

Opinnäytetyö AMK

Hammasteknikko

2023/2024

Lauri Joukas & Juho Saarela

# Jyrsittävän kuituvahvisteisen komposiittikiekon mekaaniset ominaisuudet

Bioloren, Trilor fiber disk

Opinnäytetyö (AMK / YAMK) | Tiivistelmä

Turun ammattikorkeakoulu

Hammasteknikko

2024 | 42 sivua + 4 liitesivua

Lauri Joukas & Juho Saarela

## Jyrsittävän kuituvahvisteisen komposiittikiekon mekaaniset ominaisuudet

- Bioloren, Trilor fiber disk

Tässä opinnäytetyössä tutkitaan Biolorenin jyrsittävän kuitukomposiittikiekon mekaanisia ominaisuuksia ja kuitujen orientaatioiden vaikutusta niihin. Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää kuituorientaatioiden vaikutus testattavan materiaalin mekaanisiin ominaisuuksiin. Näiden avulla pystytään selvittämään mekaanisiltaominaisuuksiltaan paras työstösuunta. Tulosten pohjalta voi tulevaisuudessa pohtia kyseisen materiaalin käyttöä hammasteknikkokoulutuksessa.

Testikappaleet sahattiin TCBC:n tiloissa näytekappalesahalla vastaamaan kooltaan standardia ISO 10477 eli 2 mm x 2 mm x 25 mm. Jokaista kuutta testiryhmää sahattiin kymmenen kappaletta. Tämän jälkeen testikappaleet testattiin Shimadzun autograph AGS-X 10kn kolmipistetaivutuslaitteella. Testausten jälkeen yhdestä testiryhmästä poltettiin neljä koetikkua, joista laskettiin materiaalin kuituvolyymi painossa ja tilavuudessa.

Tulosten perusteella vahvimaksi ryhmäksi saatiin 90,0 ja heikoimmaksi ryhmäksi 0,90. Toiseksi vahvin ryhmä 90,90 oli noin 10 % heikompi kuin vahvin ryhmä. Muut ryhmät 90,45, 90K,90K ja 90K,0 olivat keskenään melko samoissa. Ryhmien järjestykset pysyivät samoina kaikissa arvoissa paitsi kimmomoduulissa, jossa keskikastin ryhmien välillä tapahtui vaihtelua.

Asiasanat: Hammastekniikka, kuitu, kuitukomposiitti, jyrsittävä kuitukomposiitti, mekaaniset ominaisuudet.

Bachelor's / Master's Thesis | Abstract

Turku University of Applied Sciences

Dental Technician

2024 | 42 pages + 4 annex pages

Lauri Joukas & Juho Saarela

## The mechanical properties of a millable fiber-reinforced composite disc

- Bioloren, Trilor fiber disk

The mechanical properties of Bioloren's millable fiber-reinforced composite disc and the effect of fiber orientation on them are researched in this thesis. This thesis' purpose was to find out the effect fiber orientation has on the mechanical properties of the tested material. With these the best direction of usage for the discs according to mechanical properties can be figured out. The ways to use this material within dental technician education could be considered based on the results.

The test specimens were sawed in TCBC's facility with a specimen saw to coincide in size with standard ISO 10477, 2 mm x 2 mm x 25 mm. ten test specimens were sawed for each of the six test groups. After which the test specimens were tested with Shimadzu's three-point flexural test machine AGS-X 10kn. After the testing, four test specimens were burnt from a test group, from which the fiber volume was calculated.

According to the results, group 90,0 was the strongest group and group 0,90 was the weakest. Group 90,90 was the second strongest group, 10% weaker than the strongest group. The rest of the groups, 90,45, 90K,90K and 90K,0 were relatively even in strength. The order of groups remained the same in values except in modulus of elasticity, in which a change happened within the middle of the pack groups.

Keywords: Dental technology, fiber, fiber-reinforced composite, fiber-reinforced composite in milling, mechanical properties

<b>Käytetyt lyhenteet tai sanasto</b>	<b>7</b>
<b>1 Johdanto</b>	<b>8</b>
<b>2 Alustus opinnäytetyön materiaaliin</b>	<b>10</b>
2.1 Kuitu	10
2.2 Kuitukomposiitti	11
2.3 Bioloren Trilor fiber disk	12
<b>3 Vahvikemateriaalien fysikaaliset ominaisuudet ja testaaminen</b>	<b>16</b>
3.1 Isotropia, anisotropia ja ortotropia	16
3.2 Kolmipistetaivutus	18
<b>4 Tutkimuksen tavoitteet ja toteuttaminen</b>	<b>19</b>
4.1 Tavoitteet ja testausmenetelmä	19
4.2 Testiryhmien suunnittelu ja nimeäminen	19
4.3 Testikappaleiden sahaaminen, testaaminen ja polttaminen	22
<b>5 Tulokset</b>	<b>27</b>
5.1 Kolmipistetaivutuksen tulokset	27
5.2 Kuituvolyymi	30
5.3 Murtumatyyppianalyysi	31
<b>6 Pohdinta</b>	<b>34</b>
6.1 Tulosten merkitys ja sovellettavuus	35
6.2 Johtopäätökset	37
<b>Lähteet</b>	<b>39</b>

## Liitteet

Liite 1. Materiaalit ja laitteet

Liite 2. Kolmipistetaivutustestin tulokset

## Kuvat

Kuva 1. Trilor Fiber Disk Pink, kiekko ja paketti	12
Kuva 2. Trilor® Arch (Bioloren 2021).	14
Kuva 3. Trilor® block (Bioloren 2018).	14
Kuva 4. Krenchelin faktori (Vallittu & Matinlinna 2017).	17
Kuva 5. Poltettu testikappale demonstroi kuituorientaatiota, joka vastaa kuvan 4. kuviota 0.25	18
Kuva 6. Testiryhmät 90,90 & 90K,90K	21
Kuva 7. Testiryhmät 90,0 & 90K,0	21
Kuva 8. Testiryhmät 90,45 & 0,90	21
Kuva 9. Struers secotom-50 testikappalesaha	22
Kuva 10. Testikappaleita sahauksessa	23
Kuva 11. Testikappale taivutuksessa kolmipistetestausrakenteessa	24
Kuva 12. TRAPEZIUMX-V-ohjelmisto tallentamassa testitulosta	25
Kuva 13. Testitikut upokkaassa odottamassa polttoa	26
Kuva 14. Polton jälkeen jäljellä olevat kuidut punnitsemisalustalla	26
Kuva 15. Mikroskooppikuva poltetusta testitikusta	31
Kuva 16. Kokonaan katkenneet testitikut ryhmistä 0,90 & 90K,0	32
Kuva 17. Hieman taipuneet tai lähes suorat testikappaleet ryhmistä 90,90 & 90,0	33
Kuva 18. Selkeästi taipuneet testikappaleet ryhmistä 90K,90K ja 90,45	33

## **Kuviot**

Kuvio 1. Maksimi kuormankantokyvyn keskiarvot	27
Kuvio 2. Taivutuslujuuden keskiarvot	29
Kuvio 3. Kimmomoduuli keskiarvot	30

## **Taulukot**

Taulukko 1. Testiryhmien maksimi kuormankantokyvyn keskihajonta, maksimi ja minimi	28
Taulukko 2. Testiryhmien taivutuslujuuden keskihajonta, maksimi ja minimi	29
Taulukko 3. Testiryhmien kimmomoduulin keskihajonta, maksimi ja minimi	30
Taulukko 4. Materiaalit	43
Taulukko 5. Laitteet	43
Taulukko 6. Testiryhmien 90K,90k & 90,90 tulokset	44
Taulukko 7. Testiryhmien 90,0 & 0,90 tulokset	45
Taulukko 8. Testiryhmien 90K,0 & 90,45 tulokset	46

## Käytetyt lyhenteet tai sanasto

Faasi	“Fysikaalisesti ja kemiallisesti yhtenäinen aineen olomuotoalue, jonka erottaa toisista faaseista selvä rajapinta.” (Neste 1992).
Inertti	Reagoimaton (IATE, 2023).
Kimmomoduuli	“Lineaarisesti kimmoisan materiaalin jännityksen ja venymän suhde aksiaalisessa jännitystilassa; materiaaliyhdistelmälle kimmomoduuli määritellään normalisoidun jännityksen ja venymän suhteen.” (Saarela ym. 2003).
Kuitu	Yleistermi materiaalille, jonka pitkittäisakseli on monta kertaa pidempi kuin sen leveys (Campbell 2010, 31).
Kuituvahvike	Materiaalia vahvistava osa, joka koostuu kuiduista.
Krenchelin Faktori	Kuituorientaatioiden tehokkuus (Vieriu ym. 2019, 41).
N	Newton on SI-järjestelmän voiman yksikkö (SFS 2019, 9).
MPa	Pascal on SI-järjestelmän paineen yksikkö. MegaPascal on Miljoona Pascalia. (SFS 2019, 9–10.)
Proteesi	Puuttuvaa kudosta korvaava esteettinen tai toiminnallinen rakenne (Duodecim 2021).

# 1 Johdanto

Tässä opinnäytetyössä tutkitaan Biolorenin jyrittävän Trilor kuitulujitteisen komposiittikiekon taivutuslujuutta ja kuituorientaatioiden vaikutuksia mekaanisiin ominaisuuksiin. Aiheen valinta perustui sen hyödyllisyyteen hammastekniikan nykytilanteessa. Tutkimuksen tarkoituksena on selvittää paras mahdollinen työstösuunta kiekkoa jyrittäessä. Tulosten pohjalta voidaan pohtia materiaalin käyttöä koulutuksessa esimerkiksi kuituvahvikkeena kokoproteeseissa tai kruunun kuiturunkona. Tulosten pohjalta pystytään jatkamaan kyseisen materiaalin tutkintaa.

Tämän opinnäytetyön rajaus muodostettiin huomioiden sen hyödyntäminen mahdollisissa tulevilla tutkimuksissa. Tutkimuksen laadun varmistamiseksi ja ajanhallinnallisista syistä materiaalirajaus tehtiin yhteen merkkiin. Tutkimuksesta saataisiin yleinen ymmärrys vastaavista materiaaleista. Materiaalista ei ole tehty tällaista kuituorientaatioiden vaikutusta mekaanisiin ominaisuuksiin käsittelevää tutkimusta.

CAD/CAM-työskentelyn lisääntyessä mahdollisuudet korvata perinteisiä menetelmiä kasvavat. Hammasteettiset kuituvahvikkeet ovat vielä nykypäivänä vahvasti painottuneet valmiisiin määrättyihin kokoluokkiin. Niitä ei ole esimerkiksi saatavilla sillan rungon tai kruunun muotoisina, vaan ne ovat joko suoria tankoja tai verkkoja. Tästä johtuen ja osan tekniikoiden kokemusten perusteella kuidut ovat näyttäneet vaikeasti käytettävänä materiaalina. Tämä on rajoittanut niiden käyttöä. Jyrittäväällä kuitukiekkolla pystyy tuottamaan tasalaatuisempia vahvikkeita sekä helpompaa työstettävyyttä. Helppo työstettävyys tarkoittaa usein nopeampaa valmistusaikaa, joka lisää kustannustehokkuutta. Tämä kyseinen ilmiö on yleisesti nähtävillä monissa eri hammastekniikan osa-alueissa, jonka seurauksena CAD/CAM-työskentely ja käyttö tulee olemaan tulevaisuudessa yhä yleisempää.

Lähteinä opinnäytetyön tekemiseen käytettiin erilaisia hammastekniikan-tutkimuksia, jotka käsitelivät kuituvahvikkeita. Esimerkiksi Bergamon ja ym. kuiturunko tutkimus, Dyerin ja ym. kuitujen orientaatioiden vaikutus tutkimus ja



Lastumäen ja ym. kuituvahvistetun komposiitin taivutusominaisuudet tutkimus. Näiden ja muiden samantyyppisten tutkimusten avulla kerättiin tutkimuksen teoriaperusta, jonka pohjalta luotiin hypoteesi.

Aiheeseen oleellisimpien lähdeaineistojen perusteella muodostettiin hypoteesi ennen testausten aloittamista. Koko tutkimuksen ajan materiaalin mekaanisten ominaisuuksien ymmärtämiseen hyödynnettiin laajasti lähteitä muun muassa kuiduista, kuituvahvisteisista komposiiteista ja vahvikeorientaatiosta Krenchelin faktorin avulla. Krenchelin faktoriin perustaen muodostettiin hypoteesiksi testiryhmän 90,0 saavan vahvimmat tulokset, kun taas heikoimmiksi jäisi 0,90. Testiryhmä 90,0 olisi vahvin, sillä pystysuunnan kuidut antaisivat eniten vahvistusta. Taas 0,90 olisi heikoin, sillä sivuttaissuunnan kuidut antaisivat vähiten vahvistusta. Katsojan näkökulmasta kohtisuoraan tulevien kuitujen ei uskottu vaikuttavan merkittävästi tuloksiin.

## 2 Alustus opinnäytetyön materiaaliin

### 2.1 Kuitu

Kuitu on yleistermi materiaalille, jonka pitkittäisakseli on monta kertaa pidempi kuin sen leveys (Campbell 2010, 31). Kuitu voi olla luonnonkuitua (eläin tai kasvipiperäistä) tai synteettistä kuitua. Luonnonkuituja ei käytetä lääketieteellisissä tarkoituksissa, vaan tällaisissa tilanteissa käytetään yleisesti synteettisiä kuituja. Hammastekniikan sovellutuksissa käytettäviä synteettisiä kuituja ovat muun muassa lasi-, hiili-, polyeteeni- ja aramidikuidut. Kuidun vahvistavuus perustuu kykyyn kestää suurempaa määrää rasitusta, kuin sitä ympäröivä materiaali. Kuitua ympäröivää materiaalia rasittaessa taakka siirtyy materiaalin sisällä kuiduille, joka vahvempana materiaalina kantaa taakan. Tämä lisää materiaalin kestävyttä taivutuksessa ja väännössä. (Vallittu & Matinlinna 2017, 11–12.) Kuidut voivat olla yhdensuuntaisia tai yhteen punottuja kankaita tai verkkoja. Verkon punonta tapoja on olemassa erilaisia, kuten Lenokudos ja kaksisuuntaiset verkot. (Alander 2023.) Tässä opinnäytetyössä kuidusta ja kuituvahvikkeesta puhuttaessa tarkoitetaan rakennetta vahvistavaa osaa, joka on muodoltaan lanka- tai kuitumainen.

Vaikka kuituvahvisteiden tiedetään olevan vahvoja ja toimivan hyvin vahvikkeena, jotkut ovat vältelleet niitä vaikean käytettävyyden takia. Kuituvahvikkeiden vaikea työstettävyys johtuu kuitujen jäykkyydestä (Turner 2015). Biolorenin valmistama Trilor Fiber Disk (Bioloren, Saronno, (Va), Italia) pystyy helpottamaan kuituvahvikkeiden käytettävyyttä.

Kestävän rakenteen tuottamiseksi kuidun täytyy sidostua hyvin ympäröivään materiaaliin. S- ja E-lasikuidut ovat mahdollista sidostaa resiinimatriisiin paremmin kuin muut lasikuidut, koska ne eivät ole kemiallisesti inerttejä. E-lasikuitujen stabiilius ja kestävyys pH-alueella 4–11 indikoi hyvää käytettävyyttä suun olosuhteissa. Näistä edellä mainituista syistä hammastekniikassa käytetään E-lasikuituja. (Vallittu & Matinlinna 2017, 12.)

Hammastekniikassa käytettävät kuidut ovat alttiina suun monenlaisille olosuhteille. Ihmisen purentaan liittyvät monet haitalliset tekijät luovat vaatimuksia hammaslääketieteessä käytettäville materiaaleille, kuten kuituvahvisteisille komposiiteille. Hammasprotetiikan materiaalien tulee kestää voimakasta purentavoimaa. Materiaalien tulee olla riittävän vahvoja, niitä pitää pystyä kiillottamaan hyvin ja kulutuskestävyyden tulee olla hyvä. (Vallittu 2017, 3.) Kestävyyden takia silta- ja kruunuprotetiikassa on käytetty vahvoja runkomateriaaleja, esimerkiksi metallokeramiassa metallirunkoa. Nykyään kruunu- ja siltaprotetiikkaa voidaan tehdä kuituvahvistamalla yhdistelmämuovista. (Vallittu & Shinya 2017, 35–36.)

Pitkät yhdensuuntaiset kuidut käyttäytyvät anisotrooppisesti. Tämä tarkoittaa, että kuitujen suunta suhteessa iskuun vaikuttaa kappaleen kestävyYTEEN. Erot eri kuitusuuntien välillä voivat olla suuria. Tällaisissa tilanteissa erona voi olla kappaleen osittaisen murtuman sijasta kokonainen murtuma. Ideaalitulanteessa näin ei tapahtuisi, vaan kappaleet toimisivat isotrooppisesti. Tällöin materiaalin vahvuus ei heikkenisi kuitujen huonon sijoittamisen takia. Näiden lisäksi veden imeytyminen vaikuttaa kappaleen vahvuuteen vaihtuvasti. Joissain testeissä kappale on heikentynyt huomattavasti oltuaan vedessä. Toisissa testikappaleissa taas tämä pidempi aika ei vaikuttanut kappaleen vahvuuteen. (Suzaki 2020, 991–995.) Kun sidos kuidun ja matriisimuovin välillä on hyvä, ei kosteus vaikuta kappaleen vahvuuteen kovin paljoa (Alander, P., keskustelu 7.3.2024).

## 2.2 Kuitukomposiitti

Komposiitti on yhdistelmäaine, joka muodostuu vähintään kahdesta eri faasista. Komposiitissa nämä faasit toimivat yhdessä, mutta ne eivät ole sekoittuneet tai lienneet toisiinsa. (Muoviyhdistys ry. 1992.) Homogeenisuudella tarkoitetaan materiaalin ominaisuuksien olevan samanlaiset kaikkialla materiaalissa. Komposiittia muodostaessa lopputulos on poikkeuksetta epähomogeeninen. (Saarela ym. 2003.)

Kuitulujitteisia komposiitteja käytetään laajasti hammaslääketieteessä, koska polymeerien lujuus ja jäykkyys ominaisuuksien on huomattu olevan riittämättömät. Perinteisissä menetelmissä käytettävä vahvike metallilanka ei varsinaisesti vahvista proteesin lujuutta. Tämä tukee kuituvahvikkeiden käyttöä. (Lastumäki 2001, 22.)

### 2.3 Bioloren Trilor fiber disk

Bioloren Trilor fiber disk (kuva 1.) on jyrstävvä kuituvahvisteinen komposiittikiekko. Harvest Dentalin käyttöturvallisuustiedotteen ja Biolorenin käyttöohjeen mukaan kiekko koostuu resiinistä ja lasikuidusta. (Harvest Dental 2022; Bioloren 2018.) Bioloren ilmoittaa lasikuidun kattavan noin 74 prosenttia kiekon koostumuksesta (Bioloren 2018).



Kuva 1. Trilor Fiber Disk Pink, kiekko ja paketti

Bioloren kertoo materiaalin etujen olevan kilpailevia metallittomia materiaaleja huomattavasti parempi taivutuslujuus ja materiaalin keveys verrattuna

metallisiin vaihtoehtoihin, bioyhteensopivuus, dentiiniä vastaava joustavuus, materiaalin helppo prosessointi ja korjaaminen. Trilorin koko säilyy valmistuksen ajan, koska sitä ei tarvitse sulattaa tai sintrata. Tällä valmistaja perustelee materiaalin työstön helppoutta. (Bioloren 2018; Bioloren 2021.)

Bioloren markkinoi Triloria metallittomana vaihtoehtona hammasteknisiin töihin, joka näkyy sen käyttötarkoituksissa. Esimerkiksi kiinteään protetiikkaan kruunuhuput, siltojen tukirakenteet, implanttikiskot ruuvattaville irtoproteeseille sekä tukirakenteet osaproteeseille. Triloria voidaan myös käyttää ankkuroivana rakenteena tai adhesiivisenä kiinnityselementtinä ortodontian kojeissa. Heikon läpikuultavuuden takia se ei täytä yleisiä esteettisiä vaatimuksia. Tämän takia sitä ei pidetä esteettisenä materiaalina, mutta sellaisenaan sitä voi käyttää esimerkiksi takahampaissa. Tällöin kiillotus tapahtuu komposiitille tarkoitetuilla kumeilla ja timanttipastalla. (Bioloren 2018; Bioloren 2021.)

Jyrsittävien kiekkojen CAD/CAM-toimintaoperaatio soveltuu Trilorin käyttöön. Työn valmistaminen aloitetaan suunnittelemalla se CAD-ohjelmistossa ja asettelemalla kiekkoon, joka sen jälkeen jyrsitään. Jyrsintään Bioloren suosittelee käytettäväksi märkäjyrsintää. Korkean kuitupitoisuuden takia he suosittelevat käyttämään teräviä ja hyväkuntoisia työkaluja. (Bioloren 2018; Bioloren 2021.)

Lasipolymeerinä Trilor sitoutuu suoraan esteettisiin materiaaleihin. Täten Triloria pystyy päällystämään monilla materiaaleilla, kuten komposiitilla, zirkoniolla adhesiivisellä sementoinnilla ja PMMA-akryylillä. Bioloren korostaa korjauksen helppoutta mahdollisuudella korjata materiaalia komposiitti- ja akryylimateriaaleilla. Tämä tarkoittaa Triloria hyödyntävien töiden olevan pohjaus kelpoisia. (Bioloren 2018; Bioloren 2021.)

## Biolorenin muut Trilor tuotteet

Bioloren myy Triloria myös kaarina (Trilor Arch) ja jyrstävänä blokkeina (Trilor block), jotka näkyvät kuvissa 2 ja 3. Tuotteiden indikaatiot ovat laajalti samat kuin jyrstävällä Trilor-kiekkolla. Molemmat tuotteet ovat kuituvahvisteisia komposiitteja. Jyrstäviin Trilor kiekkoihin liittyvät edut ja haitat pätevät näihin kahteen tuotteeseen. (Bioloren 2018; Bioloren 2021.)

Trilor Arch on tarkoitettu esimerkiksi implanttien päälle tulevaksi kiskoksi (Bioloren 2021). Vastaavanlaisia tukikiskoja valmistetaan muun muassa titaanista. Bioloren mainostaa Archia titaania ja kuituvahvisteista kiekkoa halvempana versiona, koska sitä voi työstää käsiporalla. Sitä on saatavilla kolmessa eri kokoluokassa. Kaarien korkeudet ovat 3,5 mm, 5,5 mm ja 7,5 mm vaihtelevin käyttötarkoituksin. Ohuinta voi muokata vain leveysuunnassa, kun taas paksuimmasta voidaan muokata myös paksuutta. Tuotteen indikaatioita ovat muun muassa implantteihin kiinnitettävä tukikisko ja "Toronto silta", joka tarkoittaa tukikiskoa kruunupreppausten kanssa. (Bioloren 2021.)

Trilor Blockista on mahdollista jyrstiä erilaisia kruunu- ja siltarakenteita. Blokin käyttötarkoituksia rajoittaa sen koko. Siitä saatavilla olevat koot ovat 20x19x15 mm, 40x19x15 mm, 55x19x15 mm, 65x25x22 mm, 65x40x22 mm sekä 85x40x22 mm. (Bioloren. 2018.)



Kuva 2. Trilor® Arch (Bioloren 2021).

Kuva 3. Trilor® block (Bioloren 2018).

## Vastaavanlaiset tuotteet

Biolorenin Trilorin vastaavia jyrstittäviä kuituvahvisteisia komposiittikiekköjä ovat TRINIA CAD/CAM disc, Degos Fibra Composite Bio-C ja DC-tell. Trinian ja Degosin kiekkoissa on käytetty verkkokuitua vahvikkeena, kuten Trilorissa. DC-tell:in kuidut ovat sekalaisesti orientoituneita lyhyitä kuituja.

Suzaki ym. (2021) tutkimuksessa todettiin Trinian olevan selvästi anisotrooppinen. Taivutuslujuuden vahvuudeksi saatiin n. 250 MPa ja keskihajonnaksi n. 20 MPa. Tutkimuksessa käytettiin standardin ISO 4049 mukaisia 2 mm x 2 mm x 25 mm  $\pm 0,1$  mm testikappaleita. Kimmomoduuli keskiarvot olivat n. 10 000 N/mm<sup>2</sup>.

Lastumäki ym. (2001) julkaistussa tutkimuksessa DC-tell:stä leikattiin standardia ISO 10477 noudattavat testikappaleet. Testiryhmiä oli neljä, joissa kussakin oli kuusi testikappaleita. Vain yksi testiryhmä säilytettiin kuivissa olosuhteissa. Kuivasäilytettyjen testikappaleiden taivutuslujuuden keskiarvoksi saatiin 297 MPa ja keskihajonnaksi 23.2 MPa. Testikappaleiden kimmomoduuli keskiarvo oli 11 000 N/mm<sup>2</sup> ja keskihajonta 500 N/mm<sup>2</sup>.

## 3 Vahvikemateriaalien fysikaaliset ominaisuudet ja testaaminen

### 3.1 Isotropia, anisotropia ja ortotropia

Materiaalit voidaan luokitella isotrooppisiksi ja anisotrooppisiksi. Materiaalien ero tulee esille niiden ominaisuuksissa. Isotrooppisen materiaalin ominaisuudet ovat samat kaikissa suunnissa, joten materiaali on isotrooppinen, jos ominaisuudet ovat riippumattomat suunnista materiaalin sisällä. Isotrooppiseen materiaaliin kohdistetut normaalit kuormat aiheuttavat normaalin kuormituksen. (Campbell 2010, 4.)

Anisotrooppisessa materiaalissa materiaalin ominaisuudet vaihtelevat eri suunnissa. Näitä ovat pitkät yhdensuuntaiset kuidut. Tämän takia normaalit kuormat luovat sekä normaaleja kuormituksia, että leikkauskuormituksia. (Campbell 2010, 4.)

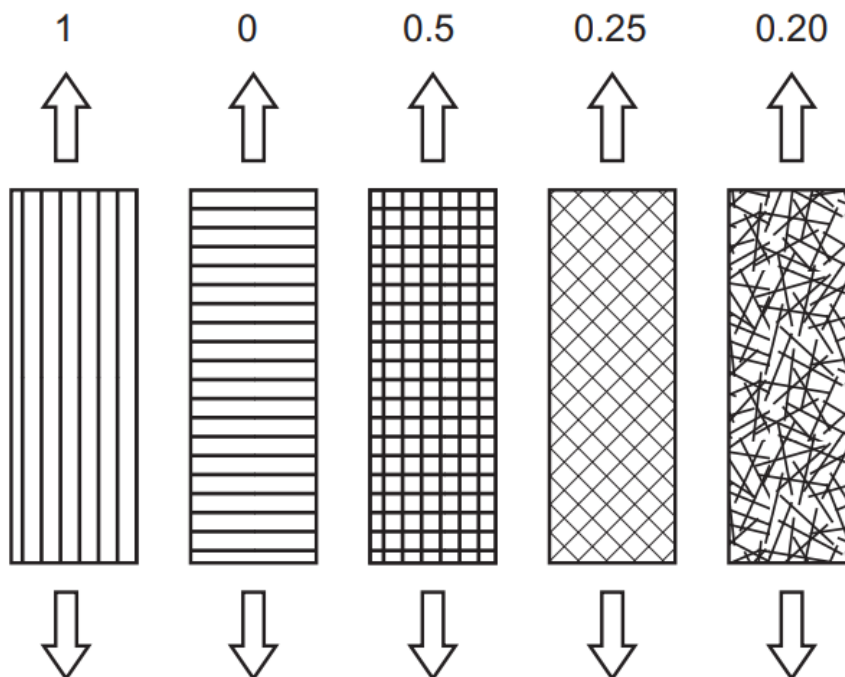
Ortotrooppisessa materiaalissa kolmessa eri suunnassa ominaisuudet ovat symmetriset. Kuituverkot ja muut kuitupunokset ovat tällaisia materiaaleja. Niissä kyseiset kolme pääsuuntaa ovat kuitusuunnat ja paksuussuunta. Koska nämä ortotrooppiset materiaalit eivät omaa joka suunnassa yhtä vahvoja ominaisuuksia, voidaan niiden katsoa olevan anisotrooppisia. (Saarela ym. 2003, 26.)

Komposiitti rakenteet-kirjassa (Saarela ym. 2003, 26) kuvataan kuitukomposiitin isotrooppi- ja anisotrooppisuutta seuraavasti: "Täyte-aineiset ja lyhyillä, satunnaisesti suuntautuneilla kuiduilla lujitetut muovit ovat makroskaalassa isotrooppisia. Suunnatuilla kuiduilla lujitetut muovit ovat sen sijaan aina anisotrooppisia eli niiden ominaisuudet ovat tarkastelusuunnasta riippuvaiset".

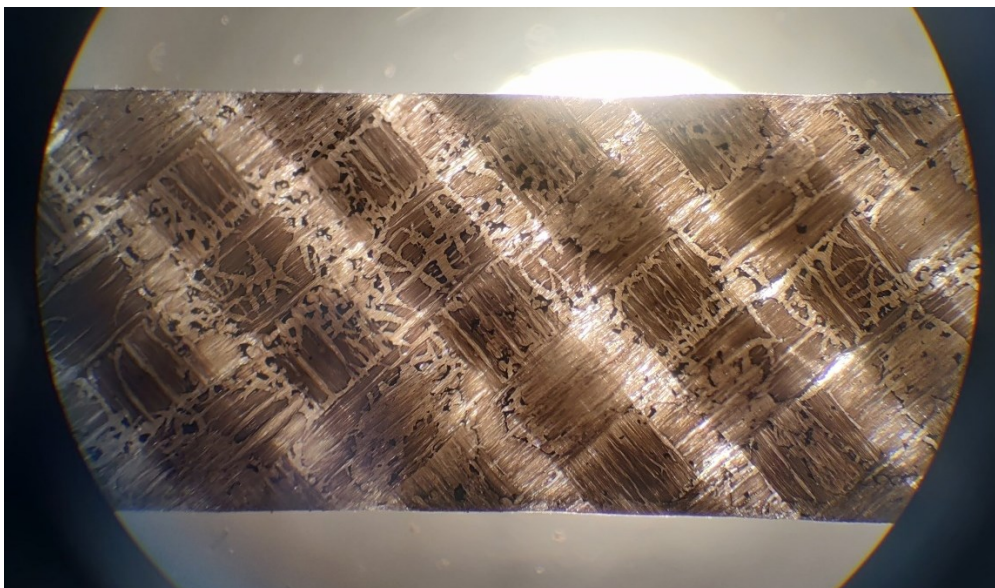


## Krenchelinin faktori

Biolorenin Trilor fiber disk on ortotrooppinen, kuten edeltävä taustateoria antaa ymmärtää. Kyseisen kuituvahvisteisen komposiittikiekon ominaisuudet riippuvat siis kuitujen suunnista. Krenchelinin faktorin avulla pystyy osittain ennustamaan kiekosta saatavan vahvuuden kuituorientaation avulla. Krenchelinin faktori ei kuitenkaan ole täysin verrattavissa tutkittavaan materiaaliin. Tämä johtuu Krenchelin faktorissa olevista orientaatioista, joita ei pysty tuottamaan Trilor-kiekosta. Kuituorientaatiot, jotka eivät onnistu Trilorilla ovat kuvassa 4. näkyvät 1, 0 ja 0.20 tehokkuuskertoimen saavat esimerkit. Tämä johtuu Trilorin kuidun verkkokuvioinnista. Trilorista taas sen sijaan saadaan tuotettua kuituorientaatioita, joita ei ole käsitelty Krenchelin faktorissa. Tällaisia ovat ryhmät, joissa esimerkiksi pystysuuntaan olevien kuitujen lisäksi tulee katsojan suuntaan kohtisuoraan kuituja.



Kuva 4. Krenchelinin faktori (Vallittu & Matinlinna 2017).



Kuva 5. Poltettu testikappale demonstroi kuituorientaatiota, joka vastaa kuvan 4. kuviota 0.25

### 3.2 Kolmipistetaivutus

Kolmipistetaivutustestauksessa testikappale asetetaan kahden tuen päälle. Kun testikappale on symmetrisesti kohdallaan ja testausohjelma käynnistetään, alkaa kuormitusjärki painamaan testikappaletta keskeltä tasaisella nopeudella. Puristuksen tapahtuessa testikappaleen yläpuoli pyrkii kutistumaan eli tapahtuu puristusjännitys. Testikappaleen alapuoli pyrkii taas venymään puristuksessa, jolloin tapahtuu vetojännitys. Kuidut kestävät vetovoimaa paremmin kuin puristusvoimaa, joten kuidut tulee sijoittaa vetojännityspuolelle optimaalista vahvuutta tavoitellessa. Kappaleen ominaisuudet voivat jopa heikentyä, mikäli kuidut on sijoitettu väärään kohtaan. Tämä tulee ilmi kolmipistetaivutustestauksessa vahvistamatonta vertailuryhmää heikompina tuloksina. (Alander 2023.)

## 4 Tutkimuksen tavoitteet ja toteuttaminen

### 4.1 Tavoitteet ja testausmenetelmä

Opinnäytetyössä haluttiin selvittää Biolorenin Trilor kiekon taivutuslujuus, kuormankantokyky ja kimmomoduuli eri kuituorientaatioissa. Opinnäytetyön rajaus muodostettiin huomioiden sen hyödyntäminen mahdollisissa tulevilla tutkimuksissa. Tutkimuksen laadun varmistamiseksi ja ajanhallinnallisista syistä materiaalirajaus tehtiin yhteen merkkiin. Tutkimuksesta saataisiin yleinen ymmärrys vastaavanlaisista materiaaleista. Materiaali on melko uusi ja siitä ei ole tehty tällaista kuituorientaatioiden vaikutusta mekaanisiin ominaisuuksiin käsittelevää tutkimusta. Näiden tietojen avulla voidaan määritellä missä suunnissa kiekosta tulisi työstää esimerkiksi vahvike kokoproteesiin tai kruunurunko, jotta se olisi mahdollisimman vahva.

Kolmipistetaivutus on yleisin testimenetelmä hammastekniikassa, kun halutaan tietää taivutuslujuus ja kimmomoduuli. Opinnäytetyötä ohjaavan opettajan kanssa käydyt keskustelut ohjasivat käyttämään kolmipistetaivutus menetelmää. Tietoperustaa hankkiessa huomattiin, että kyseistä testimenetelmää oli käytetty lähestulkoon jokaisessa lähdeaineiston tutkimuksessa (Vallittu 1997; Dyer ym. 2004; Sathishkumar ym. 2014; Lastumäki ym. 2001).

### 4.2 Testiryhmien suunnittelu ja nimeäminen

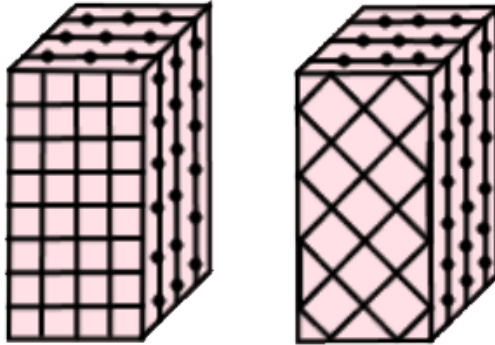
Ryhmien valitseminen aloitettiin pohtimalla mahdolliset suunnat, joissa voitaisiin hyödyntää Krenchelin faktorin suuntia. Suunnittelun jälkeen päädyttiin kuuteen ryhmään. Nämä ryhmät tuntuivat järkeviltä, kun niitä verrattiin Krenchelin faktoriin ja niiden toteuttaminen tasalaatuisina oli mahdollista. Samalla pohdittiin, mikä olisi sopiva määrä testikappaleita jokaista ryhmää kohden. Päädyttiin leikkaamaan jokaiseen ryhmään kymmenen testikappaletta, jotka

ovat halutunlaisia ja kooltaan standardin 10477 virhemarginaalin 0,1 mm puitteissa.

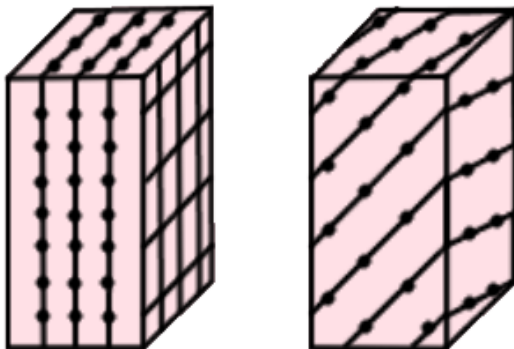
Testiryhmät nimettiin testikappaleiden testauspinnalla olevien kuituorientaatioiden mukaan. Pysty- ja vaakasuunnassa suoraan menevät kuidut saivat arvon 90. Jokaisen testiryhmän nimessä on kaksi numeroa, joista ensimmäinen kuvaa pystysuuntaa ja toinen vaakasuuntaa. Testiryhmä 90,90 nimettiin näitä sääntöjä noudattaen, sillä pysty- ja vaakasuunnan kuidut tulevat suunnistaan suoraan. Testiryhmän 90K,90K nimeäminen perustuu samaan logiikkaan. Kuidut ovat vaan käännetty 45 astetta, jolloin nimeksi muodostuu 90 käännetty, 90 käännetty. Testiryhmät 90,90 ja 90K,90K näkyvät kuvassa 6. Testiryhmä 90,0 nimessä 90 tulee pystysuunnassa suoraan tulevasta kuidusta. 0 taas tarkoittaa suoraan tulevaa kuitua, jotka on merkitty kuvaan 7. pisteinä. Testiryhmä 90K,0 on pystysuunnassa käännetty kuitu merkitty 90 käännetty, kun taas 0 merkitsee kohtisuoraan tulevia kuituja. Testiryhmässä 90,45 ovat pystysuunnan kuidut suoraan eli 90, kun taas kohtisuorat kuidut tulevat vinosti. Tämän takia merkitään poikkeuksellisesti 45 eikä 0. Testiryhmässä 0,90 pystysuunnan kuidut tulevat kohtisuoraan, eli 0. Sivuttaissuunnan kuidut sen sijaan ovat suorassa, joten tulee 90. Nämä testi ryhmät näkyvät kuvassa 8.

Ryhmiä suunnittelun jälkeen siirryttiin leikkaussuuntien määrittämiseen. Kuudesta ryhmästä kaksi olivat vastaavia kuin toinen ryhmä, mutta käännettynä eri suuntaan testiä varten. Testiryhmän 90,90 testitikut olisivat kiekon pinnalla pysty- tai vaakasuorassa. Testiryhmän 90,0 testitikut ovat samanlaiset, mutta testi kohdistuu viereiselle kyljelle. Toinen kahden testikappaleen leikkaussuunta ryhmien 90K,90K ja 90,45. 90K,90K testitikut olisivat kiekon pinnalla 45° kulmassa. Testiryhmän 90,45 testitikut ovat samanlaiset, mutta testi kohdistuu viereiselle kyljelle. Tämän takia tuli testikappaleita leikata yhteensä neljästä eri suunnasta. Kiekkojen pinnalla näkyvän kuitukuvioidin perusteella pystytettiin tussilla merkkamaan tarvittavat suunnat. Pinkkien kiekkojen käyttöä rajoitti niiden korkeus 20 mm, joten saadakseen ryhmän 0,90 testikappaleet täytyi käyttää 25 mm korkuista luunväristä kiekkoa. Tämän ryhmät testitikut olisivat

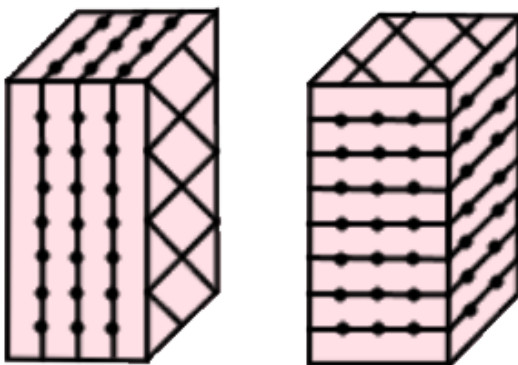
kiekon paksuussuunnassa suorassa. Testiryhmän 90K,0 testitikut olisivat kiekossa paksuussuunnassa  $45^\circ$  kulmassa.



Kuva 6. Testiryhmät 90,90 & 90K,90K



Kuva 7. Testiryhmät 90,0 & 90K,0



Kuva 8. Testiryhmät 90,45 & 0,90

### 4.3 Testikappaleiden sahaaminen, testaaminen ja polttaminen

#### Testikappaleiden sahaaminen

Testikappaleet sahattiin yhteistyössä Turku Clinical Biomaterial Center:in (TCBC) kanssa. Yhteistyö alkoi tutkimuksen läpikäymisellä. Käytiin läpi tutkimuksen tavoitteet ja laadittiin suunnitelma niiden saavuttamiseksi. Ennen testikappaleiden sahaamista käytiin perehdytys TCBC:n tavoista ja toimintaprotokollista. Perehdytyksen jälkeen siirryttiin testikappaleiden sahaamiseen, joka alkoi testikappalesahan käytön oppitunnilla.

Testikappalesahana toimi Struers secotom-50 (Struers ApS, Ballerup, Tanska).



Kuva 9. Struers secotom-50 testikappalesaha

Testikappaleista sahattiin standardin 10477 mukaisia, eli kooltaan 25 mm pituussuunnassa ja leveyssuunnassa 2 mm. Suunnittelu vaiheessa määritettyjä leikkaussuuntia aloitettiin soveltamaan tussi merkkauksen mukaisesti. Leikkaussuunnan määrittämisen jälkeen suoritettiin ensimmäinen sahaus, jonka tavoitteena oli halkaista kiekko kahtia ja määrittää koneen leikkausparametrit huomioiden virhemarginaalit.



Kuva 10. Testikappaleita sahauksessa

Leikkausparametrien ja haluttujen suuntien ollessa tiedossa sekä merkittyinä leikattaviin kiekon kappaleisiin jatkui testikappaleiden tuotanto. Testiryhmät 90K,90K, 90,90, 90,0 ja 90,45 sahattiin pinkin värisestä kiekosta. Testiryhmät 0,90 ja 90,0k sahattiin luun värisestä kiekosta.

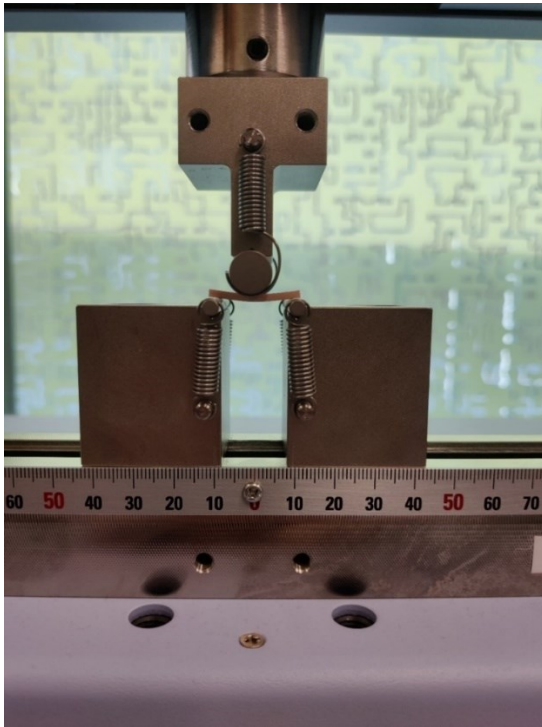
### **Testikappaleiden testaaminen**

Shimadzu autograph AGS-X 10kn (Shimadzu corporation, Kyoto, Japani) toimi kolmipistetaivutuslaitteena. Testeistä saadut tulokset siirtyivät automaattisesti TRAPEZIUMX-V-ohjelmistoon (Shimadzu corporation, Kyoto, Japani).

Testaamiseen valmistautuminen aloitettiin luomalla ohjelmistoon uusi standardin 10477 mukainen testimenetelmä. Testimenetelmään kirjattiin haluttu voiman suunta eli alaspäin. Testimenetelmään kirjattiin mitä dataa se prosessoi ja kirjaa ylös. Näitä olivat testikappaleen maksimivoima, taivutuslujuus, murtumavoima ja kimmomoduuli. Edellä mainitulle datalle valittiin halutut tilastomuodot, johon valittiin keskiarvo, keskihajonta, maksimi, minimi,

vaihteluväli ja mediaani. Testiin tuli määrittää päättymispiste eli tilanne, jolloin testikappaleen vahvuus oli enää 60 % sen aloitus vahvuudesta. Myös testausnopeus tuli määrittää. Nopeudeksi asetettiin 1 mm/min, joka saatiin standardista 10477.

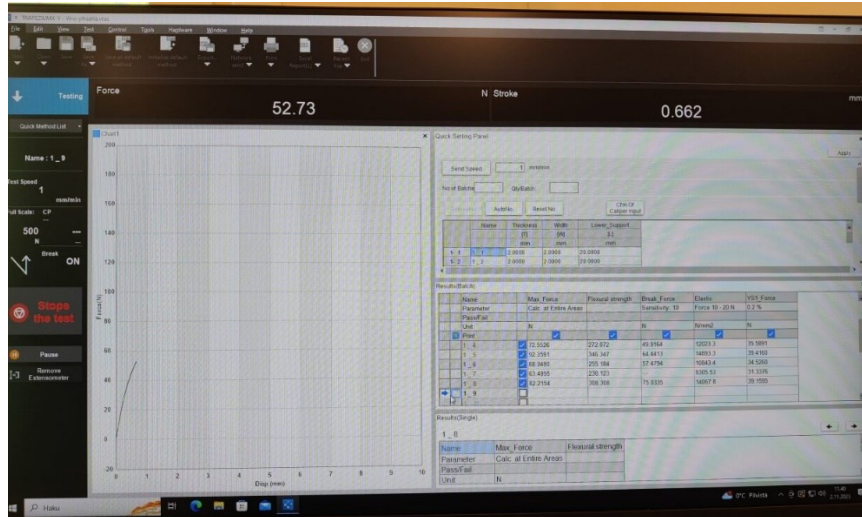
Standardin 10477 mukaisesti asetettiin laitteen jänneväliksi 20 mm. Kolmipistetaitutuslaitteeseen asetettiin testikappaleet käsin. Kun kappale saatiin symmetrisesti kohdalleen, laskettiin laitteen kuormitusjärki kiinni testikappaleeseen. Tämän jälkeen laitteella aloitettiin testaaminen. Testin kulkua seurattiin vierestä visuaalisesti havainnoiden.



Kuva 11. Testikappale taivutuksessa kolmipistetestauslaitteessa

Testikappaleet otettiin aina testin päätyttyä talteen merkattuina siten, että kappaleista tuli ilmi testiryhmä ja testikappaleen järjestysnumero. Testatuista testikappaleista otettiin kuvia, joiden tarkoitus oli dokumentoida erilaiset murtumatyypit myöhempää analysointia varten. Testausten päätyttyä TRAPEZIUMX ohjelmiston luomat testitulosten sisältämät Excel-tiedostot siirrettiin talteen.





Kuva 12. TRAPEZIUMX-V-ohjelmisto tallentamassa testitulosta

## Testikappaleiden polttaminen

Testikappaleiden polttamisen tarkoituksena oli määrittää Biolorenin Trilor kiekon kuituvolyymi. Oikeilla lämmöillä tapahtuneen polttamisen aikana resiini palasi pois. E-lasikuitujen pehmenemispiste on  $850^{\circ}\text{C}$  (Saarela ym. 2003, 75). Polttamisen jälkeen jäljellä olevien kuitujen avulla voidaan laskemalla määrittää kuituvolyymi.

Alussa mitattiin testikappaleiden paino hyödyntäen MX5 microbalance (Mettler Toledo, Columbus, USA) vaakaa. Testikappaleet asetettiin punnitukseen ajaksi punnitsemisalustalle. Punnituksen jälkeen testikappaleiden paino kirjattiin ylös tulosten vertailua varten. Testikappaleet asetettiin upokkaaseen poltettavaksi, kuten näkyy kuvassa 13.

Esilämmitysuunia Magma Preheating furnace (Renfert GmbH, Hilzingen, Saksa) käytettiin testikappaleiden polttamiseen. Esilämmitysuunit ohjelmoitiin nousemaan  $700^{\circ}\text{C}$ . Lämmön nousemisnopeudeksi asetettiin  $7^{\circ}\text{C}$  minuutissa. Uunin lämmitysprosessi kesti reilu puolitoista tuntia lähtölämpötilan ollessa noin  $23^{\circ}\text{C}$ . Esilämmitysuunin annettiin olla  $700^{\circ}\text{C}$ :ssa asteessa tunnin ajan. Tunnin jälkeen uunit sammutettiin ja niiden annettiin yön yli viilentyä huoneenlämpöiseksi. Lämpötilan rauhallisen laskemisen tarkoitus on varmistaa

upokkaiden ehjänä säilyminen. Poltetut kuidut siirrettiin varovaisesti punnitsemisalustalle punnitsemista varten kuvan 14 mukaisesti. Punnitseminen suoritettiin jälleen MX5 vaa'alla ja tulokset kirjattiin ylös kuituvolyymien laskemista varten.



Kuva 13. Testitikut upokkaassa odottamassa polttoa



Kuva 14. Polton jälkeen jäljellä olevat kuidut punnitsemisalustalla

## 5 Tulokset

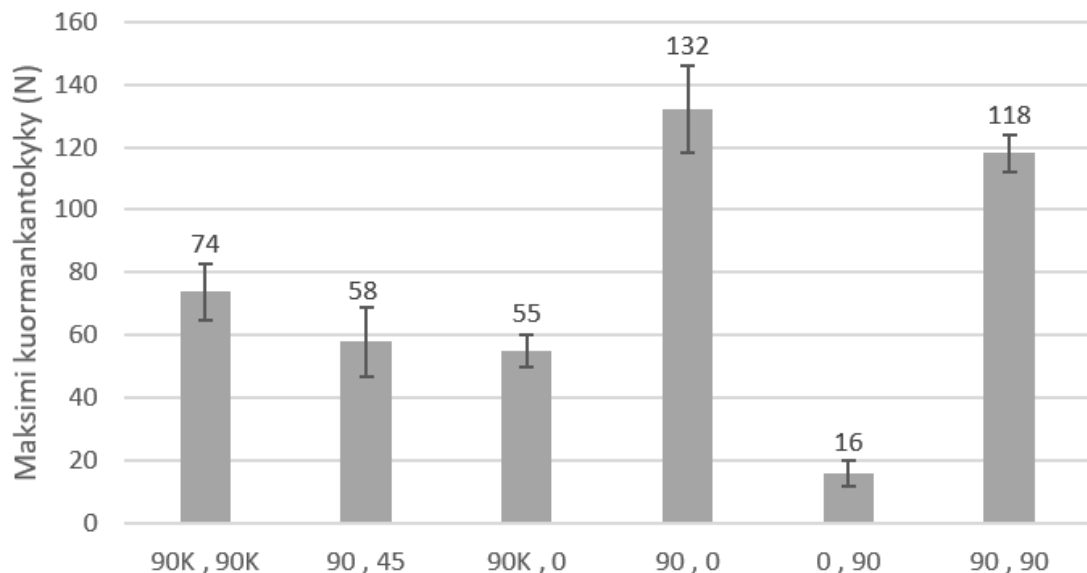
### 5.1 Kolmipistetaivutuksen tulokset

#### Maksimi kuormankantokyky

Ryhmä 90,0 saavutti korkeimman maksimi kuormankantokyky keskiarvon, joka oli 132 N. 16 N oli testattujen ryhmien heikoin maksimi kuormankantokyvyn keskiarvo, joka saatiin ryhmän 0,90 testeistä.

Taulukko 2. osoittaa suurimman keskihajonnan olleen ryhmällä 90,0, jonka keskihajonta oli 14 N. Ryhmän keskihajonta prosentteina oli n. 11 % keskiarvosta. Pienin keskihajonta, joka oli arvoltaan 4 N, saatiin testeistä ryhmälle 0,90. Tämän ryhmän keskihajonta oli taas n. 25 % keskiarvosta.

Suurin yksittäinen maksimi kuormankantokyky 160 N löytyi ryhmästä 90,0. Pienin minimi kuormankantokyky tallenne 7 N kuului sen sijaan jälleen ryhmälle 0,90. Muiden ryhmien kaikki tulokset näkyvät kuviossa 1. ja taulukossa 1.



Kuvio 1. Maksimi kuormankantokyvyn keskiarvot

Taulukko 1. Testiryhmien maksimi kuomankantokyvyn keskihajonta, maksimi ja minimi

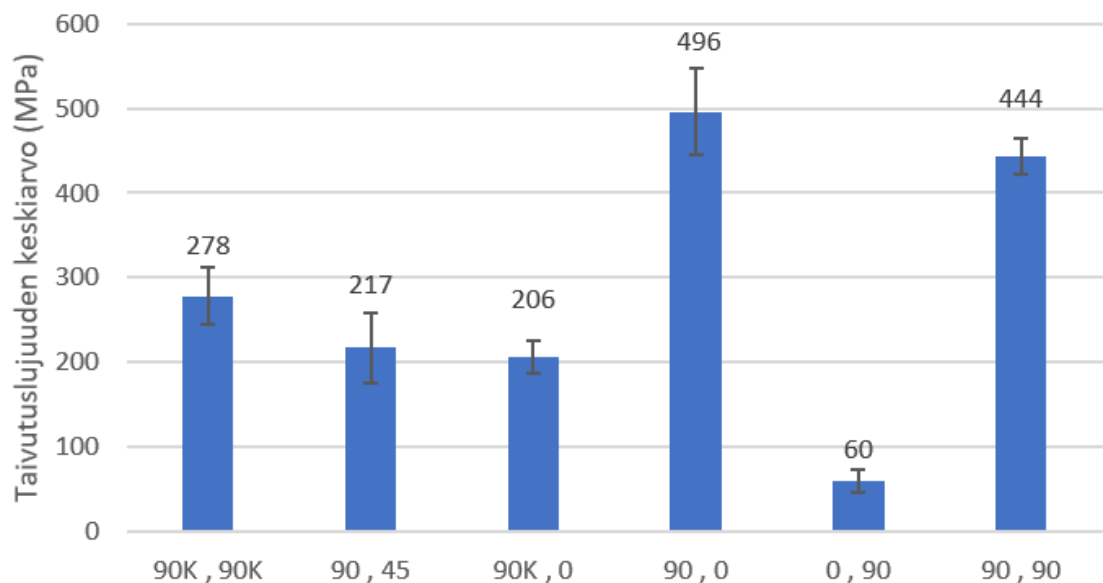
	90K,90K	90,45	90K,0	90,0	0,90	90,90
<b>Keskihajonta</b>	9	11	5	14	4	6
<b>Maksimi</b>	92	74	64	160	20	127
<b>Minimi</b>	63	48	47	115	7	111

## Taivutuslujuus

Paras taivutuslujuus saatiin ryhmällä 90,0, jonka taivutuslujuuden keskiarvoksi saatiin 496 MPa. Heikoimmaksi ryhmäksi havaittiin ryhmä 0,90. Sen taivutuslujuuden keskiarvoksi saatiin 60 MPa.

Pienin keskihajonta Taulukon 2. mukaan oli ryhmällä 0,90. Ryhmän 0,90 keskihajonta oli 13 MPa. Ryhmän keskihajonta prosentteina oli n. 22 % keskiarvosta. Suurin keskihajonta saatiin ryhmällä 90,0, jonka keskihajonta oli 51 MPa. Tämän ryhmän keskihajonta oli taas n. 10 % keskiarvosta.

Suurin maksimiarvo ja minimiarvo löytyivät ryhmistä 90,0 ja 0,90. Ryhmästä 90,0 saatiin maksimiarvoksi 600 MPa ja ryhmästä 0,90 saatiin minimiarvoksi 27 MPa. Kaikkien ryhmien osalta tulokset näkyvät Kuviosta 2. ja Taulukosta 2.



Kuvio 2. Taivutuslujuuden keskiarvot

Taulukko 2. Testiryhmien taivutuslujuuden keskihajonta, maksimi ja minimi

	<b>90K,90K</b>	<b>90,45</b>	<b>90K,0</b>	<b>90,0</b>	<b>0,90</b>	<b>90,90</b>
<b>Keskihajonta</b>	34	41	19	51	13	21
<b>Maksimi</b>	346	279	239	600	77	478
<b>Minimi</b>	238	178	175	430	27	418

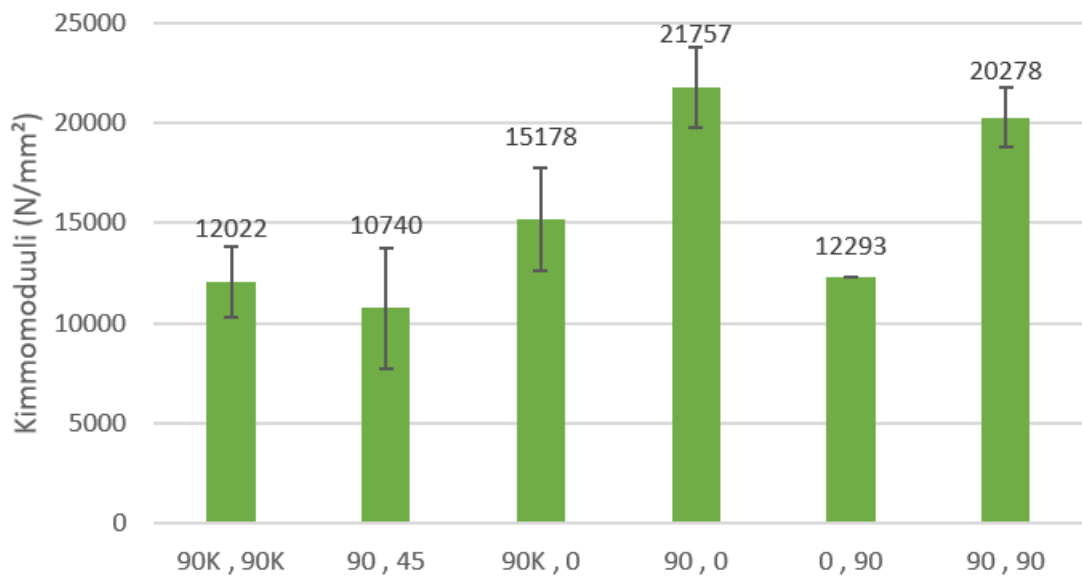
### **Kimmomoduuli**

Keskiarvollisesti suurin kimmomoduuli saatiin ryhmälle 90,0, joka oli 21757 N/mm<sup>2</sup>. Matalin tallennettu kimmomoduuli, arvoltaan 10740 N/mm<sup>2</sup> kuului ryhmälle 90,45.

Kimmomoduulin testauksessa poikkeuksellinen ryhmä oli 0,90. Kyseisen ryhmän kimmomoduuli keskiarvo oli 12293 N/mm<sup>2</sup>, mutta TRAPEZIUMX-V sai vain yhden testikappaleen kimmomoduulin tallennettua.

Pienin keskihajonta 1488 N/mm<sup>2</sup> saatiin testaamalla ryhmälle 90,90. Ryhmän keskihajonta prosentteina oli n. 7 % keskiarvosta. Suurimmaksi keskihajonnaksi muodostui 2992 N/mm<sup>2</sup>, joka saatiin ryhmälle 90,45. Tämän ryhmän keskihajonta oli taas n. 28 % keskiarvosta.

Pienin yksittäinen kimmomoduulin mittaustulos ryhmälle oli 7853 N/mm<sup>2</sup>, joka oli ryhmän 90,45. Suurimmaksi yksittäiseksi kimmomoduulin testaustulokseksi saatiin 25440 N/mm<sup>2</sup>, joka oli ryhmän 90,0. Jokaisen ryhmän tulokset löytyvät kuviosta 3. ja taulukosta 3.



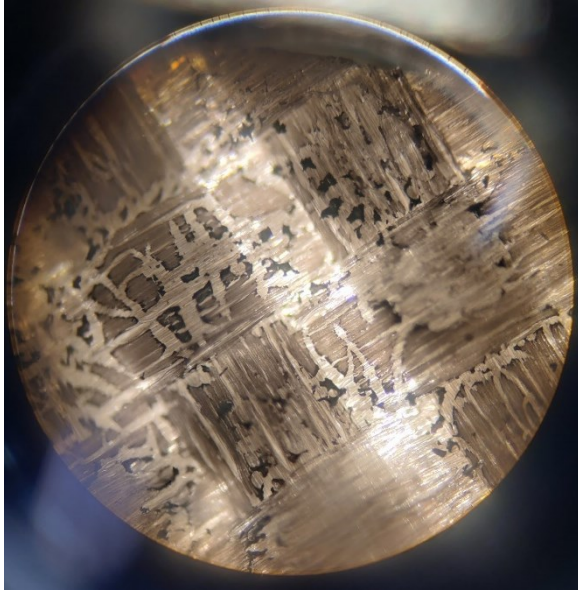
Kuvio 3. Kimmomoduuli keskiarvot

Taulukko 3. Testiryhmien kimmomoduulin keskihajonta, maksimi ja minimi

	90K,90K	90,45	90K,0	90,0	0,90	90,90
<b>Keskihajonta</b>	1775	2992	2563	2017	-	1488
<b>Maksimi</b>	14893	16099	21714	25440	12293	23114
<b>Minimi</b>	9306	7853	12613	19737	12293	18688

## 5.2 Kuituvolyymi

Poltettavana oli 4 testitikkoa, joiden lähtöpaino oli 0,850 g. Polton jälkeen punnittiin jäljelle jääneiden kuitujen painoksi 0,518 g. Kuitujen prosentuaalinen osuus oli pyöristettynä noin 61 % kokonaispainosta ja noin 50 % tilavuudesta. Tilavuus volyymi laskettiin tilavuuden kaavaa  $V = \frac{m}{\rho}$  käyttäen, kun lasikuidun tiheytenä käytettiin 2,54 g/cm<sup>3</sup>. E-lasikuidun tiheys saatiin Saarela ym. (2003) komposiittikirjasta. Kuvassa 15. nähdään testitikun kuidut polton jälkeen.



Kuva 15. Mikroskooppikuva poltetusta testitikusta

### 5.3 Murtumatyyppianalyysi

Säilytettyjen testattujen testikappaleiden perusteella suoritettiin murtumatyyppianalyysi, jonka tarkoituksena on avartaa testituloksia. Murtumatyyppienanalysoimiseen käytettiin visuaalista tarkastelua. Visuaalisen tarkastelun avulla eri testikappaleiden murtumat analysoitiin seuraavasti.

90K,90K: Ei selkeää murtumalinjaa. Testikappaleet säilyivät yhtenäisinä kokonaisuuksina, mutta vetojännityksen takia alimmaisiet kuidut ovat katkenneet. Testikappaleissa havaittavissa testauksesta johtuvaa taipumista.

90,45: Osassa testikappaleissa havaittavissa lievä murtumalinja, ovat vääntyneet jonkin verran, vain osa kuitunipuista olivat enää yhtenäisiä ja pitämässä kappaletta kasassa. Testikappaleiden taipuminen on selkeästi havaittavissa.

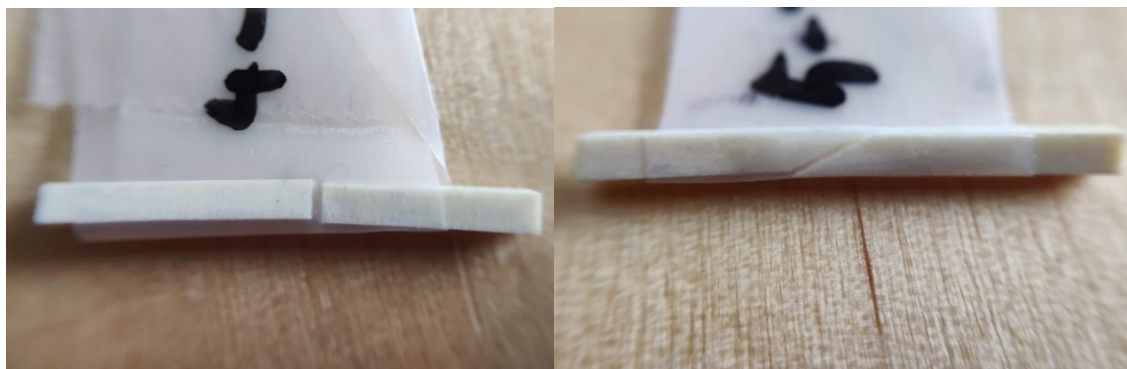
90,0: Nähtävissä selkeä murtumalinja, mutta testikappaleet eivät kuitenkaan menneet poikki. Testikappaleet säilyivät lähes suorina.

90,90: Kaikki säilyivät yhtenäisinä ja melko suorina. Ei selkeitä murtumalinjoja nähtävissä testikappaleissa. Nähtävillä joitain rasituksesta tulleita murtumia. Suurin osa kuiduista säilyivät ehjänä.

0,90: Testikappaleissa on selkeä suora murtumalinja. Kaikki paitsi yksi testikappale ovat täysin haljenneet kahteen osaan. Yksittäinen hajoamaton testikappale pysyi yhtenä kappaleena muutaman ehjänä säilyneen kuidun ansiosta.

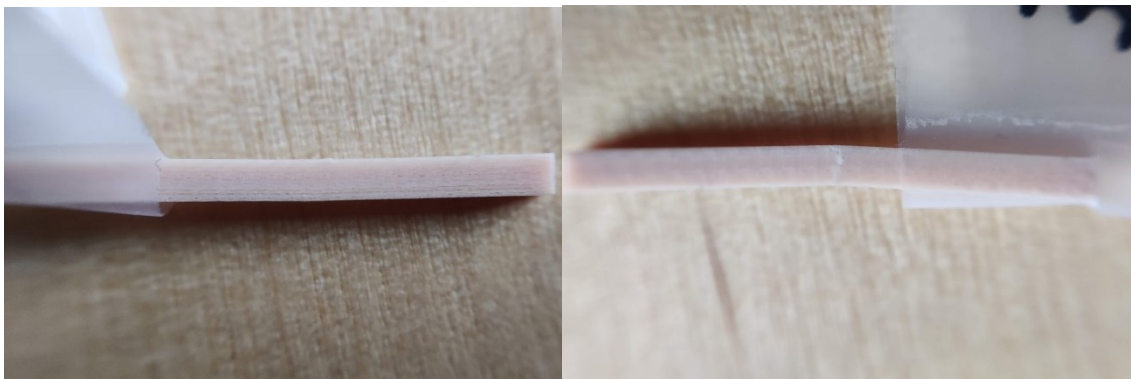
90K,0: Kaikki testikappaleet hajosivat kahteen osaan. Jokaisessa selkeä yksittäinen murtumalinja, joka on suhteessa tikkuun vino.

Testiryhmät voidaan täten jakaa kolmeen ryhmään murtumatyyppien perusteella: 1. ryhmä: Kokonaan kahtia katkenneet testikappaleet. Tähän ryhmään kuuluvat testiryhmät 0,90 & 90K,0. 2. ryhmä: Hieman taipuneet tai lähes suorina pysyneet testikappaleet. Tähän ryhmään kuuluvat testiryhmät 90,90 & 90,0. 3. ryhmä: Selkeästi taipuneet testikappaleet. Tähän ryhmään kuuluvat testiryhmät 90K,90K & 90,45.

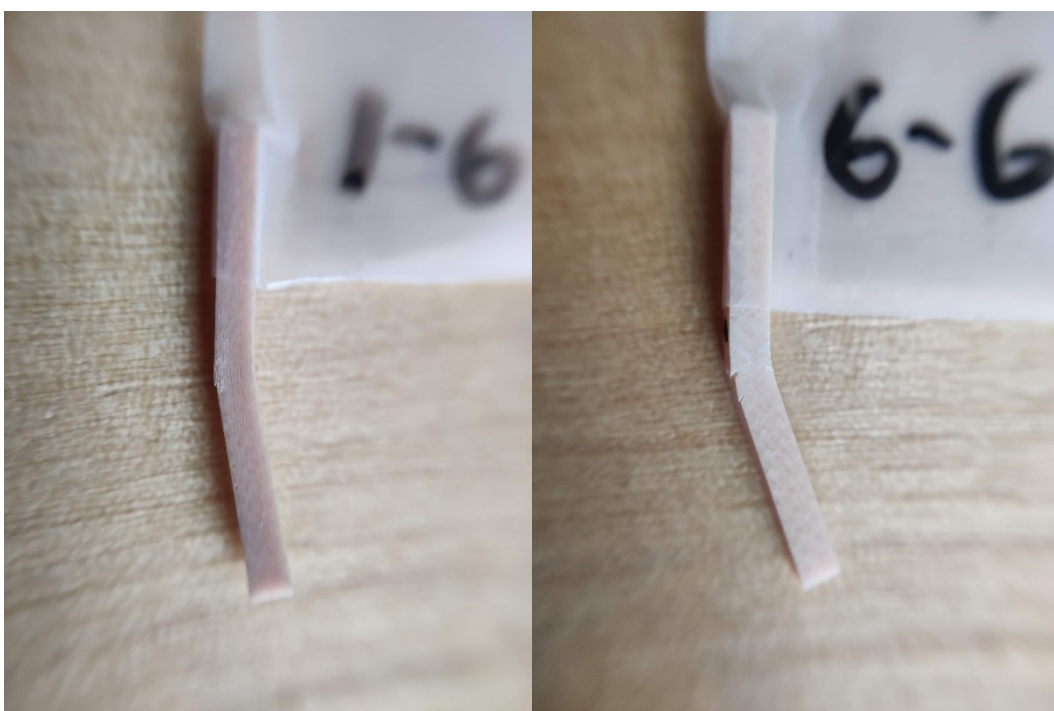


Kuva 16. Kokonaan katkenneet testitikut ryhmistä 0,90 & 90K,0





Kuva 17. Hieman taipuneet tai lähes suorat testikappaleet ryhmistä 90,90 & 90,0



Kuva 18. Selkeästi taipuneet testikappaleet ryhmistä 90K,90K ja 90,45

## 6 Pohdinta

### Eettisyys ja tutkimuksen luotettavuus

Tutkimustyön jokainen vaihe suoritettiin tunnollisesti ja tarkkaavaisesti. Standardia polymeeri pohjaisista kruunu- ja siltamateriaaleista ISO 10477 sovellettiin tutkimuksen jokaisessa vaiheessa. Testitikut sahattiin standardin määräämällä tavalla ja mitattiin, ettei virhemarginaalia ylitetty. Standardin määrittelemä virhemarginaali on paksuudessa ja leveydessä  $\pm 0,1$  mm. Pituuden virhemarginaali on  $\pm 0,2$  mm. Kaikissa suunnissa päästiin virhemarginaaliin  $\pm 0,02$  mm. Tikut mitattiin sähköisellä työntömitalla ja mittauksen suoritti useampi henkilö, mikä tekee tuloksista luotettavia. Testaukset suoritettiin standardin ohjeistamalla tavalla. Tuloksia verrattiin standardin vaatimuksiin materiaalien vahvuudesta.

Kuituorientaation toteutumista testitikuissa valvottiin koko prosessin ajan. Sahauksesta saadut testitikut tarkastettiin silmämääräisesti ja mikroskoopilla. Esimerkiksi sahausten ensimmäinen ryhmä oli kuituorientaatioissaan hieman vinossa ja täten sitä ei käytetty testaamiseen. Täten saatiin tuotettua oikeille kuituorientaatioille testituloksia, jotka ovat luotettavia.

Tietoperustaan valittiin vain luotettavia lähteitä, jotka täyttivät tieteellisten tutkimusten vaatimukset ja ovat vertaisarvioituja. Valittujen lähteiden avulla perehdyttiin aiheeseen syvällisesti. Lähteiden etsimiseen käytettiin ScienceDirect- ja Google Scholar-tietokantoja, jotka ovat luotettavia ja eettisiä tietokantoja.

Biolorenilta ei saatu rahallista tukea. Testikappaleiden tuottamiseen tarvittavat kiekot ostettiin koulutusrahoituksella. Tämä loi tutkimukseen puolueettoman ja eettisen lähtökohdan, koska kummallakaan opinnäytetyön tekijöistä ei ollut henkilökohtaisia intressejä materiaalia ja tutkimusta kohtaan. Koska tutkimuksessa käytettiin luotettavia menetelmiä ja yleisiä tieteellisiä käytäntöjä, voidaan todeta tutkimuksen oleva eettinen kokonaisuudessaan.

## 6.1 Tulosten merkitys ja sovellettavuus

### Sovellettavuus

Sovellettavuutta pohtiessa tulee ottaa huomioon jyrsinnän rajoitteet. Hammastekniikassa käytettävät jyrsimet ovat 3–5 akselisia. Yleisimmin kuitenkin käytetään 4–5 akselisia jyrsimiä. 3-akselisessa jyrsimessä liikkumisasteet ovat kolmeen suuntaan, jotka ovat X-, Y- ja Z-suunnat. Näihin kolmeen suuntaan liikkuu jyrsimen kiekkopidike. 4-akseliseen jyrsimeen tulee lisäksi A-suunta. Tämä tarkoittaa jyrsittävän kiekon pidikkeen mahdollista kääntymistä jyrsinnän aikana. 5-akselisessa jyrsimessä poranteränpidike, ”spindle”, pystyy liikkumaan eri suuntiin. Tätä kutsutaan B-suunnaksi. (Beuer ym. 2008, 507–508.)

Kun ymmärtää jyrsinnän rajoitteet voi osan testiryhmistä kokonaan sulkea pois eri käytännön soveltamistarkoituksissa. Esimerkiksi kruunu- ja siltarakenteita ei pystyisi jyrsimään muista testiryhmistä kuin 90,90 & 90K,90K. Muista ryhmistä ei olisi mahdollista saada jyrsittyä rakenteiden sisäosia, sillä jyrsimen liikesuunnat ja kiekon muoto eivät mahdollista poranterän pääsyä näihin paikkoihin. Esimerkiksi ryhmän 90,0 mukaisen kuituorientaation saavuttamiseksi tulisi kruunurunko asetella sivuttain kiekkoon. Sama koskee rakenteita, kuten implanttikiskoa, joka vaatii suoraa reikää rakenteeseen ruuvausta varten.

Jokaisen testiryhmän kuitusuuntausta voi hyödyntää kuituvahvisteiden, vahvikekaarien ja vastaavien töiden jyrsinnässä. Kunhan työn pystyy asettelemaan kiekon mittojen sallien ja jyrsimen terien ei tarvitse porata suoraa aukkoa tai työn sisustaa pitäisi kaiken olla mahdollista. Tällöin täytyy vain työ asetella kiekon sisälle haluttuun kuituorientaatioon.

Kiekon soveltaminen ei kuitenkaan rajoitu vain kuituorientaatioon ja jyrsinnän rajoitteisiin. Absoluuttisten rajoitteiden määrittämisen jälkeen on vuoro miettiä kiekon järkevää käyttöä. Jyrsintä valmistustekniikkana voi olla hyvinkin materiaalia tuhlaavaa ja töiden asettelu oikeaoppisesti kiekkoon on

avainasemassa materiaalihävikin hallitsemisessa. Esimerkiksi hammaskaaren muotoa jäljittelevät työt tulisi asetella kiekoon mahdollisimman pystyasentoon, jolloin niitä saisi useamman jyrstyä per kiekko. Kaikissa töissä, kuten kruunuissa tämä ei ole lainkaan mahdollista. Kaikissa töissä täytyy varmistaa riittävä tukien määrä ja sijainti.

Mikäli haluaisi jyrsiä kruunurungon esimerkiksi testiryhmästä 0,90 täytyisi jyrstävää kiekkoa työstää. Ennen jyrstintää tulisi kiekosta sahaamalla tai jyrsimällä leikata Trilor Blockin kaltainen palanen ja kiinnittää se jyrtimeen liitettävään osaan jyrstinnän kestäväällä tavalla. Tässä tulee taas vastaan käytännöllisyys, jonka suhteen jäisi toivottavaa.

### **Tulosten pohdinta**

Testitulokset osoittivat testiryhmien 90,0 ja 90,90 olevan tuloksellisesti kaksi parasta ryhmää testattavissa mekaanisissa ominaisuuksissa. Testiryhmä 90,0 osoittautui parhaaksi ryhmäksi mitatuissa mekaanisissa ominaisuuksissa. Tämä oli Krenchelin faktoria ajatellen ennustettavissa, sillä kuituorientaatio on samantyyppinen kuin Krenchelin faktorin vahvimmalla ryhmällä. 90,90 testiryhmä vastaa taas 0.5 tehokkuuskerrointa Krenchelin faktorissa, joten tämänkin ryhmän suhteellinen menestys oli odotettavissa.

Testiryhmän 0,90 tulokset jäivät selvästi heikommiksi kaikista ryhmistä. Testiryhmä 0,90 ylitti kuitenkin ISO 10477 standardin vaatiman minimi taivutuslujuuden, 50 MPa, saadessaan 60 MPa keskiarvoksi. Tämän lopputuloksen pystyi ennustamaan Krenchelin faktoria soveltamalla. Krenchelin faktori antaa kyseisen kaltaiselle kuituorientaatiolle tehokkuuskertoimeksi nollan. Kimmomoduulissa testiryhmä 0,90 ei kuitenkaan jäänyt heikoimmaksi, vaan jopa neljänneksi parhaaksi. Tulosten relevanttius täytyy kuitenkin kyseenalaistaa. 0,90 oli ainut testiryhmä, jossa kimmomoduuli saatiin mitattua vaan kerran. Jokaisessa muussa ryhmässä saatiin kimmomoduuli tuotettua jokaisella kerralla. Täten kyseisen ryhmän kimmomoduuli tulee kyseenalaistaa.

Verrattaessa Lastumäki ym. 2001 tutkimuksesta saatuihin testituloksiin Trilorin tuloksiin sijoittuisivat ne kolmanneksi parhaaksi. DC-tell testikappaleet taivutuslujuudeltaan kuitenkin saavuttivat Trilorin testiryhmiin 90,0 & 90,90, 496 MPa ja 444 MPa, verrattuna vain n. 60 % ja 67 %.

## 6.2 Johtopäätökset

Johtopäätöksenä todettiin testiryhmän 90,90 olevan paras. Tulokseen tultiin pohdinnan jälkeen, jossa pohdittiin kuituorientaation saavuttamisen toteutettavuutta ja vertautuvuutta muiden testiryhmien tuloksiin. Testiryhmä 90,0 saavutti n.10 % korkeamman taivutuslujuuden kuin seuraavaksi paras ryhmä. Testiryhmää pystyy kuitenkin vain hyvin rajallisesti toteuttamaan kiekon kokonaisessa muodossa. Esimerkiksi kruunurunkoa tai vastaavia rakenteita ei pysty jyrsimään kokonaisesta kiekosta. Näiden takia parhaista testituloksista huolimatta ei voi testiryhmää 90,0 nimetä johtopäätöksenä parhaaksi.

Testiryhmän 0,90 käyttöä ei suositella huonoimpien testitulosten ja vaikean työstettävyyden takia. Testiryhmät 90K,0 & 90,45 käyttöä ei myöskään suositella. Syynä tähän on keskinkertaiset testitulokset ja vaikea työstettävyys. Ryhmän 90K,90K käyttöä kannattaa välttää, jos mahdollista. Tämä johtuu ryhmän 90,90 paremmuudesta, joka on käytännössä yhtä helppo toteuttaa. Kuitenkin esimerkiksi hammaskaarta jäljittelevää työtä jyrittäessä työ joutuu alueelle, jossa toteutuu testiryhmät 90,90 & 90K,90K. Tällöin suositeltaisiin asettelemaan molaarialue 90,90 alueelle ja heikompi 90K,90K alue etualueelle, mahdollisuuksien mukaan.

Muita johtopäätöksiä ovat, että Krenchelin faktorin ja nykyisten teorioiden avulla voidaan tehdä melko tarkkoja arvioita materiaalien ominaisuuksista.

Hypoteesissa oletettiin, että vahvin ryhmä olisi 90,0 ja heikoin olisi 0,90.

Tuloksista nähdään hypoteesin oletusten osuneen oikeaan. Hypoteesi luotiin tietoperustan luomiseen käytettyjen lähteiden ja tutkimusten perusteella.

Voidaan tehdä johtopäätös, että tämän tyyliin materiaaleihin voidaan soveltaa Krenchelin faktoria sekä muita kuituihin liittyviä teorioita.

## Kiitokset

Opinnäytetyön toteuttamiseen tarvittiin ulkopuolisten apua, jotta se saatiin toteutettua aikataulun mukaisesti. Kiitos TCBC:lle ja Marco Stålforsille. Heidän avustuksella ja laitteilla päästiin toteuttamaan testikappaleet riittävällä tarkkuudella. Heidän asiantuntemuksesta oli merkittävää hyötyä opinnäytetyön teossa.

## Lähteet

Alander, P. 2023. Hammaskruunuihin ja Siltoihin Tarkoitettujen Komposiittimuovi- Testausstandardin Soveltuvuus Kuitukomposiittien Testaamiseen. Opetusmateriaali. Hammastekniikan koulutusohjelma. Turku: Turun Ammattikorkeakoulu. Viitattu 5.2.2024.

Alander, P. 2023. Material properties of dental fibers: Isotropic, orthotropic and anisotropic. Opetusmateriaali. Hammastekniikan koulutusohjelma. Turku: Turun Ammattikorkeakoulu. Viitattu 5.2.2024.

Alander, P. 2024. Keskustelu. Pasi Alanderin kanssa keskusteli 7.3.2024 Lauri Joukas ja Juho Saarela.

Bergamo, E.; Yamaguchi, S.; Lopes, A.; Goelho, P.; De Araújo-Júnior. Benalcázar Jalkh, E.; Zahoui, A.; Bonfante, E.; 2021. Performance of crowns cemented on a fiber-reinforced composite framework 5-unit implant-supported prosteses: in silico and fatigue analyses. Dental Materials. Vol. 37, No 12, 1783–1793.

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564121002633?via%3Dihub> .

Beuer, F.; Schweiger, J.; Edelhoff, D.; 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. British Dental Journal. Vol. 2004, No 9, 505-511.

Bioloren. Trilor® Arch Technological Report. 2021.

Bioloren TRILOR® ARCHES. Viitattu 22.2.2024

<https://bioloren.com/english/trilor-fiber-disks-and-blocks/trilor-arches> .

Bioloren. Trilor Manual. 2018

<https://dent-thel.com/wp-content/uploads/2019/06/TrilorDiscos.pdf> .

Campbell, F.C. 2010. Structural Composite Materials. A S M International.

Duodecim 2021. Lääketieteen sanasto. Terveyskirjasto.fi. Viitattu 6.3.2024.  
<https://www.terveyskirjasto.fi/ltt04425> .

Dyer, S.; Lassila, L.; Jokinen, M.; Vallittu, P.; 2004. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dental Materials*. Vol. 20, No 10, 947–955.

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564104000302> .

Harvest Dental. Trilor. Safety Data Sheet. 2022

[https://harvestdental.com/cdn/shop/files/Trilor\\_SDS\\_8\\_8\\_22.pdf?v=12075311899791353002](https://harvestdental.com/cdn/shop/files/Trilor_SDS_8_8_22.pdf?v=12075311899791353002) .

Heikkinen, S.; Rapinoja, M.; Rautanen, T. Salonen, J. 2021. Kuitugeometrian vaikutus 3D-tulostetun kappaleen taivutuslujuuteen. Opinnäytetyö (AMK). Hammasteknikkokoulutus. Turku: Turun Ammattikorkeakoulu. Viitattu 5.2.2024.

[https://tuas365.sharepoint.com/sites/Messi-Opiskelija/Shared%20Documents/Opinn%C3%A4ytety%C3%B6/L%C3%A4hde%20merkint%C3%A4ohjeet\\_TurkuAMK.pdf](https://tuas365.sharepoint.com/sites/Messi-Opiskelija/Shared%20Documents/Opinn%C3%A4ytety%C3%B6/L%C3%A4hde%20merkint%C3%A4ohjeet_TurkuAMK.pdf) .

European Union Terminology 2023. Inertti aine. IATE. Viitattu 6.3.2024.

<https://iate.europa.eu/entry/result/1108176/all> .

Kostoulas, I.; Kavoura, V.; Frangou, M.; Polyzois, G. 2006. Fracture Force, Deflection, and Toughness of Acrylic Denture Repairs Involving Glass Fiber Reinforcement. *Journal of Prosthodontics*. 17 (2008), 257 – 261.

Lastumäki, T.; Lassila, L.; Vallittu, P. 2001. Flexural Properties of the Bulk Fiber-Reinforced Composite DC-Tell Used in Fixed Partial Dentures. *The International Journal of Prosthodontics*. Vol. 14, No 1, 22 – 26.

Matinlinna, J.P. 2008. Hammashoidon ja hammastekniikan komposiitit. *Hammasteknikko-lehti*. No 2, 4 - 7.

Saarela, O.; Airasmaa, I.; Kokko, J.; Skrifvars, M.; Komppa, V. 2003. *Komposiittirakenteet*. Helsinki: Muoviyhdistys.

Sathishkumar, TP.; Satheeshkumar, S.; Naveen, J. 2014. Glass fiber-reinforced polymer composites – a review. *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, Vol. 33, No 13. Viitattu 5.2.2024.

<https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/0731684414530790>

SFS-EN ISO 10477 Hammaslääketiede. Helsinki: Suomen standardisoimisliitto SFS ry.



- SFS 2019. SI-opas. SI-opas.pdf. Viitattu 6.3.2024. <https://sfs.fi/wp-content/uploads/2020/10/SI-opas.pdf> .
- Suzaki, N.; Yamaguchi, S.; Hirose, N.; Tanaka, R.; Takahashi, Y.; Imazato, S.; Hayashi, M. 2020. Evaluation of physical properties of fiber-reinforced composite resin. *Dental Materials* 36, 987 – 996.
- Turner, W. 2015. Fiber Reinforcement. *Pocket Dentistry*. Viitattu 5.2.2024. <https://pocketdentistry.com/12-fiber-reinforcement/>.
- Vallittu P. 1997. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: A short communication. *Dental Materials*. November, 381 - 382.
- Vallittu, P. 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. 2000. Effect of 180-Week Water Storage on the Flexural Properties of E-Glass and Silica Fiber Acrylic Resin Composite. *The International Journal of Prosthodontics*. Vol. 13, No 4, 334 - 339.
- Vallittu, P. 2017. Key requirements for dental FRCs. Teoksessa Vallittu, P. & Özcan, M. *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. Duxford: Woodhead Publishing, 3-10.
- Vallittu, P. & Matinlinna, J. 2017. Types of FRCs used in dentistry. Teoksessa Vallittu, P. & Özcan, M. *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. Duxford: Woodhead Publishing, 11-34.
- Vallittu, P. & Shinya, A. 2017. Structural properties of dental FRC structures. Teoksessa Vallittu, P. & Özcan, M. *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. Duxford: Woodhead Publishing, 35-56.
- Vallittu, P. & Özcan, M. 2017. *Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. Duxford: Woodhead Publishing.
- Vieriu, R.M.; Tănculesc, O.; Savin, C.; Solomon, S.; Sălceanu, M.; Săveanu, I.C.; Parameters that influence the properties of fiber-reinforced composites. Review. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*. Vol. 11, No 4, 40–46. <https://www.rjor.ro/wp-content/uploads/2019/12/PARAMETERS-THAT->

[INFLUENCE-THE-PROPERTIES-OF-FIBER-REINFORCED-COMPOSITES.-REVIEW.pdf](#) .

## Materiaalit ja laitteet

Taulukko 4. Materiaalit

<b>Materiaali</b>	<b>Valmistaja</b>	<b>Lot-numero</b>
Trilor fiber disk pink ø98,5 mm x 20 mm	Bioloren, Saronno, Italia	2224
Trilor fiber disk bone ø98,5 mm x 25 mm	Bioloren, Saronno, Italia	2308

Taulukko 5. Laitteet

<b>Laite</b>	<b>Valmistaja</b>
Shimadzu autograph AGS-X 10kn	Shimadzu corporation, Kyoto, Japan
Struers secotom-50	Struers ApS, Ballerup, Tanska
Magma Preheating furnace	Renfert GmbH, Hilzingen, Saksa
MX5 microbalance	Mettler Toledo, Columbus, USA

## Kolmipistetaivutustestin tulokset

Taulukko 6. Testiryhmien 90K,90k & 90,90 tulokset

	90K,90k			90,90		
Name	Max Force	Flexural Strenght	Max Elastic	Max Force	Flexural Strenght	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	MPa	N/mm <sup>2</sup>	N	MPa	N/mm <sup>2</sup>
1	71	267	10971	120	450	19343
2	68	254	11848	127	475	20439
3	69	258	10863	127	478	23114
4	73	272	12023	111	418	18688
5	92	346	14893	113	423	20150
6	68	255	10843	121	453	22085
7	63	238	9306	117	439	21404
8	82	308	14068	118	441	18717
9	85	318	14074	112	421	19400
10	71	268	11334	118	444	19439
<b>Average</b>	<b>74</b>	<b>278</b>	<b>12022</b>	<b>118</b>	<b>444</b>	<b>20278</b>
<b>Standard deviation</b>	<b>9</b>	<b>34</b>	<b>1775</b>	<b>6</b>	<b>21</b>	<b>1488</b>

Taulukko 7. Testiryhmien 90,0 & 0,90 tulokset

	90,0			0,90		
Name	Max Force	Flexural Strenght	Max Elastic	Max Force	Flexural Strenght	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	MPa	N/mm <sup>2</sup>	N	MPa	N/mm <sup>2</sup>
1	160	600	24492	7	27	-
2	115	430	19737	18	67	-
3	129	484	20203	20	77	12293
4	126	473	20898	17	63	-
5	122	457	19962	17	64	-
6	140	524	21837	16	60	-
7	122	457	20688	16	60	-
8	144	539	25440	18	66	-
9	143	534	23509	17	62	-
10	124	466	20802	14	51	-
<b>Average</b>	<b>132</b>	<b>496</b>	<b>21757</b>	<b>16</b>	<b>60</b>	<b>12293</b>
<b>Standard deviation</b>	<b>14</b>	<b>51</b>	<b>2017</b>	<b>4</b>	<b>13</b>	<b>-</b>

Taulukko 8. Testiryhmien 90K,0 & 90,45 tulokset

	90K,0			90,45		
Name	Max Force	Flexural Strenght	Max Elastic	Max Force	Flexural Strenght	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	MPa	N/mm <sup>2</sup>	N	MPa	N/mm <sup>2</sup>
1	60	224	16003	72	269	11688
2	52	194	13949	60	223	11540
3	58	217	15288	49	183	7853
4	55	206	12958	48	180	8486
5	64	239	21714	51	192	8803
6	55	208	16006	58	218	10711
7	56	212	14734	71	266	15439
8	53	197	14488	49	182	8507
9	50	186	14029	74	279	16099
10	47	175	12613	48	178	8269
<b>Average</b>	<b>55</b>	<b>206</b>	<b>15178</b>	<b>58</b>	<b>217</b>	<b>10740</b>
<b>Standard deviation</b>	<b>5</b>	<b>19</b>	<b>2563</b>	<b>11</b>	<b>41</b>	<b>2992</b>