaamispaikassa on neutraali akseli. Tämä akseli on jännitteetön eli siihen ei kohdistu puristus- tai vetojännitystä. (Tec science 2018.) Kuva 8 havainnollistaa kappaleeseen kohdistuvat voimat kolmipistetaivutustestin aikana. Jos testikappaleeseen on asetettu vahvistavaa kuitua pelkästään toiselle puolelle, kannattaa vahvistettu puoli asettaa testauksessa vetojännityksen puolelle. Tämä johtuu siitä, että kuidut kestävät paremmin vetoa kuin puristusta. (Vallittu & Özcan 2017, 16.)



Kuva 8. Kolmipistetaivutustestissä vaikuttavat voimat.

## 4 MATERIAALIT JA MENETELMÄT

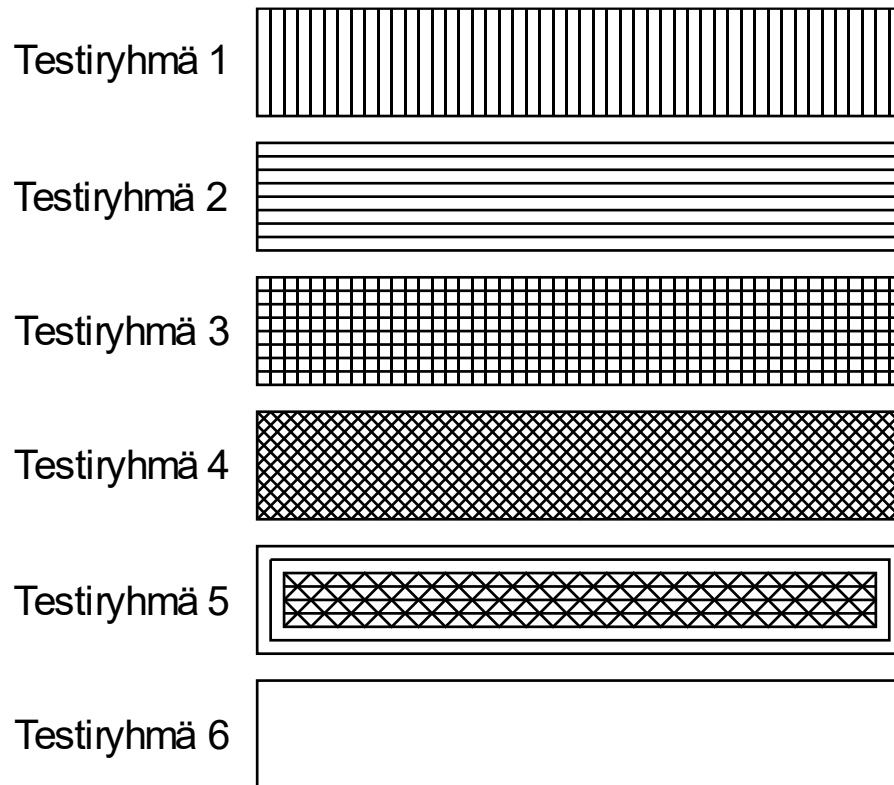
Testikappaleet valmistettiin 3D-tulostamalla Markforgedin Nylon White -muovista ja Fiberglass-lasikuidusta. Nylon White on valkoiseksi värjättyä nailonia ja on luokituksestaan kestumuovi (Markforged 2021c). Testikappaleissa Nylon White toimii komposiitin matriisina. Nailonia on saatavilla erilaisilla kemiallisilla rakenteilla, joilla jokaisella on yksilöllisiä ominaisuuksia, jotka erottavat ne toisistaan (Vagholkar 2016). Fiberglass-lasikuitu toimii vahvistavana täyteaineena nailonin sisällä. Tutkimuksessa päädyttiin käyttämään lasikuitua sen hammaslääketieteellisten käyttöindikaatioiden, kuten esteettisyyden ja hyvän vahvistavuuden vuoksi. 3D-tulostetut testikappaleet luokitellaan komposiiteiksi, koska ne muodostuvat kahdesta yhteen sitoutuneesta materiaalista. Testikappaleet valmistettiin Markforgedin Mark Two-kuitumuovitulostimella, joka tulostaa käyttäen FFF-pursotustekniikkaa. Tulostuksen jälkeen kappaleet asetettiin taivutuslujuustestiin.

### 4.1 Testiryhmät

Tutkimuksessa oli yhteensä kuusi testiryhmää, jotka suunniteltiin noudattaen Krenchelin faktorin teoriaa kuitugeometrioista sekä testikappaleiden valmistuksessa käytetyn suunnitteluohjelman ehdottamaa kustannustehokkainta kuitugeometriaa (kuva 9). Testikappaleiden suunnittelussa noudatettiin myös suunnitteluohjelman suosituksia eri materiaalien minimikerrosmääristä (Taulukko 1). Viiden kuitugeometrioita sisältävän testiryhmän lisäksi mukana oli myös ainoastaan Nylon Whitesta valmistettu kontrolliryhmä, joka ei sisältänyt lainkaan kuituvahviketta. Kukin testiryhmä sisälsi 10 testikappaletta.

Testiryhmät:

1. Kuidut poikittain: 90° pituussuunnasta
2. Kuidut pitkittäin: 0° pituussuunnasta
3. Kuidut kahteen suuntaan: 0° ja 90° kappaleen pituussuunnasta
4. Kuidut kahteen suuntaan: 45° ja 135° kappaleen pituussuunnasta
5. Kuidut Eiger-suunnitteluohjelman ehdottamalla geometrialla
6. Kontrolliryhmä ilman kuituja



Kuva 9. Testiryhmien kuitugeometriat.

#### 4.2 Testikappaleet ja niiden valmistus

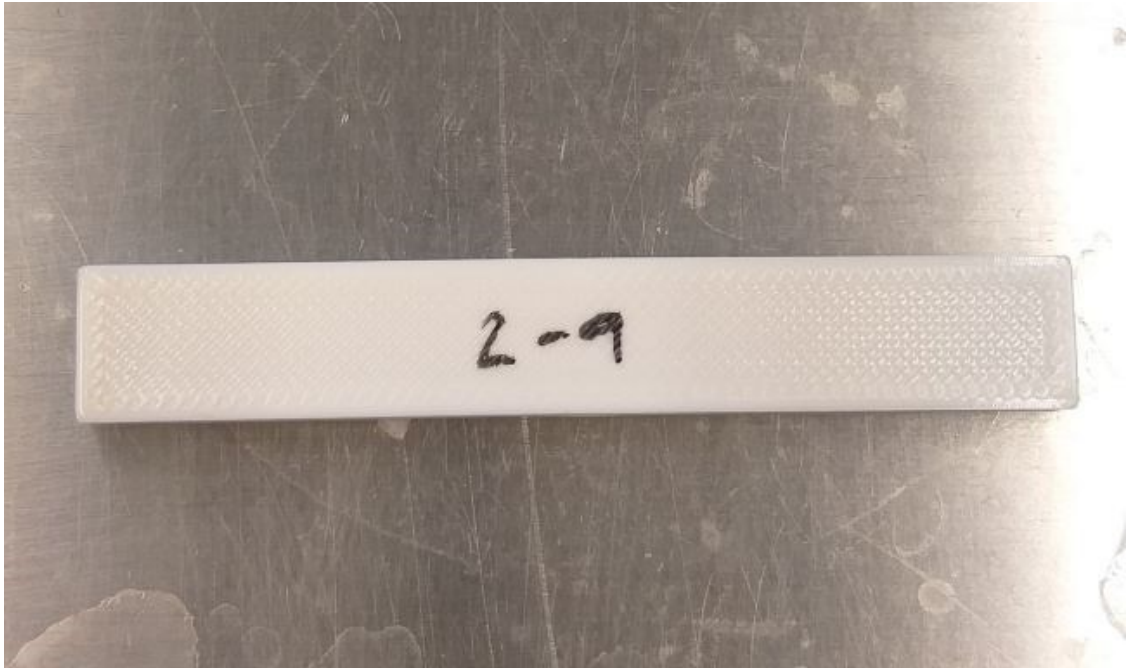
Testikappaleet valmistettiin mukaillen standardia ISO 20795-1. Kunkin yksittäisen testikappaleen ulkomitat olivat  $65\text{mm} * (10,0 \pm 0,2)\text{mm} * (3,5 \pm 0,2)\text{mm}$ . Testikappaleita ei valmistettu standardin määrittämien valmistusmetodien mukaisesti, sillä standardi ei ota kantaa lisäävän teknologian keinoin tuotettujen testikappaleiden valmistukseen. (SFS-EN ISO 20795-1:2013.) Testikappaleiden suunnittelu tehtiin Markforgedin omalla Eiger-suunnitteluohjelmistolla. Taulukosta 1 voidaan nähdä asetukset, joita testikappaleiden suunnittelussa käytettiin. Myös Eigerin ilmoittamat testikappalekohtaiset kuitu- ja nailonmäärät ovat nähtävissä edellä mainitussa taulukossa. Testikappaleet valmistettiin Markforged Mark Two -komposiittitulostimella, joka sijaitsee Turun AMK:n konetekniikan kehitys- ja oppimisympäristön tilassa nimeltä #Tehtas. Opiskelijoilla ei ole vapaata pääsyä #Tehtaan tiloihin, minkä vuoksi testikappaleiden tulostaminen suoritettiin opinnäytetyön ohjaajan toimesta.

Testikappaleita valmistettiin kuhunkin testiryhmään 10 kappaletta. Kappaleet tulostettiin ilman tukia kiinni tulostusalustaan. Kuvassa 10 nähdään, miltä taivuttamaton

testikappale näyttää. Ennen testaamista kaikki testikappaleet mitattiin digitaalisella työntömitalla varmistaen, että testikappaleet olivat samankokoisia keskenään. Lisäksi kaikki kappaleet tarkastettiin silmämääräisesti, jotta testikappaleiden mahdolliset pinnanvauriot tai valmistuksen yhteydessä syntyneet virheet huomataan. 3D-tulostamisen luonteeseen kuuluu, että tulostetun kappaleen tulostusalustaa vasten ollut pinta saattaa erota kappaleen muista pinnoista: pinta voi olla esimerkiksi sileämpi tai karheampi kuin muut pinnat. On tärkeää erottaa tämä luonteenomainen pinnan eroavaisuus varsinaisista pinnanvaurioista tai tulostusvirheistä. Testikappaleet tulostettiin vuoden 2020 loppusyksyn aikana ja ne säilytettiin ryhmittäin valolta suojattuna huoneenlämmössä ennen testausta ja sen jälkeen.

Taulukko 1. Testikappaleet.

TESTIKAPPALEET	Ryhmä 1	Ryhmä 2	Ryhmä 3	Ryhmä 4	Ryhmä 5	Ryhmä 6
Kuitugeometria	90°	0°	0+90°	45+135°	0+45+90+135°	Ei kuitua
Kuidun määrä	1,22 cm <sup>3</sup>	1,06 cm <sup>3</sup>	1,15 cm <sup>3</sup>	1,07 cm <sup>3</sup>	1,01 cm <sup>3</sup>	0 cm <sup>3</sup>
Nailonin määrä	1,16 cm <sup>3</sup>	1,24 cm <sup>3</sup>	1,20 cm <sup>3</sup>	1,28 cm <sup>3</sup>	1,39 cm <sup>3</sup>	1,49 cm <sup>3</sup>
Täyttö	Triangular Fill	Triangular Fill	Triangular Fill	Triangular Fill	Triangular Fill	Triangular Fill
Kerrospaksuus	0,100 mm	0,100 mm	0,100 mm	0,100 mm	0,100 mm	0,100 mm
Nailon reunojen kerrosmäärä (pohja/katto)	5	5	5	5	5	-
Nailon reunojen kerrosmäärä (seinät)	2	2	2	2	2	-



Kuva 10. Taivuttamaton testikappale (testiryhmä 2 / kuidut 0°).

#### 4.3 Kuidun määrän määrittäminen

Testikappaleiden todellisen kuituvolyymien selvittämiseksi kappaleista haluttiin poistaa kaikki muu materiaali kuituvahviketta lukuun ottamatta. Tämä suoritettiin altistamalla testikappaleet lämpötilalle, josta vain kuituvahvike selviää vahingoittumattomana. Kustakin kuituvahviketta sisältävästä testiryhmästä valittiin kolme testikappaletta kokeen suorittamiseen.

Kokeen alussa testikappaleet asetettiin polttoalustalle. Alusta sijoitettiin huoneenlämpöiseen uuniin, jonka lämpötilaa nostettiin uunille asetetun ohjelman mukaisesti 7 astetta / minuutti, kunnes uuni saavutti 700 asteen lämpötilan. Uuni pidettiin 700-asteisena yhden tunnin ajan, jonka jälkeen lämpö taas hitaasti laskettiin huoneenlämpöiseksi. Lämpötilan muutokset haluttiin pitää maltillisina, sillä liian nopea muutos lämpötilassa saattaa rikkoa polttoalustoina toimivat posliinikupit. Onnistuneen polttokokeen jälkeen testitikkujen muovimatriisi oli palanut pois ja jäljelle oli jäänyt ainoastaan kuituvahvike.

Muovimatriisin poispoltto suoritettiin Turun AMK:n Hammastekniikan tiloissa sijaitsevilla esilämmitysuuneilla 16.-18.2.2020. Testitikkujen polttoalustoina käytettiin posliinikuppeja. Kustakin testiryhmästä poltettiin kolme testikappaletta. Testikappaleet kuivasäilytettiin huoneenlämmössä taivutus- ja polttokokeen välisen ajan. Ennen

polttokokeiden aloittamista punnittiin kuppien ominaispaino ja testitikkujen paino kuppien kanssa. Kokeen suorittamisen jälkeen kuppeihin jäänyt lasikuituvahvike punnittiin posliinikuppien kanssa. Jäljelle jääneen kuituvahvikkeen painon perusteella pystyttiin laskemaan kuitutilavuus, sillä tiedossa oli kunkin materiaalin tiheys (Lastumäki ym 2001).

Kuituvolyymi laskettiin Kaavan 1 esittämällä tavalla.

$$V_g = \frac{\frac{W_g}{r_g}}{\frac{W_g}{r_g} + \frac{W_r}{r_r}}$$

Kaava 1. Kuituvolyymien laskentakaava (Lastumäki ym 2001).

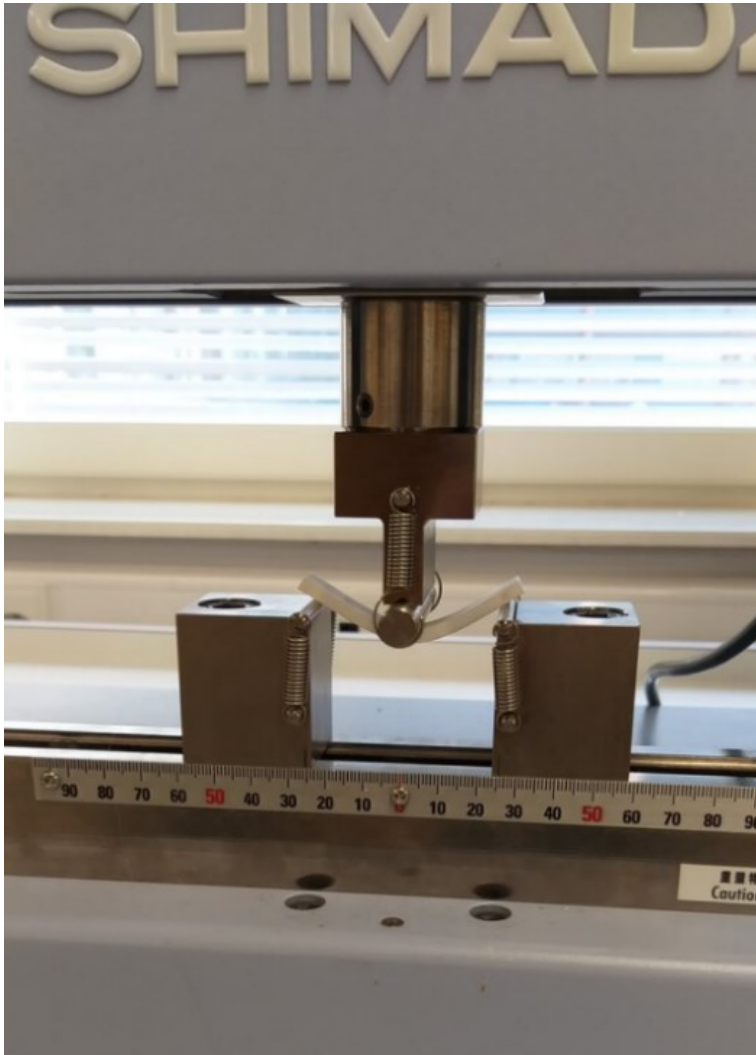
Yllä olevassa kaavassa  $W_g$  on kuituvahvikkeen paino,  $r_g$  on kuituvahvikkeen tiheys,  $W_r$  on muovimatriisin paino ja  $r_r$  on muovimatriisin tiheys (Lastumäki ym 2001).

#### 4.4 Taivutuslujuustestaus

Testaus suoritettiin 26.11.2020 Turun AMK:n Lemminkäisenkadun yksikössä kemianteollisuuden laboratoriossa. Ennen testauksen aloittamista tutkimusryhmä perehdyttiin laboratoriotilojen, taivutuslaitteen ja mittausohjelmiston käyttöön. Kolmipistetaivutustesti tehtiin Shimadzu AGS-X mekaanisten ominaisuuksien testauslaitteella. Trapezium X -testausohjelmisto rekisteröi testin aikana kappaleeseen kohdistuneen voiman.

Testikappaleet testattiin testiryhmittäin ja kappaleet kaikkien ryhmien kesken samassa järjestyksessä (1–10). Kaikki testikappaleet asetettiin tukikappaleiden päälle niin, että testauskärki osui kappaleen keskelle. Tukikappaleiden jänneväli oli 50 millimetriä ja testauskärjen halkaisija 10 millimetriä. Testin aikana testauskärki liikkui alaspäin 5 mm/min kohti testikappaleita. Kun testikappale oli aseteltu tukikappaleiden päälle, testauslaitteisto ja -ohjelmisto aloittivat testaamisen niille annettujen standardin määrittämien parametrien mukaisesti. Kaikkien testikappaleiden tulostusalustaa vasten ollut pinta kohdistettiin ylöspäin. Tulostusalustaa vasten ollut pinta suunnattiin aina edellä mainitulla tavalla, jotta mahdollisten pinnanerojen aiheuttamat seuraukset olisivat

kaikissa testituloksissa yhteneväiset. Kuva 11 näyttää, kuinka testikappaleet taipuivat taivutuksen aikana.



Kuva 11. Testikappale kolmipistetaivutustestissä.



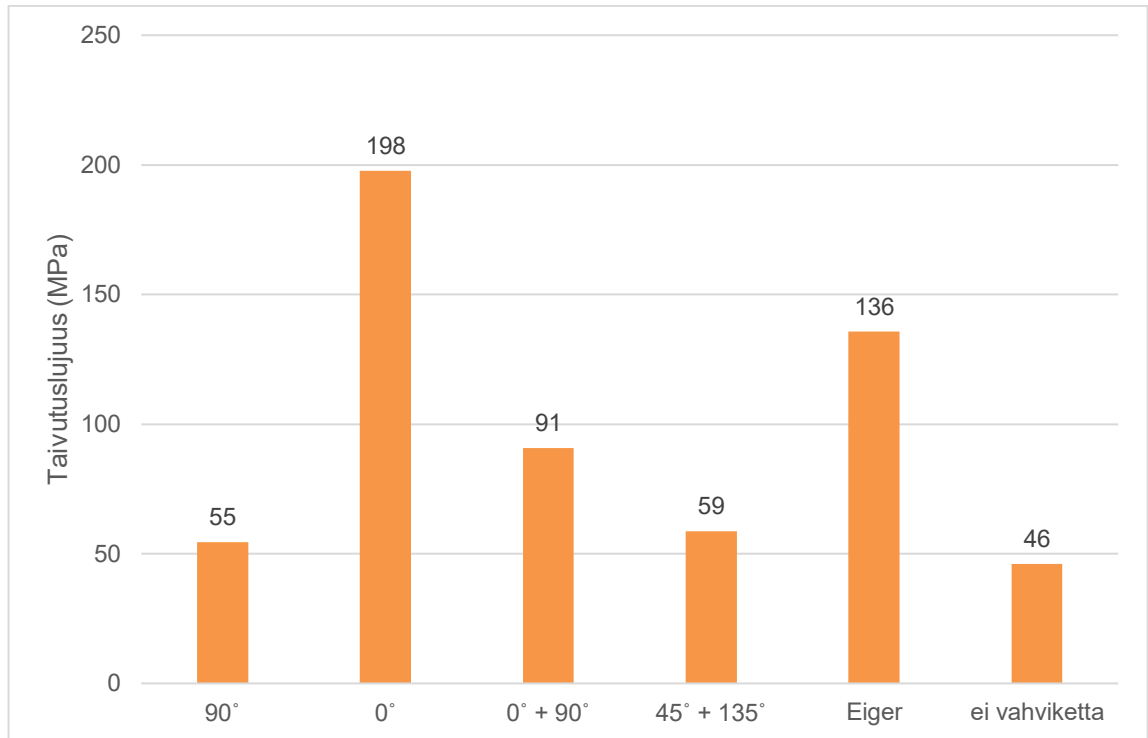
## 5 TULOKSET

Kolmipistetaitvutustestissä tarkasteltiin maksimaalista taivutuslujuutta, kuormankantokykyä ja kimmomoduulia. Näistä arvoista laskettiin jokaiselle testiryhmälle keskiarvo ja keskihajonta sekä suurin ja pienin arvo. Kuituvolyymi käsitellään testiryhmittäin. Murtumatyyppianalyysin tulokset käsitellään yleisesti kattaen kaikki testiryhmät.

### 5.1 Taivutuslujuus

Taivutuslujuus (MPa) kuvaa materiaalin kykyä vastustaa taivuttavia voimia. Taivutuslujuustestin tulokset on esitelty kuviossa 1. Korkeimman taivutuslujuuden, 198 MPa, saavutti testiryhmä 2, jossa kuidut on aseteltu 0° kulmaan. Heikoimman taivutuslujuuden, 46 MPa, saavutti kuituvahvikkeeton kontrolliryhmä. Vahvistetuista kappaleista heikoimmat taivutuslujuusarvot, 55-59 MPa, saavutettiin testiryhmissä 1 ja 4, joissa kuidut on aseteltu 90° ja 45° + 135° kulmaan. Eiger-suunnitteluohjelman ehdottamalla kuitugeometrialla vahvistettu testiryhmä 5 saavutti toiseksi parhaan taivutuslujuuden 136MPa.

Keskihajonta oli suurin testiryhmässä 2, jossa kuidut oli aseteltu 0° kulmaan, ja pienin testiryhmässä 5, jossa kuitugeometria oli Eiger-suunnitteluohjelman ehdottama (Taulukko 2). Taulukossa 2 näkyy myös testiryhmien minimi- ja maksimitulokset taivutuslujuuden osalta.



Kuvio 1. Taivutuslujuuskeskiarvot testiryhmittäin.

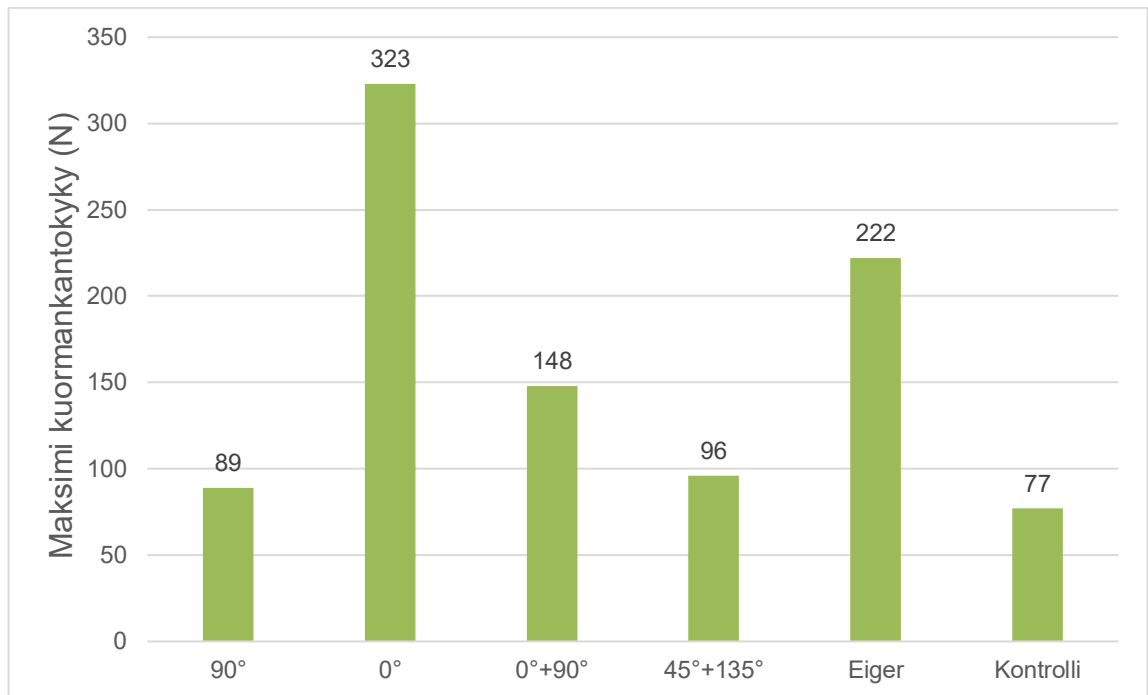
Taulukko 2. Taivutuslujuuden keskihajonta, minimi ja maksimi testiryhmittäin.

	Ryhmä 1 90°	Ryhmä 2 0°	Ryhmä 3 0° + 90°	Ryhmä 4 45° + 135°	Ryhmä 5 Eiger	Ryhmä 6 Kontrolli
Keskihajonta	4	14	10	6	3	5
Minimi	50	180	78	54	132	39
Maksimi	62	219	106	71	141	52

## 5.2 Maksimi kuormankantokyky

Kuormankantokyky kertoo, kuinka paljon kappale kestää siihen kohdistuvaa voimaa (N) murtumatta. Kuvio 2 esittelee testiryhmien kuormankantokykyjen keskiarvot. Suurin kuormankantokyky, 323 N, oli testiryhmällä 2, jossa kuidut ovat 0° kulmassa. Toiseksi parhaan kuormankantokyvyn, 222 N, saavutti Eiger-suunnitteluhjelman ehdottamalla kuitugeometrialla vahvistettu testiryhmä 5. Vahvistetuista ryhmistä matalin kuormankantokyky, 89 N, oli testiryhmällä 1, jonka kuidut ovat 90° kulmassa. Kontrolliryhmän kuormankantokyky, 77 N, oli kaikista testiryhmistä matalin.

Keskihajonnan osalta (Taulukko 3) suurin tulos löytyy ryhmästä 2 ja pienin ryhmästä 5. Taulukossa 3 on myös lueteltu ryhmittäin tulosten minimi- ja maksimitulokset.



Kuvio 2. Maksimimaalisen kuormankantokyvyn keskiarvot testiryhmittäin.

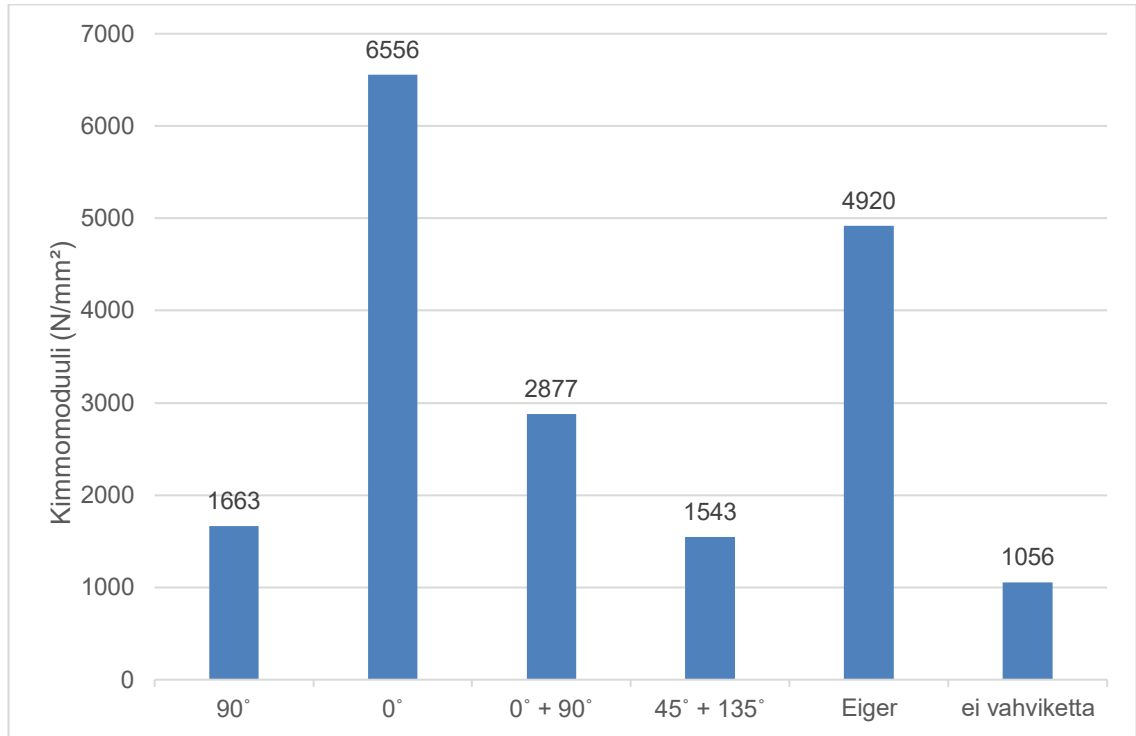
Taulukko 3. Maksimaalisen kuormankantokyvyn keskihajonta, minimi ja maksimi testiryhmittäin.

	Ryhmä 1 90°	Ryhmä 2 0°	Ryhmä 3 0° + 90°	Ryhmä 4 45° + 135°	Ryhmä 5 Eiger	Ryhmä 6 Kontrolli
Keskihajonta	7	22	16	11	5	8
Minimi	81	294	127	88	215	65
Maksimi	101	358	173	115	230	88

### 5.3 Kimmomoduuli

Kimmomoduuli (N/mm<sup>2</sup>) kuvaa materiaalin jäykkyyttä. Kimmomoduulien keskiarvot on esitelty kuviossa 3. Vahvimman kimmomoduulin, 6556 N/mm<sup>2</sup>, saavutti testiryhmä 2, jossa kuidut ovat 0° kulmassa. Arvo oli 520 % suurempi kuin kontrolliryhmällä ilman kuituja. Vahvistetuista testiryhmistä heikoimman kimmomoduulin, 1543 N/mm<sup>2</sup>, saavutti testiryhmä 4 (45° + 135° kulmaan asetellut kuidut). Testiryhmän 4 kimmomoduuli-arvo oli

kuitenkin 46 % korkeampi kuin kuituvahvikkeettomalla kontrolliryhmällä. Kontrolliryhmän kimmomoduuli oli 1056 N/mm<sup>2</sup>. Keskihajonta oli suurin kontrolliryhmällä ja pienin ristikkäin aseteltujen kuitujen (0° + 90°) testiryhmällä 3 (Taulukko 4).



Kuvio 3. Kimmomoduuli.

Taulukko 4. Kimmomoduulin keskihajonta, minimi ja maksimi testiryhmittäin.

	Ryhmä 1 90°	Ryhmä 2 0°	Ryhmä 3 0° + 90°	Ryhmä 4 45° + 135°	Ryhmä 5 Eiger	Ryhmä 6 Kontrolli
Keskihajonta	157	164	90	157	145	175
Minimi	1476	6324	2763	1403	4840	836
Maksimi	1923	6765	3035	1815	5014	1285

#### 5.4 Kuituvolyymi

Kuituvolyymi kertoo kuidun osuuden kappaleessa (t%). Kuituvolyymit testiryhmittäin esitellään taulukossa 5. Suurin kuituvolyymi, 24,9 t%, oli testiryhmässä 2, kun taas pienin kuituvolyymi, 15,2 t%, oli testiryhmässä 4. Testiryhmän 2 kuituvolyymi oli noin 64 % suurempi kuin pienimmän kuituvolyymien saavuttanut ryhmä 4.

Taulukko 5. Polttotestin avulla lasketut kuituvolyymit testiryhmittäin.

Testiryhmä	Kuitujen suunnat (°)	Kuituvolyymi (t%)
1	90	22,5
2	0	24,9
3	0 + 90	17,9
4	45 + 135	15,2
5	0 + 45 + 90 + 135	21,3

Testikappaleiden valmistamiseen käytettyjen materiaalien suhde testiryhmittäin esitellään taulukossa 6. Nylon Whiten ja Fiberglassin määrät sekä Fiberglassin osuudet on saatu Eiger-suunnitteluohjelmasta. Saman taulukon viimeisessä sarakkeessa nähdään myös polttotestin avulla laskettu testiryhmien todellinen kuituvolyymi. Fiberglassin osuus käytetystä materiaalista vaihtelee 42,1-51,3% välillä. Todellinen kuituvolyymi vaihtelee 15,2-24,9% välillä. Pienin ero näiden arvojen välillä on testiryhmällä 2, jossa Fiberglassin osuus on 85,1% suurempi kuin todellinen kuituvolyymi. Suurin ero on testiryhmällä 4, jossa Fiberglassin osuus on 199,3% suurempi kuin todellinen kuituvolyymi.

Taulukko 6. Käytetyt materiaalit ja todellinen kuituvolyymi.

Testiryhmä	Nylon white, Eiger (cm <sup>3</sup> )	Fiberglass, Eiger (cm <sup>3</sup> )	Fiberglassin osuus, Eiger (%)	Kuituvolyymi (t%)
1	1,16	1,22	51,3	22,5
2	1,24	1,06	46,1	24,9
3	1,20	1,15	48,9	17,9
4	1,28	1,07	45,5	15,2
5	1,39	1,01	42,1	21,3

### 5.5 Murtumatyyppianalyysi

Kaikkien testiryhmien testikappaleille tehtiin visuaalinen tarkastelu murtumatyyppien analysoimiseksi. Tarkastelu paljasti kaikkien testikappaleiden taipuneen taivutuslujuustestaamisen aikana samankaltaisesti. Yksikään testikappaleista ei katkennut taivutuslujuustestissä. Sen sijaan kaikissa testikappaleissa oli havaittavissa samankaltaisia pinnan muutoksia sekä puristusjännitykselle että vetojännitykselle altistuneilla puolilla. Puristusjännityspuolella pinta puristui kokoon kuvassa 12 nähtävällä tavalla. Suurimmassa osassa testikappaleita vetojännityspuolen pinnoille muodostui kevyttä venymää. Äärimmäisimpiä esimerkkejä vetojännityspuolen vaurioista näkyy kuvassa 13, jossa nailonpinnan poikki kulkee ohut murtumalinja.



Kuva 12. Testikappaleen pinnan muutoksia puristusjännityspuolella.



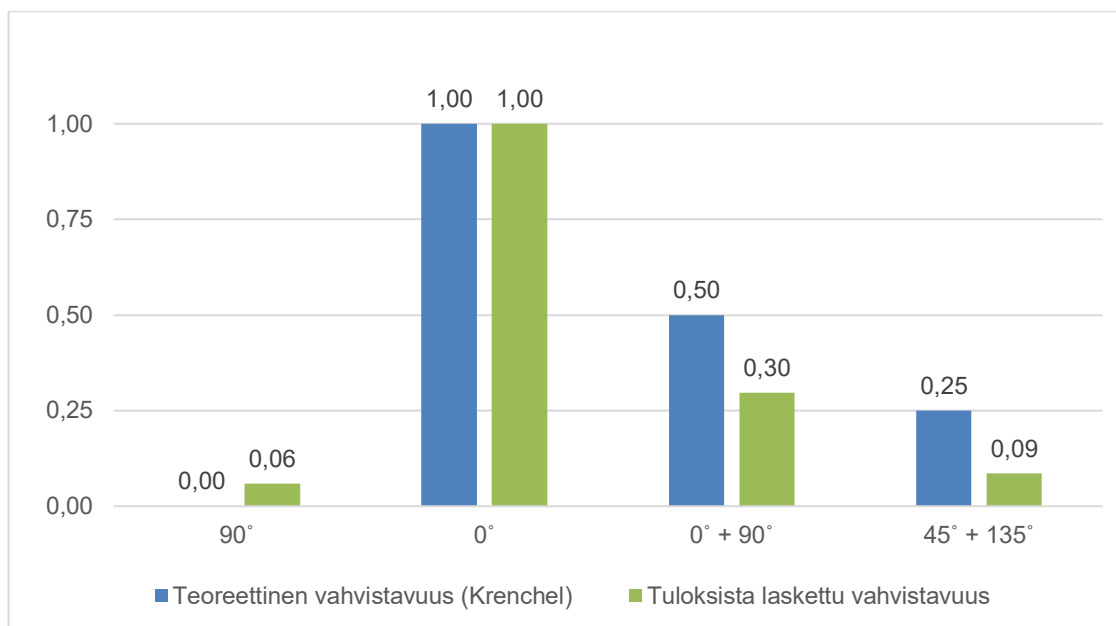
Kuva 13. Testikappaleen pinnan muutoksia vetojännityspuolella.

## 6 POHDINTA

Taivutuslujuustestin tulokset vastasivat melko hyvin Krenchelin faktorin arvoja jokaisen testikappaleen osalta siitäkin huolimatta, ettei kuituja pystytty asemoimaan tulostusteknisistä syistä optimaalisesti kappaleiden vetojännityspuolelle. Esimerkiksi ryhmä 1 ( $90^\circ$ ) ja ryhmä 6 (kontrolliryhmä ilman kuitua) yltivät lähes samoihin lukemiin. Krenchelin faktori ennakoii seuraavasti: poikittain  $90^\circ$  asteen kulmassa vetojännitystä vasten asemoidut kuidut tuottavat tehokkuuskertoimen arvoksi 0 eli kuituvahvikkeilla ei pitäisi ilmetä kappaletta vahvistavia ominaisuuksia taivutuslujuustestissä. Opinnäytetyössä suoritetun testin perusteella ryhmässä 1 ( $90^\circ$ ) kuitenkin mitattiin jonkin verran vahvistavaa vaikutusta verrattuna kuituvahvikkeettomaan kontrolliryhmään 6. Vain lievästi parempiin lukemiin ylsi ryhmä 4 ristiin punotulla kaksisuuntaisella ( $45^\circ + 135^\circ$ ) kuitugeometrialla verrattuna ensimmäiseen kuituvahvistettuun ryhmään 1. Krenchelin faktorin perusteella ryhmän 4 kuitugeometria saa tehokkuuskertoimen arvoksi 0,25. Ryhmän 4 tulisi siksi olla selvästi vahvempi kuin ryhmän 1, jossa vahvistavaa vaikutusta ei pitäisi ilmetä lainkaan. Syynä pieniin eroihin voi olla jo edellä mainittu seikka siitä, ettei kuituja asemoitu optimaaliseen sijaintiinsa kappaleiden vetojännityspuolelle tai se, että esimerkiksi ryhmän 4 kuituvolyymi oli kaikista ryhmistä pienin (taulukko 4). Seuraavat ryhmät 2 ( $0^\circ$ ) ja 3 ( $0^\circ + 90^\circ$ ) mukailevat huomattavasti paremmin Krenchelin faktorin arvoja. Ryhmän 5 (Eiger) kuitugeometria toteutettiin Eiger-ohjelmiston ehdottamalla tavalla, joten sitä ei voida verrata suoraan Krenchelin faktorin arvoihin. Testitulosten perusteella voidaan kuitenkin todeta, että ohjelmiston algoritmi onnistuu tuottamaan taivutuslujuustestin toiseksi vahvimman kuitugeometrian (Kuvio 1).

Kuormankantokyvyn sekä kimmomoduulin osalta testikappaleiden kuitugeometrioiden vahvistavat vaikutukset mukailevat taivutuslujuustestissä nähtyjä tuloksia. Maksimaalisen kuormankantokyvyn keskiarvot ovat nähtävissä kuviossa 2 ja kimmomoduulin arvot kuviossa 3. Tulosten perusteella Krenchelin faktori onnistuu ennakoimaan kuitugeometrioiden vahvistavia ominaisuuksia ja toimii siten hyvin esimerkiksi hammaslääketieteen alalla käytettävien kuituvahvikkeiden teoreettisena pohjana (kuvio 4). Kuviossa 4 havainnollistettuna Krenchelin faktorin teoreettisen vahvistavuuden ja testituloksista lasketun vahvistavuuden samankaltaisuus.





Kuvio 4. Kuituvahvikkeen teoreettinen vahvistavuus ja testituloksista laskettu vahvistavuus.

3D-tulostettujen kuituvahvistettujen testiryhmien todelliset kuituvolyymit vaihtelivat 15,2-24,9 t% välillä (taulukko 4). Kaikissa testiryhmissä kuituvolyymi oli yllättävän alhainen, kun käytännön maksimin tiedetään olevan kuituvahvistetussa kappaleessa noin 70 t% (Campbell 2010, 1.). Alhaisia kuituvolyymilukuja voidaan selittää tulostusteknisillä rajoituksilla (Markforged 2015). Testikappaleiden valmistuksessa käytetyn Fiberglass-vahvikenauhan määrä oli lähes sama kuin muovimatriisina käytetyn Nylon White - nauhan määrää (taulukko 1 ja taulukko 6). Tämä saattaa luoda vaikutelman siitä, että testikappaleiden todellinen kuituvolyymi olisi yhtä suuri. On kuitenkin syytä muistaa, että myös Fiberglass-lasikuituvahvike sisältää muovimatriisia kuitukimpun koossapitämistä ja kerrosten toisiinsa sidostamista varten (Markforged 2015).

### 6.1 Eettisyys ja luotettavuus

Tutkimuksen luotettavuutta tarkasteltiin validiteetin ja reliabiliteetin kautta. Validiteetti ilmaisee sen, miten hyvin käytetty mittaamenetelmä soveltuu mittaamaan juuri haluttua ominaisuutta (Tilastokeskus). Tutkimuksen tarkoituksena oli vastata seuraavaan kysymykseen: “Miten kuitugeometria vaikuttaa 3D-tulostetun kappaleen taivutuslujuuteen?” Tutkimuksessa käytettiin ISO 20795-1 standardin mukaista

kolmipistetaivutustestiä. Kolmipistetaivutustesti on hammastekniikan alalla vakiintunut tapa testata polymeerimateriaalien taivutuslujuutta (SFS-EN ISO 20795-1:2013). Testituloksista nähdään, miten tietyt kuitugeometriat vaikuttavat testikappaleen taivutuslujuuteen. Näin ollen mittarin validiteetti on korkea ja valitun testimenetelmän avulla saadaan vastaus tutkimuskysymykseen.

Reliabiliteetilla tarkoitetaan sitä, miten luotettavasti ja toistettavasti käytetty mittari mittaa haluttua ilmiötä (Tilastokeskus). Tutkimuksessa mukailtiin ISO 20795-1 standardia soveltuvien osien, joka vahvistaa tutkimuksen toistettavuutta. Testikappaleiden suunnittelu esiteltiin tarkasti, joten toistaminen on mahdollista. Testikappaleiden koko vastasi standardin mukaisia mittoja. Käytetyt valmistusmateriaalit ja laite esiteltiin tarkasti. Tulostamisessa ja materiaalien säilytyksessä noudatettiin valmistajan ohjeita, jolloin tulostuslaatu oli mahdollisimman tasaista. Testikappaleiden laatu tarkastettiin ennen kolmipistetaivutustestiä.

Käytetty testilaitte ja siihen liittyvät muuttujat esiteltiin. Testauslaitteessa tukipisteiden jänneväli, testauskärjen halkaisija ja testauskärjen liikkumisnopeus olivat vakioituja. Kaikki kappaleet testattiin samassa suunnassa tulostussuuntaan nähden, jolloin myös tulostussuunnan mahdolliset vaikutukset poissuljettiin. Jokaisessa testiryhmässä testikappaleita oli 10 ja testiryhmien sisällä tulokset olivat samansuuntaisia. Mittarin reliabiliteetti arvioitiin näiden mainittujen muuttujien perusteella korkeaksi. Tutkimus on toistettavissa.

Tutkimustyössä noudatettiin rehellistä, huolellista ja tarkkaa työskentelytapaa tutkimuksen aikana sekä tutkimusta arvioidessa. Tiedonhankinnassa huomioitiin eettisyys ja tieteellisen tutkimuksen vaatimukset. Lähteenä käytettiin tuoretta ja tieteellistä tutkimustietoa sekä muita soveltuvia lähteitä. Lähdemerkinnät ilmoitettiin asianmukaisesti. Tutkimuksen aiheeseen ja taustoihin perehdyttiin riittävästi. Vastuunjako tutkimusryhmän kesken oli selkeää ja tutkimuksen sovituista aikatauluista pidettiin kiinni.

## 7 JOHTOPÄÄTÖKSET

Tämän opinnäytetyön tarkoituksesta, aiheesta ja tavoitteesta muodostettiin tutkimuskysymys: Miten kuitugeometria vaikuttaa 3D-tulostetun kappaleen taivutuslujuuteen? Tutkimuksen teoreettisena pohjana käytetty Krenchelin faktori ennakoii komposiittikappaleiden erilaisia kuitugeometrisia ratkaisuja ja niiden vahvistavaa vaikutusta kappaleeseen taivutuslujuustestissä. Hammaslääketieteenalalla etsitään jatkuvasti kestävämpiä materiaaleja käytettäväksi suun haastaviin olosuhteisiin. Kuituvahvikkeiden käyttäminen valmistettaessa lääkinnällisiä laitteita on yksi keino valmistaa tuotteita, jotka kestävät paremmin suun rasittavia voimia. Kuituvahvikkeita on perinteisesti asennettu vahvistettaviin kappaleisiin, kuten hammasteknisiin lääkinnällisiin laitteisiin, käsityönä. Teknologisen kehityksen johdosta kuituvahvikkeiden suunnittelu, valmistaminen ja sijoittaminen kappaleeseen on pystytty koneellistamaan esimerkiksi lisäävän valmistamisen teknologioiden avulla. Hammastekniikan näkökulmasta on tärkeää pystyä arvioimaan teknologisen kehityksen suuntaa ja sovellettavuutta alan käyttöön. Tämän opinnäytetyön tutkimustulokset valottavat tilannetta lisäävän valmistamisen luomien mahdollisuuksien osalta.

Erilaiset kuitugeometriat vaikuttivat Krenchelin faktorin ennakoimalla tavalla vahvistavasti testikappaleisiin. Taivutuslujuustestin tulokset osoittavat, että Krenchelin faktorin vahvin geometria oli myös tutkimuksessa kestävin. Tutkimustulosten perusteella Krenchelin faktoria voidaan soveltaa tulostettujen lasikuituvahvikkeiden suunnittelussa. Tutkimuksessa testikappaleiden todelliset kuituvolyymit osoittautuivat alhaisiksi, joten kuitujen maksimaalinen vahvistava vaikutus jäi luultavasti saavuttamatta. Voidaan siis todeta, että tutkimuksessa käytetty lisäävän valmistamisen teknologia ei yltänyt optimaaliseen kuituvolyymiin. Tutkimuksessa käytetyllä Mark Two -tulostimella ei teknisistä rajoitteista johtuen voida toistaiseksi nähdä laajaa käyttöä hammaslääketieteen alalla käytettävien pienikokoisten kappaleiden valmistamisessa ja vahvistamisessa. Teknologian kehityksen suunta on kuitenkin lupaavaa.

## LÄHTEET

3Dnatives. 2020. All you need to know about nylon for 3D-printing. Viitattu 20.02.2021 [All you need to know about Nylon for 3D printing - 3Dnatives](#)

Alander, P. 2020. Hammaskruunuihin ja siltoihin tarkoitettujen komposiittimuovitestausstandardin soveltuvuus kuitukomposiittien testaamiseen. Opetusmateriaali. Hammastekniikan koulutusohjelma. Turku: Turun ammattikorkeakoulu. Viitattu 18.10.2020.

Asbesti.fi. Mitä asbesti on. Viitattu 27.09.2020 <https://www.asbesti.fi/mita-asbesti-on/>

Campbell, F. C. 2010. Structural composite materials. ASM International

Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 2015. 3D Printing in dentistry. British Dental Journal. Vol 219, 521-529.

Davidowitz, G & Kotick, P. 2011. The use of CAD/CAM in dentistry. Dental clinics of North America. Vol 55, issue 3, 559-570.

Dyer S, Lassila L, Jokinen M, Vallittu P. 2004. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. Elsevier science & Technology books.

Ebnesajjad, S & Modjarrad, K. 2013. Handbook of polymer Applications in Medicine and Medical devices. Elsevier science & Technology books.

Geddes, D. 2020. The history of computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM). Technical foam services. Viitattu. 14.5.2021. [The History of CAD/CAM - Computer Aided Design & Manufacturing - Technical Foam Services](#)

Heiskanen, M. 2019. Totuus muovista on puolitotuuksia täynnä – vihatun ja rakastetun materiaalin kirjava historia. Joutsenmerkki artikkeli. Viitattu 26.09.2020 <https://joutsenmerkki.fi/totuus-muovista-on-puolitotuuksia-taynna-vihatun-ja-rakastetun-materiaalin-kirjava-historia/#:~:text=Muoovi%20tarkoittaa%20kirjaimellisesti%20E2%80%9Dmuovattavaa%20E2%80%9D.%20Ensimme%20t%20C3%A4ysin%20synteettisen%20E2%80%93,olivat%20s%20C3%A4hk%20B6laitteiden%20eristeet%20C%20joihin%20aiemmin%20oli%20k%20C3%A4ytetty%20sellakkaa>

Johnson, T. 2020. What is fiberglass and how is it manufactured. Artikkel. ThoughtCo. Viitattu 27.09.2020 <https://www.thoughtco.com/what-is-fiberglass-or-glass-fiber-820469>

Knight, L. 2014. A brief history of plastic, natural and synthetic. Artikkel. BBC News. Viitattu 06.10.2020 <https://www.bbc.com/news/magazine-27442625>

Lahdenperä, M. 2019. Structural and interfacial adhesion elements of indirect fiber-reinforced composite fixed dental prosthesis. Väitöskirja. Hammaslääketieteellinen tiedekunta. Turku:

Turun yliopisto. Viitattu 23.07.2020

<https://www.utupub.fi/bitstream/handle/10024/147005/AnnalesD1420Lahdenpera.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Lastumäki, T. 2002. CAD/CAM-kuitukomposiitin kehittäminen hammasteknologian sovellutuksiin. Helsingin ammattikorkeakoulu STADIA, 24–26.

Lastumäki, T; Lassila, L & Vallittu, P. 2001. Flexural properties of the bulk fiber-reinforced composite DC-tell used in fixed partial dentures. International journal of prosthodontics. Vol 14 Nro 1, 22-26.

Lavonen, J. ym. 2006. Materiaalit ympärillämme: paperi, metalli ja muovi. Muoviteollisuus ry. Viitattu 24.09.2020 <https://www.plastics.fi/fin/muovitieto/muovit/>

Markforged. Design guide for 3D printing composites. Viitattu 14.5.2021. <https://static.markforged.com/downloads/CompositesDesignGuide.pdf>

Markforged. 2015. CFF fiberglass filament. Safety data sheet. Viitattu 14.5.2021. <https://confluence.cad.rit.edu/cadtech/files/14748792/48303111/1/1558019673000/Fibreglass+Filament+SDS.pdf>

Markforged. 2020. Datasheet. Mark Two. Viitattu 8.5.2021. <https://s3.amazonaws.com/mf.product.doc.images/Datasheets/F-PR-2027.pdf>

Markforged. 2021a. 3D printers. Mark Two. Viitattu 8.5.2021 <https://markforged.com/3d-printers/mark-two>

Markforged. 2021b. 3D-printer types & technologies. Viitattu 13.11.2020. <https://markforged.com/resources/learn/3d-printing-basics/3d-printing-introduction/3d-printer-types-technologies>

Markforged. 2021c. Materials. Nylon. Viitattu 15.02.2021. <https://markforged.com/materials/plastics/nylon>

Markforged. 2021d. Support. Software. Eiger Deployments. Viitattu 8.5.2021

<https://support.markforged.com/portal/s/article/Eiger-Deployments>

Markforged. 2021e. What composites do for 3D printing. Learning library. Viitattu 27.09.2020

<https://markforged.com/resources/learn/design-for-additive-manufacturing-plastics-composites>

Markforged. 2021f. About Markforged. Viitattu 17.5.2021

<https://markforged.com/about/company/>

Mohammadizadeh SM, Imeri A, Fidan I, Elkelany M. 2019. 3D printed fiber-reinforced polymer composites - Structural analysis. Elsevier science & Technology books.

Muoviteollisuus ry. Muovisanastoa. Viitattu 27.09.2020

<https://www.plastics.fi/fin/muovitieto/sanasto/?ltr=11>

Piesala, P. Fossiiliset polttoaineet. Opetushallitus. Suomen luonnonvarat. Viitattu 06.10.2020

<https://www.oph.fi/fi/oppimateriaali/luovasti-luonnonvaroista/suomen-luonnonvarat/fossiiliset-polttoaineet>

Poole-Warren, L.; Martens, P. & Green, R. 2015. Biosynthetic polymers for medical applications. Elsevier science & Technology books.

Rajak, D. K. ym. 2019. Fiber-reinforced polymer composites – manufacturing, properties and applications. Review artikkeli. Viitattu 24.09.2020 <https://www.mdpi.com/2073-4360/11/10/1667/htm>

SFS-EN ISO 20795-1:2013. Dentistry, Base polymers, Part 1: denture base polymers. Helsinki: Suomen standardoimisliitto. <https://www.iso.org/standard/62277.html>

Shahrubudin N.; Lee T. C. & Ramlan R. 2019. An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications. Elsevier science & Technology books.

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2351978919308169>

Sideridou, I. D. 2010. Polymeric materials in dentistry. Nova Science publishers.

Subramanian, M. 2012. Polymer testing: New instrumental methods. Elsevier science & Technology books.

Susic, I.; Travar, M & Susic, M. 2016. The application of CAD/CAM technology in dentistry. IOP Publishing. Viitattu 14.5.2021.  
<https://www.researchgate.net/publication/317161101> The application of CAD CAM technology in Dentistry

Tec science. 2018. Bending flexural test. Viitattu 25.03.2021. <https://www.tec-science.com/material-science/material-testing/bending-flexural-test/>

Tilastokeskus. Käsitteet. Validiteetti. Viitattu 11.5.2021.  
<https://www.stat.fi/meta/kas/validiteetti.html>

Tilastokeskus. Käsitteet. Reliabiliteetti. Viitattu 11.5.2021.  
<https://www.stat.fi/meta/kas/reliabiliteetti.html>

The MMAM centre of expertise. About the Project. MMAM. Viitattu 13.01.2021  
<https://mmam.turkuamk.fi/front-page/project/>

Turku Biomaterials Research. Viitattu 15.5.2021. <https://biomaterials.utu.fi/>

Turner, W. E. 2015. Fiber reinforcement. Pocket dentistry. Viitattu 27.09.2020  
<https://pocketdentistry.com/12-fiber-reinforcement/>

Vallittu, P. & Özcan, M. 2017. Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry. Duxford: Woodhead publishing.

Vagholkar, P. K. 2016. Nylon (Chemistry, properties and uses). International journal of scientific research. Vol. 5, Issue 9, 349-351. Viitattu 06.10.2020 <https://recruitmentng.com/wp-content/uploads/2019/02/nylon.pdf>

Zhang, M.; Matinlinna, J. P. 2011. E-glass fiber reinforced composites in dental applications. Silicon 4. 73-78. Viitattu 27.09.2020 <https://link.springer.com/article/10.1007/s12633-011-9075-x>

## Kolmipistetaivutustestin tulokset

	Testiryhmä 1			Testiryhmä 2		
Name	Max Force	Max Stress	Max elastic	Max Force	Max Stress	Max elastic
Parameters	Calc. at entire areas	Calc. at entire areas	Force 10-20 N	Calc. at entire areas	Calc. at entire areas	Force 10-20 N
Unit	N	N/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>	N	N/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>
<b>1</b>	92,4826	56,6220	1682,17	307,193	188,077	6365,00
<b>2</b>	99,5827	60,9690	1923,16	320,954	196,503	6686,10
<b>3</b>	100,568	61,5723	1921,57	306,999	187,959	6598,39
<b>4</b>	89,1082	54,5560	1636,31	352,368	215,736	6425,66
<b>5</b>	81,8507	50,1127	1538,07	330,567	202,388	6418,80
<b>6</b>	81,2769	49,7614	1509,33	358,299	219,367	6323,68
<b>7</b>	87,5219	53,5848	1631,44	324,392	198,608	6675,27
<b>8</b>	92,2998	56,5101	1732,39	296,528	181,548	6753,23
<b>9</b>	82,0796	50,2528	1476,31	339,360	207,772	6548,92
<b>10</b>	84,5337	51,7553	1583,76	293,614	179,764	6764,62
<b>Average</b>	89,1304	54,5696	1663,45	323,027	197,772	6555,97
<b>Standard deviation</b>	7,06678	4,32661	156,98	22,3848	13,7051	163,872



	Testiryhmä 3			Testiryhmä 4		
Name	Max Force	Max Stress	Max elastic	Max Force	Max Stress	Max elastic
Parameters	Calc. at entire areas	Calc. at entire areas	Force 10-20 N	Calc. at entire areas	Calc. at entire areas	Force 10-20 N
Unit	N	N/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>	N	N/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>
<b>1</b>	133,429	81,6910	2813,86	89,1145	54,5599	1403,08
<b>2</b>	158,285	96,9089	2889,39	110,914	67,9065	1814,94
<b>3</b>	133,796	81,9158	2789,61	88,6869	54,2981	1435,05
<b>4</b>	142,380	87,1717	2923,95	87,5203	53,5839	1449,49
<b>5</b>	160,216	98,0913	3035,13	88,9095	54,4344	1435,30
<b>6</b>	127,357	77,9736	2763,17	98,1172	60,0718	1581,18
<b>7</b>	169,322	103,666	2929,70	89,1288	54,5687	1468,71
<b>8</b>	173,163	106,018	2933,97	87,6665	53,6734	1412,80
<b>9</b>	141,304	86,5129	2764,79	102,997	63,0593	1643,26
<b>10</b>	142,304	87,1250	2924,57	115,304	70,5943	1791,03
<b>Average</b>	148,156	90,7074	2876,81	95,8359	58,6750	1543,48
<b>Standard deviation</b>	15,9570	9,76949	89,9508	10,4774	6,41469	156,710

	Testiryhmä 5		
Name	Max Force	Max Stress	Max elastic
Parameters	Calc. at entire areas	Calc. at entire areas	Force 10-20 N
Unit	N	N/mm <sup>2</sup>	N/mm <sup>2</sup>
<b>1</b>	229,707	140,637	4872,43
<b>2</b>	219,153	134,175	4894,83
<b>3</b>	223,624	136,913	4923,54
<b>4</b>	215,426	131,893	5014,42
<b>5</b>	216,298	132,427	4989,64
<b>6</b>	219,568	134,429	4999,13
<b>7</b>	220,121	134,768	4922,34
<b>8</b>	230,281	140,988	4875,48
<b>9</b>	220,984	135,296	4870,24
<b>10</b>	219,811	134,578	4839,65
<b>Average</b>	221,497	135,610	4920,17
<b>Standard deviation</b>	5,02425	3,07617	61,3322

## Materiaalit ja laitteet

Materiaalit	Tuotenimi	Valmistaja
Muovimatriisi	Nylon White	Markforged
Lasikuituvahvike	Fiberglass	Markforged

Laitteet	Tuotenimi	Valmistaja
3D-tulostin	Mark Two	Markforged
Esilämmitysuuni	Magma	Renfert
Testauslaite	AGS-X	Shimadzu
Testausohjelmisto	Trapezium X	Shimadzu