Petri Korhonen, Siru Lehtopelto ja Samuli Mannonen

# 3D-teknologialla valmistettu kosmetiikka alaraajaprotetiikassa

## Tapauskohtainen prosessikuvaus

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Sosiaali- ja terveysalan ammattikorkeakoulututkinto

Apuvälinetekniikan tutkinto-ohjelma

Opinnäytetyö

9.11.2023

| | |
|---|---|
| Tekijä | Petri Korhonen, Siru Lehtopelto ja Samuli Mannonen |
| Otsikko | 3D-teknologialla valmistettu kosmetiikka alaraajaprotetiikassa |
| Sivumäärä | 64 sivua + 2 liitettä |
| Aika | 9.11.2023 |
| Tutkinto | Sosiaali- ja terveysalan ammattikorkeakoulututkinto |
| Tutkinto-ohjelma | Apuvälinetekniikan tutkinto-ohjelma |
| Ohjaajat | Lehtori Tomi Nurminen<br>Yliopettaja Kaarina Pirilä |



Idea opinnäyteyön aiheeseen saatiin oman kiinnostuksemme ja Metropolia Ammattikorkeakoulun apuvälinetekniikan tutkinto-ohjelman esittämän tarpeen kautta. Opinnäytetyöprosessilla haluttiin syventää osaamista 3D-teknologian hyödyntämismahdollisuuksista apuvälinetekniikan alalla, sekä kehittää uusia ratkaisuja alaraajaproteesin kosmetiikan valmistamiseen 3D-teknologiaa hyödyntäen. Aiheesta ei ole tarpeeksi aiempaa tutkimustietoa. Muita taustatekijöitä olivat opintojen aikana tavatut kokemusasiantuntijat, jotka esittivät tarpeen yksilölliselle alaraajaproteesin kosmetiikalle, sekä alalla lisääntynyt kysyntä 3D-teknologian ratkaisuille. Opinnäytetyön kohderyhmänä oli alan opiskelijat ja ammattilaiset.

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli valmistaa alaraajaproteesin kosmetiikka kahdella eri valmistusmenetelmällä. Opinnäytetyön tavoitteena oli tuottaa uutta tietoa 3D-teknologian hyödyntämismahdollisuuksista apuvälinealalla. Opinnäytetyössä pyrittiin vastaamaan kysymykseen ”miten 3D-teknologiaa hyödyntämällä voidaan valmistaa yksilöllinen kosmetiikka alaraajaproteesiin?”

Kosmetiikan valmistamiseen hyödynnettiin Rodin 4D mallinnusohjelmia sekä Metropolia Ammattikorkeakoulun Myllypuron kampuksen 3D-tulostuslaboratoriosta löytyviä 3D-tulostimia. Opinnäytetyöprosessin aikana tehtiin myös neljä opetusvideota mallinnusprosesseista, jotka luovutettiin Metropolia Ammattikorkeakoulun apuvälinetekniikan tutkinto-ohjelman käyttöön. Opinnäytetyöprosessi eteni teoriaosuuden koostamisen kautta mallintamis- ja tulostusprosessien harjoittelemiseen, sekä prototypointiin.

Opinnäytetyöprosessin tuloksena valmistettiin neljä tunnin pituista opetusvideota kahden erilaisen 3D-tulostetun kosmetiikan mallintamisesta ja niiden prototyypit. Tervettä alaraajaa jäljittelevän kosmetiikan prototyyppi oli liian painava ja epäkäytännöllinen, mutta opetusvideon avulla prosessi on toistettavissa ja sitä voidaan kehittää. Tämän opinnäytetyön tulosten perusteella katepaneelien prototyyppien mallintaminen ja tulostaminen oli parempi ratkaisu ja helpommin toteutettavissa kohderyhmä huomioon ottaen.

Opinnäytetyön tuloksia voidaan hyödyntää jatkotutkimuksissa, joiden tarkoituksena tulisi olla 3D-tulostettujen apuvälineiden valmistamista koskevan lainsäädännön kehittyminen, sekä 3D-teknologiaa hyödyntävien työprosessien lisääntyminen alalla. Opinnäytetyön johtopäätöksenä oli, että alaraajaproteesin kosmetiikan yksilöllisyyden paremmin huomioon ottava valmistustapa tarjoaisi uusi mahdollisuuksia sekä asiakkaille että alan ammattilaisille.



| | |
|---|---|
| Avainsanat | 3D-teknologia, kosmetiikka, opetusvideo, yksilöllisyys |

| | |
|---|---|
| Author | Petri Korhonen, Siru Lehtopelto and Samuli Mannonen |
| Title | 3D Technology in Lower Limb Prosthesis Cosmetics Manufacturing |
| Number of Pages | 64 pages + 2 appendices |
| Date | 09 November 2023 |
| Degree | Bachelor of Health Care |
| Degree Programme | Degree Programme in Prosthetics and Orthotics |
| Instructors | Tomi Nurminen, Lecturer<br>Kaarina Pirilä, Principal Lecturer |

The idea for the thesis came from our own interest and the need expressed by the Metropolia University of Applied Sciences' degree programme in Prosthetics and Orthotics. We wanted to deepen our knowledge about the possibilities of using 3D technology in the field of prosthetics and orthotics, and to develop new solutions for manufacturing cosmetics for lower limb prostheses. There is a lack of previous research on this topic. Other background factors were the clients met during the studies, who expressed the need for personalised lower limb prosthetic cosmetics, and the increasing demand for 3D technology solutions in the field. The target group of the thesis was students and professionals in the field.

The purpose of this thesis was to produce cosmetics for lower limb prosthesis using two different manufacturing methods. The aim of the thesis was to provide new knowledge about the potential of 3D technology in the prosthetics and orthotics field. The thesis aimed to answer the question "how can 3D technology be used to produce a personalised cosmetic for a lower limb prosthesis?"

The modelling softwares and 3D printers from the 3D printing laboratory at Metropolia University of Applied Sciences were used to produce the cosmetics. Four educational videos of the modelling processes were also made, which were handed over to the Metropolia University of Applied Sciences. The thesis proceeded from the compilation of the theoretical part to the training of the modelling and printing processes, as well as prototyping.

The thesis resulted in the production of four one-hour instructional videos on modelling different 3D printed cosmetics and their prototypes. The prototype of the cosmetics that mimicked a healthy lower limb was too heavy and impractical, but the instructional video allows the process to be replicated and improved. Based on the results of this thesis, modelling and printing the prototypes of the cover panels was a better solution and easier to implement given the target audience.

The results can be used in further research, which should be aimed at the development of legislation on the manufacturing of 3D-printed devices, as well as the increase of work processes using 3D technology in the field. The conclusion was that a manufacturing process that takes better account of the individuality of prostheses cosmetics would offer new opportunities for both customers and professionals.

| | |
|---|---|
| Keywords | 3D technology, cosmetics, educational video, individuality |

## Sisällys


1 Johdanto 1

2 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite 2

3 Opinnäytetyön toteutus 3

3.1 Opinnäytetyön rakenne 3
3.2 Tiedonhakumenetelmät ja eettisyys 4
3.3 Aiemmat aiheeseen liittyvät tutkimukset 5

4 Opinnäytetyön keskeinen termistö 5

5 Alaraaja-amputaatiot 7

5.1 Alaraaja-amputaatiot ja niiden syyt 7
5.2 Alaraaja-amputaatioiden menetelmät 8
5.3 Alaraaja-amputaatiotasot 9

6 Alaraajaproteesit 10

6.1 Proteesi 10
6.2 Sääriproteesit 11
6.3 Reisiproteesit 12

7 Kosmetiikka 12

7.1 Alaraajaproteesien kosmetiikka 14
7.2 Kosmetiikan psykologinen merkitys 15
7.3 Kosmetiikan toiminnallinen merkitys 17

8 3D-teknologian esittely 18

8.1 3D-tulostaminen yleisesti 18
8.2 3D-tulostustekniikoiden luokittelu 20
8.3 3D-teknologia apuvälinealalla 21
8.4 3D-tulostettujen apuvälineiden säätely EU:ssa 21
8.5 3D-tulostuksen riskit ja valvonta 23

9 Opinnäytetyössä käytetyt työmenetelmät 24

9.1 3D-skannaus 24
9.2 CAD/CAM-mallinnusohjelmat 26
9.3 3D-tulostimet 26

9.4 Filamentit 27
9.5 Videoviestintä opetusmateriaalina 30

10 Opinnäytetyöprosessin vaiheet (Prosessikuvaus) 32

10.1 3D-mallintaminen 32
10.2 3D-tulostaminen 39
10.3 Video 46

11 Tulokset 47

12 Jatkokehitys 54

13 Pohdinta 55

Lähteet 59

Liitteet

Liite 1. Kosmetiikka 2:n tulostusasetukset

Liite 2. Kuva viimeistellyistä kosmetiikkapaneeleista

# 1 Johdanto

Opinnäytetyömme aihe tarkastelee 3D-teknologian hyödyntämistä yksilöllisen alaraajaproteesin kosmetiikan valmistuksessa. Opinnäytetyömme tarkoituksena on tuottaa tapauskohtainen prosessikuvaus 3D-tulostettavan alaraajaproteesin kosmetiikasta ja sen tavoitteena on tuottaa lisää tietoa alaraajaproteesin kosmetiikan valmistamisesta 3D-teknologialla. Alaraajaproteesien kosmeettisille osille on oma alaluokituksensa 06 24 47; Kosmeettiset osat, jotka simuloivat normaalin raajan ulkonäköä ja tuntua. Kohtaan sisältyvät esim. kuoret, täyteaineet, keinoihot, sukat ja jalkapeitteet (Sosiaali- ja terveysministeriö 2023: 114).

Prosessikuvaus on suunnattu Metropolia Ammattikorkeakoulun apuvälinealan opiskelijoille ja alan ammattihenkilöille. Opinnäytetyömme lopputuotteena syntyvät videot esittelevät kaksi erilaista valmistustapaa, joiden prosessikuvaus ei ole tapauskohtaisuutensa takia yleistettävissä, mutta ne voidaan toistaa mahdollista jatkokäyttöä ja kehitystyötä varten. Työssämme käytettävät 3D-mallit ovat Metropolia Ammattikorkeakoulun toimittamia valmiita malleja, jotka eivät sisällä henkilökohtaisia tunnistetietoja. Opinnäytetyössämme emme käsittele asiakas- tai henkilötietoja, joten opinnäytetyön toteutukseen ei tarvita eettisen lautakunnan lupaa. Opinnäytetyömme aikana valmistuvien tuotteiden sovituksesta vastaa Metropolian Ammattikorkeakoulu.

Valitsimme opinnäytetyömme aiheen, koska olemme kiinnostuneita 3D-teknologian soveltamismahdollisuuksista alaraajaprotetiikan kosmetiikan valmistuksessa. Apuvälinealan näkökulmasta aihe on tarpeellinen, sillä 3D-teknologia on yleistynyt viimeisen 20 vuoden aikana merkittävästi ja kehittyy kovaa vauhtia alalla ja kuluttajatasolla (Carl & Hochmann 2021). Saamamme asiakaspalautteen perusteella tälle tuotteelle on jo olemassa markkinarako. Asiakkaalle proteesin kosmetiikalla on esteettinen ja toiminnallinen merkitys (Smith & Michael & Bowker 2004: 304). Asiakkaan tahdosta riippuen, kosmetiikalla voidaan peittää proteesi valmistamalla se sellaiseen tyyliin, että kosmetiikka muistuttaa asiakkaan tervettä alaraajaa, tai vaihtoehtoisesti korostaa tai koristelee proteesia. Kosmetiikalla on myös käyttömukavuutta palveleva tarkoitus iskujen ja käyntiäänien vaimentamisessa. (The Australian Orthotic Prosthetic Association 2018.) Lisäksi kosmetiikalla on sosiaalinen vaikutus, joka saattaa parantaa asiakkaan suhtautumista proteesin käyttöön. Tämä palvelee onnistunutta apuvälineprosessia sitouttamalla asiakasta apuvälineen käyttöön, sekä tukee osallisuutta ja yleistä hyvinvointia. (Smith & Michael & Bowker 2004: 304.)

Onnistunut apuvälineprosessi on yhteiskunnan näkökulmasta tärkeä asia, sillä käyttämättä jäävät apuvälineratkaisut ovat hukkaan heitettyä rahaa. Terveyden ja hyvinvoinnin laitoksen vuonna 2023 julkaistun ”Terveydenhuollon menot ja rahoitus 2020” -tilastoraportin mukaan ortopedisiin ja muihin proteettisiin apuvälineisiin (pois lukien hammasprotetiikka) käytettiin Suomessa vuonna 2020 39,5 miljoonaa euroa. (Terveyden ja hyvinvoinnin laitos 2023.) Aiheen tutkiminen on perusteltua sitä käsittelevän vähäisen tutkimustiedon takia, jonka lisäksi vastaavia ratkaisuja alaraajaproteesin kosmetiikan valmistuksessa ei ole aiemmin tehty opinnäytetyössä käytetyillä ohjelmilla. Yhteiskunnan näkökulmasta aihe on tarpeellinen sosiaali- ja terveyspalveluiden kannattavuuden ja kulurakenteiden takia, jonka lisäksi sen tarpeellisuus opiskelijalle on perusteltavissa sen ajankohtaisuuden ja tulevaisuuden työmarkkinoiden vaatiman osaamisen näkökulmasta.

Opinnäytetyömme koostuu teoriaosuudesta, joka käsittelee alaraajaprotetiikkaa, kosmetiikkaa sekä 3D-teknologiaa tämän opinnäytetyön viitekehyksessä. Teoriaosuuden jälkeen esittelemme opinnäytetyössämme käytetyt työmenetelmät. Kevään 2023 aikana aloitimme opinnäytetyöprosessin laatimalla aiheesta ideapaperin sekä työsuunnitelman. Tämän jälkeen keräsimme lähdemateriaalin ja koostimme siitä opinnäytetyön teoriaosuuden. Kesällä 2023 tutustuimme opinnäytetyössä käytettäviin mallinnusohjelmiin ja mallinnusprosesseihin. Syksyllä 2023 mallinsimme ja tulostimme opinnäytetyössä esitellyt prototyypit, sekä taltioimme niiden prosessit videoleikkeiksi, jotka editoitiin opetusvideoiksi. Kävimme syksyn aikana myös yhden ohjaustapaamisen opinnäytetyön ohjaajien kanssa. Lopuksi viimeistelimme opinnäytetyön kielellisen asun sekä valmistelimme seminaariesityksen ja julkaisimme opinnäytetyön Theseukseen.

# 2 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite

Opinnäytetyömme tarkoituksena on tuottaa tapauskohtainen prosessikuvaus kahdesta eri valmistusmenetelmästä ja niiden opetusvideot. Opinnäytetyömme tavoitteena on tuottaa lisää tietoa siitä, miten 3D-teknologialla voidaan valmistaa alaraajaproteesin yksilöllinen kosmetiikka. Opinnäytetyömme aihe ja sen tarpeellisuus syntyi yhteistyökumppanimme Metropolia Ammattikorkeakoulun apuvälinetekniikan tutkinto-ohjelman pyynnöstä, sekä lähdekirjallisuuden ja saamamme asiakaspalautteen perusteella todetusta loppukäyttäjien tarpeesta. Prosessikuvaus on suunnattu Metropolia Ammattikorkeakoulun apuvälinealan opiskelijoille ja alan ammattihenkilöille.

Opinnäytetyömme pyrkii vastamaan seuraavaan kysymykseen:

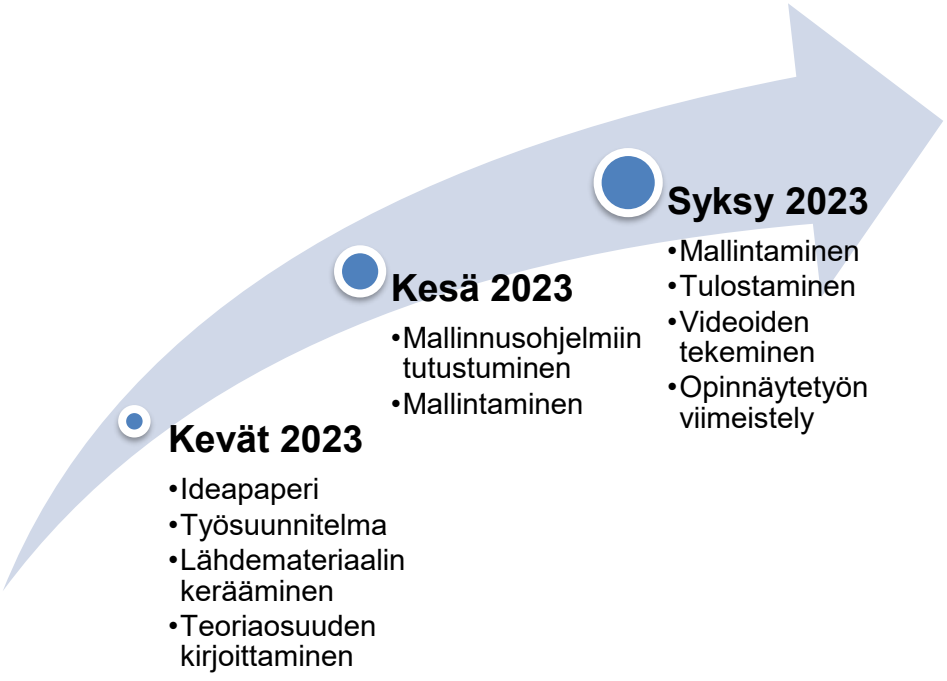
- Miten 3D-teknologiaa hyödyntämällä voidaan valmistaa yksilöllinen kosmetiikka alaraajaproteesiin?

Tämän lisäksi pohdimme, onko opinnäytetyömme prosessikuvaus toistettavissa sille tarkoitetussa kohderyhmässä. Kohderyhmänä ovat Metropolia Ammattikorkeakoulun apuvälinealan opiskelijat ja alan ammattihenkilöt.

# 3 Opinnäytetyön toteutus

## 3.1 Opinnäytetyön rakenne

Opinnäytetyöprosessimme toteutettiin alla olevan kuvion mukaisesti (kuvio 1.) vuoden 2023 kevään, kesän ja syksyn aikana. Opinnäytetyöprosessi alkoi keväällä 2023 aiheen rajaamisella, jonka jälkeen teimme alustavan ideapaperin ja sen pohjalta työsuunnitelman. Opinnäytetyön teoriaosuus on kirjoitettu kevään 2023 aikana. Samaan aikaan kun keräsimme lähdemateriaalia ja kirjoitimme teoriaosuutta, tutustuimme työssämme käytettäviin 3D-mallinnusohjelmiin ja -tulostimiin. Syksyn 2023 aikana mallinsimme ja tulostimme työhömme liittyvää alaraajaproteesin kosmetiikkaa sekä suunnittelimme ja teimme opetusvideoita, joiden avulla prosessi on toistettavissa. Opinnäytetyön julkaisuseminaari pidettiin marraskuun alussa, jonka jälkeen julkaisimme opinnäytetyön Theseuksessa.




Kuvio 1. Prosessikaavio opinnäytetyöprosessista.

Opinnäytetyömme koostuu teoriaosuudesta, sekä prosessikuvauksesta. Teoriaosuus käsittelee perusteita alaraajaprotetiikasta ja 3D-tulostamisesta valmistusmenetelmänä. Prosessikuvauksessa kerromme alaraajaproteesin kosmetiikan mallintamisen ja tulostamisen eri vaiheet.

Tässä opinnäytetyössä on tarkoituksena tuottaa yksityiskohtainen prosessikuvaus, jonka tavoitteena on lisätä tietoa siitä, miten 3D-teknologialla voidaan valmistaa alaraajaproteesin yksilöllinen kosmetiikka. Prosessikuvaus tarkoittaa opinnäytetyömme viitekehyksessä kahden alaraajaproteesin kosmetiikan valmistustavan dokumentointia kirjallisesti sekä videon muodossa. Valmistustavat ovat opinnäytetyöryhmämme valitsemia ratkaisuja, joiden tarkoituksena on madaltaa alan opiskelijoiden sekä ammattilaisten kynnystä valmistaa alaraajaproteesin kosmetiikkaa. Valmistusmenetelmät eivät ole yleistettävissä.

## 3.2 Tiedonhakumenetelmät ja eettisyys

Opinnäytetyömme teoriaosuuden tiedonhakuun olemme käyttäneet Google Scholar ja PubMed hakukoneita. Google Scholar on Googlen tuottama yleisestä Googlen hakukoneesta erillinen hakukonesovellus, jolla on oma URL-osoite. Sen avulla voi tehdä tieteelliseen kirjallisuuteen kohdistuvia hakuja. Google Scholar sisältää aineistoa useilta eri tieteenaloilta ja lähteistä: akateemisten julkaisijoiden, yhteisöjen, yliopistojen sekä muiden tieteellisten järjestöjen tuottamia tutkielmia, esitelmiä kirjoja, tiivistelmiä ja artikkeleita. (Oulun yliopisto 2023.) PubMed on yhdysvaltalaisen National Library of Medicinen ylläpitämä Medline -tietokannan käyttöliittymä ja tärkeä kansainvälisen lääketieteellisen tiedon tietokanta (Turun yliopisto 2020).

Olemme myös käyttäneet kirjallisuuden etsimiseen Metropolia Ammattikorkeakoulun Myllypuron kampuksen kirjastoa sekä MetCat Finna verkkopalvelua, joka on Metropolian kirjaston verkkopalvelu (Metropolia). Lisäksi olemme hakeneet tietoa eri yritysten verkkosivuilta ja hakukoneiden avulla löydetyistä käyttöohjeista. Kirjallisuuslähteitä käytettiin opinnäytetyön alaraajaprotetiikan ja alaraaja-amputaatio-osioiden kirjoittamiseen.

Tässä opinnäytetyössä olemme noudattaneet yleisesti hyväksyttyjä hyvän tieteellisen toiminnan periaatteita ja eettisiä sääntöjä. Hyvä tieteellinen käytäntö perustuu tutkijan rehellisyyteen ja huolellisuuteen tutkimuksen tekemisessä, eettisesti kestävien tiedonhankinta-, tutkimus- ja arviointimenetelmien käyttämiseen, muiden tutkijoiden työn ja

saavutusten asianmukaiseen huomioimiseen sekä tutkimuksen suunnitteluun, toteutukseen ja raportointiin tieteelliselle tiedolle asetettujen vaatimusten mukaisesti. (Härkönen & Karhu & Konkka & Mikkola & Roivas 2011: 24.)

### 3.3 Aiemmat aiheeseen liittyvät tutkimukset

Opinnäytetyöprosessin alkuvaiheessa keväällä 2023, etsimme opinnäytetyömme aiheeseen liittyviä tutkimuksia internetistä Google Scholar ja PubMed -hakukoneilla. Haimme hakukoneista tutkimuksia muun muassa seuraavilla englanninkielisillä hakusanoilla: 3D printed cosmesis for lower limb prosthesis, 3D printed cosmesis ja Lower limb cosmesis. Käytimme edellä mainituista hakusanoista myös cosmesis sanan tilalla cosmetics. Haimme tutkimuksia myös suomen kielellä, mutta aiheeseen liittyviä tutkimuksia ei ollut kevääseen 2023 mennessä julkaistu suomen kielellä.

Yllä mainituilla hakusanoilla löytyi paljon tutkimuksia. Suurin osa tutkimuksista kuitenkin liittyi yläraajaprotetiikan kosmetiikkaan, jotka rajasimme pois. Rajasimme pois myös vuotta 2010 vanhemmat tutkimukset koska halusimme liittää opinnäytetyöhön mahdollisimman ajankohtaista tietoa. Tutkimuksia löytyi Englannista, Yhdysvalloista ja Kiinasta.

Alaraajaprotetiikan kosmetiikkaan liittyvät tutkimukset olivat lähinnä tutkimuskyselyitä, joissa selvitettiin alaraajaproteesin käyttäjien tyytyväisyyttä proteesin kosmetiikkaan. Esimerkiksi Isossa-Britanniassa 2013 tehdyn kyselytutkimuksen mukaan yleinen tyytyväisyys proteesin kosmetiikkaa kohtaan on huonompi kuin mitä valmistava ja tutkiva taho haluaisi. Tutkimukseen vastanneiden tyytymättömyys kohdistui erityisesti proteesin kosmetiikkaan suhteessa terveeseen raajaan. (Cairns & Murray & Corney & McFadyen 2013.) 3D-teknologiaa hyödyntävää alaraajaproteesin kosmetiikan valmistusta käsitteleviä tutkimuksia löysimme vain muutaman. Tutkimustietoa etsiessämme totesimme, että tutkimuksia alaraajaproteesin kosmetiikkaan ja varsinkin sen valmistukseen 3D teknologian avulla ei ole riittävästi.

## 4 Opinnäytetyön keskeinen termistö

3D-skannaus = objektin pintamuotojen ja sijainnin pisteiden koordinaattien keräämistä, josta syntyy kolmiulotteinen malli

3D-tulostus = digitaalisen kolmiulotteisen mallin muuttamista fyysiseksi esineeksi tulostamalla

AM (Additive Manufaturing) = ainetta lisäävä valmistusmenetelmä, jossa materiaalia lisätään kerroksittain digitaalisen kolmiulotteisen mallin pohjalta

CAD (Computer-Aided Design) = tietokoneavusteinen suunnitteluohjelmisto, jolla valmistellaan malli tulostusta varten

CAM (Computer-Aided Manufacturing) = tietokoneavusteinen valmistusohjelma, jolla valmisteltu malli pilkotaan horisontaalisiin kerroksiin tulostusta varten

FDM ja FFF (Fused Deposition Modeling ja Fused Filament Fabrication) = valmistusmenetelmiä, joissa lämpömuovattava nauhamainen tulostusmateriaali johdetaan kuumennetun suuttimen läpi

Filamentti = 3D-tulostimen käyttämä muovinauha, jota esimerkiksi sulattamalla ja pursottamalla syntyy tulostettava kappale

Kosmetiikka = proteesin ulkoinen osa, joka jäljittelee tervettä raajaa ilman toiminnallista merkitystä

Mesh = Kappaleen 3D-muodon määrittävä kolmioista ja nelikulmioista tehty verkkomalli, joka koostuu kärkipisteistä, reunoista ja pinnoista

MEX (Material Extrusion) = valmistusmenetelmä, jossa materiaalia annostellaan valikoivasti ja pursotetaan suuttimen läpi

PLA (Polylaktidi) = biohajoavista muoveista tehty valmistusmateriaali

Polygon = Polygonit ovat 3D-mallin geometrisiä peruskomponentteja, jotka koostuvat suorista reunoista ja kärkipisteistä

Slicer = 3D-tulostuksen esivalmisteluohjelma, jossa voidaan määrittää tulostusasetuksia, kuten kerroksien korkeus ja tulostusnopeus

STL-tiedosto = 3D-mallin tiedostomuoto

TPU (Termoplastinen Polyuretaani) = kahdesta eri muovimateriaalista tehty elastinen valmistusmateriaali

# 5 Alaraaja-amputaatiot

## 5.1 Alaraaja-amputaatiot ja niiden syyt

Amputaatiolla tarkoitetaan lääketieteellistä toimenpidettä, jossa poistetaan kirurgisesti vaurioitunut raaja tai sen osa. Amputaatio nimitystä käytetään myös tilanteissa, joissa raaja tai sen osa irtoaa trauman tai tapaturman seurauksena. Raajan tai sen osan menettänyt henkilö joutuu kohtaamaan kokonaisvaltaisia muutoksia, jotka ovat niin fyysisiä, psyykkisiä kuin emotionaalisia. Nämä muutokset vaikuttavat ikuisesti siihen, miten henkilö suhtautuu itseensä ja kehoonsa. (Pinzur 2016: 23–24.) Amputaatio voidaan tehdä joko luisten osien kautta tai katkaisemalla raaja nivelen kohdalta, jolloin toimenpiteestä voidaan käyttää myös nimitystä eksartikulaatio. Raajan tai raajan osan amputaatio tulee kyseeseen silloin, kun muuta hoidollista vaihtoehtoa raajan säilyttämiseen ei ole. (Perttunen & Lätti & Kiviranta & Järvinen 2012: 455.) Amputaation tavoitteena on toiminnallisesti hyvä, sopivan pituinen ja kivuton tynkä, joka mahdollistaa proteesin hyvän istuvuuden ja potilaan aktiivisen kuntoutuksen (Roberts & Alhava & Höckerstedt & Leppäniemi 2010: 701).

Nykyaikaisen amputaatiokirurgian perusperiaate on amputaatiotyngän toiminnallisen pituuden säilyttäminen, joka edistää leikkaushaavojen paranemista sekä tyngän proteesikelpoisuutta. Amputaation suorittavan kirurgin tulisi aina valita distaalisin amputaatiotaso, mikä sallii kuitenkin sairaan tai vaurioituneen kudoksen poistamisen kokonaisuudessaan. Alaraaja-amputaation tyngän tulee kestää kuormitusta, joten tyngän pituudella, leikkausarven sijainnilla ja pehmytkudoksen määrällä on merkitystä protetisoinnin näkökulmasta. (Pinzur 2016: 25–27).

Länsimaissa yleisin amputaatioiden syy on verisuonisairaudet. Muita amputaatioon johtavia syitä ovat pahanlaatuiset kasvaimet, vaikeat vammat ja niiden jälkitilat, krooniset vaikeat tulehdukset, paleltuma- ja palovammat sekä synnynnäiset epämuodostumat. Akuutisti ja kriittisesti sairastuneen tai vakavasti vammautuneen tehohoitoisen potilaan yleistila saattaa vaatia tietyissä erityistilanteissa infektoituneen tai iskeemisen raajan osan amputaation, vaikka normaalissa tilanteessa raajaa voitaisiin vielä yrittää hoitaa raajaa säästävin toimenpitein. (Perttunen ym. 2012: 455.)

## 5.2 Alaraaja-amputaatioiden menetelmät

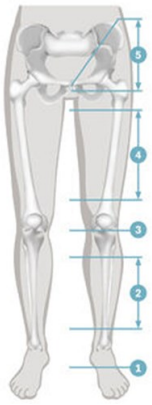
Alaraaja-amputaatiotason määrittämistä ohjaa kaksi periaatetta: tyngän pehmytkudosten riittävä peittävyys sekä tyngän riittävän pituuden säilyttäminen. Ihon ja lihasten huolellinen hoitaminen amputaatiokohdassa mahdollistaa kuormitusta kestävän pehmytkudospeitteen, jonka on välitettävä voimaa kehon ja proteesin välillä. Tynkään tulee muodostaa tasainen painoa kantava pinta, jonka lisäksi prominoivat luiset ulokkeet tulee joko peittää pehmytkudoksella tai leikata. Kunnollinen pehmytkudospeite tyngässä voi parantaa tyngän hallintaa ja linjaamista. (Chui &Lusardi & Jorge & Nielsen 2019: 479–480.)

Erilaisten amputaatiomenetelmien ensisijaisena tavoitteena on tyngässä toimivien lihasten säilyttäminen, sekä stabilointi. Tyngän muodostavien lihasten tarvittava toiminta on riippuvainen lihaksen anatomisesta lähtöpaikasta (origo) sekä uudesta kiinnityskohdasta. Lihasten säilyttäminen tekee tyngästä vahvan, hyvän kokoisen ja muotoisen, sekä sallii kunnollisen verenkierron, aineenvaihdunnan ja proprioseptiikan. Tarvittavalla lihasmäärällä pehmustettu ja tasapainotettu tynkä on vähemmän altis krooniselle kivulle ja revisioamputaatiolle. (Pizur 2016: 25–27.)

Alaraaja-amputaatioissa yleisimpiä amputaatiomenetelmiä ovat osteomyoplastinen amputaatio, myodeesi, sekä myofaskiaalinen amputaatio. Osteomyoplastisessa amputaatiossa katkaistuista lihaksista muodostetaan vastavaikuttajaparit ja ne kiinnitetään toisiinsa tyngän katkaistun luun ylitse. Myodeesissa katkaistut lihakset kiinnitettään ryhmänä tyngän luun päähän. Myofaskiaalisessa, eli kielekeamputaatiossa tyngän päähän muodostetaan läppä, joka kiinnitettään tyngän pään ylitse. Se muodostaa tyngän päähän pehmytkudospatjan suojaamaan katkaistua luuta. Edellä mainittuja amputaatiotekniikoita suoritetaan suunnitelluissa amputaatioissa, mutta traumaperäisissä amputaatioissa joudutaan usein myös suorittamaan avoin amputaatio, missä amputaatiohaava jätetään hetkellisesti avoimeksi. Haavan auki jättämisellä pystytään hallitsemaan tulehdusta, turvotusta, sekä mahdollisia vierasesineitä tyngässä, ja vasta tyngän yleistilan normalisoituessa haava suljetaan tai amputoidaan uudelleen. Yleisimpiä syitä avoimen amputaation tekemiselle ovat diabeteksen aiheuttamat tulehtuneet haavat, murska- sekä sotavammat. (Ficke 2016: 485–490.)

## 5.3 Alaraaja-amputaatiotasot

Jalkaterän alueella tunnetaan yli kaksitoista erilaista amputaatiotasoa (Kuva 1 kohta 1). Ne vaihtelevat yksittäisten varpaiden amputaatiosta, jalkaterän keskiosan amputaatioon ja nilkan alueen amputaatioon (Ottobock 2023). Yleisimpiä jalkaterän amputaatioita on transmetatarsaalinen amputaatio, jossa amputaatio tehdään metatarsaaliluiden distaalisesta epifyysistä. Varvas- tai sädeamputaatio, jossa poistetaan varvas/varpaita ja osa metatarsaaliluusta. Chopartin- ja Lisfrancin amputaatio, missä amputaatio suoritetaan nivellinjaa pitkin (chopartin nivel & lisfrancin nivel). (Krajbich 2016: 453–459.) Nilkan disartikulaatio missä koko jalkaterä poistetaan, jättäen kuitenkin tibian (sääriluu) ja fibulan (pohjeluu) kehräsluut ehjiksi. Symen amputaatio missä amputaatio tehdään ylemmän nilkkanivelen (TC) tasolta, ja kantaluun kantapatja käännetään amputoidun luupinnan pehmikkeeksi. (Edelstein & Moroz 2011: 83.)




Kuva 1. Amputaatiotasot (Kuva: Ottobock 2023).

Sääriamputaatiossa sääri- ja pohjeluu katkaistaan, amputaatiotaso sijoittuu polvinivelen ja nilkkanivelen välille (Kuva 1 kohta 2). Säären alueen amputaatiotasot sijoittuvat pääsääntöisesti keski- ja yläkolmanneksen raja-alueille (Perttunen ym. 2012: 456). Transtibiaalinen amputaatio jaetaan useampaan eri amputaatiotasoon, joita ovat erittäin lyhyt amputaatiotaso, lyhyt amputaatiotaso, keskipitkä amputaatiotaso ja pitkä amputaatiotaso. (Smith & Michael & Bowker 2004: 486.)

Polven eksartikulaatiossa amputaatio tehdään polvinivelen läpi, jolloin sääri ja pohjeluu poistetaan kokonaan, ja polvilumpio siirretään reisiluun distaaliseen päähän. (Kuva 1 kohta 3). Polven eksartikulaatiossa ei katkaista suuria lihaksia, joten amputaatio tekniikkana se on nopea, ja ei aiheuta suurta määrää verenhukkaa. (Chui, Kevin ym. 201: 489-490.)

Transfemoraalisissa amputaatiossa reisiluu katkaistaan, ja amputaatiotaso sijoittuu polvinivelen ja lonkan väliselle alueelle (Kuva 1 kohta 4). Transfemoraalinen amputaatiotaso jaetaan useampaan amputaatiotasoon, joita ovat lyhyt amputaatiotaso, keskipitkä amputaatiotaso sekä pitkä amputaatiotaso. Suprakondylaarinen on myös yksi transfemoraalisen amputaation taso, missä femurin eli reisiluun kondyylit eli nivelnastat poistetaan, ja patella kiinnitetään femurin distaaliseen päähän luuduttamalla. (Chui, Kevin ym. 2019, 491-492.)

Lonkan disartikulaatiossa amputaatio tehdään lonkkanivelen tasosta, ja koko alaraaja poistetaan (Kuva 1 kohta 5). Lonkan disartikulaatiossa reisiluu poistetaan kokonaan lonkkamaljasta. Myös erittäin lyhyet transfemoraaliset amputaatiot voidaan luokitella lonkan disartikulaatio amputoinneiksi. Hemipelvektomiassa amputoidaan koko alaraaja irrottamalla lantion toinen puoli kokonaisuudessaan. Amputaatiossa lantion toinen puolisko leikataan symfyysia eli häpyliitosta ja SI-nivelen aluetta myöten. (Krajbich 2016: 556-558.)

# 6 Alaraajaproteesit

## 6.1 Proteesi

Aarnikka ja Salminen (2010, 148) kuvailevat Apuvälinekirjassa proteesia *”tekniseksi apuvälineeksi, jonka tarkoituksena on edistää käyttäjän toimintakykyä. Proteesit korvaavat henkilöltä amputoitua tai synnynnäisesti puuttuvaa raajaa tai raajan osaa. Ne valmistetaan aina yksilöllisesti käyttäjänsä tarpeiden mukaisiksi”.*

Sosiaali- ja terveysministeriön päivitetyssä lääkinnällisen kuntoutuksen apuvälineiden luovutusperusteet -oppaassa sanotaan, että alaraajaproteesi voidaan luovuttaa synnynnäisen poikkeavuuden, tapaturman tai muusta syystä tehdyn amputaation jälkeen, kun alaraaja puuttuu osittain tai kokonaan (Sosiaali- ja terveysministeriö 2023: 110).

Alaraajaproteesi voidaan luovuttaa lääkinnällisen kuntoutuksen apuvälineenä jäljellä olevan toimintakyvyn ja proteesin käyttötarkoituksen perusteella (esimerkiksi siirtyminen, lähiympäristössä liikkuminen, työ ja harrastukset). Amputaation jälkeisen ensimmäisen proteesin luovuttaminen tapahtuu asiakkaan yleiskunnon, toipumisen, sairauden ennusteen ja käyttömotivaation perusteella. Alaraajaproteesin valinta perustuu moniammatillisen asiantuntijaryhmän arvioon ja asiakkaan aktiivisuustasoon. (Sosiaali- ja terveysministeriö 2023: 110-111.)

On olemassa kolmenlaisia proteeseja erilaisiin amputoinnin jälkeisiin vaiheisiin. Näitä ovat muun muassa post-operatiivinen (leikkauksen jälkeinen) proteesi, väliaikainen proteesi sekä lopullinen proteesi. Post-operatiivisen proteesin avulla saavutetaan kävelyyn liittyvä psykologinen ja fysiologinen hyöty. Se voi myös johtaa lyhyempään sairaalajaksoon, sekä vähentää vakavaa haamukipua, sekä auttaa positiivisen psykologisen vaikutuksen saavuttamisessa amputoinnin jälkeen. (Seymour 2002: 127, 176.)

Väliaikainen proteesi mahdollistaa varhaisen kävelyn sekä edistää amputoituun raajaan jääneen pehmytkudoksen pienentymistä (atrofia). Väliaikaista proteesia käytettään tavallisesti 3-6 kuukautta amputaation jälkeen, ja sitä hyödynnetään varhaisessa kävelyharjoittelussa sekä dynaamisissa linjauksissa. Lopulliseen proteesiin suositellaan siirtymään, kun henkilön amputoidussa raajassa ei esiinny selvää volyyminvaihtelua. Lopulliseen proteesiin siirrytään tavallisesti 3-9 kuukauden kuluessa amputoinnista ja sen keskimääräinen käyttöaika on 3-5 vuotta. Indikaatiot proteesin uusimiselle ovat tyngän atrofia, painon nousu tai lasku, sekä proteesin liiallinen kuluminen käytön seurauksena. (Seymour 2002: 176-177.)

## 6.2 Sääriproteesit

Transtibiaalinen- eli sääriproteesi valmistetaan silloin, kun alaraaja on amputoitu säärestä. Sääriproteeseja on monia erilaisia malleja, ja niitä erotellaan toisistaan muun muassa kuormitustavan ja käyttötarkoituksen mukaan. (Aarnikka & Salminen 2010: 151.)

Sääriproteesi muodostuu Joseph Ivan Krajbichin mukaan viidestä erilaisesta osasta, joita ovat:

- Proteesin ja tyngän yhdistävä sovitinosa
- Sovitinosan kiinnitysmenetelmä (esim. alipaine- tai tappikiinnitys)
- Holkki (tyngän ympärille kiinnittyvä tuppi)
- Sääriputki (liitin)
- Proteesin nilkka-jalkaterä-komponentti

(Krajbich 2016: 493.)

Proteesikomponenttien valintaan vaikuttaa käyttäjän kliininen tila sekä toimintakyky. Tietyt toiminnot ja aktiviteetit, kuten juokseminen ja uiminen vaativat erikoisempia komponentteja. Yksilöt, joilla on käytössään urheiluun tarkoitetut proteesit, omistavat lisäksi normaalin käyttöproteesin. (Edelstein & Moroz 2011: 19.)

### 6.3 Reisiproteesit

Transfemoraalinen- eli reisiproteesi valmistetaan henkilölle, jonka jalka on amputoitu reidestä (Aarnikka & Salminen 2010: 152).

Reisiproteesi muodostuu Edelsteinin ja Morozin mukaan viidestä erilaisesta osasta, joita ovat:

- Nilkka-jalkaterä-komponentti
- Sääriputki (liitin)
- Polvinivel (komponentti)
- Reisiholkki (tyngän ympärille kiinnittyvä tuppi)
- Sovitinosan kiinnitysmenetelmä (esim. alipainen- tai tappikiinnitys)

(Edelstein & Moroz 2011: 49.)

Polvinivelen mekaniikka korvaa anatomisen polviakselin. Polviniveliä on valittavissa useista eri vaihtoehdoista muun muassa käyttäjän painon ja aktiviteettitason mukaisesti. Rakenteeltaan polviniveliä on esimerkiksi mekaanisia, elektronisia, pneumaattisia (paineilma) tai hydraulisia. (Aarnikka & Salminen 2010: 152.)

Ensimmäinen polvinivelkomponentin valintaan vaikuttava tekijä tulee olla tarvittava stabiliteetti. Jos käyttäjän raajan hallinta on rajoittunutta, polvikomponentin tulee ominaisuuksiltaan olla stabiili, mikä saavutetaan mekaanisilla liitoksilla, jarruttavalla mekanismilla sekä hydraulisella vaimennusmekanismilla. Viime aikoina lisääntyneet sensori- ja mikroprosessoidut polvikomponentit ovat lisänneet reisiproteesien käyttäjien kykyä liikkua turvallisemmin, vähentänyt tiedostettua sekä tahdonalaista keskittymistä polven hallintaa kohtaan, lisännyt reisiproteesien käyttäjien kävelyn tehokkuutta sekä kokonaisvaltaisesti kasvattanut reisiproteesien käyttäjien luottamusta ja itsevarmuutta proteesin käyttöä kohtaan. (Krajbich 2016: 549.)

## 7 Kosmetiikka

Proteesin tulee olla miellyttävä päällä, käytännöllinen sekä kosmeettinen/esteettinen, jos proteesi on epämiellyttävä asiakas ei sitä käytä. Kipu ja epämukavuus ovat yleensä suurimmat esteet onnistuneelle proteesikuntoutukselle. Proteesin tulee olla käytännöllinen siinä mielessä, että sen kanssa pystytään suorittamaan haluttuja aktiviteetteja, jotka eivät ilman proteesia onnistu. (May 2002: 119.)

Proteesin kosmetiikan merkitys vaihtelee jokaisen käyttäjän ja tilanteen mukaan. Ei ole epätavallista, että osa proteesin käyttäjistä ei käytä erillistä kosmetiikkaa laisinkaan, ja moni ei koe minkäänlaista ongelmaa käyttää sellaisia vaatteita mitkä paljastavat proteesin, kun taas osalle käyttäjistä proteesin ulkonäöllä on huomattavasti suurempi merkitys. Käyttäjien erilaisiin tarpeisiin ja haluihin proteesin ulkonäköä kohtaan tulee tutkia yksityiskohtaisesti ennen yksittäisten komponenttien valintaa. (May 2002: 119.)

Kuva 2. Esimerkki alaraajaproteesin kosmetiikasta (Kuva Siru Lehtopelto).

Proteesien estetiikan merkitystä ei tule missään nimessä jättää huomiotta proteesin suunnittelu- ja tekovaiheessa. Käsitys siitä, että anatomisesti raajaa jäljittelevät proteesit olisivat jotenkin ei-toiminnallisia, on vanhentunut. Esteettisiä ratkaisuja proteesin kosmetiikkaan olisi tarjottava aina kun se on tarkoituksenmukaista, jotta voidaan puuttua toiminnallisiin ja psykologisiin puutteisiin, joita raajojen menetyksestä kärsivillä henkilöillä on. (Smith & Michael & Bowker 2004: 310.)

## 7.1 Alaraajaproteesien kosmetiikka

Sosiaali- ja terveysministeriön päivitetyssä lääkinnällisen kuntoutuksen apuvälineiden luovutusperusteet -oppaassa perustellaan alaraajaproteesit 06 24 seuraavasti; Toisiinsa yhteensopivat yleensä yhden valmistajan valmistamat osat, jotka voidaan yhdistää minkä tahansa yksilöllisesti valmistetun osan kanssa ja joista muodostuu erilaisia alaraajaproteeseja. Alaraajaproteesien kosmeettisille osille on oma alaluokituksensa 06 24 47; Kosmeettiset osat, jotka simuloivat normaalin raajan ulkonäköä ja tuntua. Kohtaan sisältyvät esim. kuoret, täyteaineet, keinoihot, sukat ja jalkapeitteet. (Sosiaali- ja terveysministeriö 2023: 110, 114.)

Alaraajaprotetiikkaan on olemassa kahdenlaisia kosmeettisia vaihtoehtoja: Täysin kosmeettiset proteesit (passiivinen proteesi), jotka muovataan vaahtomuovista muistuttamaan alaraajaa tai sen osaa. Täysin kosmeettisten proteesien tarkoitus on jäljitellä menetettyä raajaa tai sen osaa, jotta kehon esteettinen symmetria säilyy. Kosmeettisten proteesien funktio on siis täysin psyykkinen sillä kosmeettiset proteesit eivät sovellu laisinkaan liikkumiseen tai seisomiseen. Jos proteesin ensisijainen tarkoitus on jäljitellä jotakin toimintoa tai liikettä, kutsutaan tällaista proteesia toiminnalliseksi proteesiksi. (The Australian orthotic prosthetic association 2018.)

Toiminnallisen alaraajaproteesin käyttäjälle on tarjolla erilaisia kosmeettisia ratkaisuja, erilaisilla ominaisuuksilla. Yleisimmin käytetty ratkaisu alaraajaprotetiikassa on polyuretaanista tehty verhoilu, joka jyrsitään koneellisesti tai muovataan käsin muistuttamaan tervettä alaraajaa. Polyuretaanista valmistetun kosmetiikan kanssa käytetään yleensä sukkahousua, mutta on myös olemassa silikonista tai vinyylistä valmistettuja kosmeettisia päällysteitä, jotka jäljittelevät realistisempia ominaisuuksia kuten ihonväriä. 3D-tulostamista hyödynnetään nykyään myös proteesikosmetiikan valmistuksessa, ja saatavilla on 3D-tulostettuja katteita, joiden yksilöllistämismahdollisuuksia on lähes lukematon määrä. 3D-tulostettujen katteiden ei ole tarkoitus jäljitellä tervettä raajaa, vaan ne suunnitellaan yksilöllisesti hyödyntämällä erilaisia värejä sekä grafiikkaa. (The Australian orthotic prosthetic association 2018.)

Proteesien kosmeettinen viimeistely on kehittynyt jo omaksi taiteenlajikseen. Osa proteesien käyttäjistä pitävät proteesin pelkistetystä teknisestä ulkonäöstä (high-tech), missä komponentit eivät ole peitettynä, ja proteesia pystytään yksilöllistämään erillisillä katteilla tai proteesi holkin värittämisellä sekä kuvittamisella. Osa proteesien käyttäjistä haluaa taas täysin realistisesti raajaa jäljittelevän vaihtoehdon, jossa silikonista valmis-

tettu tahrankestävä pinta jäljittelee elävästi menetettyä raajaa muotoilultaan sekä väritykseltään. Silikoniseen proteesikosmetiikkaan pystytään taiteilemaan käyttäjän toivomia rakenteita, kuten varpaankynnet, ihokarvoitus- sekä sävytys, kuten pisamat. (Carroll & Edelstein 2006: 89-90.)

## 7.2 Kosmetiikan psykologinen merkitys

Amputaatio asettaa yksilölle lukuisia fyysisiä ja psykologisia uhkia sekä haasteita, muun muassa kehon- ja minäkuvan muutokset, toimintakyvyn heikkeneminen, kipu, muutokset työmarkkina-asemassa ja elämäntyylissä, sekä haluttujen päivittäisten toimintojen häiriintyminen. Voidaan siis todeta, että amputaatiota pidetään monille ihmisille merkittävänä stressiä aiheuttavana tapahtumana, jolle on ominaista toistuvat ja kehittyvät stressitekijät, joiden seurauksena aiheutuu merkittäviä haasteita fyysiselle, psykologiselle ja sosiaaliselle sopeutumiselle. Vaikka amputaatio voi johtaa joillakin yksilöillä merkittäviin psykologisiin häiriöihin, monet sopeutuvat siihen hyvin. (Gallagher & Deirdre & MacLachlan 2008: 11.)

Amputaation aiheuttamat psykologiset vaikutukset vaihtelevat huomattavasti, ja riippuvat täysin henkilön iästä, psyykkisistä valmiuksista (kypsyys), persoonallisuuden piirteistä, selviytymistaidoista, sopeutumiskyvystä, mahdollisista samanaikaisista sairauksista, saatavilla olevasta sosiaalisesta tuesta sekä siitä oliko amputaatio suunniteltu vai äkillinen. Amputoinnin jälkeisen kuntoutumisjakson alussa on yleistä, että henkilö kamppailee muuttuneen minäkuvan ja vääristyneen kehonkuvan kanssa. Muuttuneen kehon- ja minäkuvan hyväksyminen voi olla osalle amputoiduista erityisen hankalaa, nyky-yhteiskunnan ulkonäkökeskeisyyden takia. (Carroll & Edelstein 2006: 66, 68.)

Ihmiset määrittelevät itsensä usein ulkonäkönsä perusteella, ja amputaation tuomat kehonkuvat häiriöt sekä kyvyttömyys selviytyä muuttuneesta kehosta, voivat vaikuttaa syvästi yksilön psykologiseen tilaan. Amputaation jälkeen potilas joutuu usein kohtaamaan oman kuolevaisuutensa, sillä pahimmissa tapauksissa he saattavat pitää osaa itsestään jo kuolleena. Potilaat tuntevat usein itsensä epätäydellisiksi ja ahdistuneeksi muuttuneen ulkonäkönsä vuoksi, ja olettavat että ympärillä olevilla ihmisillä on heistä samanlainen käsitys, mikä johtaa heitä käyttämään muiden ihmisten välttelyä puolustusmekanismina. Leimautumisen pelko on erittäin yleistä amputaation jälkeen, ja sillä on merkittävä rooli amputaatioon sopeutumisen vaikeuksissa, koska leimautumisen pelko vahvistaa negatiivista kehonkuvaa. (Carroll & Edelstein 2006: 68.)

Monet amputoidut kuitenkin selviytyvät edellä mainitusta monimutkaisesta minäkuvan muutoksesta lievällä ja ohimenevällä ahdistuksella. Kevyemmin muutokseen suhtautuvat henkilöt kertovat kokevansa olonsa myönteiseksi, kun heillä on proteesi päällä, mutta eivät halua nähdä itseään ilman proteesia tai proteesia itsessään. Tutkimukset ovat myös osoittaneet miten erilaiset huolenaiheet amputoinnin jälkeistä kehonkuvaa kohtaan enteilevät heikommasta yleisestä elämänlaadusta, alhaisemmasta tyytyväisyydestä omaa elämää kohtaa, heikommista ammattihenkilöiden tuottamista sopeutumisarvioista sekä masennuksesta. (Gallagher ym. 2008: 23.)

Erillinen proteesikosmetiikka, tai realistisen näköinen kosmeettinen proteesi tarjoaa käyttäjälleen psykososiaalisia etuja, palauttamalla käyttäjälleen osittain aktiivisia sekä passiivisia toiminnallisia valmiuksia, jotka amputoitu on menettänyt amputaation yhteydessä, mukaan lukien raajan normaalin ulkonäön. Tilanteessa missä amputaatio on vasta tapahtunut, potilas yleensä suhtautuu tilanteeseen paremmin silloin kun hänelle annetaan proteesi mikä jäljittelee anatomisesti menetettyä raajaa. Anatomisesti raajaa jäljittelevän proteesin ansiosta potilas kokee sulautuvansa paremmin joukkoon eikä häntä koeta erilaisena, vaikka hän käyttäisi proteesiaan julkisesti. Kun amputoitu on vihdoin hyväksynyt muuttuneen minä- ja kehonkuvansa, hänen on helpompi myös hyväksyä vähemmän kosmeettiset ratkaisut apuvälineissä. (Smith & Michael & Bowker 2004: 304.)

Proteesin käyttäjän muuttuneen minä- ja kehokuvan tarkastelussa, on tärkeää ottaa myös huomioon kulttuurin ja sukupuolen tuomat erot. Miespuolisilla proteesin käyttäjillä huolenaiheet proteesia kohtaan koskivat suurimmaksi osaksi sukupuolittuneita rooleja kohtaan. Miespuoliset proteesin käyttäjät kokevat proteesin käytön tärkeäksi, koska sen avulla he pystyivät jatkossakin elättämään perhettään taloudellisesti, ja arvostus proteesia kohtaan perustui täysin sen toiminnallisiin vaikutuksiin. Toisin kun miehet, jotka keskittyivät lähinnä proteesin tuomiin toiminnallisiin vaikutuksiin, monet naispuoliset proteesin käyttäjät kokivat suurimmaksi huolenaiheeksi puolestaan naisellisen identiteetin muuttumisen. Monet naispuoliset proteesin käyttäjät korostavat proteesinsa rumuutta, ja kuinka se vaikuttaa negatiivisesti sukupuolisuhteiden luomiseen. Vaikka proteesien käyttö mielletään maskuliiniseksi, erityisesti naispuolisille proteesien käyttäjille proteesien käytön sukupuolinen luonne oli henkilökohtaisesti merkittävä. (Gallagher ym. 2008: 119-121.)

## 7.3 Kosmetiikan toiminnallinen merkitys

Alaraajaproteesin kosmetiikalla on suuren psykologisen merkityksensä lisäksi myös toiminnallisia merkityksiä, jotka pystytään jaottelemaan kosmetiikan tuomiin haasteisiin sekä etuihin. Proteesikosmetiikan käytön tuomia etuja ovat muun muassa sen kyky peittää proteesi sekä sen osat, jonka ansiosta proteesin komponentteihin ei pääse likaa. Kosmetiikka suojaa proteesin komponentteja myös kolhuilta, ja sen ansiosta osat säilyvät toimintakuntoisina pidempään. Proteesikosmetiikan anatominen muotoilu myös sallii käytettävien vaatteiden luonnollisen istuvuuden. (Limbs4Life.)

Proteesikosmetiikan käyttäminen voi myös aiheuttaa käyttäjälleen haasteita, muun muassa sen vaikutus proteesin liikkuvien osien toimintoihin, kuten polvinivelen liikkeeseen. Kosmetiikka on proteesiin lisättävä kappale, joten se voi materiaalista ja tyylistään riippuen tehdä proteesista hieman raskaamman. Riippuen täysin kosmetiikan tyylistä, valmistusmateriaalista sekä kiinnitystekniikasta se voi vaikeuttaa ammattilaisen pääsyä proteesin säädettäviin osiin mahdollisia säätöjä ja korjauksia varten. Kosmetiikan valmistaminen on myös kallista, ja yksilöllisesti valmistettu silikoninen kosmetiikka on usein myös kertakäyttöistä, joten uutta proteesia hankkiessa vanhaa kosmetiikkaa ei pystytä aina hyödyntämään. (Limbs4Life.) Proteesikosmetiikassa käytettävillä valmistusmateriaaleilla on myös todettu olevan positiivisia vaikutuksia proteesin käyttöäänien ja metallikomponenttien resonoinnin heijastamisessa ja vaimentamisessa. Tutkimuksissa on todettu muun muassa viskoelastisten materiaalien hyödyt äänieristämisessä. (Wu ym. 2021.)

Vuonna 2014 Prosthetics and Orthotics International -erikoisaikakauslehdessä julkaistussa kyselytutkimuksessa kyselyyn vastanneet alaraajaproteesin käyttäjät olivat laittaneet alaraajaproteesin kosmetiikan eri ominaisuudet seuraavanlaiseen järjestykseen tärkeimmästä vähiten tärkeään: muoto on samanlainen terveen raajan kanssa, vapaa proteesin liikkuvuus kosmetiikan alla, vaatteiden luonnollinen istuvuus kosmetiikan päällä, kosmetiikan värin sopivuus ihon värin kanssa, kestävyys, kosmetiikan luonnonmukainen taivutus, vedenpitävyys, kosketus/tuntuma, helposti puhdistettava pinta. (Cairns & Murray & Corney & McFadyen 2014.)

Vuonna 2016 Prosthetics and Orthotics international -erikoisaikakausilehdessä julkaistussa kyselytutkimuksessa raportoitiin, että sääriamputoidut koehenkilöt, jotka olivat käyttäneet kosmetiikka osia proteesissa yli 12 viikkoa, osallistuivat merkittävästi aktiivisemmin toimintoihin, joihin liittyi kehon paljastaminen. Lisäksi proteesinkosmetiikkaa

käyttävien koehenkilöiden käyttömukavuus parani. Tutkimuksessa todettiin, että proteesin kosmeettisien osien käyttämisellä on tärkeä rooli alaraaja amputoitujen kuntoutuksessa. (Highsmith & Kahle & Knight & Olk-Szost & Boyd & Miro 2016.)

# 8 3D-teknologian esittely

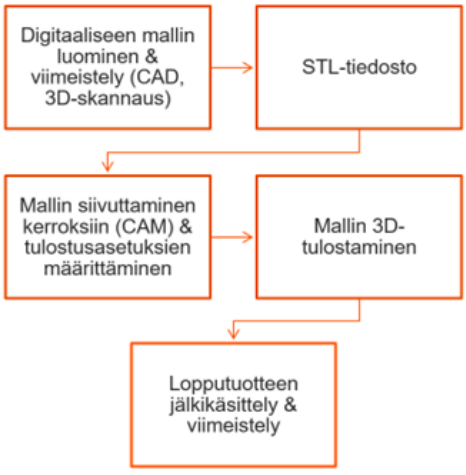
## 8.1 3D-tulostaminen yleisesti

3D-tulostustaminen on valmistustapana ainetta lisäävä valmistusmenetelmä (AM - Additive Manufacturing), jossa materiaalia lisätään kerros kerrokselta digitaalisen kolmiulotteisen mallin pohjalta. 3D-tulostaminen kehitettiin alun perin polymeeri- eli muovimateriaalien valmistukseen, mutta nykyään sitä käytetään useilla eri toimialoilla erilaisten materiaalien, kuten metallien ja elintarvikkeiden tulostamiseen. Bioteknologiassa 3D-tulostaminen on kehittynyt jo niin pitkälle, että sillä pystytään tulostamaan elävää kudosta, kuten ihoa ja verisuonia. (Gibson 2015: 1,10; Wang & Wang & Yao & Hu & Li & Huang & Fu 2018.)

Turvallisuus- ja kemikaaliviraston mukaan 3D-tulostuksen avulla voidaan valmistaa sellaisia kappaleita, joita on hankala valmistaa perinteisillä valmistusmenetelmillä. 3D-tulostamalla voidaan valmistaa keveämpiä rakenteita vähemmällä materiaalilla ja samoilla lujuusominaisuuksilla, jonka lisäksi niiden valmistaminen on yksilöllistä, tuottaa vähemmän jätettä ja mahdollistaa usean tuotteen tai komponentin samanaikaisen valmistuksen. 3D-tulostimien toiminnalliset erot perustuvat niissä käytettäviin materiaaleihin ja siihen, miten materiaalit saadaan liitettyä yhteen ja kovetettua kiinteäksi kappaleeksi. Kuluttajakäytössä olevat 3D-tulostimet ovat pääosin muovitulostimia, jotka syöttävät muovinauhaa (filamenttia) suuttimeen. Suutin sulattaa ja syöttää filamentin muottipöydälle ohuiksi kerroksiksi, jotka kovettuvat kiinteäksi kappaleeksi. (Turvallisuus- ja kemikaalivirasto 2018.)

Ainetta lisäävän valmistusmenetelmän vastakohtana on ainetta poistava valmistusmenetelmä, jossa lopputuote syntyy materiaalia poistamalla esimerkiksi jyrsintä tai sorvia käyttämällä. 3D-tulostuksessa ei poisteta ainetta, jonka takia siinä syntyy vähemmän materiaalihävikkiä. Valmistusmenetelmien vertaileminen on kuitenkin vaikeaa, eikä niiden välillä voida tehdä selkeitä yleistyksiä. (Bikas & Stavropoulos & Chryssolouris 2015; Chua & Leong & Lim 2010: 25; Ligon & Liska & Stampfl & Gurr & Mülhaupt 2017.)

Tulostusprosessi alkaa luomalla digitaalinen kolmiulotteinen malli tulostettavasta rakenteesta. Malli voidaan suunnitella 3D-mallintamiseen tarkoitetulla tietokoneohjelmalla tai 3D-skannaamalla jokin olemassa oleva objekti. 3D-malli on rakenteeltaan verkko (mesh), joka koostuu erilaisista kolmioista, eli polygoneista. Polygonien yksinkertainen muoto mahdollistaa 3D-mallin nopean käsittelyn, jonka lisäksi polygonien määrä vaikuttaa 3D-mallin pinnan yksityiskohtiin. Erilaisten CAD-pohjaisten (Computer-Aided Design) tietokoneohjelmien tarkoituksena on valmistella malli tulostusta varten. Mallin viimeistelyn jälkeen se tallennetaan STL-tiedoston (Stereo Lithography) muotoon ja viedään mallin siivuttamiseen tarkoitettuun tietokoneohjelmaan. CAM-pohjaisten (Computer-Aided Manufacturing) tietokoneohjelmien tarkoituksena on pilkkoa malli satoihin tai tuhansiin horisontaalisiin keroksiin. Kerrosten korkeutta, paksuutta ja muita rakenteellisia parametrejä koskevia asetuksia voidaan määrittää CAM-ohjelmassa halutun lopputuloksen ja käytetyn materiaalin mukaan. Materiaalilla, tulostustekniikalla, mallin geometrialla ja tulostusasetuksilla on merkittävä vaikutus tulosteen tarkkuuteen ja tulostusaikaan. Esimerkiksi mitä alhaisempaa kerroskorkeutta tulostuksessa käytetään, sitä tarkempi lopputulos ja pitempi tulostusaika. Varsinaiset tulostusasetukset voidaan myös määrittää sitä varten tarkoitetuilla slicer -ohjelmilla, kuten CreatWare. (Chua ym. 2010: 11-13, 26-30; Hager & Golonka & Putanowicz 2016; Sakin & Kiroglu 2017: 703, 707-708; Vayre & Vignat & Villeneuve 2012; Wong & Hernandez 2012.)



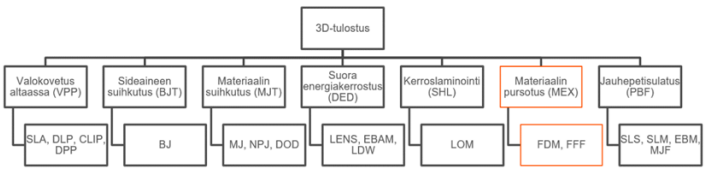

Kuvio 2. 3D-tulostusprosessin prosessikaavio.

## 8.2 3D-tulostustekniikoiden luokittelu

3D-tulostusta käsittelevän ISO-standardin mukaan additiivinen valmistus (AM) on yleisnimitys teknologioille, joissa materiaalia yhdistetään peräkkäin fyysisten kappaleiden luomiseksi 3D-mallitietojen mukaisesti. Standardin kehittämisessä mukana ollut American Society for Testing and Materials (ASTM) luokittelee 3D-tulostustekniikat seitsemään pääryhmään:

- Valokovetus altaassa (VPP - Vat Photopolymerization) jossa altaassa oleva nestemäinen valoherkkä muovi (fotopolymeeri) kovetetaan valon aktivoimalla polymerisaatiolla
- Sideaineen suihkutus (BJT - Binder Jetting) jossa nestemäinen sideaine suihkutetaan sen kanssa reagoivaan jauhemaiseen perusmateriaaliin
- Materiaalin suihkutus (MJT - Material Jetting) jossa raaka-ainepisarat kerrostetaan valikoivasti rakennuspinnalle
- Suora energiakerrostus (DED - Direct Energy Deposition) jossa kohdennettua lämpöenergiaa (laser) käytetään materiaalien yhdistämiseen sulattamalla ne
- Kerroslaminointi (SHL - Sheet Lamination) jossa yhdistetään materiaalilevyjä toisiinsa
- Materiaalin pursotus (MEX - Material Extrusion) jossa materiaalia annostellaan valikoivasti ja pursotetaan suuttimen läpi
- Jauhepetisulatus (PBF - Powder Bed Fusion) jossa kohdistettu lämpöenergia sulattaa jauhepetin alueita

Luokittelu otettiin käyttöön vuonna 2015 ja sitä on päivitetty ISO/ASTM 52900:2021-standardilla vuonna 2021. Standardin tarkoituksena on tarjota perusymmärrys additiivisten valmistusprosessien (3D-tulostaminen) perusperiaatteista ja antaa selkeät määritelmät valmistustekniikkaan liittyville termeille ja nimikkeistöille. (Redwood & Shöffer & Garret 2017: 20; Online Browsing Platform 2021.)




Kuvio 3. 3D-tulostuksen luokittelu ASTM mukaan.

## 8.3 3D-teknologia apuvälinealalla

3D-teknologiaa hyödynnetään apuvälinealalla tuotteiden suunnittelussa ja valmistuksessa, sekä tutkimus- ja kehitystyössä. 3D-teknologian soveltuvuutta alalle on tutkittu viimeisen vuosikymmenen aikana paljon, johon on vaikuttanut palveluiden tarjoajien tahto kehittää valmistusmenetelmiä. Vuonna 2023 julkaistussa kanadalaistutkimuksessa tutkittiin 3D-tulostettavien muovimateriaalien käyttöä apuvälinealalla. Tutkimuksen tavoitteena oli tehdä katsaus 3D-tulostettavien valmistusmateriaalien viimeaikaiseen kehitykseen apuvälinealalla keräämällä tietoa aihetta käsittelevistä tieteellisistä tutkimuksista, sekä haastattelemalla alan asiantuntijoita. Tutkimus keskittyi viiteen avainalueeseen: kustannukset, materiaali, suunnittelun ja valmistuksen tehokkuus, osien rakenteellinen lujuus, sekä toiminnallisuus ja potilastyytyväisyys. (Sakib-Uz-Zaman & Khondoker 2023.)

Tutkimuksessa todettiin 3D-tulostettujen apuvälineiden, pääasiassa proteesiholkkien valmistuskustannusten olevan merkittävästi pienemmät (56 - 95%) kuin perinteisellä tavalla valmistettujen, jonka lisäksi 3D-teknologian hyödyntäminen parantaa huomattavasti suunnittelun ja valmistuksen tehokkuutta. 3D-tulostamalla valmistetut apuvälineet ovat myös toimivuuden ja potilastyytyväisyyden näkökulmasta vertailukelpoisia perinteisillä valmistustavoilla valmistettujen apuvälineiden kanssa, erityisesti ortoosien ja yläraajaproteesien osalta. Alan ammattilaiset toivat kuitenkin ilmi oman huolensa 3D-tulostettujen apuvälineiden rakenteellisesta lujuudesta ja turvallisuudesta. He eivät koe, että 3D-tulostuksella pystytään jäljittelemään lasi- ja hiilikuidun rakenteellisia ominaisuuksia, jota tukee osa tutkimuksen lähteenä käytetyistä artikkeleista. Tämän lisäksi tutkimuksessa todettiin perinteisten valmistustapojen olevan tuhlaavaisia ja vaarallisia, mutta 3D-tulostettuja apuvälineitä koskevan lainsäädännön ja standardoinnin puutteellisuuden takia 3D-teknologian yleistyminen apuvälinealalla on edelleen hidasta. (Sakib-Uz-Zaman & Khondoker 2023.)

## 8.4 3D-tulostettujen apuvälineiden säätely EU:ssa

Tässä kappaleessa esitetyt asiat perustuvat opinnäyteyötä tekohetkellä käytössä olleeseen ajankohtaiseen tietoon. Kuluttajille myytävien tai luovutettavien 3D-tulostettujen tuotteiden tulee täyttää yleisen tuoteturvallisuusdirektiivin (GPSD - General Product Safety Directive) asettamat vaatimukset, sekä mahdolliset valmistettua tuotetta koskevat erityislainsäädännön vaatimukset. (Turvallisuus- ja kemikaalivirasto 2018.)

Vuonna 2021 julkaistussa saksalaisessa tutkimusartikkelissa arvioitiin 3D-tulostettujen yksilöllisten lääkinnällisten laitteiden sääntelyvaatimuksia Euroopassa ja pohdittiin niiden vaikutuksia alaan. Artikkelin mukaan 3D-tulostus on yleistynyt valmistusmenetelmänä viimeisen 20 vuoden aikana merkittävästi ja että se on mahdollistanut tuotteiden yksilöllisen räätälöinnin ennennäkemättömällä tavalla. Euroopassa yksilöllisesti valmistetuille lääkinnällisille laitteille voidaan myöntää poikkeus, joten niihin sovelletaan yksinkertaistettua markkinoille saattamista edeltävää hyväksymismenettelyä. Tämä asetus otettiin kuitenkin käyttöön ennen 3D-tulostuksen yleistymistä, joka herättää kysymyksen siitä, ovatko nykyiset sääntelypuitteet riittävät. (Carl & Hochmann 2021.)

Toukokuussa 2021 eurooppalainen lääkinnällisistä laitteista annettu asetus (MDR) korvasi lääkinnällisistä laitteista annetun direktiivin (MMD). MDR:n mukaan 3D-tulostettua laitetta ei voida oletusarvoisesti pitää yksilöllisenä lääkinnällisenä laitteena (CMD - custom-made device). Arviointi on tehtävä tapauskohtaisesti. Jotta 3D-tulostettua laitetta voidaan pitää yksilöllisenä lääkinnällisenä laitteena, on sen täytettävä seuraavat vaatimukset:

- sillä on kansallisen lain nojalla valtuutetun ammattihenkilön kirjallinen määräys, joka sisältää potilaan nimen, sekä valtuutetun henkilön tekemät suunnittelutiedot potilaan anatomis-fysiologisiin ominaisuuksiin ja patologiseen tilaan perustuen
- laite on valmistettu kansallisen lainsäädännön nojalla ammattipätevyyden perusteella valtuutetun henkilön kirjallisen määräyksen mukaisesti
- valmistettu laite on tarkoitettu ainoastaan tietyn potilaan käyttöön, yksinomaan hänen yksilöllisten olosuhteidensa ja tarpeidensa täyttämiseksi
- laitetta ei ole massatuotettu

(MDCG - Medical Device Coordination Group 2021.)

Carl ja Hochmann toteavat artikkelissaan, että Euroopan unioni on jäänyt jälkeen 3D-tulostusmenetelmällä valmistettujen yksilöllisten lääkinnällisten laitteiden sääntelyvaatimusten osalta. Teollisten valmistusprosessien tulkitseminen nykyisen MDR:n asetusten mukaisesti on epäselvää ja koska 3D-tulostaminen on joidenkin määritelmien mukaan teollinen valmistusprosessi, eivät 3D-tulostustekniikalla valmistetut yksilölliset lääkinnälliset laitteet täytä MDR:n määritelmää. Euroopan komissio ei ole julkaissut laillisesti sitovaa asiakirjaa MDR:n tulkitsemisvaikeuksien selventämiseksi, mutta se perusti erillisen asiantuntijakomitean - lääkinnällisten laitteiden koordinointiryhmän (MDCG), jonka tarkoituksena on laatia ja julkaista ohjeasiakirjoja MDR:n eri aiheista. MDCG kuitenkin onnistui julkaisemaan aiheesta ohjekirjan, jonka terminologia on ristiriidassa itse

MDR:n kanssa. Valitettavasti tämä on aiheuttanut lisää epäselvyyttä ja lisännyt epävarmuutta siitä, onko 3D-tulostus yksi teollisista valmistusprosesseista vai ei. (Carl & Hochmann 2021.)

Samoja ongelmia esitettiin Helsingin yliopiston vuonna 2023 valmistuneessa tutkimuksessa, jossa haluttiin selvittää lääketieteellisen 3D-tulostuksen oikeudellisia haasteita. Tutkimuksessa havaittiin useita ratkaisemattomia oikeudellisia kysymyksiä, joista tärkeimpinä olivat terminologinen sekaannus, uutta terminologiaa koskevan erityislainsäädännön puuttuminen, kuka katsotaan tuotteen valmistajaksi vastuun kannalta, sekä CAD-tiedostojen oikeudellisesti määrittelemätön rooli. (Pettersson & Ballardini & Mimler & Li & Salmi & Minssen & Gibson & Mäkitie 2023.)

## 8.5 3D-tulostuksen riskit ja valvonta

Turvallisuus- ja kemikaaliviraston mukaan 3D-tulostukseen liittyvät turvallisuusriskit liittyvät pääosin itse tulostimeen ja sen käytön turvallisuuteen, käytettyihin materiaaleihin ja kemikaaleihin, tulostuksen aikana tapahtuviin päästöihin sekä lopputuotteen ominaisuuksiin. Laiteturvallisuuden kannalta tärkeä huomioitava tekijä on 3D-tulostimen suuttimen korkea lämpötila, joka on tyypillisesti 200 - 250°C tulostettavasta materiaalista riippuen. Näin kuumat pinnat voivat aiheuttaa palovammoja. Osa tulostusmateriaaleista taas voi sisältää vaaralliseksi luokiteltuja kemikaaleja, jotka voivat olla haitallisia hengitettynä tai iholla. 3D-tulostuksen aikana ilmaan vapautuu erilaisia kaasuja, joka voi altistaa tulostajan haitallisille pienhiukkasille. Lisäksi 3D-tulostetut tuotteet eivät välttämättä ole yhtä kestäviä ja sulavapintaisia kuin perinteisemmillä menetelmillä valmistetut, joka tulee huomioida niiden käytössä ja turvallisuuden arvioimisessa. Pienet irtoavat osat ja terävät reunat voivat olla vaaraksi erityisesti lapsille. (Turvallisuus- ja kemikaalivirasto 2018.)

Työterveyslaitoksen ja Aalto-yliopiston vuonna 2017 valmistuneen tutkimuksen yhteydessä laaditussa oppaassa ”Malliratkaisu 3D-tulostuksen kemikaaliturvallisuudesta työpaikoilla” sanotaan, että tulostusmateriaalit voivat aiheuttaa ärsytysoireita iholle, silmiin tai hengitysteihin joutuessaan. Tämä terveysriski on läsnä 3D-tulostusprosessin jokaisessa vaiheessa (esikäsittely, tulostus ja jälkikäsittely). Esimerkiksi pursotustekniikkaa käytettäessä ilmaan voi vapautua huomattavia määriä nanohiukkasia, joille altistuminen voi aiheuttaa muun muassa tulehdusreaktioita keuhkoissa. Tämän takia on tärkeää tuntea käyttämänsä materiaalit ja kemikaalit, niiden haittavaikutukset, sekä osata suojautua niiltä asiaankuuluvasti. Oppaassa tiivistetään riskinhallinta 3D-tulostuksessa nel-

jään otsikkoon, joiden mukaan terveydelle haitalliset kemikaalit tulisi korvata, epäpuhtauksien leviäminen estää kohdeilmanvaihdolla, altistusajat ja altistuvien määrä minimoida, sekä arvioida hengityksen, ihon ja silmien suojaamisen tarvetta. (Työterveyslaitos 2016.)

3D-tulostimien ja 3D-tulostamisen turvallisuutta valvotaan. Ammattikäyttöön tarkoitettujen 3D-tulostinten valvonta kuuluu työsuojeluviranomaisille ja kuluttajakäyttöön tarkoitettujen Turvallisuus- ja kemikaalivirastolle. 3D-tulostuspalveluita tarjoavat tahot, kuten kirjastot ja kahvilat täyttävät kuluttajaturvallisuuslain mukaisen toiminnanharjoittajan määritelmän ja kuuluvat siksi Turvallisuus- ja kemikaaliviraston valvonnan piiriin, jonka lisäksi niitä valvoo myös terveydensuojeluviranomaiset. (Turvallisuus- ja kemikaalivirasto 2018.)

# 9 Opinnäytetyössä käytetyt työmenetelmät

## 9.1 3D-skannaus

3D-skannausta käytetään yhtenä yleisimpänä menetelmänä kopioida monimutkaisia esineitä ja asioita. 3D-skannaus menetelmä syntyi jo 1900-luvulla ja 1980-luvulla käytetyissä 3D-skannereissa hyödynnettiin kosketusantureita, joista nykyaikaiset menetelmät ovat kehittyneet. Kosketusantureita hyödyntävässä skannausteknologiassa antureiden tehtävänä oli koskettaa kohdekappaletta fyysisesti useaan kertaan, kunnes digitaaliset datapisteet pystyivät muodostamaan 3D-mallin. Tämä kyseinen menetelmä oli hyvin hidas, joten siitä lähdettiin kehittelemään tehokkaampia ja nopeampia menetelmiä. 3D-skannaaminen on takaisinmallinnuksessa (reverse engineering) käytettävistä menetelmistä tehokkain. Takaisinmallinnuksessa on kyse olemassa olevan esineen ja asian uudelleen luomisesta. Takaisinmallinnusta käytetään pääasiassa tuotteen uudelleen suunnitteluun ja tarkan jäljennöksen tuottamiseen. (Chougule & Gosavi & Dharwadkar & Gaind 2018: 41-44.)

3D-skannauksen pääasiallisena tarkoituksena on luoda kolmiulotteinen digitaalinen malli tiedoista, joita 3D-skanneri on ympäristöstä kerännyt. Pistepilven (point cloud) ideaa käytetään digitaalisen 3D-mallin luomiseen. Tällaisista pisteistä kerätään tietoa kohteen muodosta. Esineen koko, muoto, geometria, väri tai kuvio rekonstruktoidaan näistä pisteistä kerätyistä tiedoista. Rekonstruktion jälkeen luodaan STL-tiedosto (Stereo Lithography), joka voidaan 3D-tulostaa. Tämän tiedoston 3D-tulostamisen jälkeen

syntyy alkuperäisen kohteen kolmiulotteinen kopio. 3D-skannauksen ala kasvaa nopeasti nykyaikaisilla teollisuudenaloilla. Monia tekniikoita on otettu käyttöön, jotta tuotteesta saataisiin mahdollisimman tarkka kopio. (Chougule & Gosavi & Dharwadkar & Gaind 2018: 41-44.)

Creaformin Go!SCAN 3D- skanneri (Kuva 3) on nopeaa ja tarkkaa skannausta varten suunniteltu. Itsepaikantavaa laitetta voi käyttää kuka tahansa ilman mitään aiempaa kokemusta tai taustaa. Skanneri sopii erinomaisesti pienten osien skannaukseen, tallentaen pienimätkin yksityiskohdat. Skanneri mukautuu muotoihin ja väreihin, kuvausta ei tarvitse valmistella mitenkään vaan voit vain osoittaa skannerin kohteeseen ja alkaa kuvata. Skannerin kuvaa voidaan seurata reaaliaikaisesti tietokoneen näytöltä, jolloin nähdään mitä ollaan tekemässä ja mitä on jäänyt tekemättä. Laite on kevyt ja pienikokoinen, joten kuvaaminen sillä on helppoa. Skannerin resoluutio on jopa 0,1 mm ja tarkkuus 0,1 mm. (Mitaten 2015.)

Kuva 3. GO!SCAN 3D-skanneri (Kuva Siru Lehtopelto).

Tärkeä osa skannausta on skannausdatan editointi ja jälkikäsittely, siihen Creaform on kehittänyt oman ohjelmiston nimeltä VXElements. VXElements on integroitu 3D-ohjelmistoalusta, joka toimii yhteisvaikutuksessa Creaformin 3D-mittaus- ja skanneriratkaisujen kanssa. VXelements ohjelmisto sisältää kaikki olennaiset elementit sekä työkalut 3D-mittauksien tuottamista varten.

## 9.2 CAD/CAM-mallinnusohjelmat

CAD/CAM-tekniikalla tarkoitetaan 2D-piirrustusten ja 3D-mallien digitaalista suunnittelua ja valmistusta. CAD-ohjelmisto tunnistaa esineen geometrian, kun taas CAM-ohjelmistoa käytetään esineen valmistukseen. CAD-ohjelmassa siis luodaan esineen digitaalinen malli, kun taas CAM-ohjelmassa luodaan kyseisen mallin fyysinen kappale. CAM-ohjelma käyttää CAD-ohjelmalla tuotettuja tietoja työstökoneiden, kuten 3D-tulostimen ohjelmointiin. Näiden ohjelmien etuna on ideoiden nopea mallintaminen, testaaminen ja prototyyppien valmistaminen. Nykyään markkinoilla on myös CAD/CAM-ohjelmistoja, joissa molemmat mallinnusohjelmat on saatu integroitua samaan käyttöliittymään. (Bryden 2014: 16-17; Bilgin & Baytaroğlu & Erdem & Dilber 2016; Arabe 2003.)

Opinnäytetyössä käytettiin yhteistyökumppanimme toiveesta Rodin4D -nimisen ranskalaisyrityksen Neo ja Cube mallinnusohjelmia. Vuonna 2004 perustettu Rodin4D on omien sanojensa mukaan yritys, joka koostuu ammattilaisista, joilla on asiantuntemusta mittatilaustyönä tehdyistä apuvälineistä. Rodin4D:n mallinnusohjelmien taustalla on tarkoitus tarjota alan ammattilaisille tehokkaita ja helppokäyttöisiä työkaluja, sekä auttaa alan ammattilaisia vastaamaan digitalisaatioon siirtymisen haasteisiin. Mallinnusohjelmilla on yli 3500 päivittäiskäyttäjää 42 eri maassa. (Rodin4D.)

Neo on ensimmäinen Rodin4D:n asiantuntijoiden suunnittelema CAD/CAM-mallinnusohjelma ammattilaiskäyttöön. Neo on valmistajan mukaan suunniteltu helposti sisäistettäväksi, tehokkaaksi ja joustavaksi työkaluksi, jonka lisäksi se on yhteensopiva kaikkien markkinoilla olevien CAD/CAM-ohjelmien kanssa. Cube taas on Neon rinnalle valmistettu CAD/CAM-mallinnusohjelma, jonka tehtävänä on täydentää Neon työkalutarjontaa ja mahdollisuuksia. Neo ja Cube soveltuvat korsettien, ortoosien ja proteesien mallintamiseen ja valmistukseen. (Rodin4D.)

## 9.3 3D-tulostimet

Materiaalin pursotus (Material Extrusion) on kuluttajakäytössä yleisin käytetty valmistusmenetelmä. Materiaalin pursotus perustuu FFF (Fused Filament Fabrication) ja FDM (Fused Deposition Modeling) teknologiaan, joissa lämpömuovattava nauhamainen tulostusmateriaali johdetaan kuumennetun suuttimen läpi. Tietokoneavusteinen suutin liikkuu tulostusalustaan nähden vertikaalisesti ja horisontaalisesti x-, y- ja z-akselilla, jonka lisäksi tulostusalusta voi joissain tulostimissa liikkua vertikaalisesti z-akselilla. Pursotettu materiaali kovettuu jäähtyessään kiinteäksi kappaleeksi, joka mahdollistaa rakennettavan mallin kerroksittaisen kokoamisen. FFF ja FDM välinen ero on se,

että FDM on Stratasys Incorporationin tavaramerkitsemä. Valmistustekniikkana materiaalin pursotuksen etuna on siihen tarvittavan laitteiston ja materiaalien edullinen hinta ja myrkyttömyys, sekä kemiallisen jälkikäsittelyn tarpeettomuus. Haittapuolena taas on laitteiston toiminnallisista rajoituksista johtuva tulosteen epätarkkuus ja hidas tulostusnopeus. Muovimateriaalien rakenteellisten heikkouksien takia niiden rinnalle on valmistettu myös kuituvahvisteisia polymeerikomposiitteja, joilla voidaan vahvistaa tulosteiden rakennetta. (Bikas ym. 2015; Ligon ym. 2017; Ngo & Kashani & Imbalzano & Nguyen & Hui 2018: 173-174; Wong & Hernandez 2012; Online Browsing Platform.)

Tätä opinnäytetyötä varten alaraajaproteesin kosmetiikat on tulostettu Metropolian Myllypuron kampuksen apuvälinetekniikan 3D-tulostusluokasta löytyvällä CreatBot D600 Pro 3D-tulostimella, joka on teollisuustason 2-suutintulostin. Tulostimella pystyy tulostamaan suuria ja monimutkaisia kappaleita teknisistä materiaaleista. Tulostimen vasen suutin on vakio ja se lämpenee 260°C ja vasen suutin on korkean lämpötilan suutin ja se lämpenee 420°C. Tulostimen kammio on kontrolloitu ja aktiivilämmitteinen ja sen korkein mahdollinen lämpötila on 70°C. Tulostuskammion tilavuus on 216 litraa, mahdollistaen suurten kappaleiden tulostamisen. Tulostusjäljen kerrospaksuus on pienimmillään 0,05 mm ja tulostusnopeus on 200 mm/s. Täysin suljetun tulostuskammion avulla kammioon ei pääse pölyä ympäristöstä, melutaso pienenee, haitalliset muovikäryt pysyvät hallinnassa ja tulostusympäristö säilyy tasalämpöisenä. (Suomen 3D-ratkaisut Oy.)

CreatBotilla on oma tulostuksen esivalmisteluohjelma eli slicer, CreatWare. Sen avulla voidaan tulostaa 3D-kappaleita Creatbotin 3D-tulostimilla. Ohjelmassa voidaan muuttaa erilaisia tulostusparametreja kuten kerroskorkeutta, kuoren paksuutta, suuttimien lämpötilaa, sisäänvedon nopeutta ja jäähdytyspuhaltimien prosentuaalista nopeutta. (CreatBot.)

## 9.4 Filamentit

3D-tulostuksessa yleisesti käytettävät materiaalit voidaan luokitella metalleihin ja muoveihin. 3D-tulostuksessa käytettävät muovimateriaalit ovat yleensä kolmessa eri muodossa - jauhe, hartsi (nestemäinen muovi) ja filamentti, jotka voidaan jakaa kahteen eri kategoriaan: kestomuovit (thermoplastics) ja kertamuovit (termosets). Kestomuovia pystytään sulattamaan ja muokkaamaan lämmöllä, jonka lisäksi se voi kovettua useita kertoja ilman, että sen rakenteelliset ominaisuudet kärsivät. Tämän takia se soveltuu 3D-tulostuksessa käytettävään pursotustekniikkaan (MEX) hyvin. Kertamuovi voi kovettua vain kerran ja menettää kaikki rakenteelliset ominaisuutensa lämmitettäessä, jonka

takia se soveltuu paremmin valokovetustekniikkaan (VPP). Tässä opinnäytetyössä keskitytään FFF-pursotustekniikkaan ja siihen soveltuviin muovimateriaaleihin. Tällaisia muovimateriaaleja ovat muun muassa kestomuoveihin kuuluvat PLA (polylaktidi) ja TPU (termoplastinen polyuretaani). (Redwood ym 2017: 21-22, 36.)

Kuva 4. PLA- ja TPU-filamenttirulla (Kuva Siru Lehtopelto).

PLA eli polylaktidi on biopohjainen, biohajoavista muoveista tehty valmistusmateriaali, joka voidaan kierrättää (Muoviyhdistys 2020). PLA on kestomuovi, jonka polymeeriketjut mahdollistavat sen sulatuksen ja uudelleenmuotoilun. Luonnossa sen hajoamistuotteina ovat vesi, hiilidioksidi ja humusaine. (Kurri & Malén & Sandell & Virtanen 2002; Waris & Ashammakhi & Waris & Serlo & Suuronen & Törmälä & Konttinen & Santavirta 2004.) PLA:ta käytetään laajasti eri aloilla, kuten lääketieteessä, pakkaus- ja tekstiiliteollisuudessa, sekä arkisten kulutustavaroiden valmistuksessa. Lääketieteessä sitä käytetään esimerkiksi erilaisten implanttien ja kiinnitysruuvien valmistuksessa, sekä kirurgisissa ompeleissa. Pakkaus- ja tekstiiliteollisuudessa erilaisten kalvojen, muovipussien ja kankaiden valmistuksessa ja kuluttajille suunnatuissa tuotteissa esimerkiksi ruokailuvälineiden ja lelujen valmistuksessa. (Farah & Anderson & Langer 2016.)

Valitsimme PLA:n alaraajaproteesin kosmetiikkapaneelien valmistusmateriaaliksi, sillä se on ekologinen, kestää hyvin naarmuuntumista, värjääntyy hyvin ja sillä on hyvä rasvan, alkoholin, ultraviolettivalon ja veden kestävyys (Endres & Siebert-Raths 2011: 162). PLA on halpaa ja myrkytöntä ja se soveltuu hyvin FFF-valmistusmenetelmään sen mekaanisten ominaisuuksien, kuten matalan sulamislämpötilan takia ja on siksi

yksi yleisimmistä valmistusmateriaaleista materiaalin pursotuksessa (Mardis 2018). PLA:n heikkoutena ja riskitekijänä on kuitenkin sen kovettumisen jälkeinen huono lämmönsietokyky, venyvyys ja kuormituksen kesto (DeStefano & Khan & Tabada 2020; Rasal & Janorkar & Hirt 2010).

TPU eli termoplastinen polyuretaani on blokkipolymeeri, eli sekoitus kahta eri muovimateriaalia. Sitä voidaan valmistaa uusiutuvista luonnonvaroista ja se on raaka-aineena kierrätettävä. TPU on materiaalina elastinen ja sillä on hyvä repimislujuus. Se kestää kulutusta erinomaisesti, jonka lisäksi sillä on hyvä öljyn ja rasvan kestokyky. TPU:ta käytetään erittäin paljon kengänpohjien ja kuljetuspyörien renkaiden valmistuksessa sen kulutusta kestävien ja iskuja vaimentavien ominaisuuksien takia. (Muoviyhdistys 2016; Muoviteollisuus ry n.d.)

Valitsimme TPU:n alaraajaproteesin kosmetiikan valmistusmateriaaliksi, koska se kestää kulutusta ja vaimentaa iskuja. Tutkimuksissa TPU on todettu hyväksi valmistusmateriaaliksi yläraajaproteesien ja alaraajaortoosien valmistuksessa. Sen mekaaniset ominaisuudet mahdollistavat kuormitusta kestävän, joustavan ja kevyen lopputuloksen. TPU:ta voidaan tulostaa erilaisilla parametreillä, jotka voidaan määritellä tulostettavan tuotteen geometristen olosuhteiden mukaan. Tämä mahdollistaa jousto-ominaisuuksien varioinnin saman tuotteen eri kohdissa, sekä tarjoaa mahdollisuuden vaikuttaa lopputuotteen painoon, käytetyn materiaalin määrään ja tulostusaikaan. TPU on siis helposti mukautettava valmistusmateriaali 3D-tulostuksessa, joka tarjoaa korkean personointitason ja mahdollistaa nopeat muutostyöt alhaisemmilla kustannuksilla. (Leite & Soares & Lopes & Santos 2019; Cha & Lee & Ryu & Joo & Seo & Kim & Kim 2017; Rodríguez-Parada & de la Rosa & Mayuet 2021.)

Opinnäytetyössä käytettiin hollantilaisen ColorFabb -nimisen yrityksen LW-PLA ja varioShore TPU -filamentteja, jotka valitsimme niiden ominaisuuksien takia. Molemmat filamentit ovat halkaisijaltaan 1.75 mm paksua muovinauhaa, jonka tulostuslämpötilaa ja -asetuksia säätämällä pystytään vaikuttamaan tulostettavan objektin ominaisuuksiin. Käyttämämme LW-PLA (Lightweight Polylactic Acid) -filamentti on rakenteeltaan hyvin kevyttä, jonka takia se soveltuu hyvin kevyiden osien, kuten pienlennokkien siipien tulostamiseen. Se turpoaa 230 °C-lämpötilassa, jolloin materiaalia kuluu tulostukseen vähemmän ja lopputuote on rakenteeltaan huokoisempi ja kevyempi. Tämän lisäksi LW-PLA kestää hyvin kolhuja ja loppukäsittelyä. Siksi se soveltuu mielestämme hyvin myös alaraajaproteesin kosmetiikkapaneelien valmistamiseen. Käyttämämme TPU -filamentti taas on kevyttä ja elastista, jonka lisäksi sen tulostuslämpötilaa säätämällä pystytään

vaikuttamaan tulostettavan objektin kovuuteen ja tiheyteen, vetolujuuksiin, sekä ihonväriä jäljittelevään sävyyn. Tämän takia se soveltuu mielestämme hyvin tervettä alaraajaa jäljittelevän alaraajaproteesin kosmetiikan valmistukseen. Käyttämämme TPU turpoaa 200-250 °C-lämpötilassa ja mitä korkeampi tulostuslämpötila, sitä enemmän filamentti turpoaa. Filamentin turpoaminen tulee ottaa huomioon tulostusasetuksissa, sillä turpoaminen voi kasvattaa tulostettavan objektin sisä- ja ulkokehää. (ColorFabb n.d.)

## 9.5 Videoviestintä opetusmateriaalina

Ihminen oppii ja hahmottaa asioita aistiensa avulla. Oppimiseen käytettävien aistikanavien hyödyntäminen on kuitenkin yksilöllistä, joka tulisi huomioida opettamisessa. Opetus tulisi suunnitella niin, että se tarjoaa kaikille oppijoille heille soveltuvan aistikanavan. Useimmat ihmiset käyttävät oppimiseen kaikkia aistikanavia, mutta jokin aistikanava voi olla dominoiva muihin verrattuna. Oppimistyylit ja niiden jaottelu perinteisen kasvatuspsykologian mukaan perustuu näiden aistikanavien hyödyntämiseen ja oppimistyylit jaetaan auditiiviseen, kinesteettiseen, sekä visuaaliseen oppimistyyliin. Auditiivinen oppija oppii parhaiten kuuntelemalla ja keskustelemalla, kinesteettinen itse tekemällä ja visuaalinen näköaistia ja kuvamuistia hyödyntämällä. Yksilöiden luokittelu johonkin tiettyyn oppimistyyliin ei kuitenkaan nykytiedon mukaan ole ongelmatonta esimerkiksi oppilaiden omien mieltymysten takia. (Repo & Nuutinen 2003; Lehtinen & Vauras & Lerkkanen 2016.)

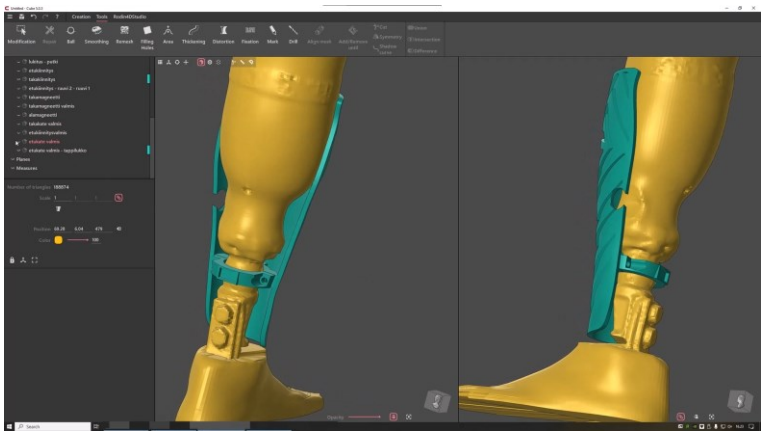
Oppimistyylien lisäksi oppimiseen vaikuttaa oppimisympäristö. Opetushallituksen perusopetuksen opetussuunnitelman mukaan oppimisympäristöillä tarkoitetaan tiloja ja paikkoja sekä yhteisöjä ja toimintakäytäntöjä, joissa opiskelu ja oppiminen tapahtuvat. Oppimisympäristöön kuuluvat myös erilaiset välineet, palvelut ja materiaalit, joita opiskelussa käytetään. Esimerkiksi tieto- ja viestintäteknologia on olennainen osa monipuolista oppimisympäristöä. Oppimisympäristöjen tehtävänä on tukea yksilön ja yhteisön kasvua, oppimista ja vuorovaikutusta. (Opetushallitus 2014: 29.)

Videoviestintä on yksi opettamisen muoto, joka voidaan jaotella monella eri tavalla. Kirin mukaan yksi tapa on tehdä jako vuorovaikutteisen ja yhdensuuntaisen videoviestinnän välillä. Yhdensuuntaisessa videoviestinnässä osallistujat voivat vain vastaanottaa videokuvaa esimerkiksi katsomalla tallennetta. Tämän lisäksi kenttää voidaan jakaa tekemällä erottelu reaaliaikaisen ja tallenteisiin perustuvan viestinnän välillä. Tallenteisiin perustuvassa videoviestinnässä videon kuvaus toteutetaan etukäteen ja tallenne voidaan katsoa sen jälkeen. Opinnäytetyömme lopputuotteena syntyvät videot ovat Kirin jaottelun mukaan yhdensuuntaista tallennettua viestintää. (Kiri 2015.)

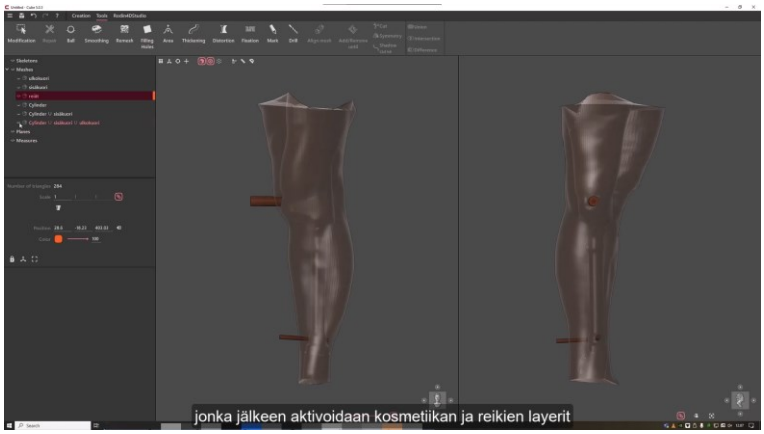
Hyvälle opetusvideolle on vaikea antaa tarkkoja määritteitä ja laatukriteereitä, mutta opetusvideoiden tuottamisesta on tehtyä tutkimuksia. Yksi tutkimus nosti esille videoiden pituuden, kuvausympäristön, visuaalisuuden, sekä puhetavan. Tutkimuksen mukaan lyhyet, alle 6 minuutin opetusvideot ovat mielenkiintoisempia ja että pidemmissä opetusvideoissa katsoja kannattaa vakuuttaa siitä, ettei videoiden kestoa ole pitkitetty. Tämän lisäksi videolla olisi hyvä näkyä puhujan kasvot sekä havainnollistavia kaavioita ja tarkentavia tekstejä. Myös kuvauspaikalla on todettu vaikutus, jonka takia videot kannattaa kuvata aidossa ympäristössä, kuten työpaikalla. Aito ympäristö koetaan kiinnostavammaksi, jonka lisäksi videolla esiintyvän puheen tulisi olla innostunutta. (Guo & Kim & Rubin 2014.)

Opetusvideon valmistusprosessi voidaan jakaa viiteen vaiheeseen - idea, mediamateriaali, käsikirjoitus, editointi ja julkaisu (Kumpulainen 2011: 56). Tämän opinnäytetyön valmistusprosessi ei kuitenkaan noudata tätä mallia, sillä opetusvideoidemme idea tuli yhteistyökumppanin tarpeesta. Tämän lisäksi videomme eivät tarvitse käsikirjoitusta, sillä niiden sisältö määrittyy Rodin4D -ohjelmien mallinnusprosessien kautta.

Käytimme opinnäytetyömme videoiden (Kuva 5 ja 6) kuvaamiseen ensin Microsoft PowerPointin näytöntallennusta, josta saadut videoleikkeet editoitiin neljäksi erilliseksi opetusvideoksi TechSmithin Camtasia-ohjelmalla. Opetusvideot ovat mielestämme houkutteleva opiskelumuoto, joiden avulla voidaan visualisoida vaikeasti sisäistettäviä ja hahmotettavia kokonaisuuksia. Tämän lisäksi opetusvideot voidaan katsoa moneen kertaan, joka on oppimisen kannalta iso etu. TechSmithin Camtasia-ohjelma on tarkoitettu näytön tapahtumien nauhoittamiseen, muokkaamiseen ja jakamiseen muille käyttäjille, esimerkiksi presentaationa, opetusvideona ja esittelymateriaalina. Korkean resoluution ruudunkaappauksen lisäksi Camtasia tallentaa mikrofonin, käyttöjärjestelmän äänet, kameran ja kursorin jotta niitä voidaan muokata erikseen tai kaikkia kerralla. (TechSmith.)



Kuva 5. Kuvakaappaus kosmetiikka 1:n opetusvideosta.

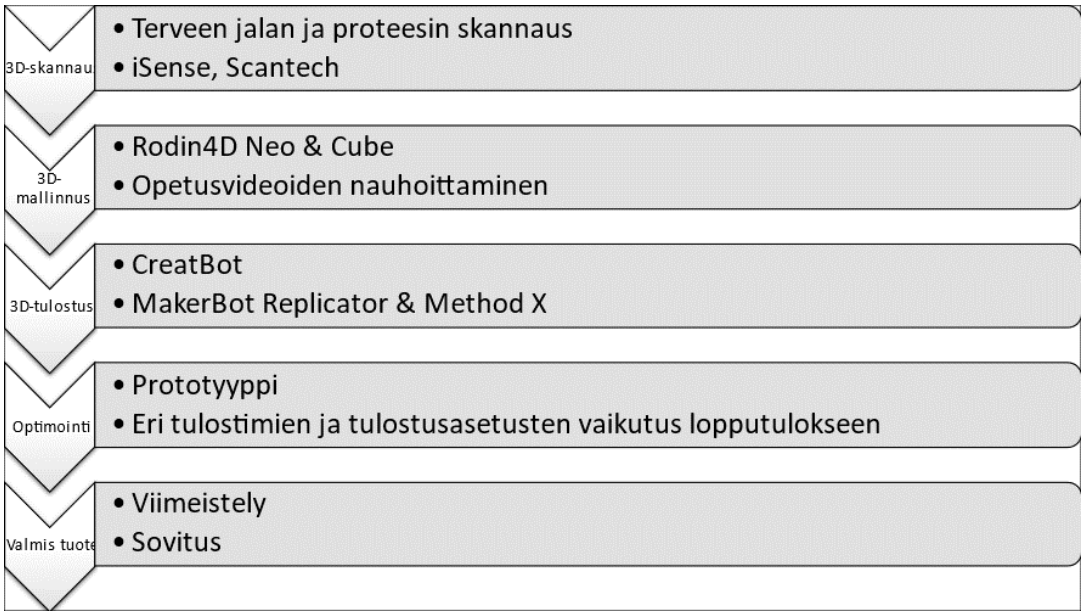



Kuva 6. Kuvakaappaus Kosmetiikka 2:n opetusvideosta.

# 10 Opinnäytetyöprosessin vaiheet (Prosessikuvaus)

## 10.1 3D-mallintaminen

Opinnäytetyömme mallinnusprosessien vaiheet ja menetelmät määrittyivät käyttämiemme mallinnusohjelmien toimintojen ja lukuisten toistojen kautta. Käytössämme ei ollut ennakkomateriaalia, jonka avulla olisimme voineet toimia. Tästä johtuen opinnäytetyössämme esitellyt työvaiheet ja -menetelmät ovat opinnäytetyöryhmämme itse kehittämiä ja testaamia. Alla olevassa prosessikaaviossa (Kuvio 4.) näkyy pelkistetysti opinnäytetyössä esitellyn valmistusprosessin työvaiheiden eteneminen.




Kuvio 4. Prosessikaavio työvaiheista.

Kosmetiikka 1:n (Kuvat 7 ja 8) tavoitteena oli 3D-mallintaa etu- ja takapaneeli alaraaja-proteesin kosmetiikkaan, jotka mallinnettiin Rodin 4D Neo- sekä Cube ohjelmistoissa ja tulostettiin 3D-tulostimella. Paneelit kiinnittyvät proteesiin ja toisiinsa erikseen suunnitellun kiinnityspalan ja magneettien avulla. Paneeleihin oli myös tarkoitus mallintaa koristekuvio ja osa prototyypeistä jälki käsiteltiin maalaamalla.

Ennen 3D-mallintamisen aloittamista tarvitaan 3D-skannattu STL-tiedosto proteesista, johon kosmetiikka tulostetaan, sekä 3D-skannattu STL-tiedosto terveestä jalasta, jonka muotoja hyväksikäyttäen kosmetiikka mallinnetaan. Tätä opinnäytetyötä varten saimme valmiit 3D-skannatut STL-tiedostot koululta käytettäväksi. Käytössämme oli myös aiemmin eri ohjelmistolla mallinnettu kiinnityspala, jonka avulla kosmetiikka saadaan kiinnitettyä proteesiin.

Ensimmäinen asia mitä 3D-skannatuille STL-tiedostoille tehtiin, oli niiden siivoaminen ylimääräisestä materiaalista (Clutter/Roska). Tämä vaihe suoritettiin Rodin 4D Cube -ohjelmistolla. Tiedostoista poistettiin ylimääräiset sirpaleet, joita 3D-skannauksessa syntyy sekä tarpeettomat kohdat jalan ja proteesin skanneista kuten esimerkiksi jalkaterä ja reiden yläosa. Tässä vaiheessa myös terveestä jalasta otettu 3D-skannaus käännettiin peilikuvaksi ohjelmiston Mirror -työkalulla jotta mallintaminen proteesin päälle onnistuisi.

Kun STL-tiedostot terveestä raajasta ja proteesista oli putsattu kaikesta ylimääräisestä, siirrettiin ne Rodin 4D Neo -ohjelmistoon aiemmin mallinnetun kiinnityspalan kanssa. Rodin 4 Neo -ohjelmistossa mallintaminen aloitettiin niin, että ensin avattiin 3D-skannattu ja peilikuvaksi käännetty terveen jalan STL-tiedosto, jonka jälkeen samaan työhön avattiin 3D-skannattu proteesi. Kun molemmat tiedostot olivat auki samassa työssä, kohdistettiin skannattu proteesi suhteessa skannattuun terveeseen jalkaan. Kun proteesi ja terve jalka olivat suurin piirtein kohdillaan, käytettiin terveen jalan muokkaamiseen Bend, Radius, ja Elongate -työkaluja. Edellä mainittujen työkalujen avulla terveen jalan skanni saatiin sovitettua luonnollisesti proteesiin päälle. Bend -työkalulla terveen jalan skannia pystyttiin taivuttamaan halutusta kohdasta, sekä etu-taka-suunnassa (AP), että sivuttaissuunnassa (ML). Radius -työkalulla terveen jalan skannin ympärysmittaa suhteessa proteesiin pystyttiin säätämään sopivan kokoiseksi. Elongate -työkalulla terveen jalan skannin pituutta pystyttiin säätämään sopivaksi. Tässä työvaiheessa hyödynsimme myös opacity/transparency -säätimiä, joiden avulla haluttu tiedosto saadaan läpikuultavaksi, jotta tiedostojen yhteen sovittaminen oli helpompaa.

Edellisten työvaiheiden jälkeen käytimme merging -työkalua, jonka avulla saimme terveen jalan skannin sulautumaan proteesin skanniin. Merging -työkalussa käytimme seuraavia asetuksia - insert surface to keep - furthest ja surface behavior - add only. Merging -työkalussa on myös erilaisia harjamalleja (brush) joita käytimme tarpeen mukaan.

Seuraavassa vaiheessa käytimme basic tools valikon alta löytyvää rasp -työkalua terveen jalan skannin muokkaamiseen niin, että siitä tulee yksi yhtenäinen sileä osa. Rasp -työkalulla kävimme koko terveen jalan läpi. Käsittelimme skannia myös basic tools valikon alta löytyvällä eraser -työkalulla. Kaikkien näiden työvaiheiden jälkeen olemme kuitenkin pystyneet säilyttämään terveen jalan pohkeen muodon, jolloin kosmetiikka levyistä toivottavasti tulee luonnollisemman näköisiä.

Kun terveen jalan malli oli muokattu sellaiseksi kuin sen halusimme, niin lisäsimme työhön kiinnityspalan 3D-mallin omana Insert -osana, asettamalla insertin putkiosan proteesinputken kanssa kohdakkain. Lopulta meillä oli Rodin 4D Neo -ohjelmistossa 3D-mallit proteesista, terveestä jalasta, joka muokattu proteesiin sopivaksi sekä kiinnityspalasta.

Seuraava työvaihe oli trimmilinjojen tekeminen. Trimmilinjojen avulla saimme leikattua terveen jalan skannin muotoja mukailevat etu- ja takapaneelit kosmetiikkaa varten. En-

simmäiseksi valitsimme trim lines valikon alta upper limit työkalun, jonka avulla määrittelimme ylimmän trimmilinjan malliin. Trimmilinjan alimman kohdan määrittämiseen käytimme saman Trim lines valikon alta löytyvää lower limit työkalua. Ylä- ja alatrimmilinjan tarkoituksena oli auttaa meitä hahmottamaan mallista alue mihin haluamme kosmetiikka palojen trimmilinjojen sijoittuvan.

Seuraavaksi käytimme trim lines valikon alta löytyvää trim line -työkalua, jonka avulla piirsimme takapaneelin mallin kosmetiikkaan. Työkalu piirtää valmiiksi version trimmilinjasta, jota sitten muokkasimme halutunlaiseksi. Kun takapaneeli oli mallinnettu, malli aktivoitiin ja se exportattiin omaksi STL-tiedostoksi painamalla työkalupalkista create STL. Etupaneelin mallinsimme trim lines valikon alta löytyvällä delimitation työkalulla. Tämä sen takia, että jostain syystä Rodin 4D Neo -ohjelmisto ei anna trim lines työkalun muodostua, kun ainoastaan mallin takaosaan, eikä sen siirtäminen etupuolelle ollut mahdollista. Delimitation työkalulla mallinsimme etupaneelin sopivaan muotoon ja exporttasimme sen myös omana STL-tiedostona. Lopuksi toimme etu- ja takapaneelin STL-tiedostot omana inserttinä työhömme. Kun meillä oli kaikki tarvittavat insertit valmiina niin avasimme ne Rodin 4D Cubessa.

Rodin 4D Cubessa ensimmäisenä tehtävänä oli erotella jokainen osa omaksi palaksi. Ensin kopioimme meshin, jossa kaikki palat ovat niin moneen kertaan kuin paloja on. Yksi mesheistä jätettiin niin, että siinä on kaikki alkuperäiset osat tallessa. Seuraavaksi jokaiseen kopioituun meshiin maalattiin modifications valikosta löytyvällä maalipurkilla yksi osa, jolloin siitä meshistä tuli sen osan oma mesh. Remove triangles työkalulla tarpeettomat osat meshistä pystyttiin poistamaan. Jokainen mesh myös nimettiin osan mukaan. Meshit myös korjattiin repair työkalulla tässä vaiheessa. Alkuperäinen mesh, jossa oli kaikki palat mukana, oli hyvä jättää työhön varalle, jos jokin eroteltu osa esimerkiksi poistuisi.

Seuraavaksi paksunsimme etu- ja takapaneelit koska tähän mennessä ne ovat olleet vain yksiulotteisia levyjä. Valitsimme katteen ja käytimme thickening työkalua. Paksuudeksi (thickness) valitsimme arvon 5 ja painoimme Ok. Seuraavaksi teimme etu- ja takakatteeseen koristetarkoituksessa kuvioinnin. Koristekuvioinnin tuottamisen avuksi käytimme internetistä JPEG-tiedostomuodossa ladattua tekijänoikeuksista vapaata geometrista kuviota. Mark-työkalulla piirsimme alueen katteisiin, joille kuviointi tulee ja toimme aiemmin ladatun kuvan osaksi meshiä. Kuva kohdistettiin suoraksi alueelle, johon sen oli tarkoitus tulla ja kuvion paksuudeksi valittiin -3 eli negatiivinen arvo. Tällä työkalulla haluttuja osia pystytään personoimaan helposti. Kun kuviot oli lisätty katteisiin, käytimme jälleen myös repair -työkalua meshin korjaamiseen.

Kun kosmetiikka osat ovat valmiissa muodossa, lähdettiin muokkaamaan kiinnityspala työhön sopivaksi leikkaamalla se haluttuihin osiin. Valitsimme valikosta kiinnityspalan ja putken, aktivoimme molemmat osat ja käyttämällä difference-työkalua, muodostui uusi mesh kiinnityspalasta proteesiputken mentävällä reiällä. Tämän jälkeen valitsimme putkipalan ja kiinnityspalan ja putkipalan avulla leikkasimme kiinnityspalaan reiän. Tämä tehtiin niin, että ensin valitsimme kiinnityspalan aktiiviseksi, sen jälkeen control näppäin pohjassa valitsimme putkipalan aktiiviseksi ja käytimme difference työkalua, jolloin Rodin 4D Cube -ohjelmisto teki automaattisesti uuden meshin, josta muodostui kiinnityspala proteesiputken mentävällä reiällä. Tuohon meshiin otimme ruuvinreikiä kuvastavat sylinteripalat, joiden avulla leikkasimme kiinnityspalaan tulevat ruuvien reiät. Kiinnityspalan ja etukatteen avulla leikkasimme ylimääräiset osat pois kiinnityspalasta, jotta se sopii hyvin etukatteen sisälle. Nämä työvaiheet suoritettiin jokaisen halutun meshin kanssa, joka vaati pilkkomista tai katteeseen sovittamista. Jäljelle tuli jäädä omat siistityt kiinnityspalat etu- ja takakatteelle.

Viimeinen työvaiheemme mallinnusohjelmien kanssa oli kiinnityspalan kiinnittäminen katteisiin. Kosmetiikkakatteen muotoon leikattu kiinnityspala avattiin ja aktivoitiin katteen kanssa, ja valittiin työkaluvalikosta union-työkalu, mikä muodosti kahdesta erillisestä palasta nyt yhden yhtenäisen meshin. Kaikki yhdistämistä vaativat meshit yhdistettiin oikeisiin osiin union-työkalulla, ja kun malli oli valmis, tuli kaikki tarvittavat osat olla avattuina export-toimintoa varten. Näin saimme 3D-mallinnettua Rodin 4D Neon ja Cuben avulla etu- ja takapaneelista muodostuvan 3D-tulostus valmiin alaraajaproteesin kosmetiikan, joka kiinnitetään proteesiin magneetin ja ruuvien avulla.

Kuva 7. Kosmetiikka 1:n ensimmäinen mallinnettu prototyyppi *renderöitynä*.

Kuva 8. Kosmetiikka 1:n ensimmäinen prototyyppi Rodin4D ohjelmassa.

Kosmetiikka 2:n tarkoituksena oli mallintaa alaraajaproteesin kosmetiikka terveestä alaraajan mallista. Kosmetiikka on yksi yhtenäinen kappale, joka puetaan jalkaterän kautta proteesin päälle. Kosmetiikan tarkoituksena on jäljitellä tervettä alaraajaa.

Prosessi aloitettiin valmistelemalla 3D-skannit Rodin 4D Cube -ohjelmistolla. Ensimmäiseksi siistittiin 3D-skannit niin sanotusta clutterista, jolla tarkoitetaan skannauksen yhteydessä syntyneitä ylimääräisä polygoneja, jotka voivat päätyä skanniin esimerkiksi pölyn tai heijasteiden seurauksena. Seuraava työvaihe oli täyttää 3D-mallissa olevat reiät, jotta 3D-malli on eheä yksi kiinteä kappale. Tämän lisäksi skannit linjattiin ja siloteltiin jatkokäsittelyä varten.

3D-skannien valmistelemisen jälkeen STL-tiedostot vietiin Rodin 4D Neo -ohjelmistoon luomalla niille asiakasprofiili. Neoon tuodut STL-tiedostot piti linjata vielä kerran uudestaan, jotta Neo ymmärtää millaisesta muodosta on kyse. Tämä työvaihe oli todella turhauttava ja vaati toistoja, jotta vaihe onnistui haluamallamme tavalla.

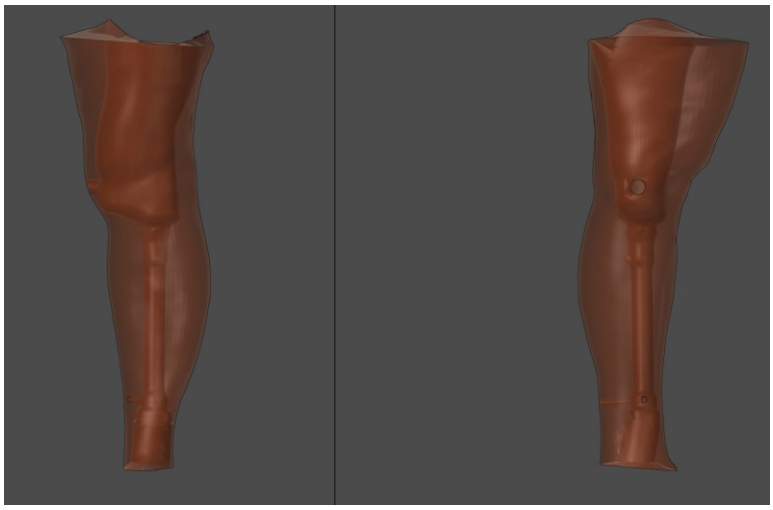
Kun asiakasprofiili ja sen kirjasto oli luotu, avasimme asiakasprofiilista proteesin lomakkeen, johon tuotiin insertinä proteesin pystysuunnassa peittävä sylinteri. Tämän jälkeen proteesin peittävän sylinterin STL-tiedostosta tehtiin oma lomake. Proteesin peittävän sylinterin lomakkeeseen tuotiin insertinä proteesin 3D-malli. Proteesin peittävä sylinteri heijastettiin proteesin ulkopintaanpintaan, jolla saatiin aikaan kosmetiikan sisäkuori.

Kosmetiikan sisäkuori tallennettiin erillisenä STL-tiedostona, jolle tehtiin oma lomake asiakasprofiiliin.

Seuraavaksi lähdimme yhteensovittamaan kosmetiikan ulko- ja sisäkuorta. Ensin avasimme terveen alaraajaskannin lomakkeen, johon tuotiin insertinä sisäkuori. Terveen alaraajan skanni piti peilata, jotta se sopii vasemman alaraajan proteesiin. Sisä- ja ulkokuoren yhteensovittamisen tapahtui ulkokuorta taivuttamalla, kääntämällä ja muulla asettelulla, jotta sisäosa saatiin peitettyä. Ulkokuoren muokkauksessa oli tärkeää huomioida anatomia ja siihen liittyvä estetiikka niin, että tuleva kosmetiikka muistuttaisi mahdollisimman hyvin tervettä alaraajaa. Tässä työvaiheessa oli tärkeää myös huomioida, ettei kosmetiikan sisäkuori ole kosketuksissa ulkokuoren kanssa, jotta kosmetiikan tulostuksessa ei ilmene ongelmia.

Sisä- ja ulkokuorien yhteensovittamisen jälkeen kosmetiikkaan piti mallintaa proteesin lukituskoneiston ja jalkaterän ruuvien aukot. Tämä tapahtui tuomalla ulkokuoren lomakkeeseen insertinä erikokoisia sylintereitä, jotka mallinnettiin sisäkuoressa selkeästi näkyvien muotojen mukaan. Valmis sisä- ja ulkokuori, sekä aukkojen insertit vietiin Rodin 4D Cube -ohjelmistoon.

Rodin4D Cubessa kosmetiikan ulko- ja sisäkuori, sekä kosmetiikkaan tulevien aukkojen sylinterit jaettiin omille layereille. Sisäkuoren nilkkaosaan tehtiin lisää tilaa proteesin komponenteille, jotta kosmetiikka olisi puettavissa jalkaterän kautta. Tämän jälkeen ulko- ja sisäkuori yhdistettiin toisiinsa ja suljettiin. Viimeiseksi tehtiin kosmetiikan aukot lukituskoneistoa ja jalkaterän ruuveja varten, jonka jälkeen 3D-malli tallennettiin STL-tiedostona tulostamista varten (Kuva 9).



Kuva 9. Kosmetiikka 2:n mallinnettu prototyyppi.

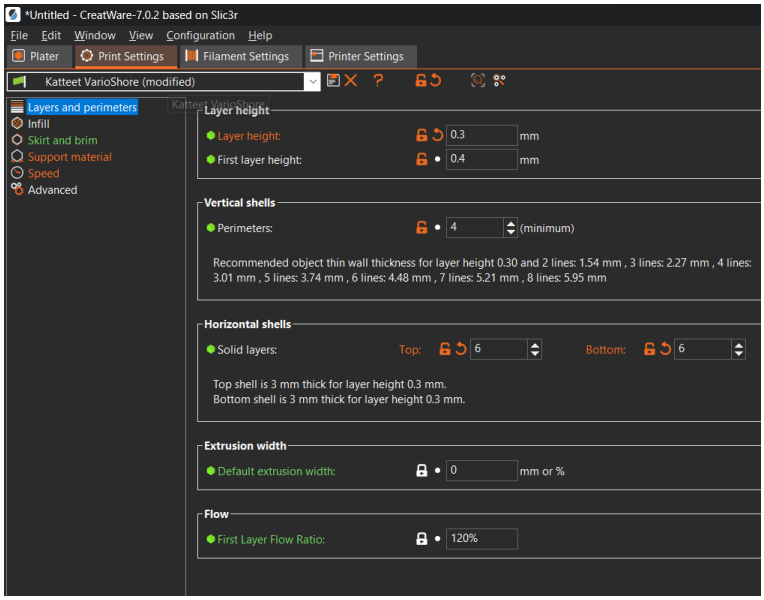
## 10.2 3D-tulostaminen

3D-tulostamisessa on tärkeää saada tulostuksen esivalmisteluohjelman asetukset oikein, sillä ne vaikuttavat suuresti tulostukseen ja itse tulosteeseen. Asetuksilla pystytään vaikuttamaan tulostusaikaan, tulosteen laatuun ja vahvuuteen sekä ulkonäköön. Tulostusvaiheessa on tärkeää huomioida valmistusmateriaali ja sen ominaisuudet, kuten vaahtoavien materiaalien turpoaminen, sekä lämpötilan vaikutus niihin. Alla käymme lyhyesti läpi tärkeimmät käyttämämme CreatBot D600 Pro -tulostimen tulostusasetusparametrien merkitykset niin kuin ne on kerrottu tulostimen käyttöoppaassa.

- Layer height (mm): Määrittää yhden tulostuskerroksen korkeuden. Tämä on tärkein asetus tulostuksen laadun määrittämiseksi. Asetetaan yleensä puoleen suuttimen halkaisijasta ottaen huomioon tulostusnopeus ja laatu, enimmäisarvo ei saa ylittää 80 % suuttimen halkaisijasta.
- Extrusion width (mm): Pursotuksen leveys määrittää, kuinka leveät pursotetun materiaalin viivat ovat. Suuremmat arvot vaativat enemmän painetta sulan filamentin puristamiseksi ulos suuttimesta, joka myös puristaa kerrokset yhteen.
- Perimeters: Seinämät myötäilevät kappaleen ääriviivoja ja luovat vahvan ja tarkan ulkokuoren.
- Flow (%): Suuttimen läpi kulkevan filamentin määrä tai tilavuus.
- Top/Bottom layers: Määrittää tulosteen kiinteästi tulostetun ylä- ja alakerroksen paksuuden. Suuremmalla arvolla varmistetaan, että kaikki ylä-, ja pohjakerroksen aukot sulkeutuvat kokonaan. Tämä voi kuitenkin myös lisätä tulostusaikaa ja käytetyn filamentin määrää.
- Fill density (%): Määrittelee tulosteen sisäpuolella käytetyt muovin määrän. Suurempi tiheys tarkoittaa, että tulosteen sisäpuolella on enemmän muovia, mikä johtaa vahvempaan kappaleeseen.
- Print speed (mm/s): Tulostuksen nopeus, johon vaikuttavat monet tekijät. Monimutkaisiin malleihin on hyvä käyttää matalaa nopeutta.
- Printing temperature (C): Tulostuksen lämpötila, määrittyy sen mukaan mitä filamenttia tulostetaan.
- Bed temperature (C): 3D-tulostimen tason lämpötila, johon tulostetaan.
- Support type: Tulostettavan mallin tukirakenteen tyyppi. (CreatBot.)

Tulostamiemme kosmetiikkojen esivalmistelut tehtiin CreatWare 7.0.2-ohjelmassa, joka on CreatBotin oma slicer. Käytimme kosmetiikkaosien tulostamiseen eri tulostusasetuksia, sillä niiden muodot ja valmistusmateriaalit eroavat toisistaan. Erilaiset muodot ja valmistusmateriaalit luovat erilaisia ongelmia ja tarpeita tulosteen onnistumisen kannalta. Opinnäytetyössä käytetyt tulostusasetukset on optimoitu 3D-tulostukseen erikoistuneen Markonator Props yrityksen omistajan ja teollisen muotoilun opiskelijan Marko Sallisen kanssa. Alla on listattuna kosmetiikka 1 katepaneelien tulostuksessa käytetyt

tulostusasetukset, kosmetiikka 2 tulostusasetukset löytyvät opinnäytetyön liitetiedostoista.




Kuva 10. Kosmetiikka 1 - Layers and perimeters.

Layer height

- Layer height: Kerroskorkeus, tulostusasetuksien tärkein parametri, joka määrittää tulostuslaadun. Kerroskorkeus määritellään suuttimen koon, tulostusnopeuden ja halutun laadun perusteella. Kerroskorkeudeksi asetettiin 0,3 mm.
- First layer height: Ensimmäisen materiaalipursotuksen korkeus. Hieman suurempi kerroskorkeus alussa saa mallin tarttumaan alustaan helpommin, vaikka saattaa aiheuttaa mallin alkuun tulostusvirhettä. Koska otimme tulostettavan mallin korkeuden ja mahdollisen heilumisen huomioon, halusimme valita suuremman kerroskorkeuden alkuun tulostusvirheistä huolimatta. Ensimmäisen kerroksen korkeudeksi asetettiin 0,4 mm.

Vertical shells

- Perimeters: Koska tulostettavassa mallisamme on vinoja pintoja, tällä asetuksella saamme säädettyä tarvittavat sisäiset tuet perimetreille tulevissa kerroksissa. Perimeters arvoksi asetettiin 4.

Horizontal shells

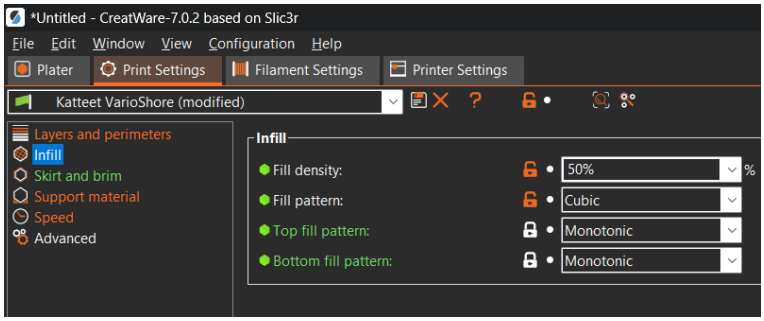
- Solid layers: (Top)Tämä asetus määrittää kuinka monta kiinteää pintakerrosta mallissa on, (Bottom) ja kuinka monta kiinteää kerrosta tulostetaan ennen kuin tulostin alkaa täyttämään malliin täytettä. Molemmiksi solid layers -arvoiksi asetettiin 6.

Extrusion width

- Default extrusion width: Pursotuksen oletusleveys. Tämä arvo jätetty nollaksi, jotta pursotuksen oletusleveys lasketaan automaattisesti.

Flow

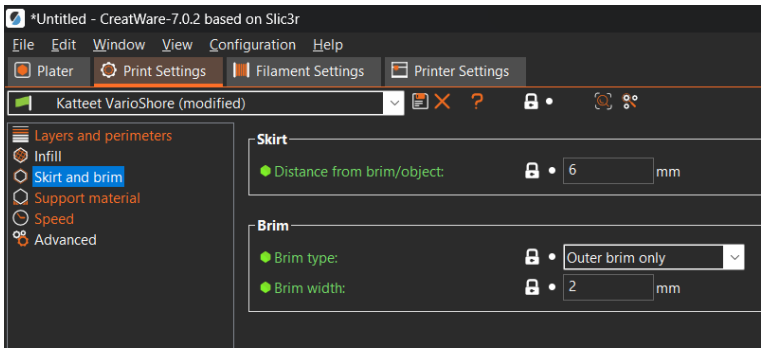
- First layer flow ratio: Tämä lukema määrittää kuinka paljon filamenttia pursotetaan ensimmäistä kerrosta varten, ja se yhdistetään filamenttivirtauksen nopeuteen. Ensimmäisen kerroksen flow ratio asetettiin 120 %.




Kuva 11. Kosmetiikka 1 - Infill.

Infill

- Fill density: Tulosteen täyttötiheys. Luku määrittyy prosenttilukuna 0 % osoittaa täysin onttoa ja 100 % täysin kiinteää. Valitsimme 50 % täytön, jotta saamme tulosteesta joustavan ja kevyen.
- Fill pattern: Täyttökuvio, joka on tulosteen sisällä olevan materiaalin malli ja muoto. Valitsimme täyttökuvioksi kuutiomaisen kuvioinnin, joka lisäsi huomattavasti tulostusaikaa ja tulostusmateriaalia, mutta antaa mallille erinomaisen lujuuden.
- Top fill pattern: Tulosteen yläkerroksen täyttökuvio, Valittuna on monotoninen täyttö, joka muodostaa suoraviivaisen täytön ilman rumia harjanteita.
- Bottom fill pattern: Tulosteen alakerroksen täyttökuvio, Valittuna on monotoninen täyttö, joka muodostaa suoraviivaisen täytön ilman rumia harjanteita.



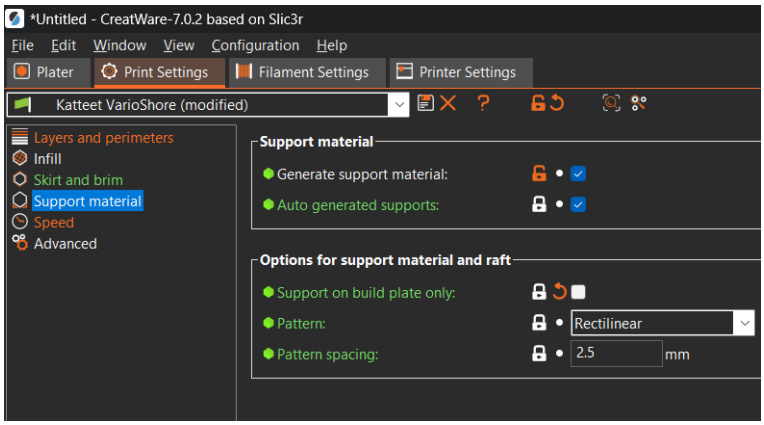

Kuva 12. Kosmetiikka 1 – Skirt and brim.

Skirt

- Distance from brim/object: TPU filamentin kanssa luodaan minimaalinen ”helma” filamentin tasaisen alkuvirtauksen aikaansaamiseksi, sekä tulostusalueen vahvistamiseen ja tarkastamiseen. Tämä asetus säätää helman etäisyyden tulosteesta. Tämän asetuksen arvoksi asetettiin 6 mm.

Brim

- Brim type: Reunus, joka tulostuu mallin alustan ympärille lisäämään mallin ja alustan välistä tartuntapintaa. Tässä työssä käytettiin ainoastaan mallin ulkopuolelle muodostuvaa reunusta mallin kiinnittymisen parantamiseksi.
- Brim width: Reunuksen leveys. Mitä leveämpi reunus on, sitä paremmin ensimmäinen tulostuskerros tarttuu tulostusalustaan. Reunuksen leveydeksi asetettiin 2 mm.



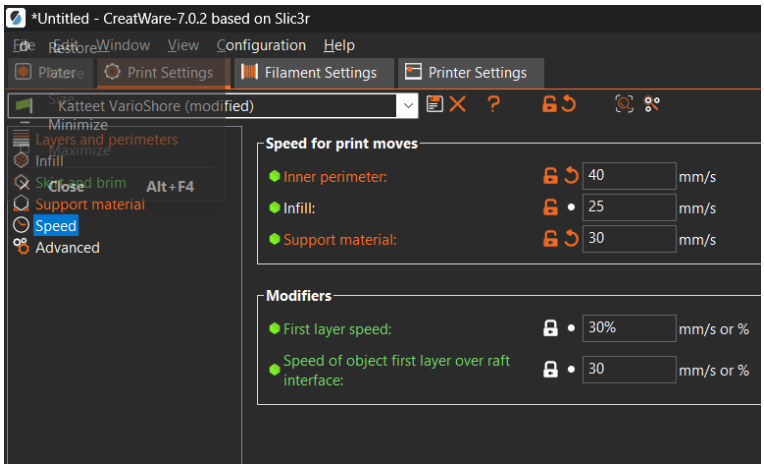

Kuva 13. Kosmetiikka 1 – Support material.

Support material

- Generate support material & Auto generated supports: Tulosteeseen automaattisesti muodostuva tukimateriaali jokaiselle yli ulottuvalle osalle.

Options for support material and raft

- Pattern: Tukimateriaalin tukikuvio, kuvion muoto vaikuttaa tukimateriaalin tasapainoon, lujuuteen ja helppoon irrotettavuuteen. Tässä työssä käytetty suoraviivaista tukikuviota, sillä sen poistaminen on helppoa ja sen tulostuminen on nopeaa.
- Pattern spacing: Tukimateriaalin kuvioväli, joka määrittää tukiviivojen välisen etäisyyden. Mitä pienempi kuvioväli, sitä tiiviimpää tukimateriaalia tulostin tulostaa. Tukimateriaalin kuvioväliksi asetettiin 2,5 mm.



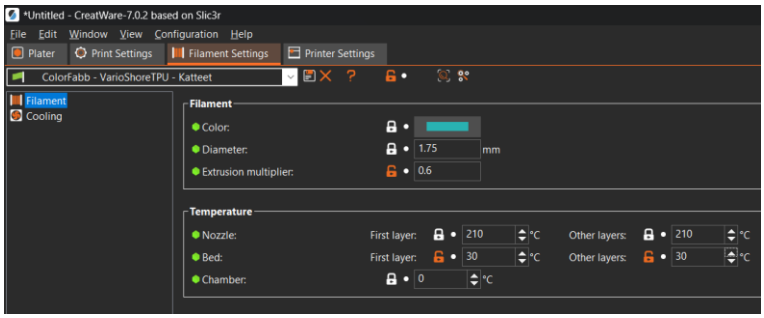

Kuva 14. Kosmetiikka 1 – Speed.

Speed for print moves

- Inner perimeter: Sisemmän tulostuskehän tulostusnopeus, suositeltava nopeus käytettävälle tulostusmateriaalille on 40–60 mm/s. Liian korkea tulostusnopeus aiheuttaa heikkoa tulostuslaatua. Sisemmän tulostuskehän tulostusnopeudeksi asetettiin 40 mm/s.
- Infill: Tulosteen täytekuvion tulostusnopeus, jolle annettiin arvoksi 25 mm/s.
- Support material: Tulosteen tukimateriaalin tulostusnopeus, jolle annettiin arvoksi 30 mm/s.

Modifiers

- First layer speed: Ensimmäisen tulostuskerroksen tulostusnopeus, jolle annettiin arvoksi 30 %.
- Speed of object first layer over raft interface: Ensimmäisen tulostuskerroksen nopeus raftin tulostamisen jälkeen, jolle annettiin arvoksi 30 mm/s.



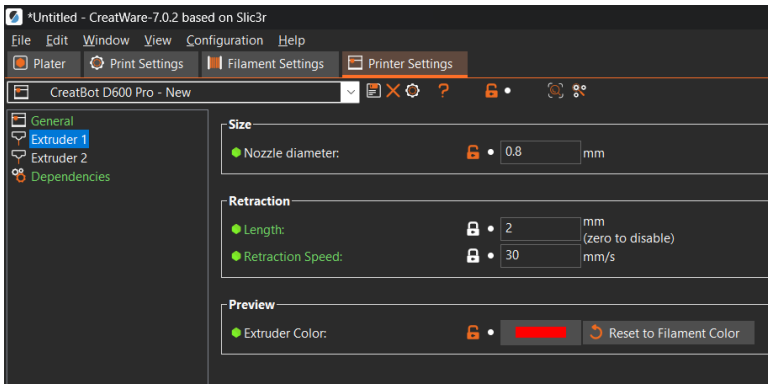

Kuva 15. Kosmetiikka 1 – Filamentin asetukset.

Filamentin asetukset

- Diameter: Tulostuksessa käytettävän filamentin läpimitta. Tulostimen slicer ohjelma vaati tämän lukeman oikein laskeakseen, kuinka paljon, kuinka nopeasti, kuinka suurelle alueelle ja kuinka paksuna filamenttia on työnnettävä ulos suuttimesta. Väärä läpimitta lukema aiheuttaa tulosteeseen huonon laadun. Käyttämämme filamentin läpimitta oli 1,75 mm.
- Extrusion multiplier: Filamentin pursotuskerroin, joka ohjaa filamentin virtausnopeutta. Luku kertoo tulostimelle, kuinka monta kertaa filamenttia pursotetaan jokaista pituusyksikköä kohden. Koska työssä käytettävän TPU-filamentin sulamispiste on matala, tulee pursotuskertoimen olla myös pieni, jotta filamentin pursotus virtaus säilyy tasaisena. Filamentin pursotuskertoimeksi asetettiin 0,6.

Lämpötilat

- Nozzle: Suuttimen lämpötila, joka säädetään aina filamentin sulamispisteen mukaisesti, koska tässä tulosteessa käytettiin TPU-filamenttia tuli lämpötilan olla 210. TPU-filamentin tulostuksessa suuttimen lämpötila tulee sijoittua 210–230 asteeseen, ja lämpötilalla pystytään vaikuttamaan tulostusmateriaalin turpoamiseen.
- Bed: Tulostuspedin lämpötila tulostuksen aikana, tämä asetus vaikuttaa tulostusmateriaalin tulostusalustan kiinnittymiseen, lämpötila määritellään aina tulostusmateriaalin mukaan. Tulostuspedin lämpötilaksi asetettiin 30 astetta.
- Chamber: Tulostuskammion lämpötila, joka määritetään tulostusfilamentin tulostuslämpötilaohjeiden mukaisesti. Tulostuskammion lämpötilaksi asetettiin 0 astetta.




Kuva 16. Kosmetiikka 1 – Tulostimen asetukset.

Tulostimen asetukset

- Nozzle diameter: Valitaan tulostuksessa käytettävän suuttimen koko. Oikean koon merkitseminen on tärkeää, sillä suuttimen koko korreloi aina vuorovaikutuksessa tarvittavan tulostuslämpötilan kanssa. Käyttämämme tulostimen suuttimen koko oli 0,8 mm, joka on ainoa sallittu suutinkoko kyseisessä tulostimessa.
- Retraction Lenght: Sisäänvedon pituus, sisäänvedon pituudella on merkitystä tulostyön laadun sekä tulostusajan näkökulmasta. Työssä käytetty luku 2 mm on optimi takaisinvetoväli, sillä se ei jätä ylimääräistä tulostusmateriaali rihmaa, eikä vaikuta tulostusaikaan negatiivisesti.
- Retraction speed: Sisäänvedon nopeus, joka vaikuttaa tulostusaikaan ja siihen, kuinka tehokkaasti sisäänveto poistaa ylimääräisen tulostusmateriaali rihman. Käytimme suositeltua oletusnopeutta, mikä on 30 mm/s.

Kuva 17. Kosmetiikka 1:n ensimmäinen prototyyppi miniatyyrinä (Kuva Siru Lehtopelto).

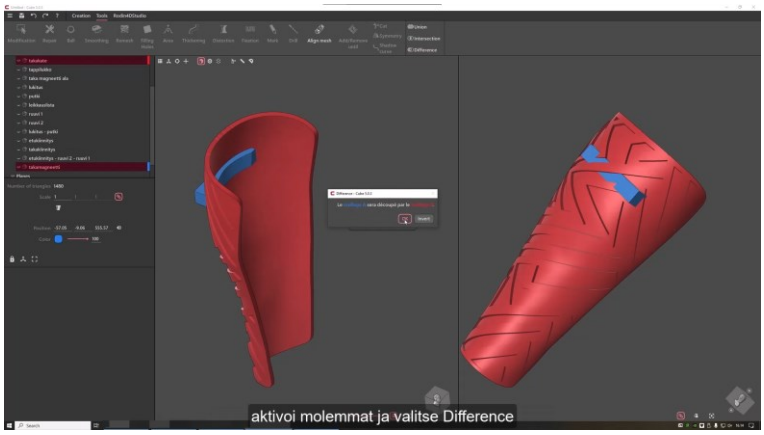
## 10.3 Video

Opinnäyteyömme videot (Kuvat 18 ja 19) on kuvattu Microsoft PowerPointin näytöntallennuksella mallintamisen aikana. Alkuperäinen suunnitelmamme oli käyttää videoiden kuvaamiseen ja editointiin tarkoitettua tietokoneohjelmaa, mutta aikataulullisten ongelmien takia päädyimme kuvaamaan videot lyhyissä pätkissä PowerPointilla. Videoiden tuottaminen ei vaatinut käsikirjoitusta tai ennakkovalmisteluja, sillä videoiden sisältö määrittyi mallinnusprosessien mukaan. Videoiden editoiminen eteni järjestyksessä mallinnusprosessien työvaiheiden mukaan ja niistä rajattiin pois kaikki epäoleellinen.

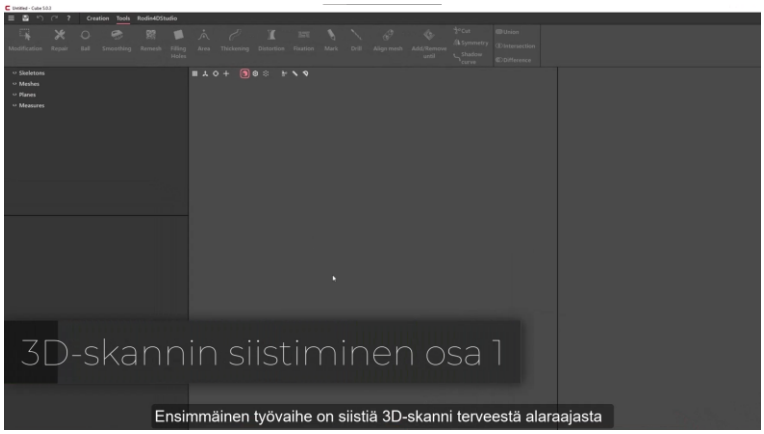
PowerPointilla kuvatut lyhyet videoleikkeet editoitiin neljäksi opetusvideoksi Camtasia 2023 -ohjelmalla, joihin sisällytettiin selostus ja tekstitys suomeksi ja englanniksi saavutettavuuden takia. Englanninkielisistä videoista poistettiin suomenkielinen ääniraita, jotta videot soveltuisivat paremmin esimerkiksi vaihto-opiskelijoille. Videoiden selostus on nauhoitettu puhelimella, jonka jälkeen selostuksen ääniraidat editoitiin Ableton Live 11 -ohjelmassa ja vietiin Camtasia 2023 -ohjelmaan. Selostuksen editoinnin jälkeen videoihin tehtiin tekstitykset Camtasia 2023 -ohjelmassa selostuksen vuorosanojen pohjalta.

Videoihin sisällytettiin myös taustamusiikki, jonka tarkoituksena oli tehdä videoista miellyttävämpiä seurata. Taustamusiikki antaa videoista myös ammattimaisemman vaikutelman. Videoiden taustamusiikki haettiin Pixabay -sivustolta ja editoitiin Ableton Live 11 -ohjelmalla tätä käyttötarkoitusta varten. Videoilla esiintyvä taustamusiikki ei riko tekijänoikeuksia.

Opinnäytetyön yhteydessä valmistuneet opetusvideot luovutetaan yhteistyökumppanille, jolloin vastuu niiden jatkokäytöstä ja julkaisusta siirtyy Metropolia Ammattikorkeakoululle. Opinnäytetyöryhmämme ei siis julkaise opetusvideoita, mutta niitä käytetään opinnäytetyön seminaariesityksessä.




Kuva 18. Kuvakaappaus kosmetiikka 1:n opetusvideosta.




Kuva 19. Kuvakaappaus kosmetiikka 2:n opetusvideosta.

# 11 Tulokset

Kosmetiikka 1 (kuvat 20 ja 21) valmistettiin muodostamalla 3D-mallinnettuja paneeleita, joiden mallintamiseen hyödynsimme 3D-skannausta asiakkaan terveestä alaraajasta. Paneelit olisi voitu luoda Rodin4D-ohjelman valmiista yksilöimättömästä jalan mallista, mutta koska tahdoimme saada kosmetiikka paneeleihin asiakkaan terveen alaraajan jäljittelevi muotoja esimerkiksi pohkeesta, päätimme käyttää yksilöityjä 3D-skanneja. Tämän tyylisen proteesin kosmetiikan mallintaminen on loppupeleissä melko yksinkertaista, kunhan oppii tarvittavien mallinnusohjelmien käytön. Ohjelmiston ja mallinnusprosessin opettelu vaati useamman intensiivisen työskentelypäivän mallien muokkauksen parissa, ja alusta loppuun tehtyjä mallinnusprosesseja kertyi opinnäytetyöproses-

sin aikana kymmenittäin. Prosessia hidasti myös huomattavasti haluttujen mallien tulostaminen, niiden yksityiskohdat sekä pitkät tulostusajat. Oli tärkeää löytää oikeat ratkaisut nimenomaan tulostusasetuksiin, jotta lopputuloksesta tuli halutun laatuinen ja näköinen.

Kuva 20. Kosmetiikka 1:n mallinnettu lopputuote Rodin4D:ssä.

Kuva 21. Kosmetiikka 1:n mallinnettu lopputuote *renderöitynä*.

Kosmetiikka paneeleiden tulostamiseen valitsimme käytettäväksi PLA-materiaalin, joka olisi materiaalivaihtoehdoistamme kaikista ekologisin, kestäisi parhaiten naarmuuntumista ja kulumista, sekä se olisi kaikista helpoin jälkikäsitellä esimerkiksi maalamalla. PLA-materiaalilla tulostetun prototyypin avulla huomasimme kuinka materiaalin joustamattomuus tulisi aiheuttamaan ongelmia kosmetiikkapaneeleiden istuvuudessa proteesi holkin päällä, joen päätimme hyödyntää PLA-materiaalia lyhyemmissä kosmetiikka paneeleissa, jotka eivät ylety proteesiholkin päälle laisinkaan, vaan jäävät ainoastaan ympäröimään proteesin putkea ja kiinnityskomponentteja. Näitä lyhyitä kosmetiikka paneeleita nimitimme ”sukka kosmetiikaksi”, sillä niiden ensisijainen tarkoitus oli muodostaa nilkan tapaista muotoa proteesiputken päälle, mikä helpottaisi asiakkaan sukanvarren pysymistä ylhäällä. Pidempien kosmetiikkapaneelien valmistusmateriaaliksi valikoitui lopulta TPU-materiaali, jonka lämpötila asetuksien avulla pystyttiin vaikuttamaan materiaalin kovuuteen, joten optimaalisilla asetuksilla saimme mahdollistettua paneelien tarvittavan joustavuuden mikä tuli vaikuttamaan isosti kosmetiikan istuvuuteen proteesiholkin päälle.

Kosmetiikkapaneeleiden tulostusajat vaihtelivat 12 tunnista 25 tuntiin, joten turhiin koetulostuksiin ei varsinaisesti ollut varaa, pitkän tulostusajan ja materiaalihukan takia. Hätiköidyt ratkaisut tulostusasetuksissa tulostuksien tukimateriaalin määrästä ja tulostusnopeudesta, eivät olleet riskin arvoisia, sillä ne vaikuttivat erittäin paljon tulosteen lopputulokseen.

Varhain aloitettujen sekä lukuisten mallinnus- ja tulostuskokeiluiden ansiosta saimme aikaiseksi useamman prototyypin, minkä avulla pystyimme parantelemaan tuotteen laatua muuttamalla mallia tai tulostusasetuksia (Kuva 22). Prototyypeissä oli siis nähtävissä selkeä kehityskaari, emmekä joutuneet hävittämään montaa pilalle mennyttä tuotosta, vaan saimme hyvällä jälkikäsittelyllä niistä käyttökelpoisia tulostusvirheistä huolimatta. Tässä proteesin kosmetiikan teko ”tyylissä” on siis huomattavasti enemmän varaa tehdä virheitä, kun verrataan menetelmään 2.

Kuva 22. Kosmetiikka 1:n pieleen mennyt ja onnistunut lopputuote (Kuva Siru Lehtopelto).

Kosmetiikka 2 valmistettiin terveen alaraajan 3D-skannin pohjalta. Kosmetiikan valmistamiseen kului monta päivää työlään mallintamisen ja pitkän tulostusajan takia. Terveen alaraajan 3D-skannin pohjalta valmistettavassa kosmetiikassa on monta tekijää, jotka voivat mennä pieleen. Ongelmia voi ilmetä erityisesti mallinnus- ja tulostusvaiheessa kosmetiikan haastavien muotojen takia. Mallinnusvaiheessa kosmetiikan sisä- ja ulkokuori pitää asetella yhteen niin, että lopullinen tuote näyttää anatomisesti korrektilta ja että kosmetiikan seinämävahvuudet kestävät proteesin käytöstä aiheutuvan liikkeen ja hankauksen kosmetiikan ja proteesin osien välillä. Tämä osoittautui haastavaksi ja kosmetiikkaa piti muokata odotettua enemmän, etenkin nilkasta proteesin jalkaterän hiilikuiturakenteen muodon takia (Kuva 23).

Kuva 23. Kosmetiikka 2:n nilkkaan tehty muoto jalkaterää varten ja tulostusvirheitä (Kuva Siru Lehtopelto).

Kosmetiikka tulostettiin CreatBot D600 Pro 3D-tulostimella, jossa toimi vain yksi suutin. Tämän takia kosmetiikka piti tulostaa tukimateriaaleineen vain yhdestä filamentista, jolloin kosmetiikan tulostusaika oli noin 100 tuntia ja sen valmistamiseen meni noin 770 grammaa yli yksi rulla TPU-filamenttia. Saman materiaalin käyttö tukirakenteissa ei ollut optimaalista tulostamisen näkökulmasta. Filamenttirulla piti vaihtaa kesken tulostuksen, jonka seurauksena tulostimen suutin meni tukkoon ja syntyi tulostusvirheitä (Kuva 24). Tulostusvirheiden takia jouduimme muuttamaan tulostusasetuksia kesken tulostuksen ja se näkyy kosmetiikan ulkopinnassa. Kosmetiikan sisäkuori jäi väärien tulostusasetusten ja TPU:n vaahtoamisen takia liian pieneksi, eivätkä proteesin osat mahtuneet sen sisään (Kuva 25). Tämän lisäksi kosmetiikan ulkopinnassa ja sisäosan rakenteellisissa muodoissa (infill) esiintyi runsaasti tulostusvirheitä, jotka haittasivat kosmetiikan ulkonäköä ja toiminnallisuutta. Kosmetiikka ei ollut tarpeeksi eheä, kimmoisa tai kestävä sen käyttötarkoitukseen nähden. Sen rakenteelliset virheet heikensivät proteesin käyttöäänien vaimennusta ja kosmetiikan oletettua käyttöikää, sekä aiheuttivat rapinaa muistuttavaa ääntä, kun kosmetiikkaa painaa kasaan.

Kuva 24. Kosmetiikka 2:n ulkopinnan tulostusvirheitä (Kuva Siru Lehtopelto).

Kuva 25. Kosmetiikka 2:n sovitus proteesiputkeen (Kuva Siru Lehtopelto).

Terveen alaraajan 3D-skannin pohjalta tehdyn kosmetiikan pitkän valmistusprosessin ja erityisesti sen tulostusajan (Kuva 26) takia emme ehtineet tekemään paranneltua

versiota tästä prototyypistä tämän opinnäytetyön puitteissa. Tämän takia emme saaneet vastausta siihen, onko tulostuksen kannalta järkevää mallintaa kosmetiikkaan proteesikomponenttien vaatimat reiät, vai tehdä ne jälkikäteen. Tämän lisäksi valmistunut kosmetiikka oli käyttötarkoitukseensa nähden aivan liian painava (Kuva 27), jonka takia sitä ei ole turvallista tai miellyttävää käyttää. Liian painava kosmetiikka voi aiheuttaa ongelmia kävelysyklin liikehallinnassa ja proprioseptiikassa, sekä aiheuttaa rasitusvammoja.

Kuva 26. Kosmetiikka 2:n kohtuuttoman pitkä tulostusaika (Kuva Siru Lehtopelto).

Kuva 27. Kosmetiikka 2:n paino (Kuva Siru Lehtopelto).

# 12 Jatkokehitys

Huomasimme opinnäytetyöprosessin aikana, ettei tätä aihetta ole tutkittu tarpeeksi. Jatkotutkimuksesta olisi mielestämme hyötyä aihetta koskevan lainsäädännön päivittämisen ja alan kehittymisen kannalta. Laitteiden, valmistusmateriaalien ja ohjelmistojen hinnat ovat kohtuulliset, mutta niiden käyttöönotto vaatii paljon aikaa ja perehtymistä. Lisätutkimuksia kaivattaisiin etenkin perinteisen ja 3D-valmistustavan kustannusten ja valmistusaikojen välillä, mutta se on vaikeasti tutkittava aihe tutkimuksen standardoinnin ja aiheen subjektiivisuuden takia. Tästä huolimatta pidämme 3D-teknologian hyödyntämistä alaraajaproteesien kosmetiikan valmistuksessa kannattavana. Lopputuotteista saamamme palautteen perusteella 3D-tulostetuille alaraajaproteesin kosmetiikoille on kysyntää asiakassegmentissä, ja että kelvollisiin tuloksiin päästiin jo tämän opinnäytetyöprosessin aikana. Tämän takia 3D-tulostettujen apuvälineiden lainsäädäntö, valmistustavat ja palvelut pitäisi mielestämme saada vastaamaan tähän kysyntään.

Tällä hetkellä EU-alueen, eikä varsinkaan Suomen markkinoilla ole tarpeeksi laajaa tai laadukasta tarjontaa yksilöllisiä kosmetiikkaratkaisuja haluaville asiakkaille. Tämä on

mielestämme väärin, sillä yksilöllisyys kuuluu kaikille. Tämän lisäksi yksilöllisellä kosmetiikalla voi olla yhteiskunnallisia vaikutuksia sosiaali- ja terveyspalveluiden kulujen kannalta, sillä yksilöllinen kosmetiikka voi parantaa asiakkaan suhtautumista omaan apuvälineeseen ja sen käyttöön, eli parantaa apuvälineprosessia.

3D-teknologian hyödyntäminen alaraajaproteesien kosmetiikan valmistuksessa tarjoaa uusia mahdollisuuksia ammattilaiselle ja asiakkaalle perinteiseen valmistustapaan verrattuna. Tämä voidaan nähdä asiakastyytyväisyyttä ja ammattihenkilön työn merkityksellisyyden kokemista parantavana tekijänä. Työnantajan näkökulmasta 3D-teknologian yleistyminen apuvälinealalla voi lisätä uuden osaamisen tarvetta työpaikoilla, joka voi synnyttää uusia työpaikkoja ja lisätä poikkitieteellistä yhteistyötä.

Opinnäytetyössä esitetyt valmistustavat ovat vain yksi ratkaisu. Eri mallinnusohjelmia ja lähestymistapoja käyttämällä päästäisiin varmasti parempiin tuloksiin, joka on opinnäytetyöryhmämme tärkein jatkokehitysidea. Toivomme, että opinnäytetyömme sisältö auttaa aiheesta kiinnostuneita etsimään entistäkin parempia ja tehokkaampia ratkaisuja yksilöllisen alaraajaproteesin kosmetiikan valmistuksessa. Olisi mielenkiintoista nähdä, millaisiin tuloksiin esimerkiksi eri tulostustekniikkaa hyödyntävillä 3D-tulostimilla päästäisiin.

# 13 Pohdinta

Opinnäytetyöprosessimme vaati todella suuren määrän perehtymistä lähdekirjallisuuteen, uusin ohjelmistoihin sekä valmistusprosesseihin. Opinnäytetyömme sisällön rajaaminen ja lähdemateriaalin hankkiminen oli haastavaa, sillä aiheesta ei ole riittävästi aiempaa tutkimustietoa. Tämän lisäksi opinnäytetyöryhmällämme ei ollut edeltävää osaamista videoiden tuottamisesta eikä opinnäytetyössä käytettyjen ohjelmien käytöstä. Mielestämme opinnäytetyöprosessimme kuitenkin noudatti tekemäämme suunnitelmaa aikataulun ja työnjaon osalta. Koimme suurimmiksi haasteiksi mallintamisohjelmien käytön opettelemisen ja itse mallintamisen, sekä lopputuotteiden tulostamisen. Ne vaativat eniten aikaa ja lukuisia toistoja, jonka lisäksi laitteiden ja ohjelmistojen kanssa kohdatut ongelmat koettelivat motivaatiota. Välillä 3D-printterit eivät toimineet tai tulostus meni kesken kaiken pilalle, ilman mitään järkevää syytä. Nämä tekijät huomioiden voimme todeta, että olemme tyytyväisiä lopputulokseen. Mielestämme opinnäytetyön sisältö vastaa asettamaamme tutkimuskysymykseen sekä yhteistyökumppanimme tarpeeseen.

Opinnäytetyömme keskeinen sisältö käsitti alaraajaproteesin kosmetiikan mallintamisen ja tulostamisen, sekä mallintamisen dokumentoinnin videomuotoon. Opinnäytetyössä käytettyjen mallinnusohjelmien valmistaja Rodin4D mainostaa ohjelmiaan helposti sisäistettäviksi ja käytettäviksi kokonaisuuksiksi, joiden taustalla on 16 vuoden kehitystyö. Me emme kuitenkaan ole asiasta samaa mieltä. Terveen alaraajan 3D-mallin pohjalta tehty kosmetiikka oli Rodinin mallinnusohjelmille liian iso pala purtavaksi, jonka takia opetusvideolla näkyvä mallinnusprosessi jäi kesken. Rodinin tarjoamat työkalut eivät mielestämme sovellu tällaisen kosmetiikan valmistamiseen, jonka takia jouduimme käyttämään kosmetiikan jatkokäsittelyyn Blender -mallinnusohjelmaa. Tämän lisäksi Rodinin ohjelmat olivat käyttöliittymänsä puolesta vanhanaikaisia ja ohjelmat kaatuivat todella usein. Rodin4D mallinnusohjelmia ei ole kehitetty jo olemassa olevan mallinnusohjelman pohjalle, mikä teki niiden käyttämisestä todella epäintuitiivista. Olemme aiemmin toteuttaneet saman kosmetiikkaprojektin eri mallinnusohjelmilla ja se sujui mielestämme paljon paremmin. Jouduimme opinnäytetyöprosessimme aikana olemaan kaksi kertaa yhteyksissä Rodin4D -tukihenkilöiden kanssa, jotta saimme mallinnusprosessimme onnistumaan. Tämä ei mielestämme tue valmistajan väitteitä tai ohjelmien käyttäjien motivaatiota.

Ihmettelimme myös 3D-tulostettujen apuvälineiden lainsäädäntöä EU-tasolla. 3D-teknologiaa voidaan nykypäivänä hyödyntää esimerkiksi kirurgiassa erilaisten implanttien muodossa, mutta ei proteesin kosmetiikkaosien valmistuksessa. Lainsäädännön näkökulmasta yksi ongelma on hygienia. Mielestämme 3D-tulostettuihin proteesin kosmetiikkaosiin liittyy pienemmät turvallisuusriskit, kuin esimerkiksi kehon sisälle asennettaviin implantteihin. Voisiko lainsäädännöllisten rajoitteiden taustalla olla kysymys rahasta ja siitä, kuka kantaa vastuun? Lähdemateriaalin perusteella 3D-tulostettujen apuvälineiden testaaminen ja valvonta on hankalaa ja vastuu jää valmistajalle. Epäselvä lainsäädäntö, pitkät standardointiprosessit ja byrokratia tuotteiden markkinoille saattamiseksi, sekä niihin liittyvä oikeusturva eivät varmasti houkuttele apuvälinealan yrityksiä tekemää investointeja 3D-teknologian ratkaisuihin. Tämän takia koemme erittäin tärkeäksi, että 3D-tulostettuja apuvälineitä koskevaan lainsäädäntöön saataisiin selkeyttä pikimmiten.

Opinnäytetyöprosessimme perusteella 3D-tulostetun alaraajaproteesin kosmetiikan valmistaminen voi vaatia paljon aikaa ja uuden opettelemista, mutta se on silti mahdollista, jos on motivoitunut. Onko se kuitenkaan kannattavampaa kuin perinteinen valmistustapa kustannusten ja valmistusaikojen perusteella? Tämän kysymyksen ympärille kaivattaisiin lisää tutkimustietoa. Suomessa proteesien kosmetiikkaosat valmistetaan pääosin perinteisellä menetelmällä vaahtomuovia muokkaamalla, joka on halpaa,

mutta työlästä eikä lopputulos välttämättä ole yksilöllinen tai miellytä asiakkaita. Tämän lisäksi siitä syntyy paljon hävikkiä, sillä se on valmistustapana ainetta poistava. Perinteisen valmistustavan heikkoutena on myös se, että valmistusajat vaihtelevat tekijöiden mukaan. Kosmetiikan kustannukset ovat usein sisällytettynä proteesin maksusitoumukseen, jonka maksavana tahona on asiakkaan kotipaikkakunnan hyvinvointialue. Maksavan tahon näkökulmasta on hyödyllistä, että apuvälinepalveluiden tuotteiden kulurakenne on mahdollisimman selkeä ja läpinäkyvä. Se voi myös helpottaa palveluiden kilpailuttamista. Valmistustapana 3D-tulostaminen olisi mielestämme parempi vaihtoehto, jos prosessi saataisiin hyvin standardoitua. Tällöin tuotteiden valmistusajat, niiden laatu sekä kustannukset olisivat helpommin hallittavissa. Proteesin komponenttien mitat on vakioitu, joka voisi mahdollistaa kosmetiikkaosien massatuotannon. 3D-tulostamisesta ei synny läheskään yhtä paljon materiaalihävikkiä, jonka lisäksi se on valmistustapana passiivinen. Tämä tarkoittaa sitä, ettei 3D-tulostinta tarvitse valvoa tulostamisen aikana, joka mahdollistaa muiden töiden tekemisen samanaikaisesti. Tuotteiden hintaan vaikuttaa usein niiden valmistamiseen käytetyt työtunnit ja materiaalit, joten 3D-tulostamalla voitaisiin teoriassa laskea tuotteiden hintaa, joka on asiakkaiden ja maksavan tahon näkökulmasta varmasti houkutteleva ajatus. Tämä kuitenkin edellyttää prosessin standardointia, sillä 3D-tulostamisen heikkouksina ovat erilaiset ongelmat laitteiden, materiaalien ja ohjelmien kanssa. Standardoinnilla pystyttäisiin vähentämään esimerkiksi mallintamiseen käytettävää työaikaa, sekä tulostusvirheitä, jolloin tuotteen laatu kasvaa ja sen valmistuskustannukset pienenevät.

Opinnäytetyömme opetusvideoiden sisältö on lähdemateriaalin perusteella ainakin osittain uutta tietoa. Vastaavia ratkaisuja on kehitetty aiemmissa tutkimuksissa eri mallinnusohjelmilla esimerkiksi yläraajaproteeseihin, jonka lisäksi Rodin4D:n YouTube -tililtä löytyy webinaarivideo alaraajaproteesin kosmetiikkapaneelien valmistamiseen. Terveen alaraajan 3D-skanniin perustuvia ratkaisuja tosin ei löytynyt edes eri mallinnusohjelmilla toteutettuna, joten koemme siis luoneemme jotakin uutta. Opinnäytetyömme opetusvideot ovat mielestämme ammattimaiset, mutta lähdemateriaalin ja oman pohdintamme perusteella liian pitkiä, jonka lisäksi niissä olisi pitänyt esiintyä puhujan kasvot. Tämä olisi mielestämme lisännyt videoiden kiinnostavuutta ja autenttisuutta. Puhujan kasvojen näkyminen videolla olisi antanut katsojalle paremman kuvan siitä, ettei videoilla ole mitään ylimääräistä. Lisäksi videoiden editoiminen olisi ollut huomattavasti helpompaa, jos olisimme päässeet käyttämään Camtasia 2023 -ohjelmaa heti videoiden kuvauksissa, koska ohjelmiston sisäänrakennetut toiminnot olisivat mahdollistaneet esimerkiksi tekstityksen luomisen videon pohjalta. Tekstitysten ja selostuksen liit-

täminen videoihin jälkikäteen oli työlästä. Pääsimme kuitenkin testaamaan opetusvideoidemme toistettavuutta työryhmämme sisällä, jonka perusteella ne ovat selkeät ja yhteistyökumppanin tarpeen mukaiset.

Haluaisimme opinnäytetyöllämme herättää keskustelua siitä, miksi apuvälinealalla vallitsee kotimaan markkinoilla pelko siitä, että ammattiosaaminen valuu 3D-teknologian yleistymisen myötä oman ammattikunnan ulkopuolelle. Osasyy tähän voi olla se, että uusien asioiden opetteleminen koetaan vaikeaksi. Mielestämme tämä on kuitenkin turha pelko, jota tukee oma opinnäytetyöprosessimme. Tämän lisäksi toivomme opinnäytetyömme opetusvideoiden olevan hyödyksi erityisesti alan opiskelijoille, jotta he voivat jatkaa erilaisten 3D-ratkaisujen kehittämistä, joka toivottavasti johtaisi aihetta koskevan lainsäädännön muutoksiin. Alan opiskelijoilla on mielestämme parhaat edellytykset perehtyä aiheeseen, sillä Metropolia Ammattikorkeakoulun tarjoamat puitteet 3D-tulostamiseen ja -mallintamiseen ovat vertaansa vailla.

# Lähteet

Aarnikka, Tuomo & Salminen, Anna-Liisa 2010. Apuvälinekirja. Helsinki: Oppimateriaalikeskus Opike.

Arabe, Katrina C 2003. The Basics of CAD & CAM. Thomasnet. Verkkojulkaisu. <https://www.thomasnet.com/insights/imt/2003/05/22/the_basics_of_c_2/>. Viitattu 6.8.2023.

Bikas, Harry & Stavropoulos, P & Chryssolouris, G 2015. Additive manufacturing methods and modelling approaches: a critical review. International Journal of Advanced Manufacturing Technology 2016. Vol. 83. 389–405. <https://link.springer.com/article/10.1007/S00170-015-7576-2>. Viitattu 15.4.2023.

Bilgin, Mehmet Selim & Baytaroğlu, Ebru Nur & Erdem, Ali & Dilber, Erhan 2016. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for remova-ble denture fabrication. Eur J Dent. 2016;10(2):286–291. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4813451/>. Viitattu 6.8.2023.

Bryden, Douglas 2014. CAD and Rapid Prototyping for Product Design. Lontoo: Laurence King Publishing Ltd.

Cairns, Nicola & Murray, Kevin & Corney, Jonathan & McFadyen, Angus 2013. Satisfaction with cosmesis and priorities for cosmesis design reported by lower limb amputees in the United Kingdom: Instrument development and results. Prosthetics and Orthotics International 2014, Vol. 38(6). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4230545/pdf/10.1177_0309364613512149.pdf>. Viitattu 6.4.2023.

Cairns, Nicola & Murray, Kevin, Corney, Jonathan & McFadyen Angus 2014. Satisfaction with cosmesis and priorities for cosmesis design reported by lower limb amputees in the United Kingdom: Instrument development and results. Prosthetics and Orthotics International. Vol. 38(6) 467–473. < https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4230545/pdf/10.1177_0309364613512149.pdf>. Viitattu 4.9.2023.

Carl, Ann-Kathrin & Hochmann, David 2021. Regulatory framework for 3D printed custom-made devices in Europe. Transactions on Additive Manufacturing Meets Medicine Trans. Vol 3, No 1, 2021. <https://journals.infinite-science.de/index.php/ammm/article/view/542/253>. Viitattu 16.4.2023.

Carroll, Kevin & Edelstein, Joan 2006. Prosthetics and Patient Management: A Comprehensive Clinical Approach. Thorofare, NJ: SLACK Inc.

Cha, Yong Ho & Lee, Keun Ho & Ryu, Hong Jong & Joo, Il Won & Seo, Anna & Kim, Dong-Hyeon & Kim, Sang Jun 2017. Ankle-Foot Orthosis Made by 3D Printing Technique and Automated Design Software. Applied bionics and biomechanics. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5554564/>. Viitattu 26.5.2023.

Chougule, V. N. & Gosavi, H. S. & Dharwadkar, M. M. & Gaind, A. A. 2018. Review of different 3D scanners and scanning techniques. IOSR Journal of Engineering. 41-44. < https://iosrjen.org/Papers/RDME-2018/Volume-2/8.%2041-44.pdf>. Viitattu 25.4.2023.

Chua, Chee Kai & Leong, Kah Fai & Lim, Chu Sing 2010. Rapid Prototyping: Principles and Applications. Vol 1. Third edition. Singapore: World Scientific Publishing Company. 25.

Chui, Kevin, Michelle M. Lusardi, Milagros Jorge, ja Caroline Nielsen 2019. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. Fourth edition. St. Louis, MO: Elsevier Saunders.

ColorFabb. Filaments. Verkkojulkaisu. < https://colorfabb.com/filaments/pla_light_weight-tpu_varioshore>. Viitattu 26.5.2023.

CreatBot. Software. CreatWare. <https://www.creatbot.com/en/software.html>. Viitattu 30.8.2023.

CreatBot. User manual. English V7.3. Software operation. Basic Setting. <https://www.creatbot.com/downloads/CreatBot_User_Manual_V7.3_D600_en.pdf>. Viitattu 4.10.2023.

DeStefano, Vincet & Khan, Salaar & Tabada, Alonzo 2020. Applications of PLA in modern medicine. Engineered Regeneration vol. 1. 76-87. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666138120300098#bib0007>. Viitattu 24.5.2023.

Edelstein, Joan & Moroz, Alex 2011. Lower-Limb Prosthetics and Orthotics: Clinical Concepts. Thorofare, NJ: SLACK.

Endres, Hans-Josef & Siebert-Raths, Andrea 2011. Engineering Biopolymers. Saksa: Hanser.

Farah, Shady & Anderson, Daniel G., Langer, Robert. (15.12.2016). Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications - A comprehensive review. Advanced drug delivery reviews. Vol. 107. 367-392. < https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169409X16302058?via%3Dihub>. Viitattu 24.5.2023.

Gallagher, Pamela & Deirdre, Desmond & MacLachlan, Malcolm 2008. Psychoprosthetics. London: Springer.

Gibson, Ian & Rosen, David & Stucker, Brent 2015. Additive Manufacturing Technologies. New York: Springer.

Guo, Philip J. & Kim, Juho & Rubin, Rob 2014. How video production affects student engagement: An empirical study of MOOC videos. Association for Computing Machinery. <https://www.researchgate.net/publication/262393281_How_video_production_affects_student_engagement_An_empirical_study_of_MOOC_videos>. Viitattu 26.5.2023.

Hager, Izabela & Golonka, Anna & Putanowicz, Roman 2016. 3D Printing of Buildings and Building Components as the Future of Sustainable Construction? Procedia Engineering. Vol. 151. 292–299. https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705816317453#bibl0005>. Vii-tattu 3.4.2023.

Highsmith, Jason & Kahle, Jason & Knight, Molly & Olk-Szost, Ayla & Boyd, Melinda & Miro, Rebecca 2016. Delivery of cosmetic covers to persons with transtibial and transfemoral amputations in an outpatient prosthetic practice. Prosthetics and orthotics international, 40(3), 343-349. <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0309364614564024?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%20%200pubmed>. Viitattu 1.5.2023.

Härkönen, Ulla & Karhu, Raisa & Konkka, Jyrki & Mikkola, Tuula & Roivas, Maria 2011. Mitä periaatteita noudatan? 4.1 Tutkimuseettiset periaatteet. Hyvinvointi ja toimin-takyky-yksikön opinnäytetyöohje. Metropolia Ammattikorkeakoulu. 24. Viitattu 7.3.2023.

Härkönen, Ulla & Karhu, Raisa & Konkka, Jyrki & Mikkola, Tuula & Roivas, Maria 2011. Mitä periaatteita noudatan? 4.1. Tutkimuseettiset periaatteet. Hyvinvointi ja toi-mintakyky-yksikön opinnäytetyöohje. Metropolia Ammattikorkeakoulu. 24. Viitattu 7.3.2023.

James R. Ficke. 2016. Atlas of Amputation and Limb Deficiencies. Fourth Edition. Volume 2. Rosemont, Ill. American Academy of Orthopaedic Surgeons.

Kiri, Osku 2015. Videoviestinnän pedagogiset mahdollisuudet. Kirjassa Learning garden 2: Pedagogiikan uutta kasvua. Kymenlaakson Ammattikorkeakoulu.

Krajbich, Joseph Ivan 2016. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. Vol. 2 Lower Limb, Management Issues. Fourth Edition. Rosemont, III: American Academy of Orthopaedic Surgeons.

Kumpulainen, Kari 2011. Digitarinat - elämyksiä, oppimista ja yhteisöllisyyttä. Kirjassa Liikkuva kuva - muuttuva opetus ja oppiminen. Jyväskylän yliopisto. Kokkolan yliopistokeskus Chydenius.

Kurri, Veijo & Malén, Timo & Sandell, Risto & Virtanen, Matti. 2002. Muovitekniikan perusteet. Helsinki: Hakapaino Oy.

Kuswanto, Djoko & Syaifudin, Achmad & Rahman, Maulana & Dhafin, Faizal Rezky Dhafin 2019. Customizable Design of 3D Printed BodyPowered Prosthesis for Trans-Radial and Shoulder Disarticulation Amputees. 2nd International Conference on Bioinformatics, Biotechnology and Biomedical Engineering (BioMIC). <https://ieeexplore.ieee.org/document/9034701>. Indonesia. Viitattu 6.4.2023.

Lehtinen, Erno & Vauras, Marja & Lerkkanen, Marja-Kristiina 2016. Kasvatuspsykologia. Jyväskylä: PS-kustannus.

Leite, Marco & Soares, Bruno & Lopes, Vanessa & Santos, Sara & Silva, Miguel 2019. Design for personalized medicine in orthotics and prosthetics. Procedia CIRP. Vol. 84.

457-461. <https://www.researchgate.net/publication/335629731_Design_for_personalized_medicine_in_orthotics_and_prosthetics>. Viitattu 26.5.2023.

Ligon, Samuel & Liska, Robert & Stampfl, Jürgen & Gurr, Matthias & Mülhaupt, Rolf 2017. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. Chemical Reviews vol. 117(15). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5553103/#>. Viitattu 14.5.2023.

Limbs4Life, Fact sheet #07. Prosthetic appearance and cosmetic covers. Verkkojulkaisu. <https://www.limbs4life.org.au/uploads/resources/Fact-Sheet-7.pdf>. Viitattu 6.4.2023.

Mardis, Neil J. 2018. Emerging Technology and Applications of 3D Printing in the Medical Field. Missouri medicine, 115(4), 368–373. < https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6140256/>. Viitattu 24.5.2023.

May, Bella J 2002. Amputations and Prosthetics: A Case Study Approach. 2nd edition. Philadelphia, PA: F.A. Davis Co.

Medical Device Coordination Group 2021. Medical Devices. MDCG 2021-24. Guidance on classification of medical devices. Verkkojulkaisu. <https://health.ec.europa.eu/system/files/2021-10/mdcg_2021-24_en_0.pdf>. Viitattu 14.4.2023.

Metropolia. Tietoa MetCat Finnasta. <https://metropolia.finna.fi/Content/about>. Viitattu 2.6.2023.

Michael S. Pinzur 2016. Atlas of Amputation and Limb Deficiencies. Fourth Edition. Volume 2. Rosemont, Ill. American Academy of Orthopaedic Surgeons.

Mitaten 2015. Tuotteet. 3D-skannerit. Creaform. Go!SCAN 3D. <http://mitaten.fi/3d-skannerit/creaform-3d/17-suomi/tuoteartikkelit/49-creaform-go-scan-3d.html>. Viitattu 30.8.2023.

Muoviteollisuus ry. Muovitieto. Muovisanastoa. TPU. Verkkojulkaisu. <https://www.plastics.fi/fin/muovitieto/sanasto/>. Viitattu 26.5.2023.

Muoviyhdistys 2016. Tietoa muovista. Osa 11 - Termoplastiset elastomeerit. Verkkojulkaisu. <https://www.muoviyhdistys.fi/2016/07/19/osa-11-termoplastiset-elastomeerit/>. Viitattu 26.5.2023.

Muoviyhdistys 2020. Biopohjaiset ja biohajoavat muovit. Verkkojulkaisu. <https://www.muoviyhdistys.fi/2020/03/03/biopohjaiset-ja-biohajoavat-muovit/>. Viitattu 24.5.2023.

Murdoch, G & Bennet Wilson Jr, A 1996. Amputation: Surgical Practice and Patient Man-agement. Oxford: Butterworth-Heinemann.

Ngo, Tuan D. & Kashani, Alireza & Imbalzano, Gabriele & Nguyen, Kate T.Q. & Hui, David 2018. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. Composites Part B vol. 143. 172-196. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1359836817342944>. Viitattu 10.5.2023.

Online Browsing Platform 2021. ISO/ASTM 52900:2021. Additive manufacturing - General principles - Fundamentals and vocabulary. Verkkojulkaisu. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso-astm:52900:ed-2:v1:en>.Viitattu 21.5.2023.

Opetushallitus 2014. Perusopetuksen opetussuunnitelman perusteet 2014. Määräyksen ja ohjeet 2014:96. 4. painos. Verkkojulkaisu. https://www.oph.fi/sites/default/files/documents/perusopetuksen_opetussuunnitelman_perusteet_2014.pdf>. Viitattu 15.9.2023.

Ottobock. Client information. Before amputation 2023. < https://spao.com.au/en/client-information/before-an-amputation>. Viitattu 16.5.2023

Oulun yliopisto 2023. Oulun yliopiston kirjasto. LibGuides. Tieteellisiin julkaisuihin pohjautuva arviointi. Google Scholar. <https://libguides.oulu.fi/julkaisujenarviointi/GS>. Viitattu 2.6.2023.

Perttunen, Jarmo & Lätti, Sole & Kiviranta, Ilkka & Järvinen, Markku 2012. Ortopedia. Helsinki: Kandidaatti kustannus, 455–459.

Pettersson, Ante & Ballardini Rosa Maria & Mimler, Marc & Li, Phoebe & Salmi, Mika & Minssen, Timo & Gibson, Ian & Mäkitie, Antti 2023. Legal issues and underexplored data protection in medical 3D printing: A scoping review. Helsingin yliopiston tutkimusar-tikkelit. <https://helda.helsinki.fi/handle/10138/356848>. Viitattu 13.4.2023.

Rasal, Rahul & Janorkar, Amol & Hirt, Douglas 2010. Poly(lactic acid) modifications. Progress in Polymer Science. vol 34(3). 338-356. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079670009001154>. Viitattu 24.5.2023.

Redwood Ben & Schöffer, Filemon & Garret, Brian 2017. The 3D Printing Handbook: Technologies, design and applications. Amsterdam: 3D Hubs.

Repo, Irma & Nuutinen, Tahvo 2003. Viestintätaito: opas aikuisopiskelun ja työelämän vuorovaikutustilanteisiin. Helsinki: Otava.

Roberts, Peter J & Alhava, Esko & Höckerstedt, Krister & Leppäniemi, Ari (toim.) 2010. Kirurgia. 2. painos. Kustannus Oy Duodecim, Helsinki. 700-709.

Rodin4D 2023. About us. Our origins. Software and applications. Verkkojulkaisu. < https://www.rodin4d.com/en/>. Viitattu 6.8.2023.

Rodríguez-Parada, Lucía & de la Rosa, Sergio & Mayuet, Pedro F. 2021. Influence of 3D-Printed TPU Properties for the Design of Elastic Products. Polymers, 13(15). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8347708/>. Viitattu 26.5.2023.

Sakib-Uz-Zaman, Chowdhury & Khondoker, Mohammad Abu Hasan 2023. Polymer-Based Additive Manufacturing for Orthotic and Prosthetic Devices: Industry Outlook in Canada. Polymers (Basel). Vol. 15(6). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10057521/>. Viitattu 15.5.2023.

Sakin, Mehmet & Kiroglu, Yusuf Caner 2017. 3D Printing of Buildings: Construction of the Sustainable Houses of the Future by BIM. Energy Procedia. <https://www.researchgate.net/publication/320576574_3D_Printing_of_Buildings_Construction_of_the_Sustainable_Houses_of_the_Future_by_BIM>. Viitattu 20.4.2023.

Seymour, Ron 2002. Prosthetics and Orthotics: Lower Limb and Spinal. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Smith, Douglas G & Michael, John W & Bowker, John H 2004. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. Third Edition. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.

Sosiaali- ja terveysministeriö 2023. Lääkinnällisen kuntoutuksen apuvälineiden luovutusperusteet 2023: Opas avpuälinetyötä tekeville ammattilaisille ja ohjeita asiakkaille. Valtakunnalliset lääkinnällisen kuntoutuksen apuvälineiden luovutusperusteet 2023. <https://julkaisut.valtioneuvosto.fi/handle/10024/164725>. Viitattu 5.10.2023.

Suomen 3D-ratkaisut Oy. Tuotteet. Creatbot D600 Pro. <https://www.suomen3d.fi/tuotteet/creatbot-d600pro/>. Viitattu 30.8.2023.

TechSmith. Camtasia. Overview. <https://www.techsmith.com/video-editor.html>. Viitattu 9.10.2023.

Terveyden ja hyvinvoinnin laitos 2023. Terveydenhuollon menot ja rahoitus 2020. Tilastoraportti. <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/146539/TR18_23.pdf>. Viitattu 1.6.2023.

The Australian orthotic prosthetic association 2018. Clinical Specialties in Orhottics and Prosthetics. Cosmetic prostheses for people with limb loss. Verkkojulkaisu. <https://www.aopa.org.au/documents/item/724>. Viitattu 14.4.2023.

Turun yliopisto 2020. Ajankohtaista. Uutinen. <https://www.utu.fi/fi/ajankohtaista/uutinen/pubmedin-uusi-kayttoliittyma-toi-mukanaan-uusia-ominaisuuksia>. Viitattu 2.6.2023.

Turvallisuus- ja kemikaalivirasto - TUKES 2018. 3D-tulostus. Verkkojulkaisu. <https://tukes.fi/documents/5470659/8579343/Kysymyksi%C3%A4+ja+vastauksia+3D-tulostamisesta/abf321b9-bbd0-41ab-adba-4a640cbac159/Kysymyksi%C3%A4+ja+vastauksia+3D-tulostamisesta.pdf?t=1531111867000>. Viitattu 20.5.2023.

Työterveyslaitos 2016. Malliratkaisu. 3D-tulostuksen kemikaaliturvallisuus työpaikoilla. Verkkojulkaisu. <http://mb.cision.com/Public/5751/2134887/86ab1364ec6d8361.pdf>. Viitattu 23.5.2023.

Vayre, Benjamin & Vignat, Frédéric & Villeneuve, François 2012. Designing for Additive Manufacturing. Procedia CIRP 3 (2012) 632 - 637. < https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212827112002806>. Viitattu 20.4.2023.

Wang, Rui & Wang, Yihui & Yao, Bin & Hu, Tian & Li, Zhao & Huang, Sha & Fu, Xiaobing 2018. Beyond 2D: 3D bioprinting for skin regeneration. International Wound Journal. Vol. 16(1). 134-138. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7949282/>. Viitattu 6.5.2023.

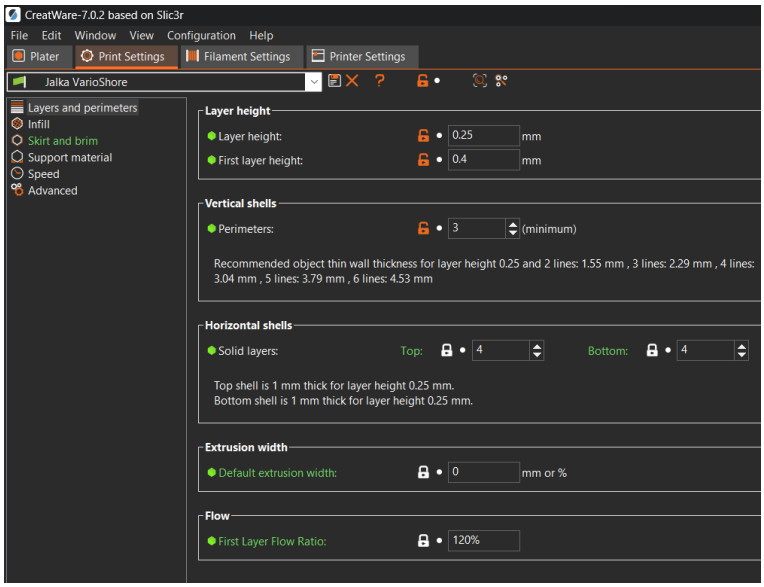
Waris, Eero & Ashammakhi, Nureddin & Waris, Ville & Serlo, Willy & Suuronen, Riitta & Törmälä, Pertti & Konttinen, Yrjö T. & Santavirta, Seppo 2004. Biohajoavien kiinnittimien käyttö luukirurgiassa. 2004. Duodecim Vol. 120, Issue 6, 673. < https://www.researchgate.net/publication/228772496_Biohajoavien_kiinnittimien_kaytto_luukirurgiassa>. Viitattu 22.5.2023.

Wong, Kaufui V. & Hernandez, Aldo 2012. A Review of Additive Manufacturing. ISRN Mechanical Engineering Vol. 2012. 1-10. < https://www.researchgate.net/publication/246722237_KV_Wong_AHernandez_A_Review_of_Additive_Manufacturing_ISRN_Mechanical_Engineering_Vol_2012_2012_Article_ID_208760_10_pages>. Viitattu 20.4.2023.

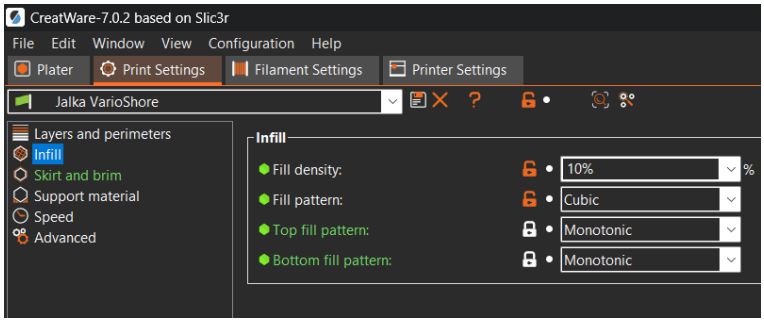
Wu, Bozhen & Wang, Hanyu & Chen, Yang & Wang, Zhen & Maertens, Tim & Kuang, Tairong & Fan, Ping & Chen, Feng & Zhong, Minggiang & Tan, Jun & Yang, Jintao 2021. Preparation and properties of thermoplastic polyurethane foams with bimodal structure based on TPU/PDMS blends. The Journal of Supercritical Fluids. Vol. 177. < https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0896844621001649>. Viitattu 6.4.2023.

# Kosmetiikka 2:n tulostusasetukset

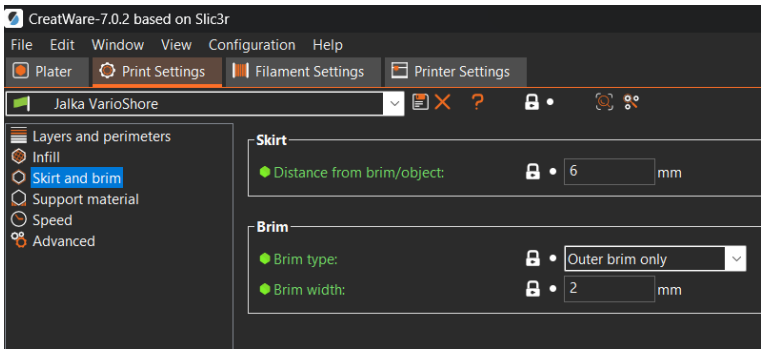
Tässä liitteessä on eriteltynä kaikki kosmetiikka 2:n prototyypin tulostuksessa käytetyt tulostusasetukset. Tulostusasetukset tehtiin CreatBotin CreatWare 7.0.2 -ohjelmassa ja prototyyppi tulostettiin CreatBot D600 Pro -tulostimella. Liitteen lopussa on kuva valmiista prototyypistä.



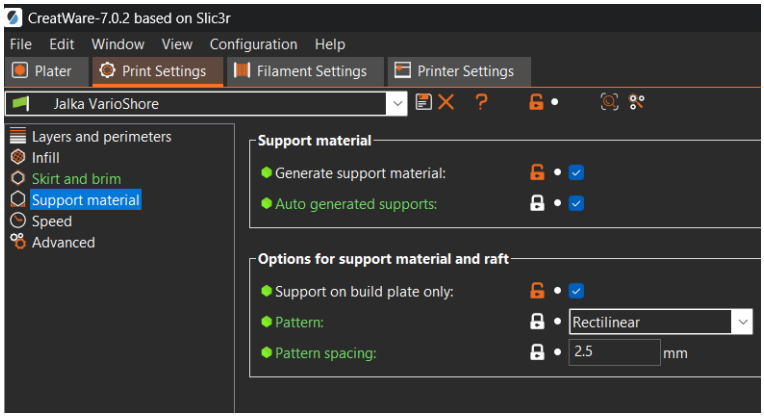

Kuva 28. Kosmetiikka 2 - Layers and perimeters.



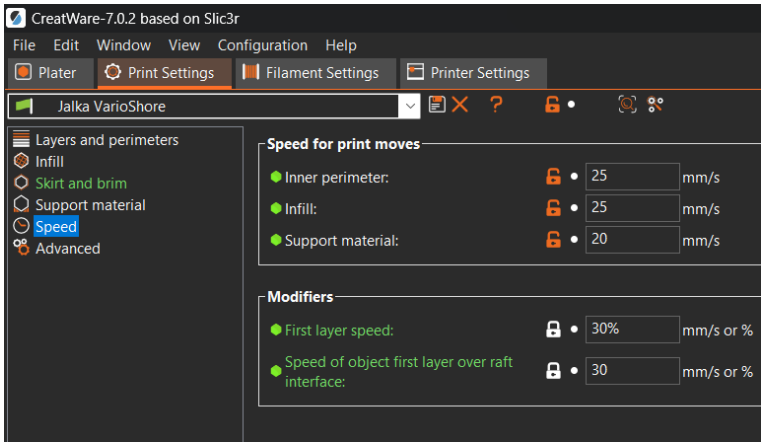

Kuva 29. Kosmetiikka 2 - Infill.



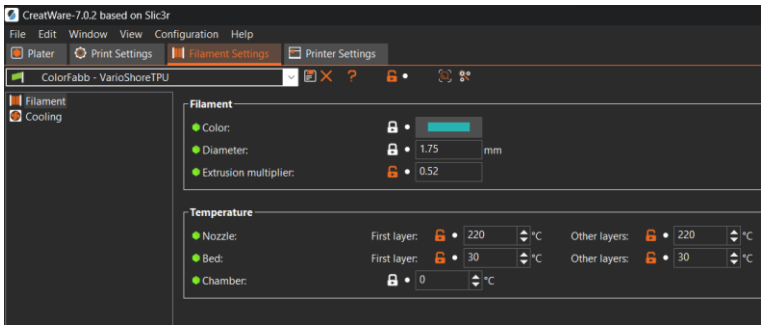

Kuva 30. Kosmetiikka 2 - Skirt and brim.



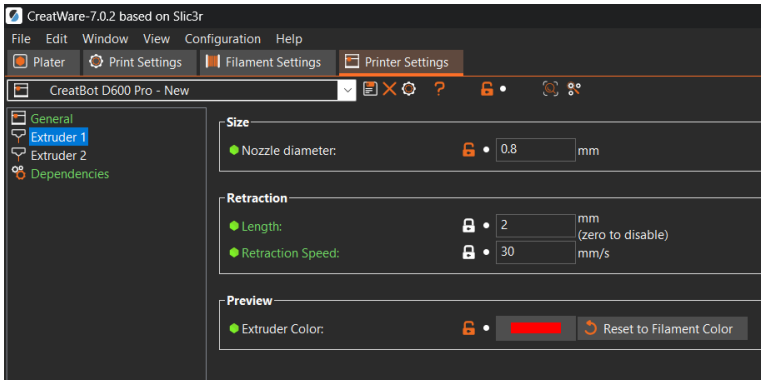

Kuva 31. Kosmetiikka 2 - Support material.



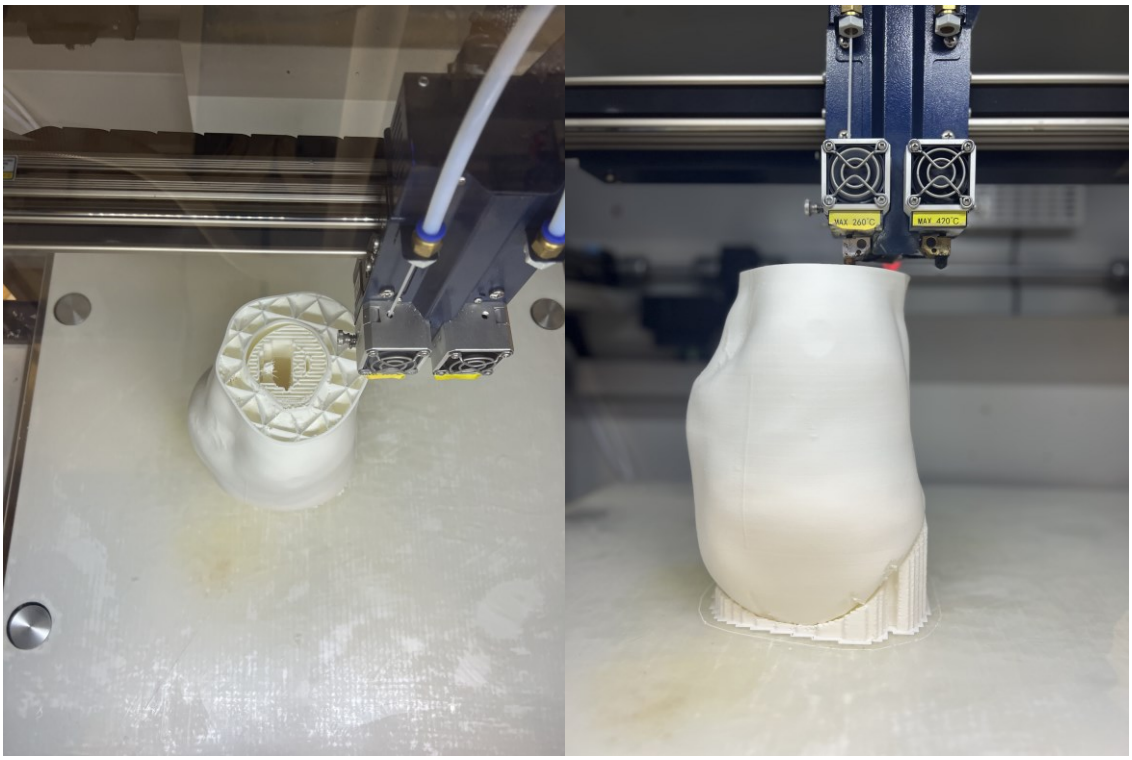

Kuva 32. Kosmetiikka 2 - Speed.




Kuva 33. Kosmetiikka 2 - Filamentin asetukset.




Kuva 34. Kosmetiikka 2 - Tulostimen asetukset.



Kuva 35. Kosmetiikka 2 tulostumassa (Kuva Siru Lehtopelto).

Kuva 36. Kosmetiikka 2 valmis prototyyppi (Kuva Siru Lehtopelto).

# Kuva viimeistellyistä kosmetiikkapaneeleista

Kuva 37. Valmiita kosmetiikka 1:n prototyyppejä (Kuva Siru Lehtopelto).