

3D-tulostetut raajaproteesit: lisääainevalmistusprosessi ja tekniikoiden vertailu

TURUN YLIOPISTO
Tietotekniikan laitos
TkK-tutkielma
Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia
Huhtikuu 2026
Eveliina Nymander

TURUN YLIOPISTO
Tietotekniikan laitos

EVELIINA NYMANDER: 3D-tulostetut raajaproteesit: lisäainevalmistusprosessi ja tekniikoiden vertailu

TkK-tutkielma, 32 s.

Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia
Huhtikuu 2026

Tässä tutkielmassa käydään läpi raajaproteesien valmistusta lisäainevalmistuksen avulla sekä vertaillaan eri 3D-tulostustekniikoita proteesien näkökulmasta. Työn tavoitteena on selvittää, millainen on lisäainevalmistuksen työnkulku proteesien tuotannossa ja mitä eroja FDM-, SLS- ja SLA-tekniikoilla on proteesien vaatimusten kannalta. Tutkielmassa tarkastellaan myös lisäainevalmistusprosessin tuomia etuja ja haasteita perinteisiin menetelmiin verrattuna.

Kirjallisuuskatsauksen tulokset osoittavat, että lisäainevalmistus ja 3D-tulostus muuttavat proteesien valmistusta merkittävästi nopeuttamalla työnkulkua, vähentämällä materiaalihukkaa ja mahdollistamalla yksilöidyt proteesit. Digitaalinen suunnittelu sekä kehittyneet kuvantamismenetelmät mahdollistavat istuvammat holkit ja kevyemmät rakenteet. Koko proteesin valmistusprosessi kuvantamisesta tulostukseen voidaan toteuttaa jopa yhden vuorokauden aikana, mikä on merkittävä ero perinteisten menetelmien vaatimaan aikaan. Tekniikoista SLS soveltuu parhaiten kuormaa kestäviin proteesikomponentteihin, SLA tuottaa tarkimman pinnan kosmeettisiin ratkaisuihin ja FDM toimii edullisena vaihtoehtona kevyesti kuormiteuille osille.

Johtopäätöksenä lisäainevalmistus tarjoaa proteesien tuotantoon merkittäviä etuja, mutta laajamittainen käyttöönotto edellyttää lisää tutkimusta materiaalien pitkäaikaiskestävyydestä sekä menetelmän standardointia terveydenhuollossa.

Asiasanat: Proteesit, lisäainevalmistus, 3D-tulostus, FDM, SLS, SLA

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Proteesit	4
2.1	Proteesien rakenne ja vaatimukset	5
2.2	Perinteiset proteesien valmistustavat	7
3	Lisäainevalmistus	9
3.1	3D-tulostustekniikat	10
3.2	Proteesien 3D-tulostusmateriaalit	12
4	Lisäainevalmistus proteesien valmistuksessa	15
4.1	Kuvantaminen ja tietojenkäsittely	16
4.2	Suunnittelu ja optimointi	19
4.3	Tulostus	23
4.4	FDM-, SLS- ja SLA-tekniikoiden vertailu	24
5	Pohdinta	27
6	Yhteenveto	31
	Lähdeluettelo	33

1 Johdanto

Proteesit ovat keinotekoisia lääketieteellisiä apuvälineitä, joilla pyritään korvaamaan puuttuva kehonosa ja palauttamaan kehon normaali toiminta. Proteesit ovat tarpeellisia, sillä ihminen voi syntyä ilman tiettyä ruumiinosaa tai menettää toimivan raajansa onnettomuuden tai sairauden, kuten diabeteksen tai syövän seurauksena [1]. Amputoitujen potilaiden määrän ennustetaan nousevan tulevina vuosikymmeninä, mikä vaatii proteesiteknologian toiminnan kehitystä [2].

Perinteisesti proteesit valmistetaan käsin mittaamalla, valamalla, hartsimenetelmällä, hiomalla ja lämpömuovaamalla. Nämä työvaiheet ovat aikaa vieviä ja kalliita. Lisäksi käsityöstä aiheutuu materiaalihukkaa ja tilahaasteita. [1], [3] Amputoitujen kasvava määrä yhdistettynä perinteisten valmistusmenetelmien haasteisiin luo tarpeen edullisemmille ja saavutettavammille valmistustavoille. Perinteisten menetelmien rinnalle onkin lähivuosina noussut lisäainevalmistus. Lisäainevalmistus (engl. additive manufacturing, AM) on valmistustekniikka, jossa materiaalia, kuten muovia, metalleja tai komposiitteja lisätään kerroksittain mallin luomiseksi.

3D-tulostus on lisäainevalmistustekniikka, joka on levinnyt yhä useammalle sovellusalalle ja yhtenä syynä tähän voidaan pitää teknologian ja materiaalien kehitystä sekä hinnan laskua. Tekniikasta kehittyy jatkuvasti käyttäjäystävällisempää ja monipuolisempaa. [4] Lisäainevalmistusmenetelmien etuihin kuuluvat nopeus, suunnitteluvaiheen joustavampi yhdistäminen mallin tulostukseen sekä materiaalihukan minimoiminen, mikä tukee ympäristöystävällisempää tuotantoa. 3D-tulostuksella

saadaan tarkkoja, jopa muutaman mikrometrin paksuisia kerroksia tulostettua päällekkäin. [5]

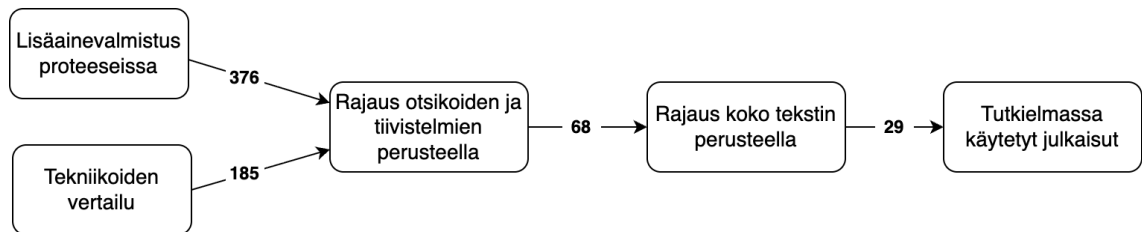
Tässä tutkielmassa tarkastellaan erityisesti kolmea 3D-tulostuksen käytetyimmistä ja tärkeimmistä tekniikoista, jotka ovat sulatuskerrostusmenetelmä (engl. fused deposition modeling, FDM), selektiivinen lasersintraus (engl. selective laser sintering, SLS) ja stereolitografia (engl. stereolithography, SLA) [4]. Lisäainevalmistuksen työnkulun ja tulostustekniikoiden vertaileva tarkastelu on tärkeää, jotta voidaan tunnistaa menetelmän vahvuudet ja rajoitteet suhteessa perinteiseen valmistukseen.

Tämä kandidaatin tutkielma on toteutettu kirjallisuuskatsauksena. Tutkielman tavoitteena on selvittää, millainen on lisäainevalmistettujen proteesien työnkulku ja mitä eri vaihtoehtoja prosessissa on. Lisäksi selvitetään tulostusvaiheen tekniikojen eroja vertailemalla niiden ominaisuuksia ja soveltuvuutta proteeseihin. Näiden pohjalta vastataan seuraaviin tutkimuskysymyksiin:

- TK 1: Minkälainen on lisäainevalmistusprosessi proteesien valmistuksessa?
- TK 2: Mitkä ovat FDM-, SLS- ja SLA-tekniikoiden keskeiset erot proteesivalmistuksen näkökulmasta?

Aineiston hakuun käytettiin aluksi useaa tietokantaa, kuten PubMed-, Web of Science, IEEE Xplore -tietokantoja. Hakutuloksista huomattiin, että vain Web of Science -tietokannasta löytyi tutkielmaa tukevia julkaisuja. Tutkimuskysymyksiin tehtiin erilliset haut, sillä tulokset olisivat olleet liian laajoja yhteisellä haulla. Haut rajattiin vuosille 2016 ja eteenpäin sekä julkaisukieleksi määriteltiin englanti. Tutkimuskysymykseen 1 haettiin aineistoa Web of Science -tietokannasta hakulauseella ”prosthesis AND ("additive manufacturing" OR "3D printing") AND (traditional OR conventional OR "hand-crafted" OR handmade) NOT dental NOT crown”. Hammasproteesitulosten poisrajaamiseksi hakulauseeseen lisättiin tarkentavat NOT-operaattorit. Haku tuotti 376 tulosta, joista rajattiin otsikoiden ja ti-

vistelmien perusteella 47 sopivaa julkaisua. Nämä julkaisut luettiin läpi ja valittiin lopulta 22 sopivaa julkaisua tutkielman aineistoon. Tutkimuskysymykseen 2 haettiin aineistoa hakulauseella ”Prosthesis AND additive manufacturing AND (FDM OR SLS OR SLA)”, jolla tuloksia saatiin 185 kappaletta. 3D-tulostustekniikkojen lyhenteet ovat vakituksessa käytössä tieteellisissä teksteissä, joten huomattiin ettei lyhenteiden avaamiselle ollut tarvetta tiedonhaussa. Otsikkojen ja tiivistelmän perusteella valittiin tarkemmin luettavaksi 21 julkaisua, joista aineistoon valittiin lopulta 7 julkaisua. Kuva 1.1 havainnollistaa aineiston haku- ja valintaprosessia Web of Science -tietokannasta.



Kuva 1.1: Aineiston haku- ja valintaprosessi esitettynä

Tutkielman 2. luvussa taustoitetaan raajaproteeseja ja niiden perinteisiä valmistustapoja, jotta voidaan ymmärtää lähtökohdat proteesien valmistuksen vaatimuksiin. Taustatiedot auttavat ymmärtämään, mihin lisäainevalmistusta vertaillaan ja miksi perinteiset menetelmät ovat haasteellisia. Luvussa 3 taustoitetaan lisäainevalmistuksen 3D-tulostusta. Luvussa käydään läpi perusteita 3D-tulostustekniikoista, jotta näiden ominaisuuksia ja mahdollisuuksia voidaan myöhemmin vertailla 4. luvussa. Tämän lisäksi luku 4 syventyy lisäainevalmistusprosessin työvaiheisiin proteesin valmistuksessa. Siinä käsitellään digitaalisen työnkulun tuomia etuja ja haasteita, verraten näitä perinteisiin menetelmiin. Luvussa 5 pohditaan tuloksia, lisäainevalmistuksen rajoitteita, kirjallisuuskatsauksen luotettavuutta sekä menetelmän tulevaisuudennäkymiä proteesiteknologiassa. Luvussa 6 kootaan tutkimuksen havainnot yhteen ja vastataan tutkimuskysymyksiin kirjallisuuskatsauksen pohjalta.

2 Proteesit

Onnistunut proteesiraaja on toiminnallisempi ratkaisu kuin kokonaan halvaantunut tai puuttuva raaja. Vaikka nykypäivän proteesit mallintavat luonnollisten kehonosien toimintaa hyvin, on tärkeää huomioida etteivät nekkään ole täydellinen ratkaisu ongelmaan. Monet kokevat selviytymisen jokapäiväisistä toiminnoista yhä haastavaksi proteesista huolimatta, ja saattavat jopa hylätä proteesinsa sen epäsovivuuden tai käytön oppimisen hankaluuden vuoksi. [1]

Proteesit ovat joko toiminnallisia tai kosmeettisia. Toiminnallisten proteesien tavoitteena on mahdollistaa arjen toiminnat, kun taas kosmeettisten proteesien tarkoituksena on palauttaa kehon normaali ulkonäkö. Proteesi voi olla kehonsisäinen, kuten sydänläpän proteesi, tai kehonulkoinen, kuten raajaproteesi. Raajaproteesit voivat olla luuhun kiinnitettyjä, osseointegraatio-proteeseja, tai irrotettavia osaproteeseja. Yleisimmin tunnetut proteesit ovat jalkojen, jalkaterien, käsivarsien ja käsien proteesit [2]. Tämä tutkielma keskittyy tarkastelemaan kyseisten proteesien irrotettavia ja analogisia malleja. Potilaan toimintakyvyn palauttamiseen ja elämänlaadun parantamiseen osallistuu monia eri terveydenhuollon ammattilaisia, kuten kirurgeja, insinöörejä, fysioterapeutteja ja toimintaterapeutteja [2]. Menetetyn raajan palauttamiseen vaaditaan ymmärrystä anatomiasta, fysiologiasta, biomekaniikasta ja materiaalitekniikasta [1]. Asiantuntijoiden yhteistyön tuloksena potilaalle luodaan sopiva ja turvallinen proteesi.

2.1 Proteesien rakenne ja vaatimukset

Perinteinen raajaproteesi koostuu rungosta ja holkista. Runko on proteesin kantava ja tukeva osa, kun holkki taas toimii raajan tyngän ja rungon välisenä liitososana, joka jakaa tynkään kohdistuvaa painoa ja pitää proteesia paikoillaan. Holkki kiinnitetään kehoon yleensä vöiden ja hihnojen avulla. [2]

Jalkaproteesien tavoitteena on mahdollistaa potilaan kävelykyky. Sen toimintamekanismi riippuu potilaan amputaatiotasosta. Esimerkiksi puuttuva polvi voidaan korvata tekonivelellä, joka koostuu jousista ja saranoista. Perinteisissä jalkaproteeseissa proteesia liikutetaan omalla kehon painolla ja jäljellä olevilla lihaksilla. [2], [1]

Käsi- ja jalkaproteesien rakenne ja ulkonäkö vaihtelevat jalkaproteeseja enemmän, sillä kädet suorittavat lukuisia erilaisia arjen tehtäviä, joiden liikeradat ovat monimutkaisempia. Käsi- ja jalkaproteeseissa liike voidaan tuottaa hihnojen ja vaijerien avulla ja käden staattisia asentoja voidaan taas muuttaa erilaisilla lukitusmekanismeilla. Samoin kuten polvi korvataan jalkaproteesissa, kyynärpäähän, ranteen ja sormien niveliä voidaan myös korvata vastaavanlaisilla saranoilla. Käsi- ja jalkaproteesien materiaalivalinnoissa painon minimointi on erityisen tärkeää, koska käyttäjä ei voi tukea liikettä koko kehon painolla, mikä tekee liikuttamisesta raskaampaa. Verrattuna jalkaproteeseihin, käsi- ja jalkaproteeseissa usein vaaditaan luonnollisempaa ulkonäköä. Käsi on näkyvällä kehon paikalla, joten ihoa jäljitteleviä pintamateriaaleja pyritään käyttämään usein. [2], [1]

Käden tai jalan luonnollisen toiminnan palauttaminen on monimutkainen ja yksilöllinen prosessi. Proteesia suunniteltaessa tulee ottaa huomioon anatomia, painovoima, nivelten toiminta, tasapaino sekä käyttäjän omat tarpeet, ja muuttaa nämä materiaaleja ja mekaniikkaa hyödyntäen toimivaksi kehonosaksi. Proteesin vaatimuksiin käyttäjän näkökulmasta kuuluu mukavuus, turvallisuus, toimivuus ja miellyttävä ulkonäkö. [1]

Proteesin käytettävyyden ja mukavuuden keskeisimpänä tekijänä on holkin istuvuus. Tynkän ja proteesin rajapintaan tulisi rakentaa mahdollisimman luonnollinen siirtymä elävästä kudoksesta keinotekoisien raajan holkkiin. Mukavuuden optimoimiseksi täytyy myös tarkastella miten olosuhteet muuttuvat holkin sisällä, kun proteesia käytetään päivittäisissä toiminnoissa. Holkin on autettava proteesia pysymään paikoillaan samalla kun se tasapainottaa tynkään kohdistuvaa painoa. Mukava holkki mahdollistaa proteesin pitkäaikaisen käytön ja taukojen minimoimisen, kun taas epämukava holkki voi aiheuttaa iho- ja kudonvaurioita. Vauriot voivat johtaa proteesin hylkäämiseen, koska tällöin proteesin käyttö jopa hankaloittaa arkea enemmän, kuin tuo sille helpotusta. [1]

Koska holkki on kosketuksissa ihon kanssa, on tärkeää ottaa huomioon ihon fysiologiset funktiot. Iho uusiutuu, hengittää ja säätää lämpöä esimerkiksi hikoilemalla. Holkkiympäristö ei palvele ihon normaaleja toimintoja heikon tuulettavuutensa vuoksi, ja rajapintaan voi kerääntyä bakteereja. Tämä johtaa helposti ihon ärsyyntymiseen. Ympäristöä voidaan optimoida sopivilla materiaalivalinnoilla, tarkalla suunnittelulla ja rakenteellisilla mukautuksilla. Materiaalin täytyy olla yhteensopiva tynkän ihon ja pehmytkudosten kanssa. Ihokontaktin voi tehdä turvallisiksi erilaisilla holkin päälle asetettavilla suojilla, kuten lääketieteellisen silikonin vuorauksella. Jalakaholkkissa materiaalin tulee olla mekaanisesti luja, sillä sen on kestettävä koko kehon painoa ja kävelyn aiheuttamaa iskuvoimaa. Amputoitu tynkä voi sisältää sekä tervettä että vahingoittunutta ja arkaa kudosta. Hyvin suunniteltu holkki kohdistaa painon terveelle kudokselle ja luille, eikä näin tuota suurta kipua tai kudonvaurioita proteesin käyttäjälle. Liian suuri holkki ei pidä proteesia luotettavasti paikoillaan, kun taas liian pieni holkki puristaa tynkää ja heikentää verenkiertoa. [2], [1]

Proteesi on yleisesti ottaen onnistunut, jos se palvelee käyttäjän tarpeita ja arkielämää. Nämä tarpeet riippuvat elämäntyylistä, tavoista ja motivaatiosta. Protee-

sin koko, muoto, materiaali, lujuus ja toiminnallisuus ovat yksilöitäviä parametreja, jotka oikein valittaessa tekevät proteesista käyttäjälle mieluisan.

2.2 Perinteiset proteesien valmistustavat

Proteesin valmistus alkaa jäännösraajan mittaamisella. Yksilöllinen proteesin mittaus vaatii ihmiskehon antropometrisiä tietoja, joita voidaan nykypäivänä saada mittanauhojen ja muottien lisäksi erilaisten kuvantamismenetelmien avulla, joista kerrotaan tarkemmin luvussa 4. Proteesin suunnittelussa voidaan hyödyntää kehon symmetristä rakennetta, jos potilaan toinen raaja on ehjä. Perinteisissä analogisissa menetelmissä työvaiheet tehdään käsin ilman digitaalisia työkaluja, kuten tietokonehallinnusta, suunnittelua ja materiaalin optimointia laskennallisilla menetelmillä. Analogisiin menetelmiin kuuluu kipsivalumenetelmä ja hartsimenetelmä. [1]

Kipsivalumenetelmässä tyngän mitat saadaan päällystämällä raaja kipsisidoksilla, jotka kovettuvat lyhyen ajan kuluessa negatiiviseksi muotiksi, eli tyngän vastakohdaksi. Kovettunut muotti poistetaan tyngästä ja täytetään nestemäisellä kipsillä. Kun kipsi on kovettunut, se erotellaan kipsisiteistä ja saadaan tyngän tarkka positiivimalli, jota käytetään yksilöllisen holkin valmistuksen perustana. Positiivimalliin merkitään tärkeät anatomiset kohdat, kuten luun päät ja alueet, joissa pehmytkudos on tervettä tai vahingoittunutta. Tämän jälkeen voidaan rakentaa testiholkki termoplastisesta levystä, jota voidaan muovata kuumentamalla. Testiholkkia sovitetaan potilaalle, jotta voidaan arvioida holkin istuvuutta, kuormituksen jakautumista ja käyttömukavuutta. Testiholkki toimii perustana lopullisen holkin valmistukselle. Lopullinen holkki voidaan valmistaa laminoimalla komposiittia. Tämä menetelmä on aikaa vievä ja vaatii kokemusta sekä materiaali- että työstötekniikoista. [1]

Hartsimenetelmässä ei valmisteta erillistä muottia tai testiholkkia, vaan tyngän päälle levitetään nestemäistä hartsia, joka kovettuu suoraan holkin lopulliseen muo-

toon. Tynkä on suojattu valituilla pehmusteilla, kuten silikonilla. Tämä tekniikka on nopeampaa kuin kipsivalumenetelmä, koska siinä on minimoitu välivaiheet. [1]

Kun holkki on valmistettu kipsivalu- tai hartsimenetelmällä, se viimeistellään hiomalla ja lämpömuovaamalla se muotoon, joka vastaa tyngän rakennetta ja tarjoaa mahdollisimman tasaisen tuen. Tarvittaessa sisäpintaan lisätään pehmusteita vähentämään hankausta ja ihon ärsytystä. Kun holkin istuvuus on kunnossa, siihen liitetään runko. Nykyisin rungoissa hyödynnetään kevyitä, kestäviä ja joustavia ratkaisuja, kuten hiilikuitua, muovia, puristusjousia ja teleskooppiputkia, mutta myös esimerkiksi metalliputket ja puu voivat olla toimiva ratkaisu. [2], [1]

Rungon eri osiin kiinnitetään tarvittavat nivelmekanismit ruuveilla tai kiinnitysadaptereilla. Kun rakenteelliset elementit ovat paikoillaan, proteesi voidaan viimeistellä kosmeettisella vaahtopeitteellä tai silikonipinnalla, jotka parantavat ulkonäköä ja suojaavat mekaanisia osia. Lopuksi valmis proteesi testataan ja säädetään, jotta sen toiminta vastaa suunniteltuja ominaisuuksia ja käyttäjän tarpeita. [2], [1]

Perinteinen valmistustapa on siis monivaiheinen ja pitkälti käsityöhön perustuva prosessi. Yhtenä tärkeimmistä onnistumisen edellytyksistä on valmistaa proteesi potilaan tuntemuksiin ja palautteisiin perustuen. Tämä vaatii potilaan ja asiantuntijan tiivistä yhteistyötä ja fyysisiä sovitustapaamisia. Mittaukset ja valmistus ovat kuitenkin aikaa vieviä, ja valamisesta sekä muokkaamisesta aiheutuu merkittävästi materiaalihukkaa.

3 Lisäainevalmistus

Lisäainevalmistusmenetelmiin kuuluu 3D-tulostus, jonka avulla voidaan luoda monimutkaisiakin muotoja erilaisiin sovelluksiin. [4] 3D-tulostuksessa on useita eri tekniikoita, joista sopivin valitaan proteesin käyttökohteen vaatimusten ja tulostustekniikan saatavuuden perusteella. Valintaan voivat vaikuttaa myös muun muassa halutut materiaalit, kustannukset ja aikataulu. Yhä useammat materiaaleista ovat bioyhteensopivia, ja soveltuvat tämän vuoksi erinomaisesti proteesimateriaaleiksi. [5]

Tulostukseen tarvitaan virtuaalinen 3D-malli, joka on luotu tietokoneavusteisella suunnitteluohjelmistolla (engl. computer-aided design, CAD), kuten esimerkiksi Solidworks-ohjelmalla. Virtuaalimalli proteesin suunnittelua varten voidaan luoda hyödyntämällä kuvantamismenetelmiä, jolloin proteesin kohteen alue ja mahdollinen terve raaja kuvataan tietokonetomografialla, magneettikuvauksella, 3D-skannaamalla tai fotogrammetrian avulla. Näillä tekniikoilla saadaan kehon tarkat mitat ja muodot, jotka viedään suunnitteluohjelmistoon hiottavaksi. Hiottu virtuaalimalli viipaloidaan kerroksiin 3D-tulostusta varten. [4], [6] 3D-tulostetun mallin resoluutioon vaikuttavat sekä alkuperäisen kuvantamisaineiston ja 3D-mallitiedoston tarkkuus että prosessiparametrit, kuten tulostusnopeus ja kerrospaksuus [5]. Valitun materiaalin ominaisuuksilla on myös iso merkitys kerrosten väliseen tarkkuuteen ja sulavuuteen. Tulostettu tuote täytyy vielä jälkikäsitellä sen käyttötarkoituksen mu-

kaan. Jälkikäsitteilyyn voi sisältyä pintapuhdistusta, hiomista, maalaamista tai pinnan tarkempaa jyrsimistä [6].

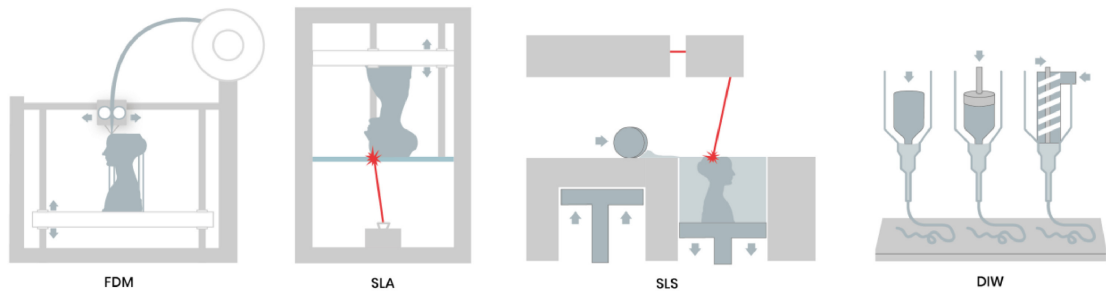
Vuoden 2010 American Society for Testing and Materials luoman määritelmän (ASTM F42-) mukaan lisäainevalmistusmenetelmät voidaan luokitella seitsemään eri luokkaan. Luokittelu perustuu käytettyihin materiaaleihin ja prosessitekniikkaan, ja menetelmiin kuuluvat pursotus, jauhepetisulatus, allasvalokovetus, materiaali-suihkutus, sideainesuihkutus, kerroslaminointi ja suorakerrostus. [6]

3.1 3D-tulostustekniikat

Sulatuskerrostusmenetelmä pursottaa sulatettuja termoplastisia filamentteja kerros kerrokselta 3D-mallin luomiseksi [4]. FDM kuuluu pursotustekniikan luokkaan. Kestomuovifilamentit kuumennetaan ja sulanut muovi pursotetaan suuttimesta, joka liikkuu kolmessa vapausasteessa x-, y- ja z-akseleilla. G-koodi on konekieli, joka ohjaa 3D-tulostimen toimintaa suunnitteluvaiheessa valmistetun CAD-mallin koordinaattien pohjalta. Se määrittelee tulostimen liikkeen, pursotettavan materiaalin määrän ja tulostusnopeuden. Malli ja sen väliaikaiset tukirakenteet tulostetaan kerroksittain tulostusalustalle, kuten kuvassa 3.1 havainnollistetaan. [6]

Materiaalivalinta vaikuttaa kestävyYTEEN, tulostettavuuteen ja resoluutioon. Edullisimmat FDM-tulostimet tukevat vain yhtä kestopuovityyppiä, ja siksi tulostinmallilla on valtavasti merkitystä lopputuotteen ominaisuuksiin. FDM-tekniikan kustannustehokkuus, helppokäyttöisyys, materiaalien mekaaniset ominaisuudet ja hyvä tulostusnopeus ovat tehneet teknologiasta suosituksen ja laajasti käytetyn. Tekniikan heikkouksiin lukeutuu tarkkuus ja mallin resoluutio. [6]

Selektiivisessä lasersintrauksessa jauhemainen materiaali sintrataan korkeaan energisellä laserilla kolmiulotteiseksi malliksi [7]. SLS kuuluu jauhepetisulatus-tekniikan luokkaan. [6]. Menetelmässä valitun paksuinen kerros jauhemateriaalia levitetään tulostusalueelle ja laser kohdistetaan täsmällisesti niihin kohtiin, jotka muo-



Kuva 3.1: FDM-, SLA- ja SLS-tekniikat esitettynä. Tässä työssä ei käydä läpi DIW-tekniikkaa. Lähde: Lisensoitu CC BY-NC-ND 4.0 -lisenssillä.

dostavat kyseisen kerroksen poikkileikkauksen. Kun jauhehiukkasten pinnat ovat sulautuneet yhteen kiinteäksi kerrokseksi tulostusalustaa lasketaan yhden kerroksen verran alaspäin, ja uusi jauhekerros levitetään edellisen kerroksen päälle. Tätä sykliä toistetaan, kunnes malli on valmis. Kuvassa 3.1 on kuvattu tulostusalustan laskemista ja jauhekerroksen levittämistä nuolien suunnilla. [7]

Tulostuksen aikana ylimääräinen jauhe tukee tulostettavaa kappaletta, joten erillisiä tukirakenteita ei tarvita. Valmis malli puhdistetaan ylimääräisestä jauheesta harjaamalla tai paineilmalla. Käyttämätön jauhe voidaan kierrättää seuraavaan tulostukseen, mikä minimoi tekniikan materiaalihukan. SLS-tekniikka tuottaa erittäin kestäviä ja tarkkoja malleja, kunhan tulostusnopeus valitaan sopivaksi. Liian suuri nopeus luo epätasaisia kerroksia, mutta liian hidas sintraus johtaa epätasaiseen sulamiseen. Tuotteen pinnan karheus ja hiukkasten välinen etäisyys riippuvat laserin tehokkuudesta. Energian arvoa säädellään materiaalin, kerrospaksuuden ja halutun lopputuloksen mukaan. Kerrospaksuuden kasvaessa jauhehiukkasten tarttuvuus kerrosten välillä heikkenee, mikä heikentää esimerkiksi materiaalin mekaanisia ominaisuuksia. [7] Suuri tiheys voi ennaltaehkäistä korroosiota ja parantaa mallin kokonaislujuutta [7], mutta se tuo lisäpainoa, jota proteeseihin ei yleisesti haluta.

Stereolitografia on vanhin lisäainevalmistustekniikoista. Se perustuu laseriin, joka muuttaa nestemäisen ja valoherkän hartsin kiinteäksi muoviksi. [4] SLA kuuluu allasvalokovetustekniikan luokkaan [6]. Tietokoneohjattu lasersäde valaisee hartsin

pinnalle kyseisen kerroksen poikkileikkauksen kuvion, jolloin fotopolymeerointireaktion vaikutuksesta hartsi kovettuu määrättyyn syvyyteen ja tarttuu ohjattuun tulostusalustaan muodostaen ensimmäisen kerroksen. Seuraavan kerroksen rakentamista varten tulostusalustaa siirretään laitteen tekniikasta riippuen ylöspäin tai alaspäin, jotta uusi hartsikerros voidaan levittää sen päälle. Kuvassa 3.1 kuvatussa SLA-tekniikassa alustan siirto tapahtuu alhaalta ylöspäin. Uusi kerros kovetetaan edellisen kerroksen reagoimatta jääneisiin funktionaalisiin ryhmiin fotopolymeeroinnilla, jolloin kerrosten välille muodostuu saumattomia kemiallisia sidoksia. Prosessia toistetaan, kunnes koko 3D-malli on tulostettu. Pesemisen jälkeen malli voidaan vielä jälkikovettaa ultraviolettisäteilyllä, jolloin loputkin sidokset saadaan muodostumaan ryhmien välille. [8]

3.2 Proteesien 3D-tulostusmateriaalit

3D-tulostusmenetelmät voidaan jakaa käytetyn materiaalin perusteella kolmeen luokkaan. Aiemmin esitellyistä tekniikoista FDM kuuluu kiinteäpohjaisiin, SLS jauhepohjaisiin ja SLA nestepohjaisiin. [4] [7] Proteeseissa materiaalin tulee olla kevyt, kemiallisesti stabiili, mekaanisesti kestävä ja biologisesti turvallinen potilaalle. Oikealla materiaalin valinnalla ehkäistään proteesin murtuminen tai proteesista johtuvat ihon tulehdusreaktiot. Tarkemmin proteesien ja materiaalien yhteensopivuutta tarkastellaan luvussa 4.

FDM-tekniikassa käytetään materiaalina kustannustehokkaita polymeerifilamenteja. Ne ovat kestopuovilankoja, jota FDM-tulostin pursottaa kerroksittain mallin luomiseksi. Filamentin ominaisuudet vaikuttavat tulostuksen resoluutioon ja nopeuteen. Yleisin FDM-filamenteista on polyaktidi (PLA). Se on biomuovia, joka tekee siitä ympäristöystävällisen vaihtoehdon eikä siitä aiheudu terveydelle haittaa. Sillä on suhteellisen matala sulamispiste, jonka vuoksi polyaktidin tulostus ei vaadi

teollisen luokan tulostimia. Taivutuksen keston, veto- ja puristuslujuuteen vaikuttaa polyaktidin kemiallinen järjestäytyminen tulostettaessa. Puolikiteinen muoto tekee lopullisesta mallista erittäin lujan ja taipuvan. PLA-filamenttia on saatavilla eri väreissä ja tekstuureissa, se on helposti saatava ja edullinen, mikä tekee siitä käytettävimmän FDM-materiaalin. Polyaktidilla on kuitenkin huono lämmönkestävyys ja se on hauras kiteisessä muodossa. [6]

Toinen merkittävä FDM-tulostukseen sopiva polymeerifilamentti proteesien valmistukseen on glykolilla modifioitu polyeteenitereftalaatti (PETG). PETG kestää paremmin kemikaaleja, lämpöä ja kosteutta verrattuna polyaktidiin, ja sillä on pitkä käyttöikä sekä hyvä iskunkestävyys, mikä tekee siitä sopivan proteesin toiminnallisiin osiin. Polyaktidin tavoin PETG on materiaalina helppo ja edullinen tulostaa.

PLA:n ja PETG:n lisäksi proteesien ominaisuuksia voi täydentää muilla FDM-tulostukseen sopivilla materiaaleilla, kuten polyamidilla (PA), termoplastisella polyuretaanilla (TPU) ja hiilikuituvahvisteisilla materiaaleilla, joita voidaan hyödyntää proteesin eri osissa niiden mekaanisten ominaisuuksien mukaan. [9]

SLS-tekniikassa käytetään ohuita, jauhemaisia ja yleensä nailonpohjaisia materiaaleja. Materiaalin pohjana toimivat nailonin PA12- tai PA11-tyypit, ja niitä voidaan vahvistaa esimerkiksi lasin tai hiilikuidun avulla. Hiilikuitukomposiitti lisää mallin lujuutta ja jäykkyyttä tuomatta siihen kuitenkaan merkittävää lisäpainoa. PA12- ja PA11-polyamidit eivät sido kosteutta, toisin kuin FDM-tulostetut nailonmateriaali, ja soveltuu siksi hyvin proteesien valmistukseen. PA11 on joustavampaa ja sitkeämpää verrattuna PA12:een. Myös SLS-tekniikassa voidaan käyttää FDM:n tavoin polyuretaania. Polyuretaanin kemialliset ominaisuudet ovat samat, mutta tulostustekniikka vaikuttaa sen lopullisiin ominaisuuksiin. SLS-tekniikalla polyuretaanista tulee tasalaatuisempaa, tarkempaa ja kestävämpää kuin FDM-tekniikalla, sillä laser sulattaa kerrokset yhteen eikä pursota niitä yksittäin. Materiaalit jäävät kuitenkin usein huokoisiksi, ja siksi jälkikäsitteily on tärkeä osa SLS-menetelmää. Po-

lypropeeni (PP) on kestävä ja joustava vaihtoehto. Polyeetterieetteriketoni (PEEK) on myös proteeseihin sopiva materiaali, sillä se on luja, jäykkä ja kestää lämpöä. Molemmat PP ja PEEK kestävät hyvin erilaisia kemikaaleja. [7]

SLA-tekniikan käyttämät nestemäiset fotopolymeerihartsit koostuvat monomeereista, oligomeereista sekä lisäaineista, jotka muodostavat monien ristikidosten verkostoja, kun materiaalia valaistaan laserilla. Nämä materiaalit tekevät SLA-tekniikalla tulostetuista malleista jäykkiä, mutta hauraita ja vähemmän sitkeitä verrattuna FDM- ja SLS-tekniikoilla tuotettuihin malleihin. [8] Tulostus tällä menetelmällä on erittäin tarkkaa, mutta sen erityinen teknologia mahdollistaa vain rajoitetun määrän materiaalivaihtoehtoja sekä korkeita kustannuksia [8].

4 Lisäainevalmistus proteesien valmistuksessa

Lisäainevalmistuksen käyttöönotto raajaproteesien valmistuksessa muuttaa merkittävästi työn kulkua. Tämä valmistustapa yhdistää sujuvasti erilaisia digitaalisia työvaiheita korvaamalla perinteisiä käsityövaiheita. Käsillä työskentely vaatii ammattitaitoa, jolloin proteesin lopputulos riippuu pitkälti tekijän tietämyksestä ja kokeemuksesta. Salamanca et al. [10] arvioivat, että perinteisestä menetelmästä puuttuu täten proteesin laadun objektiivinen arviointi. Perinteinen valmistustapa on erittäin työläs, ja vaatii ammattilaisten sekä potilaan läsnäoloa. Prosessin aikana syntyy myös paljon materiaalihukkaa eri työvaiheista, ja proteesin säätäminen juuri potilaalle sopivaksi vaatii työvaiheiden toistamista. Työaika ja materiaalit tulevat kalliiksi, ja potilaat voivat joutua odottamaan jopa kuukausia valmista proteesiaan [11], [12]. Salamanca et al. [10] ehdottavat, että digitalisoimalla perinteisiä työvaiheita ja tuomalla uusia teknologioita, kuten lisäainevalmistusta mukaan prosessiin, voidaan ratkaista perinteisen valmistuksen haasteita.

Tässä luvussa tarkastellaan erilaisten artikkeleiden, tapausraporttien sekä tutkimusten avulla proteesien lisäainevalmistuksen työvaiheita ja vertaillaan niitä perinteisiin työvaiheisiin. Lopuksi vertaillaan FDM-, SLS- ja SLA-tekniikoiden vahvuuksia ja heikkouksia sekä sopivuutta raajaproteeseihin.

4.1 Kuvantaminen ja tietojenkäsittely

Tarkasteltuihin tutkimuksiin valikoitui 13 julkaisua, missä kuvattiin yksityiskohtaisesti työvaiheiden kulku potilaan antropometrisestä mittaamisesta proteesin tulostukseen ja sovitukseen. Näitä tutkimalla voidaan muodostaa käsitys yleisimmistä työvaiheista, jotka kuuluvat proteesin lisäainevalmistusprosessiin. Työvaiheissa on vaihtoehtoisia valintoja, jotka riippuvat tietysti resursseista, halutusta tarkkuudesta ja osaamisesta. Suurin osa kirjallisuudesta keskittyi käsiproteeseihin, mutta mukana on myös tutkimuksia jalkaproteesien valmistuksesta. Mukana on myös nenä- ja korvaproteesien valmistusta koskevat tutkimukset, sillä näiden valmistukseen kuitenkin kuuluu samat vaiheet, vaikka korvattava osa onkin erilainen kuin raaja.

Proteesin suunnittelu potilaalle alkaa halutun proteesin tarpeiden kartoittamisesta sekä kehon raajojen mittaamisesta. Mittaus suoritetaan, koska digitaalisen työnkulun vuoksi tyngästä tarvitaan 3D-virtuaalimalli, jonka avulla proteesi voidaan suunnitella sopivaksi juuri kyseiselle potilaalle. Onnistuessaan yksilöllisesti räätälöity proteesi istuu potilaan tynkään kivuttomasti, eikä se putoa pois paikoiltaan. Useimmiten potilaalta puuttuu osa vain toisesta raajasta, jolloin tyngän lisäksi ehjän raajan mittaaminen voi olla hyödyllistä, kuten on jo todettu luvussa 2.

Tutkimuksista kahdeksassa [10], [11], [13]–[18] käytettiin 3D-skannausta, joka osoittautui selkeästi käytetyimmäksi mittausmenetelmäksi. Skannaus suoritetaan käymällä raaja läpi skannerista riippuvalla optimaalisella etäisyydellä, samalla kun skanneri tallentaa tietoja pistepilveksi, joka muodostuu useiden monikulmioiden verkosta [17]. Li et al. [19] selvittivät tutkimuksessaan terveydenhuollon ammattilaisten kokemuksia 3D-skannauksesta proteesien valmistuksessa. Tutkimuksen mukaan 3D-skannausta pidetään nopeana ja käteväenä, mikä selittää menetelmän suosion tarkastelluissa julkaisuissa. Lisäksi useimpien skannereiden tarkkuus on millimetrien luokkaa, joka riittää hyvin mittaamaan ihmiskehon muotoja [16]. Ennen proteesin varsinaista suunnittelua, skannausdata täytyy esikäsitellä 3D-skanneriohjelmistolla

pinnan muodon virheiden korjaamiseksi, eli merkityksettömien pisteiden poistamiseksi ja puuttuvien pisteiden lisäämiseksi [10], [18], [11]. Romero et al. [17] hyödynsivät tässä työvaiheessa automaattista reikien täyttöä oletussuhdeparametreilla. Hassan et al. [11] ottivat tutkimuksessaan ylös skannaukseen ja skannaustietojen esikäsittelyyn käytettävän ajan määrän, jotta sitä voisi vertailla perinteisiin menetelmiin. Potilaan molempien käsien skannaus Eva-laitteella kesti yhden tunnin. Myös skannaustietojen esikäsittely kesti yhden tunnin verran. Van der Stelt et al. [15] taas onnistuivat tutkimuksessaan skannaamaan jalan tyngän jopa 15 minuutissa. Tämä työvaihe voidaan siis suorittaa erittäin tehokkaasti.

Skannauksen voi vaihtoehtoisesti suorittaa edullisesti älypuhelimella, joka tapahtuu sovelluksen kautta tai laitteeseen kytkettävän rakenneanturin avulla. Näiden avulla muodostettu 3D-pisteverkko on riittävän hyvä toimimaan jäännösraajan mallina suunnittelussa. [20] Tätä menetelmää oli hyödynnetty kahdessa julkaisussa [21], [22], ja tulokset osoittautuivat onnistuneiksi. De Vivo et al. [22] suunnittelivat onnistuneen jalkaproteesin käyttämällä mittausvaiheessa fotogrammetriatekniikkaa. Heidän tavoitteenaan oli valmistaa mahdollisimman edullinen proteesi, joten he suorittivat mittaamisen älypuhelimella. Fotogrammetria perustuu valokuviin, joita yhdistämällä saadaan kolmiulotteinen pisteverkko kohteesta. De Vivo et al. ottivat tutkimuksessaan 60 kuvaa raajasta hieman eri kuvakulmista, jolloin pienten päällekkäisyyksien ja raajaan asetettujen mittakaavapalkkien avulla he saivat muodostettua tarkan rekonstruktion potilaan tyngästä sekä ehjästä jalasta suunnitteluohjelmistolla.

Myös Young et al. [21] hyödynsivät älypuhelimella otettuja valokuvia sormiproteesin valmistuksessa. Potilas otti kuvat tyngästään sekä ehjästä kädestään kotonaan, ja toimitti ne ammattilaisille. Käsi oli asetettu mittanauhaa vasten, jolloin kuvasta saatiin eroteltua tarvittavat antropometriset tiedot, jotka kalibroitiin digitaaliseksi malliksi. 3D-skannaus ja fotogrammetria ovat siis nopeita, helppoja ja

usein myös edullisia mittaustapoja, mutta niillä ei kuitenkaan voida saada tietoja jäännösraajan sisäosista, joka voi tietyissä tilanteissa olla tarpeen [20].

Jäännösraajan kudosten ja luiden tarkempaan selvittämiseen, potilaan mitat voidaan ottaa lääketieteellisellä kuvantamisella. Tietokonetomografia (TT) ja magneettikuvaus (MRI) toimivat hyvin proteesien valmistuksen apuna. Kuvantamistilanteessa potilas joutuu olemaan makuulla, joka voi aiheuttaa esimerkiksi reiden litistymistä, joka hankaloittaa istuvan proteesin suunnittelua. Tietokonetomografia tarjoaa erinomaista tarkkuutta, jopa alle 1 mm resoluutiota [23] ja sen kuvatiedostot on helppo rekonstruoida automaattisesti proteesin digitaaliseen valmistukseen, mutta kuvantamistavasta aiheutuu säteilyä potilaalle. Magneettikuvaus on potilaalle turvallisempi kuin tietokonetomografia, mutta tiedot ovat hankalampi rekonstruoida, joka voi selittää miksi yhdessäkään tarkastellussa julkaisussa ei ollut käytetty magneettikuvausta. [20]

Tarkastelluista kolmestatoista tutkimuksesta kolmessa [23], [12], [3] hyödynnettiin tietokonetomografiaa, tehden tästä toiseksi käytetyimmän mittaamenetelmän heti 3D-skannauksen jälkeen. Cabibihan [12] rakensi potilaan TT-kuvien avulla sopivan holkin ja proteesisormen. Potilas oli käynyt kuvauttamassa ehjän sekä sormetoman kätensä, ja lähettänyt kuvat sähköisesti verkossa proteesin suunnittelutiimille. Tietokonetomografia tuottaa sarjan poikkileikkauskuvia, jotka voidaan mallintaa kolmiulotteiseksi kuvaksi siihen erikoistuneilla ohjelmistoilla. Tässä tutkimuksessa potilaan lähettämät tiedostot tuotiin ensin Mimics-ohjelmistoon, jolla voitiin visualisoida käsien kolmiulotteinen geometria. Kuva segmentoidaan, kudokset erotellaan ja pinta puhdistetaan. Kuvantaminen voi tapahtua potilaan asuinalueella, kun taas suunnittelu voidaan tehdä kyseisen ammattilaisen asuinalueella. De Vivo et al. [22] tuovatkin esiin, että kuvantamistekniikan ja CAD-suunnittelun yhdistäminen nopeuttaa potilaskohtaista suunnitteluprosessia ja digitaalisen työnkulun vuoksi proteeseja voi suunnitella ympäri maailmaa hyödyntäen haluttua ammattitaitoa. Tämä

on merkittävä etu syrjäseudun asukkaille ja kehittyville maille, missä proteesien valmistuksen saavutettavuus ei ole yhtä hyvä kuin kaupungeissa, sillä tämä tekniikka ei ole riippuvainen ammattitaidon sijainnista.

Myös Cabibihan [23] esitti uudemmassa tutkimuksessaan etäsuunnittelun olevan arvokasta. Tutkimuksessa potilaalle onnistuttiin suunnittelemaan kokonaan digitaalisesti käsi, joka oli valmistuessaan onnistunut ja mukava käyttää. Vahingoittumattoman raajan peilikuvan avulla pystyttiin valmistamaan muodoltaan ja tilavuudeltaan lähes identtinen kopio potilaalle. Potilaan oli käytävä sairaalassa koko prosessin aikana vain kerran, sillä kaikki tarvittava antropometrinen tieto proteesin valmistusta varten saadaan TT-kuvista. Cabibihan [23] antaa arvoa TT-kuvien riskittömään käyttöön suunnitteluvaiheessa. Tietokonetomografialla otettuja kuvia ei tarvitse erikseen skaalata oikeaan mittaan toisin kuin älypuhelimella otettuja kuvia. Pienikin skaalausvirhe suunnittelussa voi johtaa tulostetun proteesin epämu-kavuuteen.

4.2 Suunnittelu ja optimointi

Kun kuvat ja skannausdata on muunnettu segmentoinnilla, korjaamisella ja siistimisellä mallin virheettömäksi 3D-pisteverkoksi, sitä voidaan käyttää CAD-suunnittelun lähtömallina. Proteesin malli voidaan luoda alusta loppuun CAD-ohjelmistossa, tai sitten käyttää hyödyksi avoimen lähdekoodin sivustojen valmiita malleja. Kahdessa julkaisussa [13], [24] proteesin suunnittelu perustui avoimen lähdekoodin malliin ja sen räätälöintiin potilaalle. Min-Yong et al. [24] latsivat lähdekoodin e-NABLE-sivustolta, ja muokkasivat sitä potilaan tyngän mittojen mukaisesti. Guisheng et al. [13] latsivat avoimen lähdekoodin Thingiverse-sivustolta ja räätälöivät sen potilaalle sopivaksi. e-NABLE-sivusto on keskittynyt lähinnä yläraajaproteesien jakamiseen, kun taas Thingiverse-sivustolta löytyy muita 3D-tulostettavia malleja. Malleja voi tulostaa sellaisenaan, muokata tarpeidensa mukaan tai ladata

sivustolle omia malleja ja tulostusohjeita. Piirustusten ilmainen jakaminen ja niiden hyödyntäminen vähentää merkittävästi suunnittelu-aikaa, joka taas vähentää proteesin kokonaiskustannusta. [25] Digitaalisen saatavuuden vuoksi kuka tahansa, kenellä on yhteys internetiin, pääsee käsiksi lukuisiin valmiisiin malleihin. Proteesit eivät ole kaikkien niitä tarvitsevien ulottuvilla ja pienituloisten on hankala kustantaa tarvitsemaansa apuvälinettä. Van der Stelt et al. [15] tuovat tutkimuksessaan esille, että digitaalisen työnkulun avulla tätä ongelmaa voidaan helpottaa. He onnistuivat luomaan yksilöidyn holkin digitaalisesti vain 20 minuutissa, joka tukee käsitystä menetelmän aikatehokkuudesta. Koko tuotanto on yhdenmukaisempaa ja nopeampaa, sillä digitaalisen työnkulun koulutus voidaan tehdä useammalle ja nopeammin verrattuna perinteisten menetelmien opettelemiseen. [15]

Vaikka avoimet lähdekoodit saattavatkin olla ilmaisia ja helppoja tulostaa, Guis-heng et al. [13] nostavat esille tapausraportissaan myös avointen lähdekoodien käyttöön liittyviä huolenaiheita. Valitettavasti useimmat mallit eivät ole terveydenhuollon ammattilaisten sääntelemiä tai varmentamia, ja niissä voi olla vielä paljastamattomia haittoja. Siksi valmiisiin malleihin tulee suhtautua varauksin.

Proteesin ja proteesiholkin suunnitteluun voidaan käyttää esimerkiksi ilmaista Autodesk MeshMixer V -ohjelmistoa, kuten Hassan et al. [11] tutkimuksessaan. Kun skannausdata oli saatu tuotua MeshMixer V -ohjelmistoon, he käyttivät ehjän käden sormien peilikuvamuotoa hahmottelemaan sormiproteesin mahdollista muotoa. Sitten he suunnittelivat tyngän ja proteesin välisen rajapinnan tyngän muodon avulla. Valmistettu sormiproteesi vähensi potilaan jäännöspeukalon kipuja suojaamalla sitä. Henao et al. [26] selvittivät tutkimuksessaan haastatteluiden kautta, mitkä ovat tärkeimpiä suunnitteluvaatimuksia proteeseille. Loppukäyttäjät, sukulaiset ja terveydenhuollon ammattilaiset nostivat kaikki esille holkin istuvuuden sekä mukavuuden tärkeyden. CAD-mallinnuksen sekä potilaan antropometristen tietojen yhdistämisen avulla voidaan luoda tarkasti potilaan tyngälle sopiva holkki ja ominai-

sen muotoinen proteesi. Esimerkiksi jalkaproteeseissa holkki jakaa painoa tyngälle. Tarkan suunnittelun avulla holkin muotoa voidaan säätää niin, että suurin paine kohdistetaan sitä sietäville kudosalueille. Proteesin mukavuuden optimointi tyngän mittoja käyttämällä on erittäin tärkeää, sillä holkista aiheutuvat mahdolliset kivut johtavat lähes varmasti proteesin hylkäämiseen. [15]

Tässä työvaiheessa voidaan hyödyntää kahta digitaalisen suunnittelun työkalua, laskennallista Finite Element Analysis -menetelmää (FEA) ja topologiaoptimointia, joka perustuu FEA-simulaatioiden tuloksiin. FEA:n avulla voidaan simuloida, miten holkki tai proteesirakenne jakaa kuormitusta kävelyn tai muiden liikkeiden aikana. Simulaatio osoittaa, missä kohdin mallissa syntyy liiallista painetta tai jännitystä, jolloin holkin muotoa voidaan säätää ennen tulostusta. Marinopoulos et al. [27] osoittivat, että FEA:ta hyödyntämällä voidaan kehittää vahvempia ja kestävämpiä holkkeja. Topologiaoptimoinnissa puolestaan karsitaan pois materiaalia alueilta, jotka eivät osallistu kuorman kantamiseen, ja vahvistetaan rakenteita alueilta, missä rasitus on suurin FEA-simulaatioiden perusteella. Poistamalla ylimääräistä materiaalia voidaan vähentää proteesin painoa kuitenkin heikentämättä proteesin mekaanisia ominaisuuksia, kuten kantokykyä. [10] Proteesien yleisimpiin hylkäämisen syihin mukavuuden lisäksi kuuluu painon tuoma epämukavuus [26]. Henao et al. [26] tunnistivat keveyden keskeiseksi vaatimukseksi haastatellessaan eri sidosryhmiä. Kevyttä proteesia on helpompi hallita ja käyttää kuin raskasta, joka osoittaa topologiaoptimoinnin tärkeyden. Materiaalin säästäminen proteesissa johtaa myös kustannussäästöihin. De Vivo Nicoloso et al. [22] suorittivat tutkimuksessaan topologiaoptimoinnin ja onnistuivat vähentämään jalkaproteesin painoa 55 %. Potilas totesi keveyden painon lisäävän kävelyn mukavuutta. Näitä menetelmiä käytetään erityisesti silloin, kun tavoitteena on keventää proteesia heikentämättä sen kestävyttä tai lisätä mukavuutta minimoimalla painetta herkiltä alueilta. FEA ja topologiaoptimointi ovat helppo integroida proteesin digitaalisen suunnittelun yhteyteen ja mallit

ovat luotettavampia suoritettujen tietokonesimulaatioiden takia. [27], [26] Yleisesti ottaen 3D-tulostetut polymeerimateriaalit ovat kevyempiä kuin perinteisten menetelmien materiaalit. Van der Stelt et al. [15] raportoivat valmistamansa jalkaproteesin painavan vain 1 560 grammaa, kun perinteisesti valmistettu proteesi olisi tuonut lisäpainoa noin 400 grammaa.

Suunnitteluprosessissa voidaan ottaa helposti huomioon potilaan yksilölliset tarpeet. Esimerkiksi Lee et al. [14] tutkimuksessaan lisäsivät peukalon proteesin pintaan pieniä kohoumia, jolloin proteesin puristusvoima parani eivätkä nostetut esineet liukuneet kädestä. Suunnittelussa he hyödynsivät kahta eri mallinnusohjelmistoa, jotka olivat Touch Haptic Stylus ja Geomagic Freeform. Suunnittelu oli onnistunut, sillä potilas raportoi proteesin olevan mukavasti ja tiiviisti istuva. [14] Lee et al. [14] arvioivat digitaalisen suunnittelun etuja, ja nostavatkin esille miten helppoa 3D-kuvatiedostoja on muokata verrattuna perinteisiin menetelmiin. Nuseir et al. [3] huomioivat myös edut uudelleenkäytön mahdollisuuteen ja tallennustilan säästämiseen. Proteesit eivät ole ikuisia, ne saattavat ajan kuluessa rikkoutua. CAD-suunnittelutiedostot ovat paljon helpompi säilyttää tulevaisuutta varten, kuin perinteisen menetelmän fyysistä tilaa vievät kipsimuotit. Muokkaus digitaalisesti ei vaadi lämpömuovausta tai uusia erityisiä muotteja ja valuja, josta koituu lisäkuluja ja käytettyä aikaa. [14] Digitaalinen suunnittelu on siis sekä kustannus- että ja aikatehokkaampaa.

De Vivo Nicoloso et al. [22] käyttivät suunnittelussa Nuseir et al. [3] tavoin kahta eri CAD-mallinnusohjelmaa. Mallia muokattiin sekä Autodesk fusion 360 että Meshmixer v -ohjelmistoilla kuorman tasaisen jakaantumisen ja proteesin mukavuuden saavuttamiseksi. Suunnittelu vei aikaa kolme tuntia, kun perinteisillä menetelmillä siihen olisi kulunut kolme päivää. Samankaltaista kahden ohjelman vuorottelua hyödynsivät myös Radosh et al. [18] tutkimuksessaan. Proteesin lopputulosta arvioivat

sovituksen ja fysioterapian asiantuntijat, jotka pitivät proteesin lopullista muotoa ja istuvuutta erittäin onnistuneina.

Vaikka tulokset ovatkin myönteisiä, digitaalinen työnkulku voi olla hieman monimutkainen erityisesti kokemattomien suunnittelijoiden keskuudessa. Koulutuksen puute ja muutosvastarinta ovatkin tämän teknologian laajemman käyttöönoton hidasteita, mikä korostaa ohjelmisto-osaamisen merkitystä. [16] Useat tutkimukset kuitenkin osoittavat, että yhden CAD-ohjelmiston käyttö on mahdollista, vaikka Radosh et al. [18] suosivatkin kahden eri ohjelmiston yhteistyötä toisiaan täydentävien toimintojen ja helppokäyttöisyyden vuoksi. Yhden ohjelmiston käytön kouluttamisen voi kuitenkin suorittaa nopeasti ja tehokkaasti uusille asiantuntijoille [15]. Lisäksi terveydenalan ammattilaisilla on yhä huolia 3D-tulostettujen proteesien pitkäaikaisen käytön kestävydestä [19]. Li et al. [19] esittävätkin, että lisätutkimukset 3D-skannaamisen ja -tulostamisen tehokkuudesta sekä tulostusmateriaalien laadun ja ohjelmistokoulutusohjelmien parantamisesta edistäisivät tämän menetelmän laajempaa käyttöönottoa.

4.3 Tulostus

Suunnittelun jälkeen viimeistellyt 3D-mallit viedään viipalointiohjelmistoon, jossa ne muunnetaan kaksiulotteisiksi poikkileikkauskerroksiksi tulostusta varten [25]. De Vivo Nicoloso et al. [22] suorittivat viipaloinnin Simplify3D -ohjelmistolla. Malli asetettiin haluttuun tulostusasentoon ja tulostusta varten määriteltiin tulostusparametrit, jotka vaikuttavat proteesin lopullisen rakenteeseen ja mekaanisiin ominaisuuksiin [16]. Määriteltäviin parametreihin voi kuulua esimerkiksi nopeus, kerroskorkeus, täyttöprosentti, tukimateriaalit ja lämpötila, joka riippuu käytetystä materiaalista. [28], [22]. Viipaloidut tiedostot siirretään valittuun tulostimeen. Tulostusvaihe on selvästi menetelmän aikaa vaativin vaihe. Lähes kaikissa tutkimuksissa viitataan uuden menetelmän olevan nopeampi kuin perinteinen. Falcinelli et al. [29] raportoiti-

vat uuden lähestymistavan osoittavan 50 %:n ajansäästön valmistusprosessissa. De Vivo Nicoloso et al. [22] osoittivat, että jalkaproteesin koko valmistusprosessi voidaan suorittaa jopa yhdessä päivässä. Potilas tulee sairaalaan kuvattavaksi, proteesi suunnitellaan hyödyntämällä kuvaustietoja ja proteesi tulostetaan valmiiksi potilaan käyttöön kaikki samalla käyntikerralla. Skannauksesta valmiiseen tuotteeseen kului 16 tuntia, kun perinteisellä menetelmällä se olisi vaatinut 14 päivää. [22]

Tulostuksen kokonaisaika riippuu tuotteen muodosta ja kulmasta, kerrosten määrästä ja tulostusnopeudesta. Kerrosten määrän vähentäminen nopeuttaa tulostusta, mutta aiheuttaa huonompaa resoluutiota. Nopeuden lisääminen taas voi johtaa epätasaiseen materiaalin esiintymiseen ja heikentää mekaanista lujuutta. Proteesin tulostus vaatii useita tunteja, mutta se ei vaadi työlästä käsin muovausta. Tulostusprosessi etenee automaattisesti ja valmistuu valittujen parametrien mukaan. [22]

4.4 FDM-, SLS- ja SLA-tekniikoiden vertailu

Luvussa 3 esitettyjen tulostustekniikoiden erot vaikuttavat suoraan siihen, millaisia proteesikomponentteja voidaan valmistaa. Tekniikan valinta vaikuttaa mallin ominaisuuksiin ja määrittelee mihin tarkoitukseen proteesia voidaan käyttää. Tässä alaluvussa tarkastellaan menetelmien soveltuvuutta proteesien valmistuksessa pinnan tarkkuuden, mekaanisen kestävyuden ja kustannusten näkökulmasta.

Yuliia et al. [30] tuovat esille, että FDM-tekniikalle ominainen kerroksellinen valmistustapa rajoittaa merkittävästi pinnan tarkkuutta. Tulostusmalleihin muodostuu epätasainen porrask rakenne, koska pursotettava filamentti jäähtyy nopeasti eikä tartu edelliseen kerrokseen täysin tasaisesti. [30], [31] Myös W. Rosen et al. [31] ja Syrlybayev et al. [32] nostavat tutkimuksissaan esiin FDM-tekniikan tuottaman heikon pinnanlaadun. Karkeuden takia mallit eivät sovellu ihokosketukseen sellaisenaan. Jotta proteesia on miellyttävä käyttää, malli pitää peittää silikonilla, tai jälkikäsitellä sitä sileämmäksi hiomalla tai tasoittaa pinta kemiallisesti.

Hagerdorn-Hansen et al. [33] vertailivat tutkimuksessaan FDM- ja SLA-menetelmän tuottamien pintojen tarkkuuksia. Topografiamittaukset osoittivat SLA-mallien pintojen tuottavan erittäin matalia karheusarvoja, mikä viittaa pinnan erinomaiseen tarkkuuteen ja kerrosten välisiin sulaviin liitoksiin. FDM tuotti jopa seitsemän kertaa suurempia karheusarvoja, juurikin kerrosten välisen porrasmaisuuden takia. SLA-mallit ovat tarkkoja ja realistisia, joten ne sopivat erityisen hyvin näkyville proteesipaikoille, kuten käsiin tai kasvoihin. [33] SLS ei kärsi kerrosten porrasmaisuudesta, joten mallit ovat tarkkoja. [34] Juneja et al. [35] vertailivat FDM-, SLS- ja SLA-tulostettujen mallien suhteellisia virheitä verraten tulostettuja malleja virtuaaliseen 3D-malliin. Tulokset osoittivat SLA-tekniikan olevan hieman tarkempi kuin SLS-tekniikan. Molemmat malleista olivat myös huomattavasti tarkempia kuin FDM-tekniikalla tulostetut mallit. Suhteelliset virheet ovat kuitenkin alle kahden prosentin luokkaa, joten kaikkien tekniikoiden voidaan sanoa olevan tarkkoja.

FDM-kerrosrakenteen epätarkkuudet eivät vaikuta ainoastaan pintaan, vaan heikentävät myös mallin mekaanista kestävyyttä. Filamenttikerrosten väliin saattaa jäädä tulostuksessa pieniä tyhjiä ilmarakoja, jotka estävät sidosten muodostumista kerrosten välille. Tämä rajallinen kerrosten välinen tartunta tekee malleista alttiita murtumille. [30], [32] Tämän vuoksi FDM-menetelmällä tulostetut mallit eivät välttämättä sovellu kuormaa kantaviin proteesin osiin, kuten jalan runkoihin. Mallit sopivat esimerkiksi käsien osiin ja kosmeettisiin proteeseihin, joissa mahdollinen murtuminen ei aiheuta käyttäjälle riskiä. [31]

FDM-mallien tapaan SLA-mallit ovat heikkoja. Kuten luvussa 3 todettiin, SLA-tekniikka perustuu nestemäisten hartsien kovettamiseen. Kerrosten välille jäävät sitoutumattomat monomeerit heikentävät mekaanista kestävyyttä, jonka lisäksi ne eivät sovi ihokosketukseen, vaan voivat olla jopa myrkyllisiä ihmiselle. Jäännösmonomeereja ehkäistään jälkikovuksella ja mallin kemiallisella pesulla. [36] SLS-tekniikalla tuotetut proteesit ovat taas kovia, kestäviä ja jäykkiä. Lasersulatus on

tasaista ja kerrosten välit ovat sulavia, eikä niihin jää ilmarakoja. SLS-tekniikan käyttämät materiaalit ovat lujia ja kestäviä. Mallit sopivat siis kuormitusta kantaviin osiin sekä kosmeettisiin proteeseihin hyvän laatunsa vuoksi. [34]

Vaikka SLS ja SLA mallit ovat tarkempia ja osittain kestävämpiä, ne ovat myös kalliimpia sekä tulostimien että materiaalien puolesta. Juneja et al. [35] vertailivat SLS, SLA ja FDM tekniikoiden kustannuksia. SLA:n raaka-ainemateriaalien kustannukset olivat korkeammat kuin SLS ja FDM. SLA tulostus vaati myös eniten aikaa, joka tekee siitä kalleimman tekniikan. [35] Hagerdorn-Hansen et al. [33] vertailivat myös FDM ja SLA kustannuksia sekä materiaalin- ja ajankäyttöä. FDM oli huomattavasti halvempi, vaikka se vaati enemmän materiaalia kuin SLA. FDM tuottaa materiaalihukkaa, sillä valmistus vaatii tulostettavia tukirakenteita. SLS ja SLA-tekniikoissa tuki muodostuu ylimääräisestä jauheesta ja nesteestä, kun taas FDM-malli tulostetaan tyhjään tilaan.

FDM-tulostimet ovat käyttäjäystävällisiä ja sopivat harrastelijoille, sillä FDM-tulostimet ovat usein pöytätulostimia. FDM-tulostimien energiankulutus on pieni koska energiaa tarvitaan lähinnä pursotettavan filamentin kuumentamiseen. SLS-tulostimet taas ovat isoja koneita, jotka vaativat koko kammion lämmityksen, inertin kaasun ja viisinkertaisen energiankulutuksen verrattuna FDM-tulostimeen. [34]

Hagerdorn-Hansen et al. [33] ottivat vertailuun mukaan myös avoimen lähdekoodin FDM-mallin. Malli osoittautui koko vertailun halvimmaksiksi, mutta se ei ollut tarkkuudeltaan ja laadultaan yhtä miellyttävä kuin muut mallit. Vertailussa kallein malli oli perinteisesti käsin valmistettu malli, jonka kustannukset nousivat noin kymmenkertaisiksi lisäainevalmistustekniikoihin verrattuna. Tätä tukee myös De Vivo Nicoloso et al. [22] tutkimus lisäainevalmistuksella tuotetusta proteesijalasta. He nostavat esille materiaalikustannusten laskeneen 95 % ja koko prosessin kustannusten laskeneen 80 %.

5 Pohdinta

Kuten luvussa 4 käytiin läpi, FDM-, SLS- ja SLA-tekniikat eroavat merkittävästi toisistaan sekä tekniikan että lopputuotteen ominaisuuksien kannalta. Mallien ominaisuudet tarkkuudessa, kestävyudessa ja kustannuksissa vaikuttavat niiden soveltuksiin proteeseissa. Taulukkoon 5.1 on katsauksen tutkimuksiin perustuen koottu yhteen jokaisen tekniikan kolme eri ominaisuutta, jotta voidaan vertailla niitä helposti keskenään. Lisäksi menetelmiä on verrattu yleisesti perinteisiin menetelmiin. Jokaiselle tekniikan ominaisuuksista on annettu arvosana matalan ja korkean väliltä, ja oikeassa sarakkeessa on arvioitu tekniikan soveltuvuutta proteeseihin. Perinteiset valmistustavat ovat hyvin riippuvaisia valmistajan taidoista, joten taulukon arvosana pyrkii kuvaamaan menetelmien keskimääräistä suorituskykyä.

Taulukkoa tarkastelemalla voidaan päätellä, että FDM-tekniikkaa pidetään toimivana ratkaisuna kevyisiin ja edullisiin proteeseihin, jotka ovat tarkoitettu lyhyempään tai kevyempään käyttöön. SLS taas on tasapainoisesti hyvä tekniikka, sillä se tuottaa lujia ja tarkkoja malleja, ja soveltuu useampaan eri käyttötarkoitukseen. Haittapuolena pidetään SLS-tulostuksen korkeita kustannuksia ja huonoa saavutettavuutta verrattuna FDM-koneisiin. Vaikka SLS-tekniikan kustannukset ovat korkeat, tulostus osoittautuu silti halvemmaksi vaihtoehdoksi kuin perinteisellä menetelmällä valmistaminen. SLA tuottaa kirjallisuuden mukaan ylivoimaisesti tarkimman pinnanlaadun ja parhaimman yksityiskohtaisuuden, joka tekee siitä soveltuvan erityisesti kosmeettisiin proteeseihin ja näkyville alueille, joissa esteettisyys on

Taulukko 5.1: FDM-, SLS- ja SLA-tekniikoiden sekä perinteisten menetelmien vertailu proteeseissa

Tekniikka	Tarkkuus	Kestävyys	Kustannus	Soveltuvuus proteeseihin
FDM	Kohtalainen	Matala	Matala	Kosmeettiset, kevyet ja ei-kuormittuvat osat, nopeat prototyypit tai väliaikaiset proteesit
SLS	Korkea	Korkea	Korkea	Kuormaa kantavat ja runko-osat, myös kosmeettiset proteesit
SLA	Erittäin korkea	Keskitaso	Korkea	Esillä olevat tarkkuutta vaativat osat ja ei-kuormittuvat proteesit
Perinteiset	Keskitaso	Korkea	Erittäin korkea	Soveltuuk kaikkiin proteeseihin

keskeinen vaatimus. SLA-materiaalien perimmäinen ongelma on kuitenkin rakenteellinen hauraus ja heikko iskunkestävyys, mikä rajoittaa niiden käyttöä toiminnallisissa tai kuormitetuissa osissa. Perinteisten menetelmien etuna on soveltuvuus kaikenlaisiin proteeseihin. Valmistuksessa ei ole merkittäviä rajoitteita kuten 3D-tulostuksessa.

Huomionarvoista on myös se, että kirjallisuuskatsauksen hakuprosessissa FDM-tekniikka esiintyi selvästi muita tulostustekniikoita useammin. FDM on siis yleisesti lisääainevalmistuksessa suosituin tekniikka, ja sen laaja käyttö heijastuu myös proteesien valmistukseen, vaikka se ei ole optimaalinen pinnanlaadun ja mekaanisen kestävyden kannalta. SLS oli toiseksi yleisin aineiston haun perusteella, vaikka sen yleistä käyttöä rajoittavatkin korkeat kustannukset. SLA puolestaan jää aineistossa harvinaiseksi, osittain myös siksi, että tämä tutkielma keskittyi raajaproteeseihin. Kasvoproteesien tarkastelussa SLA:n käyttö voisi korostua enemmän, sillä näissä ei vaadita kuormankestävyyttä.

Tulosten tulkinnessa on huomioitava useita rajoitteita. Eri tutkimuksissa käytettyjen tulostimien, materiaalien ja parametrien erot vaikeuttavat tekniikoiden suoraa vertailua, ja suurin osa tutkimuksista perustuu lyhyen käytön arviointiin todellisten pitkäaikaisten käyttäjäkokemusten sijaan. Myös jälkikäsitteilyn merkitys on huomionarvoinen, sillä se voi merkittävästi kompensoida FDM:n pinnanlaadun heikkouksia ja SLA:n haurauteen liittyviä ongelmia. Kirjallisuudessa esitetyt tulokset kuvaavat siis ennen kaikkea teknisen potentiaalin kehityssuuntaa, mutta eivät vielä anna kattavaa kuvaa proteesien soveltuvuudesta ja suorituskyvystä pitkällä aikavälillä. Lisätutkimuksia tarvitaan erityisesti materiaalien kestävydestä pitkäaikaisessa arkikäytössä, kuten myös terveydenhuollon ammattilaiset ovat huomauttaneet [19]. Jatko-tutkimusten myötä lisäainevalmistettujen proteesien heikkouksia voitaisiin korjata merkittävästi. Esimerkiksi SLA-mallien jälkikäsitteilymenetelmien kehittyminen voisi ratkaista tekniikan suurimman heikkouden ja nostaa sen käyttöä proteesisovelluksissa. Kun lisäainevalmistus ratkaisee perinteisten menetelmien rajoitteet tuomatta uusia haasteita tilalle, menetelmästä muodostuu selvästi houkuttelevampi vaihtoehto kipsivalu- ja hartsimenetelmien tilalle.

Laajemmin tarkasteltuna lisäainevalmistuksen suurin potentiaali liittyy digitaalisen työnkulun mahdollistamaan yksilöllisyyteen. Proteesien mukavuus ja istuvuus ovat käyttäjäkokemuksen kannalta kriittisiä, ja huonosti istuva holkki on yksi yleisimmistä proteesin hylkäämisen syistä. CAD-suunnittelu ja tarkka kuvantamisdata mahdollistavat rajapinnan muotoilun tavalla, joka vähentää painetta herkiltä kudosalueilta ja optimoi kuormituksen jakautumista. FEA-pohjainen simulointi ja topologiaoptimointi tukevat näitä tavoitteita. Niiden avulla voidaan poistaa materiaalia kuormaa kantamattomilta alueilta heikentämättä kestävyyttä.

Vaikka tutkimukset osoittavatkin lisäainevalmistuksen käyttöönoton vastaavan perinteisten menetelmien haasteisiin, menetelmään liittyy kuitenkin kysymyksiä ja rajoitteita. Tutkimukset tuovat esille huolen avoimen lähdekoodin mallien turval-

lisuudesta ja laadunvarmistuksesta. Mallien helppo saatavuus ja tulostettavuus lisää proteesien saavutettavuutta, mutta sisältää myös riskejä. Proteesien ymmärrys vaatii moniammatillista osaamista sekä holkin yksilöintiä, joten valvonnan puute proteesin valmistuksessa ja käyttöönotossa voi olla jopa vaarallista. Digitaalisen työnkulun käyttöönotto edellyttää ohjelmisto-osaamista ja koulutusta, ja laitteiden korkeat kustannukset rajoittavat teknologian leviämistä pieniin yksiköihin. Nämä tekijät hidastavat menetelmän laajempaa käyttöönottoa.

Muita proteesien tulevaisuuden kehitysaloja ovat 3D-tulostuksen lisäksi myoelektriset sekä aivo-ohjatut proteesit, jotka havaitsevat hermoston sähköisiä signaaleja ja näiden avulla liikuttavat proteesia. [2] Nämä sovellusalueet tulevat asettamaan välttämättäkin uusia vaatimuksia proteesien rakenteelle ja valmistukselle, joihin lisäainevalmistus pyrkii tarjoamaan ratkaisun. Kuten luvussa 3 esitettiin, 3D-tulostus mahdollistaa proteeseille monimutkaisiakin geometrisia rakenteita. Tämä on merkittävä etu antureiden ja elektroniikan integrointiin, sillä käsityövalmistuksessa monimutkaisten rakenteiden luominen on erittäin haastavaa. Digitaalisen suunnittelun ja lisäainevalmistuksen yhdistäminen älyproteeseihin onkin kehityssuunta, joka voisi merkittävästi parantaa proteesien toiminnallisuutta tulevana vuosina.

Tämän kirjallisuuskatsauksen perusteella voidaan todeta, että lisäainevalmistuksen käyttöönoton merkittävin etu ei liity yksittäisten tulostustekniikoiden ominaisuuksiin, vaan koko digitaalisen työnkulun kykyyn tuottaa paremmin istuvia ja kevyempiä proteeseja nopeasti ja tehokkaasti. Ratkaisevaa on, kuinka tarkasti potilaan anatomista dataa saadaan tallennettua ja hyödynnettyä suunnittelussa ja miten tulostustekniikka sovitetaan yhteen suunnittelun kanssa.

6 Yhteenveto

Proteesit ovat merkittäviä apuvälineitä, sillä ne voivat parantaa elämänlaatua huomattavasti. Perinteiset valmistustavat sisältävät haasteita, joita lisäainevalmistuksen käyttöönotto pyrkii korjaamaan. Korkeat kustannukset, ammattitaidon rajallinen saavutettavuus ja hidas tuotanto ovat käsityötuotannon rajoitteita. Tämän tutkielman tavoitteena oli selvittää, millainen on lisäainevalmistuksen työnkulku raaja-proteesien valmistuksessa ja miten keskeiset 3D-tulostustekniikat eroavat toisistaan proteesien käytön näkökulmasta. Näistä muodostuivatkin seuraavat tutkimuskysymykset: 1. "Minkälainen on lisäainevalmistusprosessi proteesien valmistuksessa?" ja 2. "Mitkä ovat FDM-, SLS- ja SLA-tekniikoiden keskeiset erot proteesivalmistuksen näkökulmasta?" Kirjallisuuskatsauksen perusteella lisäainevalmistus osoittautui lupaavaksi menetelmäksi, vaikka prosessilla on myös omat rajoitteensa.

Ensimmäiseen tutkimuskysymykseen voidaan vastata tiivistämällä, että proteesien lisäainevalmistus muodostaa yhtenäisen digitaalisen työnkulun, joka alkaa potilaan anatomisten ominaisuuksien tallentamisesta ja etenee suunnittelun sekä optimoinnin kautta tulostukseen ja lopulliseen sovitukseen. Tutkimuksissa kuvattu työnkulku eroaa merkittävästi perinteisestä valmistuksesta, jossa työvaiheet ovat toisteisia ja vahvasti yksittäisen ammattilaisen käsityötaidosta riippuvaisia. Digitaalinen prosessi mahdollistaa huomattavasti yksilöidymmän muotoilun ja ennustettavamman lopputuloksen. Tämä vähentää virheiden määrää ja nopeuttaa suunnittelua, sillä mallin muokkaaminen CAD-ympäristössä on huomattavasti mutkattomampaa

kuin kipsivalujen tai termoplastisten testiholkkien käsin muovaaminen. Menetelmä ei kuitenkaan ole täysin riskitön, vaan kuvantamistavasta riippuen mahdolliset mitausvirheet voivat johtaa holkin epämukavuuteen.

Lisäainevalmistusprosessin eri vaiheiden tuottama ajansäästö ja etäsuunnittelun mahdollisuus ovat merkittävimpiä lisäainevalmistuksen etuja. Näiden myötä lisäainevalmistusmenetelmä lisää potilaskokemuksen mukavuutta ja palvelun saavutettavuutta. Tämä on erityisen merkittävää harvaan asutuilla alueilla ja kehittyvissä maissa, joissa proteesiammattilaisia on vain vähän tarjolla.

Toista tutkimuskysymystä tarkasteltaessa saatiin selville, että FDM-, SLS- ja SLA-tekniikoilla on selkeästi toisistaan poikkeavat vahvuudet ja rajoitteet. Tarkastellun kirjallisuuden perusteella voidaan todeta, että lisäainevalmistuksen hyötyjä ja rajoitteita koskevat havainnot ovat suurelta osin yhdenmukaisia eri tutkimuksissa. SLS soveltuu parhaiten kuormaa kantaviin rakenteisiin, SLA kosmeettisiin proteeseihin ja FDM edullisiin ja kevyisiin osiin.

Lisäainevalmistus tarjoaa siis keinoja ratkaista perinteiseen valmistukseen liittyviä kustannus-, yksilöllisyys-, paino- ja saavutettavuusongelmia samalla nopeuttaen tuotantoaikoja. FDM, SLS ja SLA tarjoavat erilaisia ominaisuuksia ja vahvuuksia proteesiovelluksiin. Lisäainevalmistusprosessin ja 3D-tulostuksen laajempi kliininen käyttöönotto edellyttää kuitenkin jatkotutkimusta materiaalikestävyydestä, selkeitä laatustandardeja ja ammattilaisten koulutusta. Lisäainevalmistus ei vielä kokonaan korvaa perinteisiä menetelmiä, mutta muodostaa lupaavan ja nopeasti kehittyvän vaihtoehdon, jonka merkitys proteesiteknologiassa todennäköisesti kasvaa tulevina vuosina.

Lähdeluettelo

- [1] W. Craelius, *Prosthetic Designs for Restoring Human Limb Function*. Springer International Publishing, 2022. DOI: 10.1007/978-3-030-31077-6.
- [2] ”Prosthetics | applied sciences | research starters | EBSCO research”, EBSCO, viitattu 7. helmikuuta 2026. url: <https://www.ebsco.com>.
- [3] A. Nuseir, M. M. Hatamleh, A. Alnazzawi, M. Al-Rabab’ah, B. Kamel ja E. Jaradat, ”Direct 3d printing of flexible nasal prosthesis: Optimized digital workflow from scan to fit”, *Journal of Prosthodontics*, vol. 28, nro 1, s. 10–14, 2019. DOI: 10.1111/jopr.13001.
- [4] P. P. Borthakur, ”The role and future directions of 3d printing in custom prosthetic design”, *Engineering Proceedings*, vol. 81, nro 1, s. 10, 2025, Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. DOI: 10.3390/engproc2024081010.
- [5] J.-M. Hirsch, A. Palmquist, L.-E. Rännar ja F. M. Thieringer, ”Additive manufacturing and 3d printing”, teoksessa *Lasers in Oral and Maxillofacial Surgery*, S. Stübinger, F. Klämpfl, M. Schmidt ja H.-F. Zeilhofer, toim., Springer International Publishing, 2020, s. 227–237. DOI: 10.1007/978-3-030-29604-9_17.
- [6] F. M. Mwema ja E. T. Akinlabi, ”Basics of fused deposition modelling (FDM)”, teoksessa *Fused Deposition Modeling: Strategies for Quality Enhancement*, F. M. Mwema ja E. T. Akinlabi, toim., Springer International Publishing, 2020, s. 1–15. DOI: 10.1007/978-3-030-48259-6_1.

-
- [7] H. M. Yehia, A. Hamada, T. A. Sebaey ja W. Abd-Elaziem, "Selective laser sintering of polymers: Process parameters, machine learning approaches, and future directions", *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, vol. 8, nro 5, s. 197, lokakuu 2024, Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. DOI: 10.3390/jmmp8050197.
- [8] F. P. W. Melchels, J. Feijen ja D. W. Grijpma, "A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering", *Biomaterials*, vol. 31, nro 24, s. 6121–6130, 1. elokuuta 2010. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2010.04.050.
- [9] S. Prajapati, J. K. Sharma, S. Kumar, S. Pandey ja M. K. Pandey, "A review on comparison of physical and mechanical properties of PLA, ABS, TPU, and PETG manufactured engineering components by using fused deposition modelling", *Materials Today: Proceedings*, 15. toukokuuta 2024. DOI: 10.1016/j.matpr.2024.05.018.
- [10] E. Jaimes, G. Botía, P. Rodrigues, G. Reis, J. Campos Rubio ja M. Volpini, "Comparison of a transtibial socket design obtained by additive manufacturing and reverse engineering and a traditional model", *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1126, s. 012016, 1. marraskuuta 2018. DOI: 10.1088/1742-6596/1126/1/012016.
- [11] M. Hassan, Y. Shimizu, A. Kikuchi, Y. Hada ja K. Suzuki, "Rapid and Flexible 3D Printed Finger Prostheses With Soft Fingertips: Technique and Clinical Application", *IEEE Access*, vol. 10, s. 60 412–60 420, 2022. DOI: 10.1109/ACCESS.2022.3181140.
- [12] J.-J. Cabibihan, "Patient-specific prosthetic fingers by remote collaboration—a case study", *PLOS ONE*, vol. 6, nro 5, e19508, 4. toukokuuta 2011, Publisher: Public Library of Science. DOI: 10.1371/journal.pone.0019508.

- [13] G. Xu et al., "Three-dimensional-printed upper limb prosthesis for a child with traumatic amputation of right wrist: A case report", *Medicine*, vol. 96, nro 52, e9426, joulukuu 2017. DOI: 10.1097/MD.0000000000009426.
- [14] K. H. Lee, S. J. Kim, Y. H. Cha, J. L. Kim, D. K. Kim ja S. J. Kim, "Three-dimensional printed prosthesis demonstrates functional improvement in a patient with an amputated thumb: A technical note", *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 42, nro 1, s. 107–111, 1. helmikuuta 2018, Publisher: SAGE Publications Ltd STM. DOI: 10.1177/0309364616679315.
- [15] M. van der Stelt et al., "Pioneering low-cost 3D-printed transtibial prosthetics to serve a rural population in Sierra Leone – an observational cohort study", *eClinicalMedicine*, vol. 35, 1. toukokuuta 2021, Publisher: Elsevier. DOI: 10.1016/j.eclinm.2021.100874.
- [16] S. Santos, B. Soares, M. Leite ja J. Jacinto, "Design and development of a customised knee positioning orthosis using low cost 3D printers", *Virtual and Physical Prototyping*, vol. 12, nro 4, s. 322–332, 2. lokakuuta 2017. DOI: 10.1080/17452759.2017.1350552.
- [17] E. Romero et al., "An Affordable AI-Driven and 3D-Printed Personalized Myoelectric Prosthesis: Design, Development, and Assessment", *IEEE Access*, vol. 13, s. 139 631–139 649, 2025. DOI: 10.1109/ACCESS.2025.3596475.
- [18] A. Radosh, W. Kuczko, R. Wichniarek ja F. Górski, "Prototyping of cosmetic prosthesis of upper limb using additive manufacturing technologies", *Advances in Science and Technology Research Journal*, vol. 11, nro 3, s. 102–108, 3. syyskuuta 2017. DOI: 10.12913/22998624/70995.
- [19] L. Li, M. Miguel, C. Phillips, L. Verweel, M. B. Wasilewski ja C. MacKay, "A qualitative study exploring healthcare professionals' perceptions of lower limb

- 3D printed sockets”, *Disability and Rehabilitation*, vol. 46, nro 17, s. 4033–4039, elokuu 2024. DOI: 10.1080/09638288.2023.2258345.
- [20] G. Colombo, C. Rizzi, D. Regazzoni ja A. Vitali, ”3d interactive environment for the design of medical devices”, *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, vol. 12, nro 2, s. 699–715, 1. toukokuuta 2018. DOI: 10.1007/s12008-018-0458-8.
- [21] K. J. Young, J. E. Pierce ja J. M. Zuniga, ”Assessment of body-powered 3d printed partial finger prostheses: A case study”, *3D Printing in Medicine*, vol. 5, nro 1, s. 7, 2. toukokuuta 2019. DOI: 10.1186/s41205-019-0044-0.
- [22] L. G. De Vivo Nicoloso, J. Pelz, H. Barrack ja F. Kuester, ”Towards 3D printing of a monocoque transtibial prosthesis using a bio-inspired design workflow”, *Rapid Prototyping Journal*, vol. 27, nro 11, s. 67–80, 28. elokuuta 2021. DOI: 10.1108/RPJ-06-2021-0136.
- [23] J.-J. Cabibihan, M. K. Abubasha ja N. Thakor, ”A Method for 3-D Printing Patient-Specific Prosthetic Arms With High Accuracy Shape and Size”, *IEEE Access*, vol. 6, s. 25 029–25 039, 2018. DOI: 10.1109/ACCESS.2018.2825224.
- [24] M.-Y. Lee et al., ”Functional improvement by body-powered 3d-printed prosthesis in patients with finger amputation: Two case reports”, *Medicine*, vol. 101, nro 25, e29182, 24. kesäkuuta 2022. DOI: 10.1097/MD.00000000000029182.
- [25] M. B. Burn, A. Ta ja G. R. Gogola, ”Three-Dimensional Printing of Prosthetic Hands for Children”, *The Journal of Hand Surgery*, vol. 41, nro 5, e103–e109, 1. toukokuuta 2016. DOI: 10.1016/j.jhsa.2016.02.008.
- [26] S. C. Henao, S. Cuartas-Escobar, S. Salazar-Salgado ja A. M. Posada-Borrero, ”Upper-limb prosthetic requirements from the healthcare providers, end-users and relatives’ perspectives”, *Journal of Hand Therapy*, 17. kesäkuuta 2025. DOI: 10.1016/j.jht.2025.04.006.

- [27] T. Marinopoulos, S. Li ja V. V. Silberschmidt, "Mechanical performance of 3D printed prosthetic sockets: An experimental and numerical study", *Procedia Structural Integrity*, 23 European Conference on Fracture, vol. 42, s. 903–910, 1. tammikuuta 2022. DOI: 10.1016/j.prostr.2022.12.114.
- [28] P. John, V. R. Komma ja S. P. Bhore, "Development of MATLAB code for tool path data extraction from the g code of the fused filament fabrication (FFF) parts", *Engineering Research Express*, vol. 5, nro 2, s. 025 018, huhtikuu 2023, Publisher: IOP Publishing. DOI: 10.1088/2631-8695/accc6f.
- [29] C. Falcinelli, I. Bianchi, A. Carugno ja A. Forcellese, "Additive manufacturing of a transtibial prosthetic socket through a FE-based topology optimization approach", *European Journal of Mechanics - A/Solids*, vol. 116, s. 105 858, 1. maaliskuuta 2026. DOI: 10.1016/j.euromechsol.2025.105858.
- [30] Y. Denysenko, F. Górski, R. Păcurar, N. Soczyńska ja R. Wichniarek, "Evaluating the Suitability of Additive Manufacturing for Fabricating Prosthetic Fingers in Upper Limb Prostheses", *Applied Sciences*, vol. 15, nro 21, s. 11 684–11 699, 2025, Num Pages: 16 Place: Basel, Switzerland Publisher: MDPI AG. DOI: 10.3390/app152111684.
- [31] S.-i. Park ja D. W. Rosen, "Quantifying effects of material extrusion additive manufacturing process on mechanical properties of lattice structures using as-fabricated voxel modeling", *Additive Manufacturing*, Special Issue on Modeling & Simulation for Additive Manufacturing, vol. 12, s. 265–273, 1. lokakuuta 2016. DOI: 10.1016/j.addma.2016.05.006.
- [32] D. Syrlybayev, B. Zharylkassyn, A. Seisekulova ja M. Akhmetov, "Optimisation of Strength Properties of FDM Printed Parts—A Critical Review", *Polymers*, vol. 13, nro 10, s. 1587, 2021, Num Pages: 1587 Place: Basel, Switzerland Publisher: MDPI AG. DOI: 10.3390/polym13101587.

- [33] D. Hagedorn-Hansen, G. A. Oosthuizen ja T. Gerhold, "Resource-efficient process chains to manufacture patient-specific prosthetic fingers", *South African Journal of Industrial Engineering*, vol. 27, nro 1, s. 75–87, toukokuu 2016, Publisher: The Southern African Institute for Industrial Engineering. DOI: 10.7166/27-1-1279.
- [34] J. Cheng ja J.-C. Wang, "Exploring the feasibility of advanced manufacturing for mass customization of insoles in the context of ESG", *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology*, vol. 11, nro 3, s. 815–832, 1. toukokuuta 2024. DOI: 10.1007/s40684-024-00615-x.
- [35] M. Juneja, D. Bajaj, N. Thakur ja P. Jindal, "Reproduction of human dental models using different 3D printing techniques", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part E: Journal of Process Mechanical Engineering*, s. 09 544 089 241 239 591, 1. huhtikuuta 2024, Publisher: IMECHE. DOI: 10.1177/09544089241239591.
- [36] G. A. Arossi, N. A. Abdou, B. Hung, I. M. Garcia, R. Zimmer ja M. A. Melo, "Safety of 3d-printed acrylic resins for prosthodontic appliances: A comprehensive cytotoxicity review", *Applied Sciences*, vol. 14, nro 18, s. 8322, tammi-
mikuu 2024, Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. DOI: 10.3390/app14188322.