

Opinnäytetyö (AMK) / (YAMK)

Hammasteknikko

2021

Anni Kaunela, Ronja Lahtinen, Milla Vaara

**KUVAUS MATERIAALIA
LISÄÄVÄSTÄ
VALMISTUKSESTA
HAMMASTEKNIKKASSA**

– Kirjallisuuskatsaus



TURKU AMK

TURKU UNIVERSITY OF
APPLIED SCIENCES

Opinnäytetyö (AMK / YAMK) | Tiivistelmä

Turun ammattikorkeakoulu

Hammasteknikko

2021 | 65 sivua

Anni Kaunela, Ronja Lahtinen, Milla Vaara

Kuvaus materiaalia lisäävästä valmistuksesta hammastekniikassa

- Kirjallisuuskatsaus

Materiaalia lisäävä valmistus on nimitys niille menetelmille, joissa haluttu kappale valmistetaan liittämällä materiaalia yhteen kerros kerrokselta valmiin 3D-suunnitelman perusteella. Se on nopeasti kehittyvä tekniikka, joka on saanut yhä enemmän hyväksyntää hammastekniikan alalla. Tällä tavalla voidaan valmistaa kokonaisia hammasproteeseja, osaproteeseja, väliaikaisia kruunuja ja purentakiskoja.

Opinnäytetyön tarkoitus on kuvailla materiaalia lisäävän valmistuksen yleispiirteitä ja käyttöä hammastekniikassa, sekä lyhyesti sen historiaa ja kehitystä. Opinnäytetyön tavoitteena on antaa hammasteknikoille ja muille aiheesta kiinnostuneille käsitys materiaalia lisäävästä tuotannosta hammastekniikassa, sekä antaa pohjaa aiheen yksityiskohtaisempaan tarkasteluun tulevaisuudessa. Opinnäytetyö toimii myös opetusmateriaalina.

Tämä opinnäytetyö on kirjallisuuskatsaus. Tämä tarkoittaa, että opinnäytetyöhön on kerätty ja analysoitu jo olemassa olevaa aineistoa ja tästä saatu tieto on koottu yhteen. Käytetty aineisto on valittu ja rajattu lähdekriittisesti. Käytetty tieto on ajankohtaista ja lähteitä on monipuolisesti ja kattavasti.

Asiasanat:

Hammastekniikka, 3D- tulostus, lisäävä tuotanto, 3D- tulostimet,
tulostusmateriaalit, tulostustekniikat

Bachelor's / Master's Thesis | Abstract

Turku University of Applied Sciences

Dental technician

2021 | 65 pages

Anni Kaunela, Ronja Lahtinen, Milla Vaara

Description of Additive Manufacturing in Dental Technology

- Literature review

Additive manufacturing is a term used for methods where the desired product is created by attaching material together layer by layer, according to a 3D- design. It is a rapidly advancing technique which has gradually gained acceptance in the field of dental technology. Dental prosthesis, partial dentures, temporary crowns as well as night guards can be manufactured using this method. The purpose of this thesis is to describe the common features and usage in dental technology, and briefly it's history and development. The goal for this thesis is to give dental technicians, and others interested in the subject, an understanding of additive manufacturing in dental technology and give some base for more detailed research in the future. The thesis also functions as learning material.

This thesis is a literature review. This means that already existing knowledge and material has been gathered and analyzed, and the knowledge gained from this has been pieced together. The material used has been chosen and cropped by exercising source criticism. The knowledge used is timely and the sources are diverse and comprehensive.

Keywords:

Dental technology, 3D- printing, additive manufacturing, 3D- printers, printing materials, printing techniques

Sisältö

Käytetyt lyhenteet tai sanasto	11
1 Johdanto	13
2 Aihealueen rajaus ja metodit	15
3 Materiaalia lisäävän valmistuksen perusteet	17
3.1 AM- tuotanto hammastekniikassa	18
3.2 3D- tulostamisen ympäristövaikutukset	19
4 Allasvalopolymerisaatio	21
4.1 Stereolitografia, SLA	21
4.2 Digital light processing, DLP	23
4.3 Nestekidenäyttö/ Liquid crystal display, LCD	25
4.4 Continuous liquid interface production, CLIP	27
4.5 Allasvalopolymerisaatio 3D-tulostusmateriaalit	29
4.6 Allasvalopolymerisaatio 3D- tulostimet ja jälkikäsittely	31
4.6.1 MAX sarja (Asiga)	32
4.6.2 Form 2 ja Form 3 (Formlabs)	33
4.6.3 Creo C5 (Planmeca)	35
5 Jauhepetitulostus	37
5.1 Selective laser melting, SLM	40
5.2 Direct metal laser sintering, DMLS	41
5.3 Electron beam melting, EBM	42
5.4 Jauhepeti 3D-tulostusmateriaalit	45
5.5 Jauhepeti 3D- tulostimet	48
5.5.1 EBM	48
5.5.2 SLM	50
5.5.3 DMLS (EOS)	51
6 Materiaalin pursotus	52
6.1 Materiaalin pursotus 3D- tulostusmateriaalit	53

6.2 Materiaalin pursotus 3D- tulostimet	54
7 Materiaalin suihkutus	56
7.1 Materiaalin suihkutus 3D- tulostusmateriaalit	57
7.2 Materiaalin suihkutus 3D- tulostimet	59
8 Polyjet	61
8.1 Polyjet 3D- tulostusmateriaalit	63
8.2 Polyjet 3D- tulostimet	64
9 Johtopäätökset	67
9.1 AM- tekniikoiden vertailu	67
9.2 Luotettavuus	73
Kuvien lähteet	74
Lähteet	77

Liitteet

- Liite 1. Hakusanataulukko.
- Liite 2. Tekniikoiden vertailutaulukko
- Liite 3. Polyjet- haastattelu
- Liite 4. Creo C5- haastattelu

Kuvat

- Kuva 1. 3D- tulostettu purentakisko. Kiskon vielä viimeistelemättömässä pinnassa näkyvät tulostetut kerrokset (Vaara 2021 A). 18
- Kuva 2. Vertailu eri tulosteista tekniikoilla FDM, SLA ja polyjet (Rebong, Stewart, Utreja & Ghoneima 2018). 19
- Kuva 3. SLA-tulostuksen eri metodeja ja niiden luokittelu (Schmidleithner & Kalaskar 2018). 23
- Kuva 4. DLP- tulostustekniikka (bitfab 2021). 25

Kuva 5. LCD-kovetustekniikka ja suurennos nestekidenäytön rakenteesta (nouseva tulostuspeti) (Ortomat-Herpola 2018).	26
Kuva 6. Kuvaus Carbon3D:n CLIP-tekniikan tulostimen toiminnasta (Carbon 2021 B). Kuvaselitys: 1. Tulostuspeti 2. Resiini 3. Happea läpipäästävä allas/ikkuna 4. Kuollut alue/Dead zone 5. UV-valonlähde.	28
Kuva 7. Asiga MAX tulostin (Asiga 2017 B).	33
Kuva 8. Form 2 tulostin avattuna (Dynamism 2020).	35
Kuva 9. Creo C5 tulostin avattuna (Medical Expo 2021).	36
Kuva 10. Esimerkki tulostetusta implanttiaabutmentista (Kalman 2018).	39
Kuva 11. SLM- tulostuksen prosessikuvaus (Materflow 2018).	40
Kuva 12. DMLS tulostimen rakenne (ResearchGate GmbH 2019).	42
Kuva 13. EBM:n prosessikuvaus (Alonen, Hietikko & Alonen 2016: 37).	44
Kuva 14. Kuva titaaniseoksen Ti-6Al-4V kahdesta eri tulostusjauheen partikkelikoosta: a: 45–100 µm b: 25–45 µm (Karlosson, Snis, Engquist ym. 2013: 2109–2118).	47
Kuva 15. Arcam EBM 2AX –tulostin (Ge Addative 2021 B).	49
Kuva 16. Vasemmalla SLM 125HL- tulostin (3D print ekzo 2021 B) ja oikealla SLM 280HL- tulostin (3D Print Ekzo 2021 C).	50
Kuva 17. DMLS- tulostin Eos M 100 (Strikwerda en Dehue 2021).	51
Kuva 18. Esimerkki liukenevista tuista (valkoinen materiaali) (Bhate 2016).	54
Kuva 19. Tyypillinen FDM- tulostimen rakenne (Varotsis 2021).	55
Kuva 20. Materiaalin suihkutuspölyn tulostimen rakenne (Sireesha, Lee & Kiran 2018).	57
Kuva 21. Projet MJP 2500 Plus -tulostin (Strikwerda en Dehue 2021).	59
Kuva 22. Projet MJP 3600 Dental- tulostin (3D Systems 2021).	60
Kuva 23. Kuvaus PolyJet-tulostimien toimintaperiaatteesta (Braga & Udrouiu 2017).	62
Kuva 24. Stratasys OBJET 500 Connex 3 (Stratasys Ltd 2016).	65
Kuva 25. Keyence AGILISTA 3200W (Keyence Corporation 2021).	66
Kuva 26. 3D- tulostettu onlay, manuaalisesti poistettavat tuet (Vaara 2021 B).	70

Taulukot

Taulukko 1. Jauhepetitulostimien ja allasvalopolymerisaation tulostimien hintavertailu. Luvut otettu opinnäytetyössä käytetyistä lähteistä.	68
Taulukko 2. Jauhepetitulostimien ja allasvalopolymerisaation tulostimien hintavertailu. Luvut kerätty opinnäytetyössä käytetyistä lähteistä.	72
Taulukko 3. Hakusanojen osumamäärät tietopankeissa	90
Taulukko 4. Kokoelma eri tekniikoiden hyöty- ja haittapuolista (Diegel, Nordin & Motte 2020: 30–32, Loughborough university 2021 B., Diegel, Nordin & Motte 2020: 35, Loughborough university 2021 C., Diegel, Nordin & Motte 2020: 22, Loughborough university 2021).	92

Käytetyt lyhenteet tai sanasto

ABS	Akryylinitriilibutadieenistyreeni
AM	Additive Manufacturing / Lisäävä tuotanto
CAD	Computer- aided design
CAM	Computer- aided manufacturing
CLIP	Continuous liquid interface production
CMF- implantti	Craniomaxillofacial- implantti
CNC	Computer numerical control (machining) / Jyrsintä
DLP	Digital light processing
DMLS	Direct metal laser sintering / Metallin lasersintraus
DLS	Digital light synthesis
EBM	Electron beam melting
FDM	Fused deposition modeling TAI Fused filament fabrication (FFF)
LCD	Liquid crystal display / Nestekidenäyttö
LED	Light- emitting diode / Hohtodiodi tai Ledi
OBJ- tiedosto	Object- tiedosto
PEEK	Polyether ether ketone / Polyeetterieetteriketoni
PI	Photoinitiator / Fotoinitiaattori tai Valo- initiaattori
PLY- tiedosto	Polygon file format/ polygon- tiedosto
RRP	Recommended retail price / ohjevähittäishinta
SLA	Stereolithography / Stereolitografia
SLC- tiedosto	Slice format / Slice- tiedosto
SLM	Selective laser melting

SLS	Selective laser sintering
SM	Subtractive manufacturing / Ainetta poistava tuotanto
STL- tiedosto	Ei varmaa tietoa, yleisimmin STereoLithoraphy
STM- tiedosto	Exchange Streaming Media File

1 Johdanto

Tämä opinnäytetyö on kirjallisuuskatsaus yleisimmistä materiaalia lisäävän tuotannon menetelmistä, materiaaleista ja tulostimista hammastekniikassa. Kirjallisuuskatsaus tarkoittaa tutkimustekniikkana ”tutkimusten tutkimista” ja siinä kootaan ja analysoidaan jo olemassa olevaa tieteellistä tietoa. Tämä kirjallisuuskatsaus pyrkii erityisesti kokoamaan tietoa. Baumeisterin ja Learyn 1997 kuvaamisesta käytetään kirjallisuuskatsausta tutkimusmetodinä tätä tekstiä koskee erityisesti tarve rakentaa kokonaiskuvaa jostakin tietokokonaisuudesta. Metodina kirjallisuuskatsaus on kvalitatiivisen ja kvantitatiivisen välimuoto. (Salminen 2011: 1 & 3–4.)

Opinnäytetyön tarkoitus on kuvailla materiaalia lisäävän tuotannon yleispiirteitä ja käyttöä hammastekniikassa sekä sen historiaa ja kehitystä. Opinnäytetyössä keskitytään enemmän näkökulmana CAM- työvaiheisiin kuin CAD- työvaiheisiin. Neljästä tutkimuksen tarkoitusta kuvaavasta kategoriasta (kartoittava, kuvaileva, selittävä tai ennustava) tämä tutkimus on siis kuvaileva (Hirvijärvi, Remes & Savara 2000: 134–135).

Tämän tekstin tavoite on antaa kenelle tahansa hammasteknikolle tai alasta kiinnostuneelle käsitys materiaalia lisäävän tuotannon yleisistä piirteistä. Tavoitteena on myös luoda opetusmateriaalia Turun ammattikorkeakoulun hammasteknikokoulutukselle.

Tutkimuskysymys:

- Miten 3D- tulostustekniikat sopivat hammastekniikan tarpeisiin?

Tälle kirjallisuuskatsaukselle on tarvetta, sillä hammastekniikan digitalisoitumisesta huolimatta moni hammasteknikko ei välttämättä tiedä lisäävästä tuotannosta paljoakaan. Tietoa ei myöskään ole olemassa monessakaan laajemmassa lähteessä suomeksi, vaan suurin osa tutkimustiedosta on englanniksi. Tarkoituksena onkin koota tietoa yhteen suomenkieliseen lähteeseen kaikkien saataville.

Toivomme tämän opinnäytetyön antavan pohjan aiheen yksityiskohtaisempaan tarkasteluun tulevaisuudessa opinnäytetöiden tiimoilta.

Aihe valittiin hammasteknikkokoulutuksen esittelemästä aihetarjottimesta ennen kesää vuonna 2020. Opinnäytetyö päätettiin toteuttaa niin ettei se vaadi kampuksen tiloja tai laitteita koronapandemian luomien rajoitusten vuoksi. Vastaavan opinnäytetyön ovat tehneet Munnonen, Mustonen ja Vähäjylkkä viimeksi vuonna 2013: Kuvaus 3D- tulostamisesta hammastekniikassa (Munnonen, Mustonen & Vähäjylkkä 2013). Materiaalin lisäävä tuotanto on niin nopeasti kehittyvä tieteenala, että muuttumattomaan muotoon koottu tieto vanhenee nopeasti. Tämä opinnäytetyö on tehty aikavälillä kesäkuu 2020 – joulukuu 2021.

2 Aihealueen rajaus ja metodit

Tekstiin valittiin pääkappaleiksi hammastekniikassa käytetyimmät tekniikat: allasvalopolymerisaatio, jauhepetitulos, materiaalin pursotus, materiaalin suihkutusta ja polyjet. Tekniikoiden valintakriteerinä toimi myös kirjallisuuskatsauksessa löydetyn luotettavan tiedon määrä. Myös sidosaineen suihkutuksen käsittelemistä harkittiin, mutta sitä ei juurikaan käytetä hammastekniikassa. Google Scholarista löytyi vain 250 osun hakusanoilla ”Binder jetting dentistry”. Suunnitelma oli alun perin kirjoittaa opas, mutta valittu aiheenrajaus oli liian laaja. Samoin koimme pohjatietomme ja kirjallisuuskatsauksessa löydetyn tiedon riittämättömiksi oppaan kirjoittamiseen.

Opinnäytetyöhön on haettu tietoa hakukoneilla Google ja Google Scholar sekä yleisimpinä tietopankkeina ovat toimineet Finna.fi ja ScienceDirect. Yleisesti aiheesta löytyy runsaasti tietoa monista eri näkökulmista, mutta lähtökohtaisesti hakusanalla ”Additive manufacturing” löytyy osun: Finnasta 362 kpl, Google Scholarista 1 480 000 kpl ja ScienceDirectistä 174 543 kpl. Taulukosta 3 huomaa, että joistakin tietopankeista löytyy paremmin tietoa suomeksi tai englanniksi; suomeksi ei ScienceDirectistä löydy tietoa, kun taas Finnasta löytyy tietoa nimenomaan suomeksi. Keräsimme tietoa myös haastatteleamalla hammasteknikoita, joilla on kokemusta 3D- tulostimien käytöstä (kts. liite 3 ja liite 4). Tarkoituksenamme oli myös käydä paikan päällä katsomassa PolyJet- tulostinta 3Dent-hammaslaboratoriossa Helsingissä, mutta korona- pandemian johdosta päättimme suorittaa tämän haastattelun sähköpostin muodossa.

Tekstissä pääotsikoina toimivat tulostusmenetelmien yleisnimet ja toisen tason otsikoina toimivat tekniikat, materiaalit ja tulostimet. Esimerkkinä käsitellään allasvalopolymerisaation ja SLA- tekniikan tutkimisessa käytettyjä hakusanoja. Taulukosta 3 huomaa, että kun tekniikoista aletaan etsimään tarkempaa tietoa, Finnasta ei enää löydy osun englanniksi tai suomeksi. Englanniksi löytyy paremmin tietoa kuin suomeksi, minkä vuoksi Englanti valikoitui pääasialliseksi hakukieleksi. Stereolitografian hakuja vertaillen huomaa myös, että parhaiten hammasteknistä tietoa löytyy hammasteknisten kojeiden nimillä, sillä suurin osa

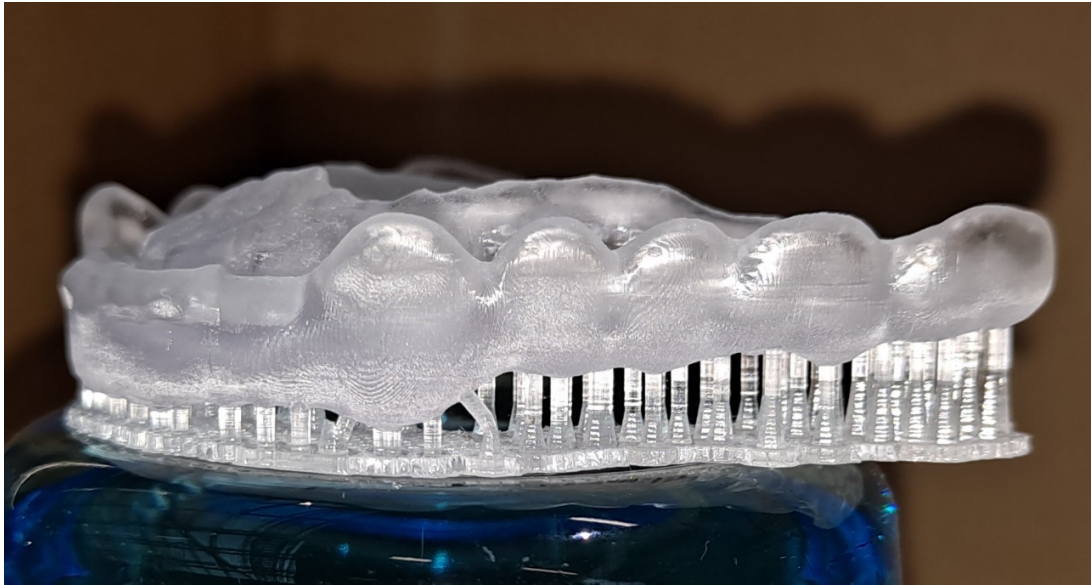
tutkimuksista on kiinnostunut selvittämään juuri tulostettujen kojeiden suorituskykyä. Valitettavasti monet yleiset kirjallisuuskatsauslähteet aiheesta ”Additive manufacturing in dentistry” ovat maksumuurien takana. Parannusehdotuksena opinnäytetyön aihealueen olisi voinut rajata vain muutamaaan päätekniikkaan, jotta alan yleisempiin tekniikoihin olisi voitu syventyä tarkemmin.

3 Materiaalia lisäävän valmistuksen perusteet

Materiaalia lisäävä valmistus on nimitys niille menetelmille, joissa kappale valmistetaan liittämällä materiaalia yhteen kerros kerrokselta valmiin 3D- suunnitelman perusteella. Tämä on käänteinen prosessi perinteisille menetelmille, kuten jyrsintä, jossa materiaalia poistetaan lisäämisen sijasta. Virallinen termi on lisäävä valmistus ja se on käytössä teknologiaan liittyvissä sovelluksissa. Muita yleisesti käytettyjä termejä lisäävälle menetelmälle ovat 3D-tulostus tai englannin kielestä tuleva AM eli Additive Manufacturing. Teollisuudessa käytetään usein "AM"- ja "lisäävä tuotanto"-termejä, sillä 3D-tulostuksella voidaan viitata myös tulostusharrasteluun. (Huld 2019.)

Jyrsiminen ja lisäävä valmistus ovat kummatkin CAD/CAM- tekniikan eri muotoja. CAD/CAM- tekniikan prosessi jaetaan tyypillisesti kolmeen osaan: datan digitalisointi (esimerkiksi mallien skannaaminen), datan prosessointi eli CAD (esimerkiksi kojeen suunnittelu tietokoneella) ja tuotanto eli CAM. CAD/CAM- lyhenne tulee englannin sanoista "computer aided design" (CAD) ja "computer aided manufacturing" (CAM) (Özcan & Ravilla-León 2017), jotka tarkoittavat suomeksi tietokoneavusteista suunnittelua ja tietokoneavusteista tuotantoa.

Yhteistä materiaalia lisääville tekniikoille on, että kappaleen tuottamiseen tarvitaan aina 3D- mallitiedostotulostettavasta kappaleesta, AM- laite eli tulostin ja haluttu materiaali (Huld.io). Digitaalinen malli luodaan tietokoneella käyttäen apuna 3D- mallinnusohjelmaa eli CAD- ohjelmaa tai 3D- skanneria. Kun CAD- suunnittelu on valmis, tulostin lukee tarvittavat tiedot CAD- tiedostosta ja alkaa kerros kerrokselta luomaan haluttua kolmiulotteista kappaletta (ks. kuva 1) (Additivemanufacturing.com). Pelkällä lisäävällä valmistuksella ei yleensä saada täysin valmista kappaletta, vaan lisäksi saatetaan tarvita jälkikäsittelyvaiheita, kuten kappaleen viimeistely ja ylijäämämateriaalin poistaminen. AM yksinään harvoin riittää kaikkiin tarvittaviin toiminnallisiin vaatimuksiin. (Huld 2019.)



Kuva 1. 3D- tulostettu purentakisko. Kiskon vielä viimeistelemättömässä pinnassa näkyvät tulostetut kerrokset (Vaara 2021 A).

Perinteisiin valmistustapoihin verrattuna lisäävällä valmistuksella on useita etuja ja hyötyjä, kuten pieni materiaalihukka ja tuotantotehokkuus. Tehokkainta lisäävä valmistus on erityisesti silloin kun kyseessä on pienet tuotantomäärät ja monimutkaiset kappaleet. Digitaalisissa muodoissa olevat tiedostot antavat mahdollisuuden jatkuviin muutoksiin, jopa lähellä tuotannon aloittamista. Lisäävän valmistuksen etuja ovat myös nopeat toimitusajat ja hajautettu tuotanto, sekä pienempi varastoinnin tarve, kun osat voidaan valmistaa alueellisesti, jopa paikallisesti. (Alonen, Alonen & Hietikko 2016: 7).

3.1 AM- tuotanto hammastekniikassa

Materiaalia lisäävä valmistus on nopeasti kehittyvä tekniikka, joka on saanut laajalti hyväksyntää hammaslääketieteessä. Se otettiin käyttöön yli kolme vuosikymmentä sitten ja nykyään sitä kehitetäänkin jatkuvasti, sillä monet patentit ovat vanhentuneet. Lisäävän tuotannon kliininen soveltaminen hammaslääketieteessä riippuu suuresti käytettävissä olevista materiaaleista, joiden on taattava

sekä vaadittu tarkkuus, että tarvittavat biologiset ja fysiologiset ominaisuudet (Kessler, Hickel, & Reymus 2020).

Materiaalia lisäävällä valmistuksella voidaan tuottaa esimerkiksi kruunuja, siltoja, implantteja ja kokonaisia proteeseja. Lisäksi tarkkuusjäljennöksiä varten tarvittavia yksilöllisiä jäljentämislusikoita pystytään valmistamaan esimerkiksi akryylista tai valokovetettavasta muovista. (Zaharia, Gabor, Gavrilovici ym. 2017) Myös puurentakiskoja voidaan tuottaa lisäävällä valmistuksella valokovetteisesta materiaalista, käyttämällä SLA- tai DLP- menetelmiä (Dovramadjiev, Pavlova & Bankova 2019). Alla esimerkki eri tulostusteknikoiden tulosteista (kuva 2).



Kuva 2. Vertailu eri tulosteista tekniikoilla FDM, SLA ja polyjet (Rebong, Stewart, Utreja & Ghoneima 2018).

3.2 3D- tulostamisen ympäristövaikutukset

Hammasteknisessä metallin AM- tuotannossa osat tulevat laboratorioille palvelun tarjoajilta, jopa ulkomailta saakka. AM- tuotannolla voidaan pienentää tavarakuljetusten määrää tarjoamalla yhä useammalle yritykselle keinoja tuottaa osia itse, mikä johtaa kuljetuspalveluiden käytön pienenemiseen ja sitä kautta säästää ympäristöä. Esimerkiksi jauhepetitulostuksen AM-tekniikoiden on tutkittu vähentävän tarvittavan tuotteen inventaarion kokoa jyrksintään verrattuna. AM-tuotannon materiaalitarpeet on helpompi optimoida kuin jyrksinnän, jolloin materiaalia voidaan tilata ja säilyttää juuri tarvittavia määriä pienentäen tarvittavia varastotiloja ja lastien painoa. (Nyamekye, Leino, Piili & Salminen 2015: 367–376.)

Tutkimuksessa, jossa verrattiin ABS- muoviosien tuotantoa Polyjet-, FDM- ja jrsintäteknikalla, huomattiin, että kaiken kaikkiaan vähiten ympäristöä kolmesta rasitti FDM- tekniikka. Tutkimuksessa kuitenkin huomattiin, että kaikkien tekniikoiden ympäristöarastetta voidaan laskea käytön oikeanlaisella optimoinnilla eli pyritään tehokkaaseen tuotantoon, jossa koneet eivät ole päällä turhaan. Optimoinninkin jälkeen jrsinnän suurin ongelma oli hukkamateriaali ja AM- laitteiden energiankulutus. Tutkimuksessa tosin vertailtiin pelkkää tuotantoprosessia eikä muun muassa jälkikäsittelyä otettu huomioon vertailussa. (Faludi, Bayley & Bhogal ym. 2015: 14–13.) Tarkkaa lukua siitä, kuinka paljon hammasteknisten kojeiden jrsinnästä syntyy hukkamateriaalia, ei löytynyt.

AM-tuotannossa on huomattu olevan useita terveyteen ja turvallisuuteen liittyviä haittoja ja huomioita, jotka tulee pitää mielessä tulostusprosessin jokaisessa vaiheessa. Näitä ovat materiaaleille altistuminen, sekä niiden oikeaoppinen käsittely ja varastointi, tulostusprosessin aikana syntyvät haitalliset kaasut ja jopa mahdollinen räjähdysvaara. Nämä koskevat sekä polymeerien, että metallien tulostamista, mutta erityishuomiota vaativat metallit. Metallijauheiden partikkelit ovat hyvin pieniä ja kulkeutuvat erittäin helposti ihmiskehoon hengityksen kautta ja voivat aiheuttaa myrkytyksen. Asianmukaisten suojarusteiden, erityisesti suojamaskin käyttö laboratorioissa on erittäin suositeltavaa materiaaleja käsiteltäessä. Tulostuksen aikana syntyvät vaaralliset kaasut tulee myös käsitellä oikeaoppisesti. Ne voidaan johtaa tehokkaalla ilmanvaihdolla ulos rakennuksesta tai niille tarkoitettuihin kaasutankkeihin. (Diegel, Nordin & Motte 2020: 176–177.)

4 Allasvalopolymerisaatio

Allasvalopolymerisaatio (eng. vat polymerization) On 3D- tulostustekniikka, joka perustuu fotopolymerisaatioon. Fotopolymerisaatiossa (tai polymerisaatiossa) näkyvä tai UV- valo käynnistää polymerisaatioreaktion nesteessä, jotta muodostuu lineaarisia, verkkosidoksia ja kolmiulotteisia polymeerirakenteita. (Schmidleithner & Kalaskar 2018: 3–22.) Allasvalopolymerisaation käyttö hammaslääketieteessä lisääntyy jatkuvasti. Hammaslääketieteeseen sopivien materiaalien määrä on pieni verrattuna muihin 3D- tulostuksen osa- alueisiin ja lisäävän tuotannon sovellukset hammasalalla ovat rajalliset. Yleisimpiä käyttötarkoituksia ovat esimerkiksi suunnittelumallit (Jockusch & Özcan 2020).

Allasvalopolymerisaatiosta on olemassa useita eri tekniikoita, joita käytetään hammastekniikassa. Tässä opinnäytetyössä keskitytään kolmeen yleisimpään: stereolitografia (SLA- tekniikka), digital light processing (DLP- tekniikka) ja nestekidenäyttötekniikka/ liquid crystal display (LCD- tekniikka). Tekniikoiden menetot eroavat toisistaan siinä mitä valonlähdettä käytetään ja miten valo heijastetaan resiniin. (Tosto, Bergolizzi, Blanco ym. 2020.) Esittelemme myös tekniikkana pin- tapuolisesti continuous liquid interface production- eli CLIP- tekniikan.

4.1 Stereolitografia, SLA

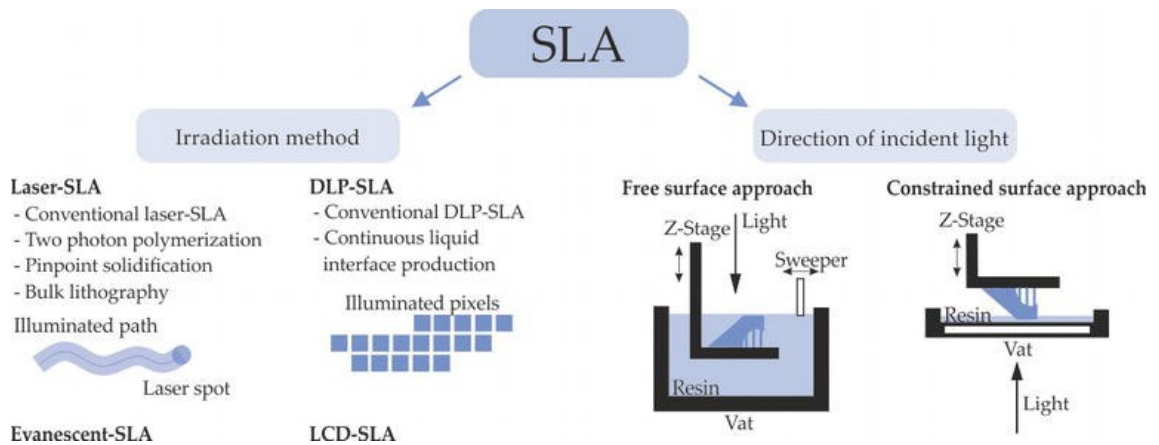
Stereolitografia (SLA) on 3D- tulostusprosessi, joka käyttää tietokoneohjattua liikkuva lasersädetä. Laser on ohjelmoitu liikkumaan CAM- ohjelmiston avulla. (Protolabs, inc (UK).) Stereolitografiatulostimet käyttävät valoreaktiivisia kertamuoveja, joita kutsutaan resiineiksi tai tulostushartseiksi. Kun stereolitografiare- siinit altistetaan tietyille aallonpituuksille, lyhyet molekyyliketjut yhdistyvät luoden kiinteitä kappaleita. (Formlabs 2021 A.) Stereolitografia on yksi yleisimpiä AM- tekniikoita hammaslääketieteessä (Jaikaria, Kukreja & Negi 2019).

Formlabsin sivuilla mainitaan stereolitografian ensimmäiseksi ilmaantumiseksi 1970- luvun alkupuoli (Formlabs 2021 A), Schmidleithner ja Kalaskar mainitsevat tekstissään luvun 1981 ja Livesciense:n sivuilla Elisabeth Palermon

kirjoittamasta artikkelissa “What is stereolitography?” ei mainita luomisvuotta ol- lenkaan, vaan patentointivuosi 1986. Tohtori Hideo Kodama kehitti nykyaikaisen kerroksittaisen lähestymistavan stereolitografiaan. Stereolitografia- termin kehitti Charles (Chuck) W. Hull, joka patentoi tämän teknologian vuonna 1986. Stereo- litografia ei ollut aikaisesta ajankohdastaan huolimatta ensimmäinen 3D- tulos- tusteknologia, joka kasvatti suosiotaan kuluttajien keskuudessa. FDM tai fu- sed deposition modeling oli ensimmäinen, joka nousi yleiseen suosioon vuoden 2000 jälkeen. (Formlabs 2021 A.)

SLA-tekniikkaa ei enää käytetä pelkästään mallinuksen ja prototyyppien parissa, vaan sillä valmistetaan yksilöllisiä ja monimutkaisia geometrisia kappaleita. Tu- lostuksessa käytetyt materiaalit eivät ole enää rajoitettu tavanomaisiin polymeer- reihin, vaan nykyään SLA- tekniikalla voidaan valmistaa komposiitteja, sekä me- tallisia ja keraamisia kappaleita. (Schmidleithner & Kalaskar 2018: 3–22.) Tästä hammaslääketieteen esimerkkejä ovat kasvoproteesit, zirkoniaproteesit, implanta- tiohjurit ja rankojen rungot (Jaikaria, Kukreja & Negi 2019). Tähän mennessä ste- reolitografiaa voidaan kuitenkin käyttää vain yhden materiaalin tulostukseen ker- rallaan. Muihin lisäävän tuotannon tekniikoihin verrattuna SLA- prosessit antavat kappaleille tasaisemman pinnan. Toisaalta muihin allasvalopolymerisaatio- tek- niikoihin verrattuna SLA- tekniikka on hitaampi ja kalliimpi vaihtoehto. (Schmid- leithner & Kalaskar 2018: 3–22.)

SLA on allasvalopolymerisaatio 3D-tulostustekniikka, jossa nestemäistä materi- aalia valokovetetaan kerroksittain UV-valolla. Resiinin fotoinitiaattori/ valo- initiaattori (PI) molekyyli reagoi siihen osuvan valon kanssa ja säteilyn myötä aloittaa kemiallisen polymerisaatioreaktion, joka kovettaa vain säteilylle altistuneet alu- eet. Kun ensimmäinen kerros on kovetettu, lisätään uusi kerros resiiniä, joka ko- vetetaan samaan tapaan, näin kasvattaen kappaletta kerros kerrokselta. Tämä tekniikka pätee kaikkiin SLA- tulostusprosesseihin, jotka voidaan luokitella tule- van valon suunnan tai valonlähteen mukaan (kuva 2.) (Schmidleithner & Kalas- kar 2018: 3–22.)



Kuva 3. SLA-tulostuksen eri metodeja ja niiden luokittelu (Schmidleithner & Kalaskar 2018).

4.2 Digital light processing, DLP

Digital light processing on Texas Instrumentsin kehittämä videotekniikka, jota käytetään videoprojektoreissa. Tällä hetkellä sitä on kahdenlaista muotoa, 1-siruinen ja 3-siruinen, joiden sirut ovat myös Texas Instrumentsin tuottamia. DLP-tekniikka käyttää mikroppeilejä heijastamaan värejä ja valoa näytölle. Nimensä mukaisesti peilit ovat erittäin pieniä, korkeudeltaan jopa alle 5,4 mikrometriä. Jokainen peili heijastaa yhden tai useamman pikselin kuvaan ja peilien määrä vastaanikin yleensä heijastetun kuvan tarkkuutta. Peilien liike antaa mahdollisuuden luoda värejä ja harmaan eri sävyjä, joista voidaan muodostaa videokuvia. DLP-tekniikkaa käytetään myös 3D- tulostuksessa. (Techopedia 2021.)

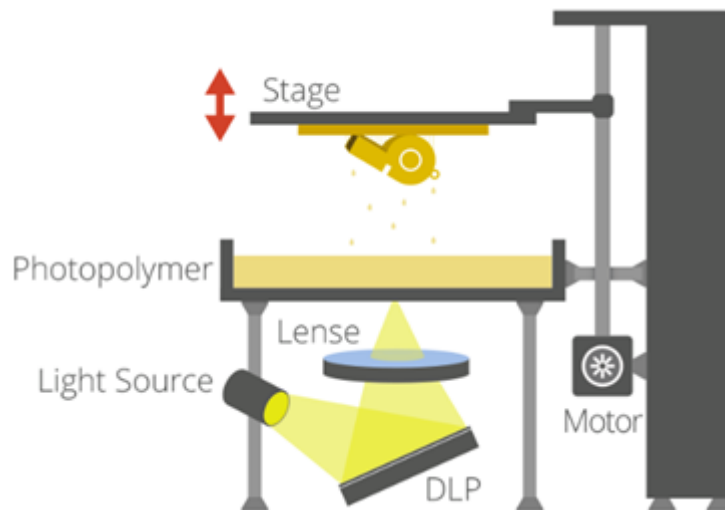
DLP- tulostustekniikka perustuu nesteen fotopolymerisointiin ja on hyvin samanlainen SLA- tekniikan kanssa. Ainoa suuri ero näiden kahden välillä on resiinin kovetustapa. DLP- tekniikassa koko tulostuseros kovetetaan kerralla UV LED-projektorilla käyttäen, kun taas SLA- tekniikassa kovetetaan vain pieni määrä resiniä kerrallaan laser- säteellä. Tämän takia DLP:tä pidetäänkin nopeampana kuin SLA:ta. DLP:n tulostustarkkuus riippuu tulostettavan asian koosta ja käytetyn projektorin resoluutiosta. Kerrospaksuuden voi valita väliltä 25–300 mikronia. Näistä kahdesta rinnakkaistulostustekniikasta DLP on myös parempi

käytettäväksi silloin, kun ollaan tulostamassa nopeasti suuria ja tiheitä kappaleita tai moniosaisia rakenteita, jotka täyttävät suuren osan alustasta. (Formlabs 2021.)

DLP-tulostusprosessissa 3D-malli lähetetään tulostimelle minkä jälkeen tulostimen projektori heijastaa kuvan nestemäiselle resiinille, joka alkaa kovettumaan valon vaikutuksesta. Kun ensimmäinen kerros on kovettunut, tulostusalusta liikkuu ylöspäin ja uusi kerros resiniä altistetaan valolle (kuva 4). Tätä toistetaan niin kauan, kunnes 3D-malli on valmis. Jotkut tulostettavat kappaleet vaativat tukirakenteita, erityisesti ne, joissa on esimerkiksi ulkonemia ja allemenoja. Nämä tukirakenteet poistetaan manuaalisesti tulostuksen jälkeen. Monet tulostetut kappaleet vaativat myös muuta jälkikäsittelyä. Tarvittaessa ne tulee puhdistaa liuottimessa, kuten isopropanolissa, joka poistaa ja liuottaa kovettamattoman resinin. Tämän jälkeen tulosteet kovetetaan jälkikovetusuunissa, jotta ne kovettuvat kokonaan. (3dprinting.lighting 2021.)

DLP-tulostimet käyttävät materiaalina nestemäistä muoviresiniä, joka sijoitetaan tulostimessa sille tarkoitettuun nestealtaaseen. Muovi kovettuu nopeasti suuren valomäärän ansiosta, jolloin tulostusnopeus on erittäin hyvä. Kovettunut materiaalikerros pystytään luomaan vain muutamassa sekunnissa ja tulokset ovat silti kestäviä ja erittäin tarkkoja. Suuri etu DLP-tekniikassa on, että se vaatii vain vähän materiaalia yksityiskohtaiseen tuottamiseen. Tämä johtaa alhaisempiin kustannuksiin ja vähentää jätettä muihin allasvalopolymerisaation tekniikoihin verrattuna. (Scan and make 2021.)

DLP-tekniikalla on tällä hetkellä mahdollista tulostaa esimerkiksi väliaikaisia laminaatteja, kruunuja ja siltoja bioyhteensopivilla materiaaleilla. 3D-skannauksen ja DLP-tulostuksen tarkkuuden ansiosta ne sopivat täydellisesti potilaan suuhun. Owandy Radiology:n mukaan pysyviä kruunuja tai muita hammasproteeseja ei ole vielä suoraan mahdollista tällä tekniikalla tulostaa, ei resiinistä, eikä keräämistä. Yleensä DLP-tekniikalla tulostetaan kuitenkin hammasmalleja potilaiden hampaista. (Owandy Radiology 2021.)



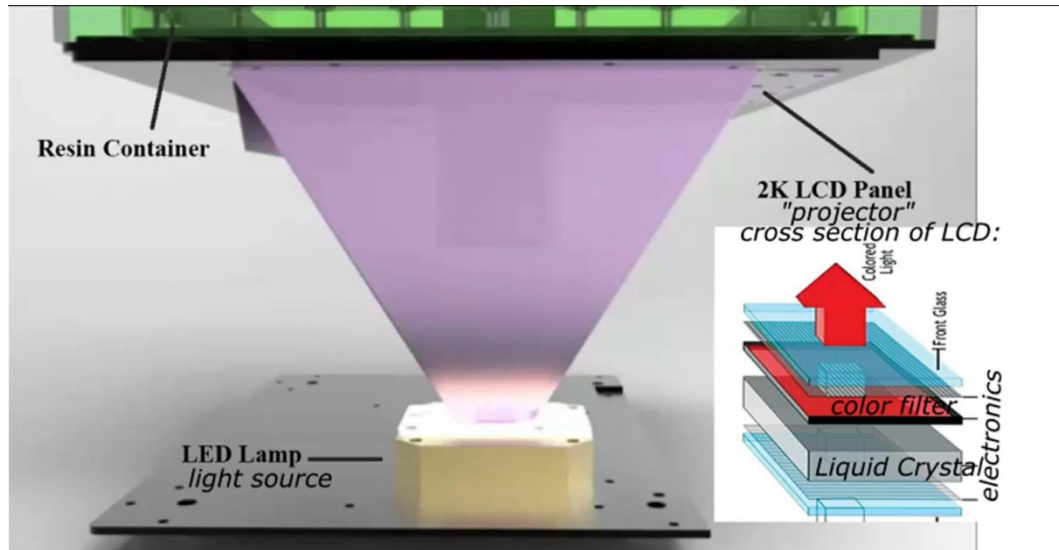
Kuva 4. DLP- tulostustekniikka (bitfab 2021).

4.3 Nestekidenäyttö/ Liquid crystal display, LCD

Nestekiteet (Liquid crystals) ovat joidenkin orgaanisten aineiden välimuoto nesteen ja kiinteän välissä. Nestekiteiden nestemäinen muoto on isotrooppinen neste ja kiinteä muoto on kite. Nestekiteiden ominaisuuksia hyödyntävät nestekidenäytöt (Liquid crystal display, LCD) ovat nousseet suureen suosioon parin viimeisen vuosikymmenen aikana. Nestekidenäyttöjä käytetään nykypäivänä tietokone monitoreissa, älypuhelimissa, GPS-laitteissa ja televisioissa. (Yang & Wu 2014: 1 & 513.)

Nestekidenäyttötekniikka eli LCD-tekniikka on yksi allaspolymerisaation tekniikoista (Ortomat-Herpola.fi, 3D-tulostus-ja-tulostimen-valinta). Lisäävässä tuotannossa LCD-tulostus perustuu nestekidenäytön käyttöön tulostimen kuvantamisjärjestelmänä. LCD-tekniikassa valo heijastetaan läpi litteistä nestekidenäyttöpaneeleista suoraan resiiniin (kuva 5). Tekniikassa kovetetaan kokonaisia kerroksia kuten DLP-tekniikassakin. LCD-tekniikassa valonlähteenä on nestekidenäytön läpi loistava UV LED-valo toisin kuin DLP-tekniikassa käytetty UV LED -projektor. (Tosto, Bergolizzi, Blanco ym. 2020.) LCD-tekniikka on toistaiseksi

allasvalopolymerisaation muodoista vähiten käytetty, mitä tulee hammastekniikan tuotantoon (Ortomat-Herpola 2018).



Kuva 5. LCD-kovetustekniikka ja suurennos nestekidenäytön rakenteesta (nou-seva tulostuspeti) (Ortomat-Herpola 2018).

LCD-tulostimien valonlähde koostuu LED-valojoukosta, joka koostuu useam-masta LED-valosta (Ortomat-Herpola 2018). Toisin kuin SLA-tekniikalla, LCD-tekniikalla pystytään kovettamaan kerralla kokonaisia kerroksia. Vaikka DLP-tekniikallakin pystytään samaan, pääsee projektorista tuleva valo joskus leviämään, mikä aiheuttaa pikselivääristymiä. (Tosto, Bergolizzi, Blanco ym. 2020.) LCD-lait-teissa tätä ei tapahdu, sillä nestekidenäyttö päästää valoa läpi vain juuri kysei- sessä kerroksessa tarvittaviin pikseleihin. Tosin, LED-valojoukkoa käytettäessä valonsäteestä tulee pistemäinen, eikä tasainen kuten vain yhtä lampua käytet- täessä, mikä johtaa valon voimakkuuden vaihtelemiseen: valo on voimakkainta joukon keskellä ja heikkenee reunoja kohden. Näin ollen tulosteista tulee epätar- kempia tulostusalustan nurkissa. (Ortomat-Herpola 2018.) LCD-tekniikka julkis- tettiin vuonna 1997 kehittyneemmäksi versioksi SLA-menetelmästä, mutta sen on pitkälti sivuuttanut nykyään DLP-tekniikka. LCD-tekniikka on yleisellä tasolla

LDP-tekniikkaa hitaampi ja epätarkempi, mutta myös halvempi. Halpuutensa vuoksi LCD-tulostimet ovat usein yksityishenkilöiden käytössä. (Schmidleithner & Kalaskar 2018.)

Hammastekniikassa edellä mainitut seikat ilmenevät muun muassa Moon 2021 ym. tekemässä tutkimuksessa, jossa verrattiin DLP- ja LCD-tekniikalla tulostettuja väliaikaisia siltoja. Tutkimuksista ilmeni, että LCD-tulosteissa ilmeni enemmän kutistumista ja epätarkkuutta useamman yksikön isoissa silloissa (viiden hampaan sillasta koko kaareen) DLP-tekniikkaan verrattuna. Tutkimus uskoo, että pidemmällä ja tehokkaammalla jälkikäsittelyllä LCD-tulosteet voisivat saavuttaa DLP-tulosteiden ominaisuudet, mutta tämä lisää valmistusaikaa, mikä on hammastekniikassa taloudellinen heikkous. (Moon, Kim, Lim ym. 2021.)

4.4 Continuous liquid interface production, CLIP

Continuous liquid interface production- eli CLIP-tekniikan kehitti yritys Carbon3D vuonna 2015. Tekniikan myyntivalttina toimi lyhennetty tulostusaika. (Tosto, Bergolizzi, Blanco ym. 2020.) Nykyään Carbon3D markkinoi CLIP-tekniikkaa osana Carbon digital light synthesis- eli Carbon DLS-teknologiakokonaisuutta, joka sisältää tulostustekniikan ja tulostimien lisäksi yhtiön omia tulostushartseja ja suunnitteluohjelmia. DLS-teknologiakokonaisuus toimii yhtiön lippulaivana. (Carbon 2021 A.)

CLIP-tulostimissa on nouseva tulostuspeti, kuten DLP-, LCD- ja SLA-tulostimissa, mutta sitä nostetaan tasaisesti eikä kerrosten valmistumisnopeuden perusteella. CLIP-tulostimissakin resiinin polymerisoituminen käynnistetään UV-valolla. Valo heijastetaan läpi ilmaa läpipäästävästä altaasta tulostuspedin alapuolelta (kuva 6). UV-valo kovettaa resiiniä, samalla kun happi taas estää polymerisoitumista. (Alonen, Alonen & Hietikko, 2016: 30–31.) Hapen määrää säätelemällä tulostin pystyy luomaan 10 mikronia korkean ”kuolleen alueen” (dead zone) altaan pintaan, jossa resiini ei polymerisoidu. UV-valo pystyy kulkemaan läpi kuolleesta alueesta, jolloin tulostus jatkuu, mutta tulosteet eivät kiinnity altaaseen. Näin ollen altaan lasista ei tarvitse raaputtaa irti kovettunutta resiiniä, mikä

on ongelma joissain allaspolymerisaation tulostimissa. (Alonen, Alonen & Hietikko 2016: 30–31, Carbon 2021 A.) Carbon3D:n CLIP-tekniikan tulosteet vaativat jälkikäsitteilyn uunissa, jossa lämpötila tehostaa kovettumisreaktiota, jonka jälkeen materiaalit saavuttavat lopullisen kovuutensa (Carbon 2021 A).



Kuva 6. Kuvaus Carbon3D:n CLIP-tekniikan tulostimen toiminnasta (Carbon 2021 B). Kuvaselitys: 1. Tulostuspeti 2. Resiini 3. Happea läpipäästävä allas/ikkuna 4. Kuollut alue/Dead zone 5. UV-valonlähde.

CLIP-tekniikka on hammastekniikan näkökulmasta vielä hyvin uusi tekniikka eikä siitä löydy suunterveydenhuollon piiristä vielä paljoa tutkimustietoa, sillä Carbon loi hammastekniikan tuotantoon tarkoitetun tuotesarjan vasta vuonna 2019. Yhtiö on julkaissut tulostimet L1 (Large 1) ja M2d 3D juuri hammasteknisten mallien tulostamiseen. Yhtiöltä on myös saatavilla materiaaleja hammastekniiseen käyttöön. AM Chroniclen artikkelista selviää, että yhtiö on sanonut olevansa kiinnostunut luomaan suunterveydenhuollolle materiaalia lisäävän tuotannon ratkaisuja tulevaisuudessakin. (AM Chronicle 2019.)

Carbon mainitsee omassa L1 tulostin esittelyssään, että tulosteista 90 % heittää mitoiltaan alle +/- 100 µm verrattuna suunnitelman mittoihin, mikä on hammas-tekniikassa suuri heitto (Esite: Carbon 2019: 1–2). Carbon sanoo L1 tulostimen pystyvän tulostamaan 30 mallia 35 minuutissa, mutta tämä johtuu L1-tulostimen 100µm kerrospaksuudesta (Esite: Carbon 2019: 1–2, Carbon 2021 B). Hammas-tekniikan käyttöön 100 µm on liian epätarkka (Hietakangas & Rönkkö, 22.04.2021). Carbonin tulostimet pystyvät myös 50 µm resoluutioon (Schmidleithner & Kalaskar 2018: 3–22). CLIP- tekniikalla pystytään kuitenkin tulostamaan massatuotannossa monia eri kojeita: purentakiskoja, kokoproteesien pohjalevyjä, malleja, väliaikaisia siltoja ja kruunuja, ienmaskeja, rankojen vaharun-koja ja jäljennyslusikoita. Carbon 2021 C).

4.5 Allasvalopolymerisaatio 3D-tulostusmateriaalit

Hammastekniikassa rakenteita muodostavaa nestettä eli resiiniä ja muita allas-valopolymerisaation valmistusmateriaaleja kuvataan yleisnimellä hartsi. Resiinin sijaan voidaan siis puhua myös tulostushartsista. Termit esiintyvät toistensa synonyymeinä suomenkielisten maahantuojien verkkosivuilla. (Ortomat- Herpola.fi 2021.) Muoviteollisuus ry:n sanakirjan mukaan: “Muoviteollisuudessa hartsi on yleensä kertamuovin nestemäinen puolivalmiste tai esipolymeeri” (Muoviteollisuus ry 2021). Kertamuoveja (eng. thermoset) kutsutaan joskus suomeksi kestopuovien nimityksellä termoplastinen (eng. thermoplastic) (Alonen, Alonen & Hietikko 2016: 58).

Kertamuovi selitetään Suomen muoviteollisuus ry:n sanakirjassa seuraavasti: “kertamuovautuva muovi, jota ei voida ilman kemiallisen rakenteen hajoamista sulattaa ja muovata uudelleen. Kertamuovin raaka-aine on yleensä nestemäinen monomeeri tai esipolymeeri. Lämmön avulla muovattaessa raaka-aineen molekyylien välille muodostuu ns. silloitussidoksia ja nestemäinen olomuoto muuttuu kiinteäksi”. Kestomuovit taas ovat muokattavissa sulattamalla ja muotoilemalla, ilman että aineen rakennetta tarvitsee hajottaa kemiallisesti. Kertamuovi ovat materiaaleina kestopuoveja kovempia. (Muoviteollisuus ry 2021.)

Tulostimien tulostushartseihin viitattaessa käytetään usein yleistermiä komposiitti. Komposiitilla tarkoitetaan yksinkertaisimmillaan komponenttien yhdistelmiä. Komposiitteja luodaan yhdistämällä kahta tai useampaa orgaanista tai keinotekoisista elementtiä, joilla on eri kemialliset ominaisuudet, mutta jotka yhdessä luovat toimivamman ratkaisun kuin erikseen. Komposiittien osaelementit eivät kokonaan sulaudu toisiinsa tai menetä omia ominaisuuksiaan vaan täydentävät toisiaan. (Compositeslab 2021.) Esimerkki komposiittien käytöstä hammastekniikassa on lasikuitu, jota käytetään muun muassa proteesien kestävyuden parantamiseen (Shikha, Pankaj & Himanshu 2013: 2).

Resiini muodostuu useammasta aineesta; Resiini on komposiitti. Resiinissä olevat monomeerit, joita kutsutaan englanniksi sanalla "precursors", ovat nestemolekyylejä, jotka pystyvät muodostamaan sidoksia altistuttuaan valolle. "Photoinitiators" kutsutut resiinin komponentit ovat taas ne, jotka luovat resiinille kyvyn reagoida valoon. Nämä kaksi komponenttityyppiä ovat välttämättömät valokoveteisen resiinin valmistuksessa, sillä ilman niitä se ei kovetu valon vaikutuksesta. Resiinissä on muitakin komponentteja kuten englanniksi "absorbers", jotka tehostavat muun muassa resiinin kykyä absorboida valoa, mikä tehostaa polymeerisaatiota. (Schmidleithner & Kalaskar 2018.)

Englanniksi "filled resin" eli "täytetty resiini" on resiinin muoto, joka mahdollistaa metallin ja keraamin tulostamisen ainakin SLA-tulostimilla. Metodissa resiinin lisätään metalli- tai keraamijauheella. Tulostuksen jälkeen osista poltetaan pois ei-haluttu sideaineena toimiva resiini. Prosessissa täytejauhetta tulisi olla suhteessa runsaasti, sillä muuten tulosteet halkeilevat helposti polton jälkeen. Sideaineena toimivan resiinin pois polttamisesta aiheutuva kutistuminen tulee myös ottaa huomioon suunnitteluvaiheessa. (Schmidleithner & Kalaskar 2018.)

Polymeereillä on teoriassa loputon määrä ominaisuuksia, sillä niiden ominaisuuksia voidaan muokata useilla lisäaineilla. Näin polymeeri voi myös saavuttaa useita eri optisia ominaisuuksia. Tämä on tärkeää, sillä hampaiden realistinen ulkomuoto koostuu useista ominaisuuksista: opaakkiisuus, väri ja sävy yms. Opaakkiisuus tarkoittaa, että aine on läpikuultamaton/ läpinäkymätön. (Alonen,

Alonen & Hietikko 2016: 56–59.) Opaakit resiinit sopivat paremmin hammastekniikan tulosteisiin. (Rebong, Stewart, Utreja ym. 2018: 363–369.)

4.6 Allasvalopolymerisaatio 3D- tulostimet ja jälkikäsitteily

3D- tulostimissa on ylöspäin tai alaspäin liikkuva tulostustaso, johon tulostettava esine kiinnittyy tulostusprosessin aikana. Tämä taso tunnetaan nimellä tulostuspeti, tulostustaso tai Z- taso (kuten kuvassa 3). (Schmidleithner & Kalaskar 2018.)

Laskeva tulostustaso sijaitsee resiinialtaan pohjalla. Tasolle lisätään kalvo nestemäistä resiiniä. Tason yläpuolelta loistava valo kovettaa halutun osion resiinikalvosta luoden näin tulostettavan esineen ensimmäisen kerroksen. Jokaisen kovetetun kerroksen jälkeen, kasvavan kappaleen omaava tulostustaso laskeutuu alemmas tankkiin ja mekaaninen pyyhkijä tuo uutta resiiniä tason päälle. Tämä mahdollistaa uuden kerroksen kovettamisen viimeisimmän kerroksen päälle. Nousevan tulostustason menetelmässä tulostustaso on asetettu resiinialtaan yläpuolelle. Valaisu tulee tason alapuolelta läpinäkyvän pohjan läpi ja kovettaa resiinikerroksen tulostustason ja resiinialtaan pohjan väliin. Tämä kerros kiinnittyy tulostustasoon, joka kovetuksen jälkeen nousee määritetyn välimatkan verran. Jokaisen uuden kovetetun kerroksen jälkeen, tulostustaso nousee ja taso kasvaa ”nurinpäin” eli resiinialtaan pohjaa päin. Jotta vältytään kappaleen kiinnittymistä tulostusalustaan mahdollisesti häiritseviltä allementoilta ja ulkonemilta, luodaan samasta materiaalista kappaleelle tukipilareita. Nouseva tulostustaso on kasvatanut suosiotaan viime aikoina. Tarkasti ohjailtavissa olevan tulostustason avulla saadaan aikaan tasainen pinta ja se, että mekaanista pyyhkijää ei tarvita, tarkoittaa että tulostus tapahtuu nopeammin. Nousevan tulostustason tekniikassa säästyy myös resiiniä, koska toisin kuin laskevan tulostustason menetelmässä, nousevan tulostustason ei tarvitse olla altaassa kokonaan resiinin peitossa. Toisaalta yksi nousevan tulostustason huonoista puolista on tarve uhmata painovoimaa. Tulostettavan esineen täytyy pysyä kiinni nousevassa tulostustasossa, ja jokaisen uuden kerroksen täytyy pysyä kiinni edellisessä kerroksessa eikä tarttua kiinni altaan pohjaan. Viimeksi mainittua on yritetty ratkaista esimerkiksi

hydrofobisella eli vettä hylkivällä pinnoitteella resiinialtaan pinnalla. (Schmidleithner & Kalaskar 2018.)

Tyypillisimmät jälkikäsittelyn vaiheet lisäävässä tuotannossa ovat tulosteen irrottaminen tulostusalustasta, tukirakenteiden katkaisu ja poisto, huokoisten kappaleiden täyttö jollain muulla materiaalilla ja erityyppiset lämpökäsittelyt. Tulostetut kappaleet täytyy usein viimeistellä jollakin ainetta poistavalla (SM/ Subtractive Manufacturing) menetelmällä kuten jyrsinällä, hionnalla, porauksella tai kiillotuksella, koska suurin osa AM- menetelmistä ei kykene tulostamaan kappaleita, joilla olisi kaikin puolin tarpeeksi sileä pinta. (Alonen, Alonen & Hietikko 2016: 51.)

4.6.1 MAX sarja (Asiga)

Esimerkkejä hammastekniikan alalla käytettävistä eri tulostustekniikoita edustavista tulostimista ovat Asiga MAX (DLP) (kuva 7), Form 2 (SLA) (kuva 8) ja Creo C5 (LCD) (kuva 9). Asiga MAX on DLP tulostin. Laitteen valmistajan digitaalisen esittelylehden mukaan kone on mittasuhteiltaan 260 x 380 x 370 mm ja painaa 17.5 kg. Asiga MAX hyväksyy tiedostomuodoksi STL-, SLC- ja STM- tiedot. Asigan Recommended retail price (RRP) eli ohjevähittäishinta on tämän opinnäytetyön kirjoittamisen aikana (hinta tarkastettu 08.04.2021) 12 117 €. Valmistaja esittää sivuillaan, että materiaaleinaan Asiga MAX pystyy käyttämään monia kolmannen osapuolen materiaaleja (Asiga 2017), mutta tulostimelle tuotetaan myös omia materiaaleja; DentaMODEL, DentaTRY, DentaGUIDE, DentaBASE, DentaTOOTH, DentalBt, Dent- GUM ja DentaCAST. (Asiga 2021 A.) Tulostimen tulostusnopeus on 60 mm/h (Asiga 2021 B). Valmistaja myös esittää, että tulostin pystyy tulostamaan 1 µm kerrospaksuudella (Asiga 2017), mutta yhdellä mikrometrillä tulostaminen ei ole realistinen tulostustarkkuus ajan käytön näkökulmasta. Tähän mennessä kerättyjen tietojen pohjalta yhdellä mikrometrillä tulostaminen kestäisi turhan kauan, joten ajan käytön optimoimisen kannalta se ei ole järkevä vaihtoehto.

Asigalla on MAX sarjassaan 3 tulostinta: MAX, MAX UV ja MAX X. MAX X:ää käytetään lähinnä koruteollisuuteen, joten emme käsittele laitetta tämän

enempää. MAX ja MAX UV eroavat valaisimen aallonpituudella. MAX:in valonlähteen aallonpituus on 405 nm ja MAX UV:n aallonpituus on 385 nm. (Asiga 2017.) 385 nm valonpituus mahdollistaa täysin kirkkaiden kappaleiden tulostamisen. (Ortomat-herpola 2021.)



Kuva 7. Asiga MAX tulostin (Asiga 2017 B).

4.6.2 Form 2 ja Form 3 (Formlabs)

Form 2 (kuva 8) on vuonna 2015 julkaistu SLA- tulostin. Laitteen mittasuhteet ovat 540 x 345 x 335 mm ja se painaa 13 kiloa. Laitteen tulostusalue on kooltaan 145 x 145 x 175 mm. Form 2 tulostimen voi säätää tulostamaan 25–200

mikrometrin (μm) tarkkuudella. 3D-tulostus.fi sivuilla Form 2 tulostinta myydään 2699 euron hinnalla (hinta tarkastettu 14.04.2021), mutta koska tulostettujen kappaleiden jälkikäsittelyyn tarjotaan kahta muuta laitetta (Form Cure 699,00 € ja Form Wash 499,00 €) voi kokonaishinta nousta reippaasti yli kolmeen tuhanteen. (3d-tulostus 2021.) Tulostusnopeudesta on olemassa lähinnä arvioita. Esimerkiksi Formlabsin sivuilla kerrotaan esimerkkitulosteen aika-arvio: Kappaleen tulostukseen meni noin kaksi tuntia 100 μm kerrospaksuudella, 50 μm kerrospaksuudella saman kappaleen tulostamiseen menee kaksi kertaa yhtä kauan ja 25 μm kerrospaksuudella noin 7 tuntia. Form-tulostimille kehitetty suunnitteluohjelma PreForm antaa tulosteelle aika- arvion kun kappaleelle on lisätty tukirakenteet. (Formlabs 2018.)

Formlabs tuottaa itse useita materiaaleja, jotka ovat yhteensopivia Form 2- tulostimen kanssa. Formlabsin omassa nettikaupassa on tarjolla useita hammaslaboratorioihin tarkoitettuja materiaaleja, mukaan lukien eri värisiä pigmenttejä. (Formlabs 2021 B.) Form 2 käyttää tiedostomuotonaan STL- ja OBJ- tiedostoja. Formlabs suosittelee, että hammasteknisiä kappaleita tulostettaessa käytettäisiin 0.05 mm eli 50 μm kerrospaksuutta, koska se savuttaa kliinisesti relevantin tarkkuuden tason ja tulostuu kaksi kertaa nopeammin kuin 0.025 mm eli 25 μm kerrospaksuuden tulosteet. Form 2 tulostimen laserin aallonpituus on 405 nm. (Formlabs 2017.)



Kuva 8. Form 2 tulostin avattuna (Dynamism 2020).

4.6.3 Creo C5 (Planmeca)

Creo C5 (kuva 9) on suunterveyden alan tarpeisiin suunniteltu LCD- tulostin (Planmeca 2021 A). Creo C5 käyttää tiedostomuotonaan STL- ja PLY- tiedostoja. Kooltaan tulostin on 300 mm x 300 mm x 500 mm, sen tulostusalue on 68 mm x 120 mm x 100 mm ja se painaa 32 kiloa. Creo C5:den kerrospaksuus on 25 µm–100 µm. (Planmeca 2021 B.) Turun Yliopistonkadulla sijaitsevan Loisto- hammaslaboratorion työntekijän mukaan Creo C5 tulostaa keskimäärin 30 minuutissa yhden kappaleen, riippuen kappaleen korkeudesta. Loisto:sta kerrottiin myös, että tämän tulostimen hinta on noin 7000 euroa (22.04.2021) (Hietakangas & Rönkkö, 22.04.2021).

Creo C5 käyttää sille varta vasten suunniteltuja materiaaleja: Esimerkiksi FotoDent Guide, FotoDent Gingiva, FotoDent Tray, FotoDent Model ja

FotoDent Setup. Guide- resiinillä tulostetaan ohjureita ja Gingivalla iensegmenttejä. Tray:tä käytetään yksilöllisten jäljennöslusikoiden tulostamiseen. Model- resiinistä tulostetaan malleja ja Setup soveltuu kalvo-oikomiseen tarkoitettujen työmallien soveltamiseen. (Planmeca 2021 C.) Tämä tulostin käyttää materiaalien annostukseen kapsseleita (Planmeca 2021 A).



Kuva 9. Creo C5 tulostin avattuna (Medical Expo 2021).

5 Jauhepetitulosuus

Powder Bed Fusion eli jauhepetitulosuus on ainetta lisäävää tulostusmenetelmää, joka perustuu pienien lasi-, keraami-, metalli- ja muovipartikkelien sintraamiseen tai sulattamiseen. Siinä käytetään laseria, lämpöä tai elektronisädettä sulattamaan jauhemateriaalia yhteen (Loughborough university 2021 B). Yleisimmin hammastekniikassa käytettyjä jauhepetitulosuusmenetelmiä ovat Direct metal laser sintering (DMLS), Selective laser melting (SLM) ja Electron beam melting (EBM) (Özcan & Ravilla León, 2017). Keskitymme siis tässä pääkappaleessa niihin. Olemme jättäneet SLS- tekniikan (eng. Selective laser sintering) käsittelemättä, sillä se on hyvin samanlainen SLM-tekniikan kanssa; SLS-tekniikassa jauheen partikkelit yhdistetään toisiinsa sintraamalla ja SLM- tekniikassa laserilla sulattamalla. (Pokela 2020: 9.) SLS- tekniikkaa tosin käytetään myös hammastekniikan tuotannossa (Özcan & Ravilla-León 2017).

Monet jauhepetitulosuus menetelmät eroavat toisistaan vain nimeltä, mutta toimivat hyvin samanlaisella periaatteella. Yhdelle valmistustekniikalle saattaa siis olla useampi nimi. Monet tekniikkojen kutsumanimet ovat yhtiöiden patenttien takana, minkä vuoksi kilpailijat joutuvat kehittämään uusia nimiä. Kannattaa siis olla tarkkana, kun hakee tietoa tekniikoista, ja vertailla useampaa lähdettä. (Alonen, Alonen & Hietikko 2016: 32.)

Jauhepetimenetelmissä jauhepartikkeleista yhdistetään rakenteiksi neljällä eri menetelmällä: kemiallinen yhteen sitominen (eng. Chemically induced binding), sulattaminen (eng. Full-melting), kiinteä sintraus (eng. Solid-state sintering) ja nestefaasisintraus (eng. Liquid phase sintering) (Pokela 2020: 8). Sulattamisessa jauhepartikkelit kuumennetaan esimerkiksi laserilla yli sulamispisteen, jolloin juuri sulatettu jauhekerros yhdistyy alempaan edelliseen kerrokseen. Kiinteässä sintrauksessa partikkelin yhdistyminen tapahtuu materiaalin sulamispistettä alemmassa lämpötilassa. Kemiallisessa yhteen sitomisessa eri jauheiden partikkelit reagoivat keskenään ja kaasun kanssa lämmöllä käynnistetyssä kemiallisessa reaktiossa, ja sitoutuvat toisiinsa. Nestefaasisintrauksessa osa partikkeleista on sulaneessa tilassa ja osa kiinteässä, jolloin esimerkiksi alemman

sulamispisteen omaavia metalleja voidaan käyttää ”liimana” korkeamman sulamispisteen omaavien metallien yhteen liittämiseksi. (Pokela 2020: 8.)

Jokaisessa jauhepöytävalmistustekniikassa jauhepöydin jauhetta levitetään edellisen tulostetun kerroksen päälle joko telalla tai terällä kerrosten yhdistymisen välissä. Lisää materiaalia pulveripöytiin valuu sen alle, yläpuolelle tai sivulle sijoitetusta säiliöstä. Pulveri alla oleva tulostusalusta laskee sitä mukaa, kun tuloste kasvaa. (Loughborough university 2021 B.) Tulostusprosessi tapahtuu kammiossa, joka on joko tyhjiö tai täytetty kaasulla. Mitä kaasua käytetään, riippuu tulostettavasta materiaalista. Esimerkiksi SLM-tekniikassa kammio täytetään usein argonilla tai työllä. Kaasun virtaus kammiossa ehkäisee hapettumisreaktiota, joka muuttaa aineen kemiallista rakennetta. Hapettumisen aiheuttaa sulattamisessa tai sintrauksessa syntyvä korkea lämpötila. (Sun, Brandt & Easton 2017: 55–56.)

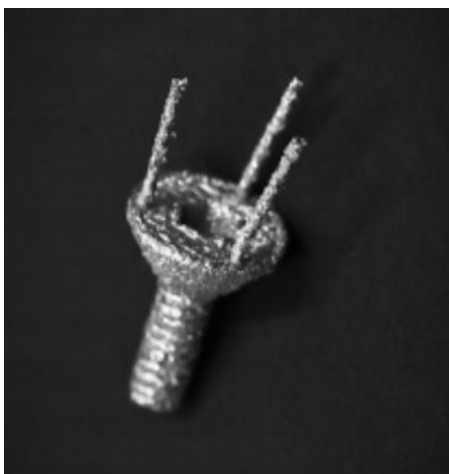
Pulveripöytävalmistuksen prosessikuvaus (Alonen, Hietikko & Alonen 2016: 32, Loughborough university 2021 B):

1. Tulostettava kappale suunnitellaan CAD-ohjelmalla.
2. Kappale tai kappaleet sijoitetaan suunnitteluohjelman virtuaalisen tulostusvolyymien sisään.
3. Tulostusvolyymi siivutetaan kerroksiksi (Tulostettavien kerrosten määrä määrittää kappaleen tarkkuuden/resoluution).
4. Tulostin levittää (usein 0,1 mm) jauhekerroksen tulostusalustan päälle.
5. Jauhekerros sulatetaan tai sintrataan valikoivasti yhteen.
6. Kappale syntyy kerros kerrokselta, kun uusi jauhekerros levitetään ja sidostetaan edelliseen.
7. Tulostuskammion annetaan jäähtyä.
8. Irtonainen, käsittelemätön jauhe irrotetaan valmiista kappaleesta, ja se osa siitä voidaan kierrättää ensi tulostusta varten.

Ensimmäistä kertaa AM-tekniikoita sovellettiin irtoprotetiikkaan vuonna 2004, kun R.J. Williams, R. Bibb ja T. Rafik tutkivat rangan rungon valmistamista, jos työmalli valmistetaan SLA-tekniikalla resiniästä. Vuonna 2006 Williams ym. kehittivät SLM-

tekniikalle sovellutuksen tuottaa CoCr rangan runkoja, mutta suunnitteluun vaadittu skannaus kesti 17 minuuttia, mikä osoittautui liian kömpelöksi vaihtoehdoksi. Seuraava suuri läpimurto saatiin vuonna 2014, kun C. Chan, G. Haraszthy ja J. Geis-Gerstorfer kehittivät uuden SLM-tekniikan protokollan yläleuan kokoproteesien rungon tulostamiseen 30 mikrometrin kerrospaksuudella Ti6Al4V-titaani-seoksesta. (Özcan & Ravilla-León 2017).

Hammastekniikassa kolmiulotteisten metalliosien AM-tuotannossa jauhepetitulos on selvästi yleisin menetelmä. Jauhepetimenetelmillä tuotetaan nykypäivänä hammasteknisistä kojeista lähinnä rankojen runkoja. Monet tahot kuitenkin tutkivat jauhepetimenetelmien soveltamista implanttikantoisten irtoproteesien ja jopa kiinteiden implanttikantoisten proteesien tuottamiseen (kuva 10). (Özcan & Ravilla-León 2017.) Jauhepetimenetelmiä sovelletaan nykypäivänä jo implanttiruuvien valmistamiseen. On kuitenkin eroa, pidetäänkö tulostettujen implanttiruuvien karkeutta implantin osseointegroitumista parantavana tekijänä vai epätarkkuutta lisäävänä haittapuolena. Valtaosa tutkimustiedosta puhuu kuitenkin tulostettujen implanttien puolesta. (Özcan & Ravilla-León 2017, Ramakrishnaiah, Al Kheraif, Mohammad ym. 2017: 787–796, Parthasarathy, Starly, Raman ym. 2010: 249–259). Osseointegraatiolla eli englanniksi osseointegration tarkoittaa ilmiötä, jossa luu luutuu implantin kanssa yhteen niin etteivät ne irtoa toisistaan ilman fraktuuraa (Hudecki, Kiryczyński & Łos 2019: 85–98).

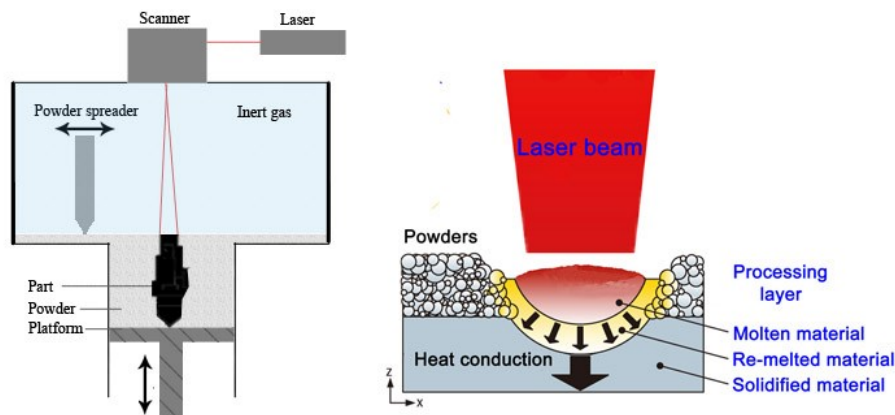


Kuva 10. Esimerkki tulostetusta implanttiabutmentista (Kalman 2018).

Jauhepetimenetelmillä voidaan tuottaa myös muovisia versioita osaproteesien ja rankojen rungoista. Esimerkiksi polyasetaali on kestumuovi, josta voidaan tulostaa jauheena SLS-tekniikalla hampaan värisiä proteesin runkoja. Aineen kestävyys ei vielä riitä pysyviin proteettisiin ratkaisuihin, mutta toimii hyvin väliaikaisissa proteeseissa. (Schierz, Schmohl & Hahnel 2021.)

5.1 Selective laser melting, SLM

Selective laser melting (SLM) on jauhepetitulistuksen tekniikka, joka käyttää laseria energian lähteenään (kuva 11). Laser sulattaa materiaalijauheen ja luo kappaleen kerros kerrallaan. Jauhetta asetetaan koko tulostusalustalle kerroksien välissä ja vain laserin säteilyttämät alueet sulavat luoden kokonaisen kappaleen. SLM tekniikkaa käytetään laajasti hammasalalla valamisen ja porauksen rinnalla. (Felipe Arias-González ym. 2020.)



Kuva 11. SLM- tulostuksen prosessikuvaus (Materflow 2018).

Kappaleen tulostus tapahtuu syklisellä prosessilla, eli prosessi toistuu, kunnes tuotantoajo on valmis. Laite levittää tasaisen kerroksen jauhetta tulostuspedille. Jauhekerroksen paksuus riippuu materiaalista ja toivotuista ominaisuuksista. Laserin energia sulattaa jauheen (max 400W). Kun jauhe on sulanut ja luonut

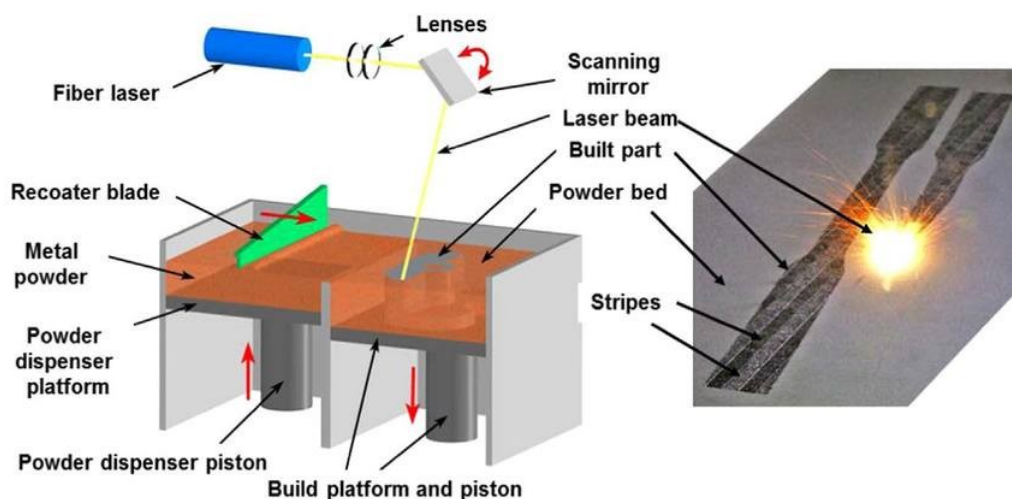
kerroksen, tulostusalusta laskee ennalta määritellyn kerroksen verran alaspäin ja toistaa syklin niin monta kertaa kuin on tarpeellista. Tulostettavaa kappaletta tukevia rakenteita tarvitaan usein, koska jauhe itsessään ei ole tukevaa. Tukirakenne myös pitää kappaleen paikoillaan ja johtaa lämpöä pois. Tulostuspedillä olevaa jauhetta jää yli, mutta hukkamateriaalia jää vain vähän, sillä sitä voidaan käyttää vielä uudestaan siivilöinnin jälkeen. Tulostettuja kappaleita täytyy usein lämpökäsitellä tulostuksessa syntyneiden jännitysten poistamiseksi. Tyyppillinen kappaleiden jälkikäsitely tapahtuu kuulapuhalluksella ja viimeistelyllä, kuten kiillotuksella. (Materflow 2020.)

SLM tulostimilla voi kruunujen, siltojen ja rangan runkojen lisäksi tulostaa myös CMF-implantteja (Cranio-maxillofacial-implants) eli kalloon kiinnitettäviä kasvojen rekonstruktiossa käytettäviä implantteja. CMF-Implantit voidaan tulostaa 30 µm tarkkuudella ja kruunut, sillat ja rangat 20 µm tarkkuudella. (SLM medical and dental applications 2021.) SLM-tekniikalle tuotetaan muiden metallijauheiden lisäksi myös pelkästään hammasalalle suunniteltua materiaalia. SLM MediDent on koboltti, kromi, molybdeeni ja volframi metalliseos. SLM MediDentä käytetään pääasiassa bioyhteensopivien hammasimplanttien ja proteesien tuotantoon. (SLM Solutions 2021 C.)

5.2 Direct metal laser sintering, DMLS

SLM-tekniikan kanssa melkein samanlainen tulostustekniikka on Direct metal laser sintering eli DMLS. Näiden tekniikoiden erona on se, että metallijauheen sulattamisen sijaan DMLS:ssä se sintrataan. Sintraus lämmittää metallipartikkeleita juuri sen verran, että ne yhdistyvät toisiinsa ja muodostavat kiinteän kappaleen. Sintratut kappaleet ovat vähemmän huokoisia, kuin sulattamalla tehdyt. Sintrauksessa etuna on se, että voidaan helposti tulostaa kappaleita seoksista, jotka sisältävät eri sulamispisteitä omaavia materiaaleja. Jopa metalli- ja muovimateriaaleja voidaan yhdistää. Tarkin resoluutio DMLS-tekniikassa on 20-40 µm. (All3DP 2021.)

Harvat 3D-tulostustekniikat pystyvät tulostamaan kappaleita suoraan metallilla, toisin kuin DMLS. Tämä piirre tekee kyseisestä tekniikasta suosittua erityisesti monimutkaisten kappaleiden valmistuksessa. Aloja, jotka erityisesti hyötyvät DMLS:n käytöstä ovat lääketiede, hammaslääketiede ja ilmailuteollisuus. Niiden osat vaativat usein erikoisten materiaalien käyttöä ja korkeaa suorituskykyä. DMLS voikin tuottaa osia, joita ei yksinkertaisesti voida valmistaa perinteisillä metallintyöstötekniikoilla. Hammastekniikassa DMLS:ää voidaan käyttää yksilöllisten proteesien, siltojen, implanttien ja kruunujen runkojen valmistamiseen. Niihin käytetään ominaisuuksiltaan erityisen kestäviä materiaaleja, kuten kobolttikromia ja titaania. Kobolttikromia käytetään kruunujen ja siltojen valmistamiseen, titaania implanttien. (AI3DP 2021.)



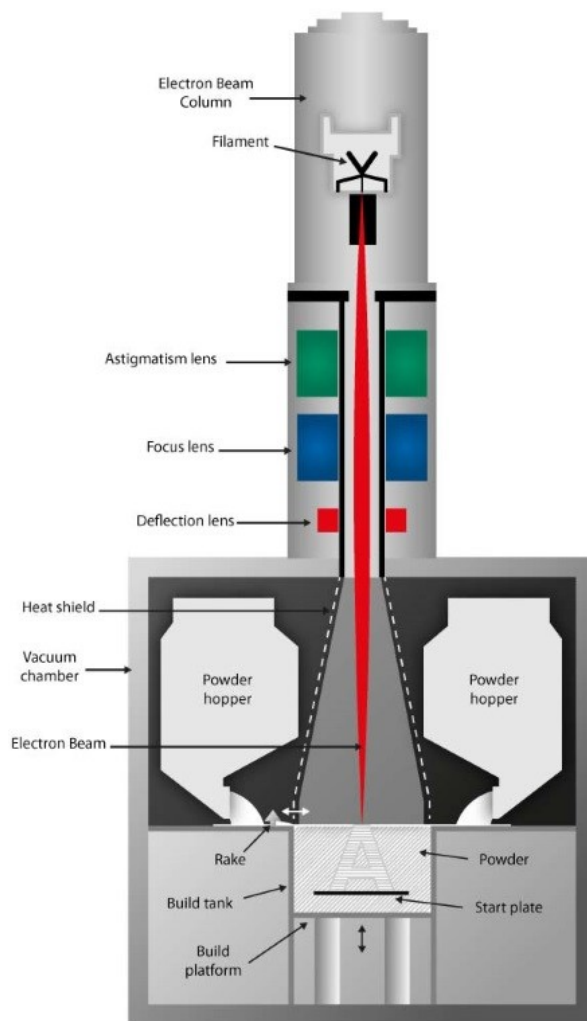
Kuva 12. DMLS tulostimen rakenne (ResearchGate GmbH 2019).

5.3 Electron beam melting, EBM

Electron beam melting eli EBM-tekniikka on ruotsalaisen vuonna 1997 perustetun Arcamin-yhtiön kehittämä jauhepetimenetelmän alatekniikka. Ensimmäinen EBM-tekniikalla toimiva printteri keksittiin vuonna 2003. (Alonen, Hietikko &

Alonen 2016: 36) Nykyään Arcamin koneita on tuotantokäytössä noin 300 ympäri maailmaa. Nykyään Arcam toimii Ge Additive nimisen yhtiön alla, ja Arcamin laitteet, materiaalit ja niiden lisätieto löytyvätkin nykyisin Ge Additive sivuilta. (Ge Additive 2021 A.)

EBM-tekniikassa jauhepartikkelit yhdistävä lämpö tulee laserin sijaan elektronisäteestä, joka liikkuu joko inertillä kaasulla täytetyssä tai tyhjiön muodostavassa kammiossa (ks. kuva 13) (Alonen, Hietikko, & Alonen 2016: 36, Özcan & Ravilla-León 2017). Arcamin laitteet käyttävät tyhjiötä (Alonen, Hietikko & Alonen 2016: 36). Kaasua käyttävät tulostimet on usein täytetty puhdistetulla argonilla (Özcan & Ravilla-León 2017). EBM-tekniikassa kammion jauhepeti lämmitetään optimaaliseen lämpötilaan ennen tulostuksen aloittamista, koska näin vältetään jäännösjännityksiltä ja ei-toivotuilta mikrorakenteilta (Alonen, Hietikko & Alonen 2016: 37). EBM-tekniikassa kammion lämpötila nousee jopa 700°C ja on lämpötilana huomattavasti korkeampi kuin laseria käytettäessä. Lämpö syntyy elektronien luomasta kitkasta. (Alonen, Hietikko & Alonen 2016: 36, Özcan & Ravilla-León 2017.)



Kuva 13. EBM:n prosessikuvaus (Alonen, Hietikko & Alonen 2016: 37).

EBM-tulostimien tulostustarkkuus on tyypillisesti 50–70 mikrometriä, mutta EBM-tekniikalla pystyy myös 25 mikrometrin kerrospaksuuteen (Karloson, Snis, Engquist ym. 2013: 2109–2118.) Hammastekniikassa suositeltu tulostuskerroksen maksimipaksuus on 50 mikrometriä (Formlabs 2017). EBM-tekniikan tavallisimmat kerrospaksuudet ovat suurempia, sillä lääketieteessä sitä sovelletaan enemmän suun protetiikkaa suurempien implanttien tulostamiseen esimerkiksi tekonivelien (Alonen, Alonen & Hietikko 2016: 37).

EBM-tekniikka käyttää laserin ja peilijärjestelmän sijaan elektromagneettista linssiä, joka ohjaa elektronisädettä. Linssi on huomattavasti nopeampi ja vikkelämpi

liikkeiltään kuin peilien ohjaama laser (Ramakrishnaiah, Al Kheraif, Mohammad ym. 2017: 787–796). EBM-tulostimissa voi olla myös useampi kuin yksi säde, jotka kovettavat materiaalia samaan aikaan (Vayre, Vignat & Villeneuve 2013: 264–269). Ylipäätään tekniikka on myös nopeampi kuin esimerkiksi SLM- ja DMLS-tekniikka (samaa kerrospaksuutta käytettäessä), mutta myös epätarkempi (Ramakrishnaiah, Al Kheraif, Mohammad ym. 2017: 787–796, Alonen, Alonen & Hietikko 2016: 37).

Hammastekniikassa EBM-tekniikalla tulostetaan lähinnä metallia, sillä Arcam on itse erikoistunut metallin tuotantoon (Ge Additive 2021 A). Lähivuosina tutkijoita EMB-tekniikassa on lähinnä kiinnostanut sen sovellettavuus implanttien ruuvien ja abutmenttien tuottamiseen (Vayre, Vignat & Villeneuve 2013: 264–269, Karloson, Snis, Engquist ym. 2013: 2109–2118), mutta tekniikalla voidaan tuottaa teoriassa kaikkia metallitöitä hammastekniikan tarpeisiin (Özcan & Ravilla-León 2017).

5.4 Jauhepeti 3D-tulostusmateriaalit

Hammasteknisiä töitä metallista tulostettaessa yleisimmin käytetyt materiaalit ovat kobolttikromi (CoCr) ja erilaiset titaaniseokset, joista tyypillisimmin Ti6Al4V. Kummankin materiaalin lopputuotteen ominaisuudet muuttuvat riippuen jauhepetimenetelmästä ja käytetyn jauheen mekaanisista ominaisuuksista. Samasta metallista ja samalla tekniikalla tuotetut kojeet eivät siis ole välttämättä suoraan verrattavissa. (Özcan & Ravilla-León 2017.) Hammastekniikassa jauhepetimenetelmällä tulostetaan lähinnä vain metallia.

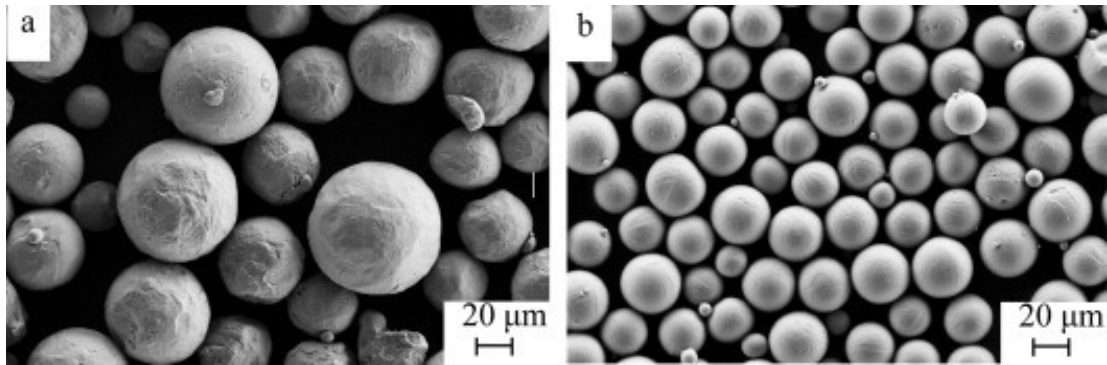
Ti6Al4V-seos on metalliseos, joka koostuu titaanista (Ti), alumiinista (Al), vanadiinista (V) ja raudasta (Fe). Jauhemetalliseoksista saattaa löytyä myös metalleja, joita ei merkitä kaavaan niiden olemattoman määrän vuoksi; seoksissa saattaa olla mainitsemattomiakin metalleja (Karloson, Snis, Engquist ym. 2013: 2109–2118). On siis hyvä tutustua tarkasti materiaalikuvauksiin.

Titaani on yleisesti käytetty metalli niin hammasteknisessä tuotannossa kuin urheiluvälineissä ja avaruustoiminnassa. Titaanilla on muihin metalleihin verrattuna

vahva kyky vastustaa syöpymistä ja korkea kestävyys. Titaani säilyttää kestävytensä, vaikka sitä käytettäisiin pieniin rakenteisiin. Puhdas titaani on kuitenkin vaikeasti käsiteltävää ja hyvin arvokasta, joten sitä käytetään metalliseoksina. Ti6Al4V-titaaniseos on käytetyin titaaniseos. Ti6Al4V-titaaniseoksen huonopuoli on sen voimakas ominaisuus reagoida hapen ja valusylinterin kanssa, mikä tekee siitä vaikean valaa. Perinteisesti valetun titaaniseoksen kestävyys on myös tuloslettua heikompi. (Karlsson, Snis, Engquist 2013: 2109–2118.)

Kobolttikromin soveltuvuutta laser-jauhepetitulosukseen ovat tutkineet muun muassa Leuvenin yliopiston tutkijat A. Cutolo ym. Vuonna 2018. CoCr-kappaleiden väsymiskestävyyttä testattiin eri tulostettujen kerrospaksuuksien välillä: 30µm ja 60µm. Eroa kappaleiden kestävyudessa ei löydetty suhteessa kerrospaksuuteen, mutta jälkikäsitteilytekniikoista kemikaalietsauksella huomattiin olevan positiivinen vaikutus kappaleiden väsymiskestävyteen. (Cutolo, Neirinck, Lietaert ym. 2018: 498–504.) Kemikaalietsauksella (eng. chemical etching) tarkoitetaan kemikaaleilla aikaan saatua hallittua syöpymistä, jossa kemikaalit syövät materiaalista epätasaisuuksia mikrotasolla (Çakır 2008: 37–340).

Jauhepetimetelmissä jauheen hienojakoisuudella eli sen partikkelikoolta on merkitystä lopputuotteen pinnan resoluutioon. Ti-6Al-4V-titaaniseoksella ja EBM-tekniikalla tulostettaessa yleisimmät partikkelikoot jauhepetimenetelmissä ovat 45–100 mikrometriä, mutta 25 mikrometrin jauheella tulostetut kappaleet eivät ole sen heikompia kuin isommalla partikkelikoolta tulostetut kappaleet (kts. kuva 14). Hienomman jauheen käyttäminen mahdollistaa tarkempien kerrosten tulostamisen. Suurempi ero samojen materiaalien ominaisuuksien välille syntyy eri kerrospaksuuksia käytettäessä. (Karlsson, Snis, Engquist ym. 2013: 2109–2118.)



Kuva 14. Kuva titaaniseoksen Ti-6Al-4V kahdesta eri tulostusjauheen partikkelikoosta: a: 45–100 μm b: 25–45 μm (Karlosson, Snis, Engquist ym. 2013: 2109–2118).

Jauhepetimenetelmällä tuotetut kappaleet voi loppukäsittellä joko lämpöperäisillä, mekaanisilla tai kemiallisilla menetelmillä. Loppukäsittely on yksinkertainen tapa potentiaalisesti nostaa kappaleiden kulumiskestävyyttä (Mahmood Khan, Karabulut, Kitay ym. 2021: 118–176.) Esimerkki lämpöperäisestä käsittelystä on tulos tus jännitteitä purkava lämpökäsittely, mekaanisesta taas hiekkapuhaltaminen (Vayre, Vignat & Villeneuve 2013: 264–269) ja kemiallisesta kemikaalietsaus (Cutolo, Neirinck, Lietaert ym. 2018: 498–504).

Jauhepetiteknikalla tehdyt kappaleet tulisi aina puhdistaa sulamattomasta irtojauheesta, jota jää helposti kiinni tulosteiden pintaan, sillä ylimääräinen jauhe tuo tulosteelle lisää painoa ja saattaa varista ympäriinsä tulostetta siirrettäessä. Ylimääräinen jauhe on mahdollista kierrättää seuraavaa tulostetta varten. Laitteen valmistajat tarjoavat erilaisia “jauheen keräys systeemejä” (eng. Powder Recovery System). Irtojauheen kierrättäminen ja kerääminen ehkäisee sen joutumista tulostajan elimistöön ja luontoon esimerkiksi vesistöihin. (Vayre, Vignat & Villeneuve 2013: 264–269.)

5.5 Jauhepeti 3D- tulostimet

Jauhepetimenetelmien tulosteet tarvitsevat usein tukirakenteita, jotta jo kovettuneet kerrokset eivät ala vajoamaan jauheen sekaan. Toinen funktio tuille on johdattaa tulosteeseen kovista lämpötiloista syntyvät energiat tulostuskappaleesta tulostus alustaan ja tulostimen rakenteisiin. EBM:n tapauksessa koko jauhekerros sintrataan. On tärkeä kiinnittää huomiota tukien määrään ja muotoon, koska niillä saattaa olla vaikutusta tulosteen laatuun. (Vayre, Vignat & Villeneuve 2013: 264–269.)

Esimerkiksi noin 1 mm paksuisille lättänille tulostuskappaleille optimaaliset tuet ovat lieriömäisiä ja noin 8 mm päässä toisistaan, tämä pienentää kappaleiden materiaalinkulutusta ja litteydestä johtuvia tulostusvirheitä. Tulosteen suunnitteluun käytetty ohjelma antaa automaattisen ehdotuksen tukien määrään ja sijoitteluun. Ohjelma kuitenkin usein ehdottaa liian montaa tukea, jolloin niitä olisi työstä poistaa, hukkamateriaalia syntyisi enemmän ja tulostetun tuotteen hinta nousisi. (Vayre, Vignat & Villeneuve 2013: 264–269.)

5.5.1 EBM

EBM-tulostimista esimerkkinä käytämme Arcam EBM 2AX –tulostinta (kts. kuva 15), sillä sitä tai sen edempää malleja on käytetty useisiin implanttitutkimuksiin. Toinen tutkimuksissa mainittu tulostin on Arcam EBM A1 (Vayre, Vignat & Villeneuve 2013: 264–269). EBM-tekniikka on Arcamin patentti, joten kyseisen tekniikan laitteita ei saa muilta (Alonen, Alonen & Hietikko 2016: 32). Arcam EBM 2AX -tulostimen tarkin tutkitusti toimiva tulostustarkkuus on 25 µm (Karloson, Snis, Engquist ym. 2013: 2109–2118).

Seuraavat tiedot ovat Ge Addativen tarjoamasta esitteestä: Laitteen koko on 1,9 x 0,9 x 2,2 m, laitteen paino on 1700 kg, Tulostusalustan koko on 200 x 200 x 380 mm, tavallinen tiedostotyyppi on STL (Ge additive: Arcam EBM 2021) ja saatavilla olevia sekä testattuja materiaaleja on noin 40 (Ge Addative 2021 B).

Arcam EBM 2AX –tulostimeen on valmiiksi saatavilla parikin Ti6Al4V-seos vaihtoehtoa (Ge Addative: Arcam EBM 2021). Tulostimeen on kuitenkin saatavilla CoCr-materiaaleja, kuten myös erilaisia seoksia (Shah, Jergéus, Chiba ym. 2018: 1655–1663).



Kuva 15. Arcam EBM 2AX –tulostin (Ge Addative 2021 B).

5.5.2 SLM

SLM 125- ja SLM 280- tulostimia käytetään metallisten hammaslääketieteellisten kojeiden tulostamiseen (3D print ekzo 2021). SLM 125 on kooltaan 1400 x 900 x 2460 mm ja sen tulostusalusta on 125 x 125 x 125 mm. Laitteen tulostama kerrospaksuus on 20 µm - 75 µm (SLM- solutions 2021 A.) SLM 280 on kooltaan 4150 mm x 1200 mm x 2525 mm ja sen tulostusalusta on 280 x 280 x 365 mm. Tulostettava kerrospaksuus on 20 µm - 90 µm (SLM- solutions 2021 B.)

Molemmat laitteet (kuva 16) käyttävät samoja materiaaleja; esimerkiksi titaania, kobolttikromia ja hammasalalle tarkoitettua SLM MediDentiä. Valmistajan mukaan koneet kuitenkin pystyvät käyttämään myös kolmannen osapuolen materiaaleja. Tulostimet pystyvät prosessoimaan sekä reaktiivisia että ei- reaktiivisia metalleja standardiasetuksilla. (SLM- solutions A.) 3D PrinterOS sivuston mukaan SLM 125 on arvoltaan 216 583 € - 433 166 € ja SLM 280 osuu 433 167 € - 866 304 € haarukkaan.



Kuva 16. Vasemmalla SLM 125HL- tulostin (3D print ekzo 2021 B) ja oikealla SLM 280HL- tulostin (3D Print Ekzo 2021 C).

5.5.3 DMLS (EOS)

Vuonna 1989 toimintansa aloittanut EOS tarjoaa 3D-tulostimia sekä metallien, että muovien tulostamiseen. Esimerkki DMLS- tulostimen rakenteesta löytyy kuvasta 12. Vuonna 1994 yhtiö patentoi DMLS-tekniikan. DMLS-tulostimista EOS M 100-tulostin (kuva 17) on tarkoitettu pienten ja sirojen metalliosien valmistamiseen, erityisesti lääketieteelliseen käyttöön. Hammaslääketieteessä tällä tulostimella pystytään valmistamaan kruunuja ja siltoja. EOS M 100 on kooltaan 800 x 950 x 2,250 mm ja painaa 580 kg.

Tulostusalusta on pyöreä ja halkaisijaltaan 100 mm. Laitteen tulostustarkkuus on 40 μm ja tulostusnopeus jopa 7.0 mm/s. Tulostettavan esineen enimmäissuuruus saa olla 100 x 95 mm, johon on laskettu mukaan tulostusalustan korkeus. Tulostimessa käytettäviä materiaaleja ovat kobolttikromi ja titaani. (EOS 2021.)



Kuva 17. DMLS- tulostin Eos M 100 (Strikwerda en Dehue 2021).

6 Materiaalin pursotus

Materiaalin pursotus (material extrusion) on lisäävä tuotantotekniikka, jossa tulostimen suuttimesta pursotetaan ohuita säikeitä materiaalia, yleensä polymeeriä. Useissa pursotussysteemeissä on myös toinen suutin, joka syöttää tukimateriaalia tulostettavan kappaleen ulkoneville osille "tulostusalustaksi". Kun kappale on valmis, tukimateriaali poistetaan katkaisemalla tai liuottamalla. (Diegel, Nordin & Motte 2020.) Tulostusmateriaalia viedään suuttimen läpi samalla kun suutin lämmittää materiaalin ja lisätään kerros kerrokselta alustalle. Suutin voi liikkua horisontaalisesti ja alusta liikkuu vertikaalisesti ylös ja alas, kun uusi kerros on tehty. Prosessissa on useita muuttujia, jotka vaikuttavat tulostuksen laatuun. Materiaalin pursotus eroaa muista tekniikoista, sillä tavalla, että materiaalia lisätään suuttimen kautta jatkuvan paineen kanssa yhtenäisenä virtana. Paineen ja nopeuden täytyy pysyä tasaisena koko prosessin ajan tarkkojen tulosten takaimiseksi. (Loughborough University 2021 A.) Materiaalin pursotuksesta löytyy tietoa esimerkiksi termeillä Fused deposition modeling (FDM) ja Fused filament fabrication (FFF). Nämä termit vastaavat toisiaan, sillä Stratasys teki Fused deposition modelingista tavaramerkin, joten muiden valmistajien piti keksiä vaihtoehtoinen termi. (Institute of Digital Dentistry 2021.)

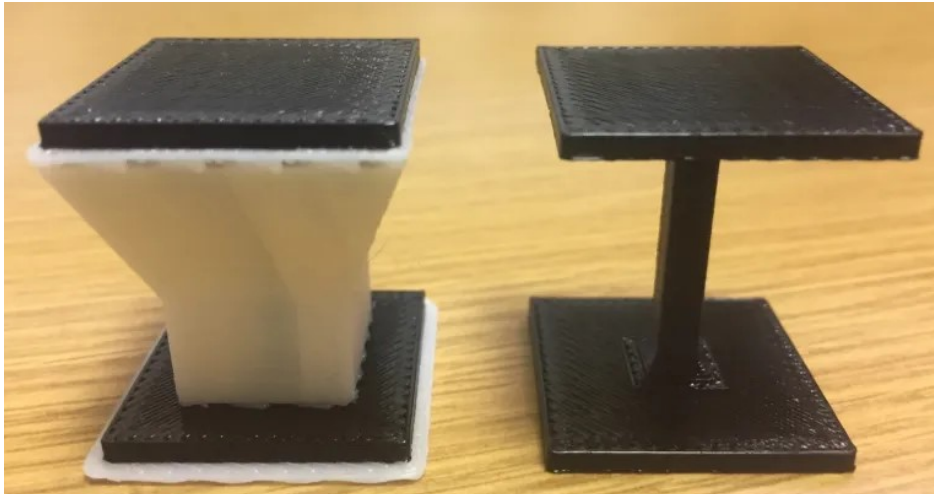
Rebongin, Stewartin ja Utrejan tutkimuksesta ilmenee, että FDM- tekniikalla tulostettuja malleja käytetään oikomishoidossa. (Rebong, Stewart, Utreja ym. 2018: 363–369.) FDM- mallien tarkkuuden riittävydestä on kylläkin eriäviä mielipiteitä. Esimerkiksi S. Wang, M. Li, H. Yang ym. tekemässä tutkimuksessa todettiin, että FDM- tekniikalla tulostetut ortodontiset mallit ovat tarkkuudeltaan riittäviä hammasalan tarpeisiin (Wang, Li, Yang ym. 2017). Toisaalta J. Guzmán ja A. Oharan tekemässä tutkimuksessa vertailtiin perinteisellä tavalla tehtyjä kipsimalleja ja FDM- tekniikalla tulostettuja malleja, ja he päätyivät siihen tulokseen, että tällä tavalla tulostettuja malleja voisi käyttää suunnittelumalleina ja apuna potilaan ohjeistamisessa, sekä hammaslääkärin ja hammasteknikon välisen kanssakäymisen selkeyttämässä. Tulostettuja malleja ei siis suositeltu työkäyttöön. (Guzmán & Ohara 2019.)

6.1 Materiaalin pursotus 3D- tulostusmateriaalit

Stratasys tuottaa hammasalalle sopivaa FDM- materiaalia nimeltään ABS-M30i. ABS-M30i- materiaalia käytetään biohteensopivien kappaleiden tulostamiseen lääketieteessä (Stratasys 2021 A). Nykyään on kokeilussa myös Polyether ether ketone eli PEEK- materiaali, jota Stratasys ei itse valmista. PEEK on kestopuovi, jota tyypillisesti käytetään metallisten ja keraamisten implanttien korvaajana sen ominaisuuksien vuoksi. Se on esimerkiksi erittäin biohteensopivaa (ei ole myrkyllinen tai suussa vahinkoa aiheuttava), joustavaa ja se kestää hyvin kosteutta, korkeita lämpötiloja ja suussa tapahtuvaa kemiallista kulumista. (Haleem & Javaid 2019.)

PEEK:ta testatessa ei ole tullut ilmi haitallisia sivuvaikutuksia, mutta sitä pidetään "bioinerttinä" (Jin & Chu 2019), eli se ei aiheuta reaktiota tai se ei ole vuorovaikutuksessa biologisen kudoksen kanssa (Drexel university 2007). Esimerkiksi PEEK- implantit luutuvat hitaasti suuhun. Tätä ongelmaa on yritetty korjata sekoittamalla luun kasvua kannustavia bioaktiivisia materiaaleja PEEK:n kanssa. Tutkimukset tukevat PEEK- komposiittien käyttöä implantteina lyhytaikaisissa ratkaisuisissa, mutta pitkäaikaisille kliinisille testeille on tarvetta. (Jin & Chu 2019.)

FDM- tulostimilla on usein kaksi tulostuskärkeä, eli ne voivat syöttää toisesta suuttimesta tulosteille tukimateriaalia. Nämä tukimateriaalit ovat joko liukenevia tai irrotettavia (kuva 18). Liukenevat tuet poistetaan lämpimässä vedessä, johon on sekoitettu puhdistusainetta. Irrotettavat tuet poistetaan manuaalisesti. Tulostusmateriaali määrittää kumpaa tukimateriaalia voidaan käyttää. (Stratasys 2021 B.)



Kuva 18. Esimerkki liukenevista tuista (valkoinen materiaali) (Bhate 2016).

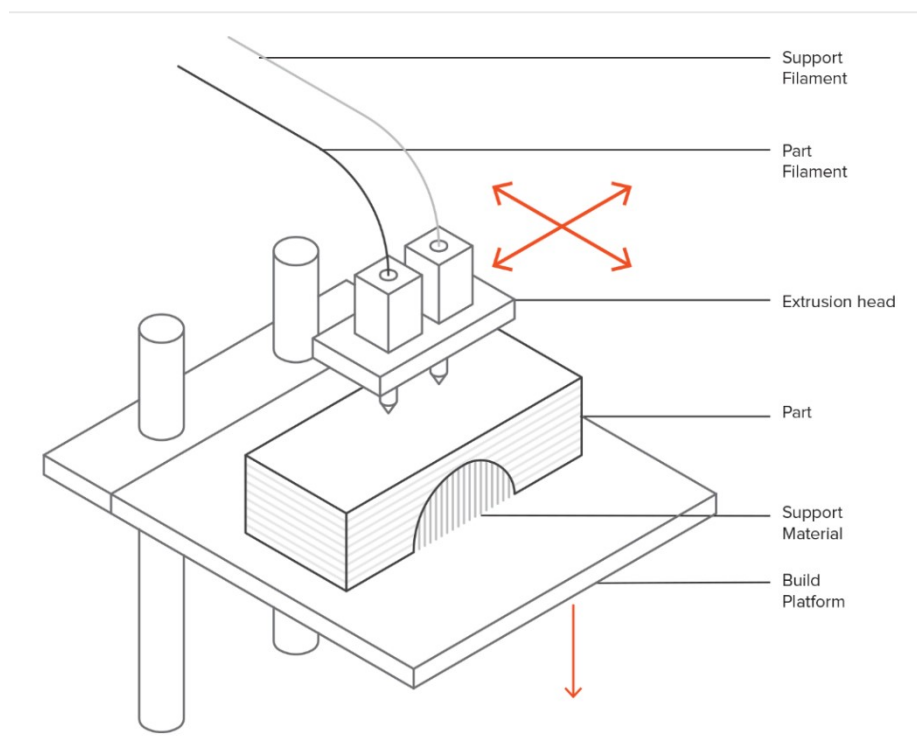
Tulostettavien kappaleiden taipuminen (eng. warping) on yksi yleisimpiä haittapuolia FDM- tekniikassa. Kun pursotetut materiaalit jäähtyvät kovettumisen aikana, niiden mittasuhteet pienenevät. Kappaleen eri osat jäähtyvät eri tahtiin, joten myös mittasuhteet muuttuvat eri tahtiin. Tämä johtaa jännitteen syntymiseen kappaleen sisällä ja kappaleen taipumiseen. Taipumista voi välttää FDM- systeemin lämpötilan tarkkailulla ja lisäämällä tulostusalustan ja kappaleen välistä adheesiota. Tulostettavan kappaleen suunnittelulla voi myös pienentää taipumisen riskiä; isot litteät alueet, ohuet ulkonevat osat ja terävät kulmat lisäävät taipumisen riskiä. (Varotsis 2021.)

6.2 Materiaalin pursotus 3D- tulostimet

Stratasys tuottaa hammaslääketieteeseen tarkoitettuja FDM- tulostimia: J5 DentaJet, J700 Dental, J720 Dental, Objet260 Dental and Objet260/500 Dental Selection ja Objet30 Dental Prime (Stratasys 2021 C). Esimerkki tyypillisestä FDM- tulostimen rakenteesta löytyy kuvasta 19. J5 DentaJetin koko on 651 x 661 x 1511 mm ja se painaa 228 kg. Tulostusalue on 140 x 200 x 190 mm. Tulostusmateriaaleja ovat esimerkiksi Biocompatible Clear MED610, VeroGlaze (MED620) ja Flexible clear biocompatible material MED625FLX.

Biocompatible Clear MED610- materiaalia käytetään läpinäkyvien ja jäykkien kappaleiden tulostamiseen. Tästä esimerkkinä toimii implanttiohjurit. VeroGlaze MED620- materiaalia käytetään mallien tulostamiseen. Biocompatible MED625FLX- materiaali on läpinäkyvää ja joustavaa ja sitä käytetään esimerkiksi pehmeiden ienmaskien tulostamiseen. (Stratasys 2021 A.)

DentaJet tekee tukipilarit SUP711- materiaalista. Nämä tukipilarit poistetaan vesisuihkuleikkurilla. Valmistajan mukaan kerrospaksuus on parhaimmillaan 18 μ m (Stratasys 2021 E) ja sillä voi tulostaa viidellä materiaalilla samaan aikaan (Stratasys 2021 D, Stratasys 2021 E.) Proteesi- ja implanttityö vaatii useita eri komponentteja ja materiaaleja, DentaJetin perimmäinen tarkoitus onkin tulevaisuudessa eliminoida usean 3D- tulostimen ja työvaiheen tarve (Sertoglu 2021).



Kuva 19. Tyypillinen FDM- tulostimen rakenne (Varotsis 2021).

7 Materiaalin suihkutus

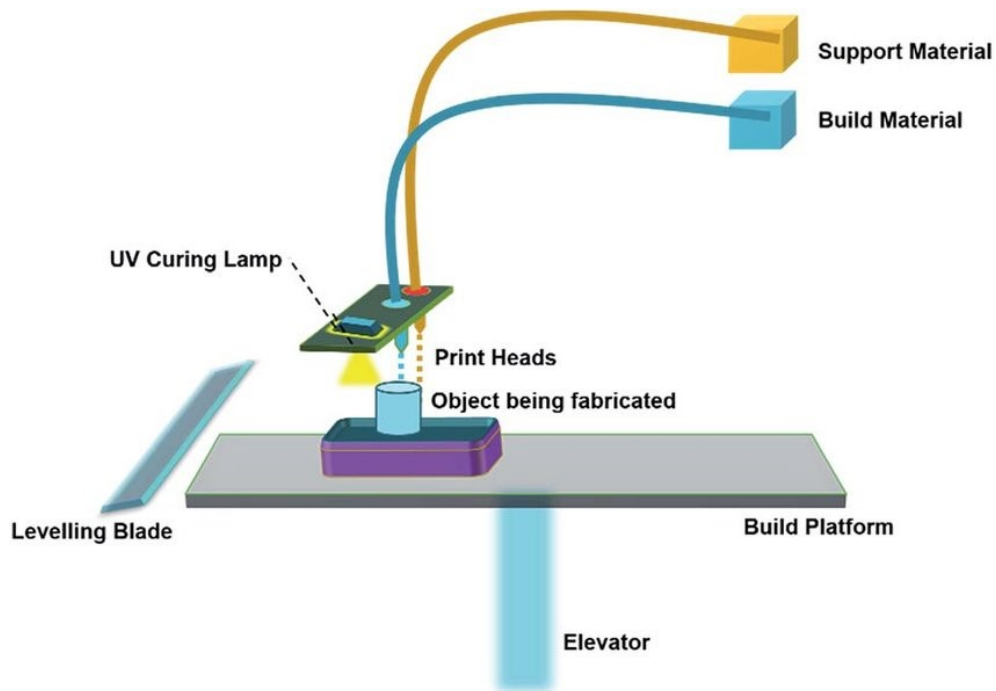
Materiaalin suihkutus on lisäävän valmistuksen prosessi, joka käyttää mustesuihkutulostimen kaltaista tulostuspäätä nestemäisen fotopolymeerin kerrostamiseen pisaroittain. Tulostuspäähän on kiinnitetty UV-valonlähde, joka kovettaa kerrostuneet materiaalipisarat kulkiessaan niiden yli. (Diegel, Nordin & Motte 2020: 23)

Tulostusprosessi alkaa nestemäisen materiaalin esilämmityksellä, minkä jälkeen tulostuspää alkaa liikkumaan tulostusalustan päällä ja luomaan tulosteen ensimmäistä kerrosta pisaroittain. Tarvittavat tukirakenteet tulostuvat samanaikaisesti tulostettava esineen kanssa. Täten varmistetaan sen vakaana pysyminen tulostuksen aikana. Tukirakennemateriaalille on oma tulostuspäänsä. Ensimmäinen materiaalikerros kovetetaan UV-valolla, minkä jälkeen tulostusalusta liikkuu alaspäin. Tätä prosessia toistetaan niin kauan, että haluttu esine on valmis. UV-valo kovettaa materiaalin kokonaan, joten erillistä jälkikovettamista ei tarvita (kuva 20). Jälkikäsittelyyn kuuluukin vain tukirakenteiden poistaminen manuaalisesti. (AMFG 2020.)

Materiaalin suihkutusta voidaan käyttää moniväriin ja monimateriaaliseen 3D-tulostukseen, sillä tulostuspää sisältää yleensä useita suuttimia. Näihin suuttimiin voidaan asettaa useita eri materiaaleja ja värejä saman tulostuskerran ajaksi. (AMFG 2020.) Tulostusalustalle voidaan samanaikaisesti tulostaa esineitä eri väreistä ja materiaaleista, mikä nopeuttaa valmistusprosessia. Myös eri osia yhdestä tulostettavasta esineestä on mahdollista valmistaa eri väreistä ja materiaaleista. Eri materiaaleja voidaan sekoittaa eri suhteissa keskenään, jolloin syntyy niin sanottu digitaalinen materiaali, jolla on erityisiä hybridiominaisuuksia, kuten kovuus, jäykkyys tai sävy. (HUBS 3D 2021.)

Yleisesti materiaalin suihkutusta käytetään tarkkojen ja realististen prototyyppien tuottamiseen, kuten malleja eri kehon osista. Hammastekniikassa tätä tekniikkaa käytetään erityisesti hammasmallien valmistamiseen (Salmi 2021: 10). Tarkkuutensa ansiosta materiaalin suihkutusta voidaan käyttää myös implanttiohjureiden, oikomiskalvojen ja kruunujen valmistamiseen.

Implanttiohjureita käytetään implanttien sijoittamiseen oikeaan paikkaan ja oikomiskalvoja korjaamaan purennan virheitä, kuten ristipurentaa, sekä hampaiden väljyyttä tai ahtautta. (Juneja, Thakur, Kumar ym. 2018.)



Kuva 20. Materiaalin suihkutuksen tulostimen rakenne (Sireesha, Lee & Kiran 2018).

7.1 Materiaalin suihkutuksen 3D- tulostusmateriaalit

Materiaalin suihkutukseen on valittavissa useita eri materiaaleja. Yleisimmin käytettyjä materiaaleja ovat nestemäiset fotopolymeeriresiinit ja kruunu- ja rankavahat (casting wax) (AMFG 2020). Samaa rankavahaa voidaan käyttää myös perinteisessä valamisessa. Tällöin vahasta tulostetaan haluttu esine ja sen ympärille lisätään kuumuudenkestävää materiaalia. Vaha sulatetaan pois, jolloin syntyy muotti, joka täytetään halutulla materiaalilla, usein sulalla metallilla. Muotti rikotaan ja jäljelle jää haluttu esine. Vahan tulostusta käytetään pääasiassa hammasmuottien valmistamiseen. (Sculpteo 2021.)

Perusresiinejä voidaan käyttää sekoittamatta tai niitä voidaan yhdistellä uusien ominaisuuksien luomiseksi. Kaikilla materiaalin suihkutuspulostimilla on jokin yleiskäyttöinen läpinäkyvä resini, josta luodut esineet ovat ominaisuuksiltaan jäykkiä ja verrattavissa muoviosiin. Nykyään näitä yleiskäyttöisiä resinejä löytyy useammassa värissä, toisin kuin ennen. Jäykästä resiinistä on myös kirkas versio, joka eroaa muista jäykistä resineistä tietyiltä ominaisuuksiltaan, jotka tekevät siitä monimutkaisemman tulostettavan. Se voi esimerkiksi muuttua sameaksi tai keltaisen väriseksi kovettuessaan. Kirkkaat resinit voidaan jälkikäsittelyllä saada melkein lasin kirkkaiksi, mutta tämä edellyttää jatkuvaa ja hellävaraista hiontaa ja kiillotusta. (Treatstock 2021.)

Toinen perusresini on vahva ja kestävä resini, joka parantaa tulostettavan esineen jäykkyyttä ja kestävyyttä. Joustavat resinit luovat puolestaan tulostettavasta esineestä ominaisuuksiltaan kumin kaltaisen, joten sitä voidaan muotoilla ja venyttää vahingoittamatta. Bioyhteensopivat resinit ovat valmistettu erityisesti lääketieteen ja hammaslääketieteen käyttöön. Niitä on erityisen turvallista käyttää ja ne voivat huoletta altistua kulumiselle, vedelle ja muille ihmiskehon olosuhteille. (Treatstock 2021.)

Perusresiinien lisäksi on komposiittiresiinejä, jotka on luotu sekoittamalla erilaisia perusresiinejä keskenään. Sekoitusprosessi tapahtuu yleensä ennen tulostamista, jotta materiaali on suoraan käyttövalmis tulostukseen. Tällaisia komposiittiresiinejä ovat esimerkiksi kirkkaan ja läpinäkyvän värillisen resinin sekoitus, jota käytetään anatomisten prototyyppien tulostamiseen, koska sillä pystytään tulostamaan läpinäkyviä osia, joilla on läpinäkyvän resinin ominaisuuksia, kuten jäykkyys. Värillisen läpinäkyvän resinin ja eri resiinien sekoitus tietyssä suhteessa luo puolestaan realistisen kuvion ja pinnan, samanlaisen kuin 2D-väritulostuksessa, mutta tulosteen jokaiselle sivulle ja sisäpuolelle. (Treatstock 2021.)

Koska tukirakenteet ovat välttämättömiä materiaalin suihkutuspulostus tekniikassa, on niille myös omat materiaalit, jotka on optimoitu tukirakenteiden poistamisen helpottamiseksi. Yleensä käytetään liukenevia materiaaleja. Jotkut tukirakennemateriaalit voivat myös muuttua pehmeiksi tulostusprosessin aikana, joka helpottaa

tukien poistamista manuaalisesti. Viimeistelyyn voidaan käyttää vesisuihkuleikkuria. (Treatstock 2021.)

7.2 Materiaalin suihkutus 3D- tulostimet

3D Systemsin ProJet MJP 2500 Plus on hammaslääketieteen käyttöön tarkoitettu, materiaalin suihkutus- tekniikkaa käyttävä 3D-tulostin, jolla voidaan tuottaa esimerkiksi proteesimalleja (kuva 21). Tulostin on suunniteltu ympärivuorokautiseen käyttöön laboratorio-olosuhteissa. Tulostin on kooltaan 1120 x 740 x 1070 mm ja painaa 211 kg. Laitteen tulostustarkkuus on 32 μm ja tulosteen enimmäiskoko saa olla 294 x 211 x 144 mm (Strikwerda en Dehue 2021.) Materiaalina tämä tulostin käyttää VisiJet M2R-TN, joka on kovaa muovia. Värinä toimii vaaleanruskea, joka helpottaa hammasmallien yksityiskohtien visualisointia. (3D Systems 2021.)



Kuva 21. ProJet MJP 2500 Plus -tulostin (Strikwerda en Dehue 2021).

Toinen 3D Systemsin tulostin ProJet MJP 3600 Dental (kuva 22) on myös suunniteltu hammaslaboratorioiden käyttöön. Sillä voidaan tulostaa esimerkiksi proteesi- ja oikomishoidon malleja. Tulostin on kooltaan 749 x 1194 x 1511 mm ja painaa 299 kg. Tulostimessa on kolme eri tulostusohjelmaa, joista voi valita sopivimman omaan hammaslääketieteelliseen tarpeeseensa. Tulostustarkkuus on 29 µm tai 32 µm riippuen tulostustilan resoluutiosta. Tulostimessa käytettäviä materiaaleja ovat VisiJet M3 Dentcast, VisiJet M3 Stoneplast, ja VisiJet M3 PearlStone. Dentcast on kova vahamateriaali, joka on suunniteltu erityisesti proteesivausten tekemiseen. Stoneplast on läpinäkyvä, kova muovimateriaali, jota voidaan käyttää esimerkiksi oikomishoidon mallien ja implanttiohjurien tekoon. Pearlstone on taipumaton muovi, jossa on kiven kaltainen lopputulos. Sitä käytetään tarkkoihin kruunu-, silta-, implantaatti- ja osaproteesimalleihin. (3D Systems 2021.)

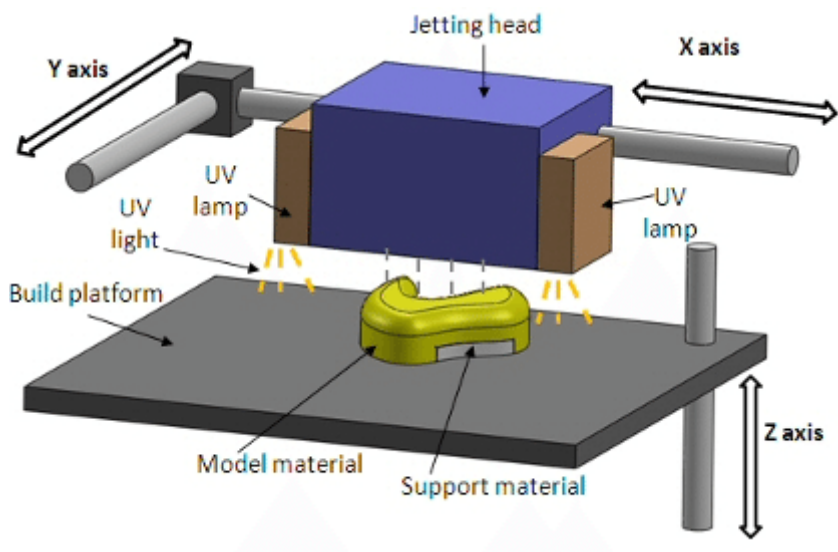


Kuva 22. ProJet MJP 3600 Dental- tulostin (3D Systems 2021).

8 Polyjet

PolyJet-tekniikka on lisääväntuotannon prosessi, joka pystyy luomaan monimutkaisia, tarkkoja ja monivärisiä prototyyppejä kerrostamalla valokovettuvaa resiniä. Tekniikka perustuu suihkutusmenetelmään (englanniksi "jetting"), jossa tulosteen kerrokset rakentuvat suihkutetuista fotopolymeeripisaroista, eli vokseleista, jotka kovetetaan saman tien UV-valolla. Vokseleita suihkutetaan samanaikaisesti useasta suuttimesta. Kerrostusmekanismi takaa tulosteiden nopean tuotannon ja tarkkuuden. (Vidakis, Petousis & Vaxevanidis 2020, Proto labs, inc 2021.) PolyJet-tulosteiden pinnat ovat hyvin tasaisia, mutta niissäkin on nähtävissä porrasmaista rakennetta, mitä voidaan ehkäistä tulostamalla pienemmällä kerrospaksuudella (Vidakis, Petousis & Vaxevanidis, 2020).

Sekä tulostussuuttimet, että UV-lamput on kiinnitetty koko tulostusalueen alueella liikkuvaan tulostuspäähän (englanniksi "3D print carriage") (kuva 23). Liikkuva tulostuspäässä on myös kiinni terä, joka leikkaa välittömästi tulostetusta kerroksesta irti ylimääräisen materiaalin. Terää myös käytetään tarvittaessa apuna tulosteiden päällystämiseen metallilla. Tulostuspään suuttimet pystyvät suihkuttamaan eri materiaaleista koostuvia vokseleita samaan aikaan. Näin tulostin pystyy yhdistämään eri materiaalien mekaanisia ja esteettisiä ominaisuuksia samassa tulosteessa. (Vidakis, Petousis & Vaxevanidis, 2020.) PolyJet-tekniikka tarjoaa ylipäätään kattavan valikoiman materiaaleja hammasteknisenäkin näkökulmasta. (Proto labs, inc, 2021.)



Kuva 23. Kuvaus PolyJet-tulostimien toimintaperiaatteesta (Braga & Udriou 2017).

Kuten monen muunkin tulostustekniikan kohdalla, PolyJet-tulosteetkin vaativat jälkikäsittelyn. Tulosteet kuitenkin saavuttavat lopullisen kovuutensa jo tulostusvaiheessa. Tulostuksen aikana tulosteet pinnoitetaan tukimateriaalilla (kuva 23), joka tulee poistaa tulostuksen jälkeen joko kemiallisessa liuoshauteessa tai käsin painevesisuihkulla. (Proto labs, inc 2021.)

Hammastekniikassa PolyJet-tekniikalla tulostetaan esimerkiksi malleja, implantiohjureita ja oikomiskojeita (Sjöholm 26.04.2021, Rebong, Stewart, Utreja ym. 2018: 363–369). PolyJet-menetelmä on yksi ortodontian 3D-tulostustuotannon käytetyimmistä tekniikoista maailmalla, ei kuitenkaan Suomessa. Kun PolyJet-tekniikalla tulostettuja malleja verrataan kipsimalleihin, huomataan, että toistuvasti tulostettujen mallien mitat muuttuvat vähemmän kuin perinteisesti valettujen mallien, joiden mitat muuttuvat eri valosten välillä. PolyJet-tulosteissa kuitenkin ilmeni taipumusta laajenemiseen ja kutistumiseen, mitä ilmeni vähemmän FDM-tulosteissa. (Rebong, Stewart, Utreja ym. 2018: 363–369.)

Suomessa hammasteknillisiä kojeita PolyJet-tekniikalla tuottaa vain helsinkiläinen 3Dent Oy, joka omistaa muidenkin tekniikkojen tulostimia, esimerkiksi Asigan

DLP-tulostimia ja r.Pod®-filamenttitulostimen. 3Dent Oy tuottaa Polyjet-tekniikalla tulostettuja malleja ja implanttiohjureita eli splinttejä. (Sjöholm 26.04.2021.) PolyJet-tulostus on siis suomalaisessa hammastekniikassa hyvin harvinainen tuotannon muoto.

8.1 Polyjet 3D- tulostusmateriaalit

Materiaalitarjonnan suhteen keskitymme Protolabsin esittelemiin tulostimiin ja materiaaleihin, sillä niistä löytyy luotettavimmin laitetietoja. PolyJet-tulostimilla on runsaasti materiaalivaihtoehtoja, mikä on hammastekniikan kannalta iso etu. Stratasysin tulostimet pystyvät käyttämään myös muitakin kuin vain laitevalmistajan tarjoamia materiaaleja. (Stratasys Ltd. 2016.) Ainakin Stratasys OBJET-sarjan tulostimiin on saatavilla juuri hammasteknisiin tarpeisiin suunnattuja materiaaleja (Sjöholm 26.04.2021). Protolabs tarjoaa PolyJet tulostimiin resiniinimateriaaleja nimellä "digitaaliset fotopolymeerit" (englanniksi "Digital Photopolymers"), joita on saatavilla kahdeksalla eri kovuudella ja kolmella eri värillä (musta, valkoinen ja läpikuultava/kirkas). Protolabsin sivuilta löytyy digitaalinen esite materiaalivaihtoehtoista ja niiden ominaisuuksista: Digital Photopolymer, product specifications. (Proto labs, inc 2018.)

PolyJet-tekniikan etuihin kuuluu sen kyky tuottaa elastomeerisia materiaaleja eli tässä tapauksessa tulostimet pystyvät tulostamaan nestemäisestä silikoonista muovitulosteita (Proto labs, inc 2021). Suomen muoviteollisuus ry:n mukaan elastomeeri tarkoittaa elastista eli kimmoista synteettistä polymeeriä (Muoviteollisuus ry 2021). Esimerkkejä elastomeerisiä ominaisuuksia sisältävistä tuotteista ovat tiivisteet ja hihnat (Proto labs, inc 2018).

Valokovetteisten resiniin heikkouksia valmistusmateriaalina ovat sen tarvitsemat "tukipilarit" tulosteen ympärille ja kaikkiin onttoihin osiin, sillä näiden tukipilarien poistaminen muuttuu vaikeaksi yhdenkin tulosteen mitan ollessa alle 200 mikrometriä. Tukirakenteiden poistaminen monimutkaisista geometrisistä muodoista on myös ongelma. PolyJet-tekniikassa tätä ongelmaa ei synny, sillä se pystyy tulostamaan onttojakin muotoja ja tukipilarien sijaan tulosteen ympärille

printataan tukikalvo, joka pestään pois jälkikäsittelyssä liuoshauteessa tai käsi-painesuihkulla. (Castiaux, Pinger, Hayter ym. 2019.)

8.2 Polyjet 3D- tulostimet

Suomessakin PolyJet-tulostimia myyvän Protolabsin tarjoamat PolyJet-tulostimet ovat Stratasys OBJET 500 Connex 3 ja Keyence AGILISTA 3200W (Proto labs, inc 2021). Protolabin koneiden normaali kerrospaksuus on 30 mikrometriä, mutta monet PolyJet-tulostimet pystyvät helposti myös 16 μm kerrospaksuuteen (Proto labs, inc 2021, Vidakis, Petousis & Vaxenvidis 2020). 1 millimetri vastaa 1000 mikrometriä, joten millimetreinä normaali kerrospaksuus olisi 0,03 mm.

Laitteen toleranssilla tarkoitetaan kyseisen laitteen jollekin tekniselle ominaisuudelle asetettuja rajoja. Valmistajan tulee siis varmistaa, että luvatut ominaisuudet toimivat määritettyjen rajojen sisällä. (Kivioja 2000.) Protolabsin tulostimien toleransseja ovat muun muassa: $\pm 0,1$ mm tulostustarkkuus, tulostettavien aukkojen, kanavien tai putkien minimi halkaisija on 0,76 mm ja tulosteiden pituuden sekä leveyden enimmäissuhde on 4:1. Toleranssit saattavat muuttua hieman kappa-leiden geometriasta riippuen. (Proto labs, inc 2021.)

Stratasys OBJET 500 Connex 3 (kuva 24) vaatii 1,4 x 1,3 x 1,1 m tilan, joten se on laitteena suhteellisen iso (kuten monet muunkin merkin mallit) verrattuna joihinkin jopa pöydälle mahtuviin allaspolymerisaation tulostimiin. Koko näkyy myös laitteen painossa; 430 kg. Materiaalien säilytys vaatii myös tilaa. Tulostin pystyy tulostamaan jopa 82 eri materiaalia yhteen osaan ja sen tarkin kerrospaksuus on 16 mikrometriä. Tulostin tukee Windows 8 & 7

käyttöjärjestelmiä. (Stratasys Ltd 2016.) Tämä tulostin on juuri samaa merkkiä kuin laboratorio 3Dent Oy:n käyttämä tulostin (Sjöholm 26.04.2021).



Kuva 24. Stratasys OBJET 500 Connex 3 (Stratasys Ltd 2016).

Keyence AGILISTA 3200W (kuva 25) tulostin on kooltaan 1,0 x 0,7 x 1,4 m ja painaa 188 kg. Tulostimen tarkin kerrospaksuus on 15 mikrometriä. Normaali resoluutio/ kerrospaksuus on 20 tai 30 mikrometriä riippuen materiaalista. Tulostin on yhteensopiva Windows 7, 8, 10 & Vista käyttöjärjestelmien kanssa. (Keyence Corporation 2021 Vuonna 2020 tehdyssä tutkimuksessa selvitettiin PolyJet tuloiteiden pinnan tasaisuuteen vaikuttavia tekijöitä, ja tulostuspäähän kiinnitetyn terän kunnolla huomattiin suora yhteys pinnan laatuun. Terä tulisi siis aina muistaa puhdistaa tai vaihtaa tarvittaessa. (Vidakis, Petousis & Vaxevanidis 2020.)



Kuva 25. Keyence AGILISTA 3200W (Keyence Corporation 2021).

9 Johtopäätökset

Loppupääkappaleessa tarkastellaan AM-tekniikoiden eroavaisuuksia ja tämän tutkimuksen luotettavuutta. Tekniikoita vertailemme kahden eri taulukon avulla; ensimmäiseen (taulukko 1) on kerätty tästä tekstistä eritekniikoiden tarkimpia resoluutioita ja toiseen (taulukko 4) tekniikoiden yleisiä etuja ja haittapuolia.

AM-tekniikoiden analysointi tehdään tämän tekstiin kerätyn tutkimustiedon pohjalta. Aivan viimeisessä kappaleessa (9.2) tarkastellaan myös tämän tutkimuksen luotettavuutta ja siihen liittyviä eettisiä tekijöitä. Käymme myös läpi tulostimien hintoja ja vertailemme niitä.

9.1 AM- tekniikoiden vertailu

Tässä kappaleessa vertaillaan kaikkien mainittujen tekniikoiden yleispiirteitä sekä edut ja haitat -näkökulmasta kuin vertailemalla valitsemissä tulostimien ja lähteiden mainitsemia resoluutioita.

Taulukko 1. Jauhepetitulosimien ja allasvalopolymerisaation tulostimien hinta-vertailu. Luvut otettu opinnäytetyössä käytetyistä lähteistä.

Tekniikka	Tarkin yleisesti käytetty resoluutio (µm)
Allasvalopolymerisaatio:	
SLA	25
DLP	25
LCD	25
CLIP	50
Jauhepetitulosuus:	
SLM	20
DMLS	20
EBM	25
Materiaalin pursotus:	
FDM	50
Materiaalin suihkut	
PolyJet	16

Tarkin tulostustarkkuus on PolyJet-tekniikalla: 16 µm (kts. Taulukko 1). Jauhepetitulosuksen tekniikoista epätarkin on EBM (25µm). Jauhepetitulosuus on muuten allasvalopolymerisaatiota tarkempi tekniikka. CLIP-tekniikkaa lukuun ottamatta

allaspolymerisaation alatekniikoilla on täysin sama tulostustarkkuus (25 μ m). Materiaalisuihkutus tulee seuraavana tarkkuus järjestyksessä (29 μ m). Taulukkoa 1 tarkasteltaessa huomataan heti, että Hietakankaan ja Rönkön suositteluun 30 μ m tulostustarkkuuteen pystyvät luotettavasti kaikki paitsi CLIP- ja FDM-tekniikka. FDM- ja CLIP- tekniikkojen soveltuvuus hammastekniikkaan onkin kiistanalainen seikka (kts. s. 28 & s. 53). On kuitenkin hyvä muistaa, että yritykset kehittävät koko ajan tarkempia laitteita, mikä saattaa tarkoittaa, että markkinoilla on ehkä saatavilla tarkempia (harvinaisempia) laitteita, joita emme ole ottaneet huomioon.

Tulostusnopeuksien vertailu ei ole täysin yksiselitteistä, sillä tulostusaikaan vaikuttavat monet tulostuskappalekohtaiset seikat, esimerkiksi materiaalit ja suunnitteluohjelmassa tehdyt valinnat (Diegel, Nordin & Motte 2020: 55). Yleisesti voi kuitenkin todeta, että tarkempi tulostustarkkuus eli pienempi kerrospaksuus, tarkoittaa pidempää tulostusaikaa. Taulukosta 1 voidaan silti tehdä päätelmä, jota havaintomme tukevat, että CLIP- ja FDM-tekniikka ovat isommasta kerrospaksuudestaan johtuen nopeita. Muut tulostustekniikat pystyvät kuitenkin myös epätarkempaan jälkeen. On hammasteknikon valinta priorisoiko hän tarkkuutta vai tulostusaikaa.

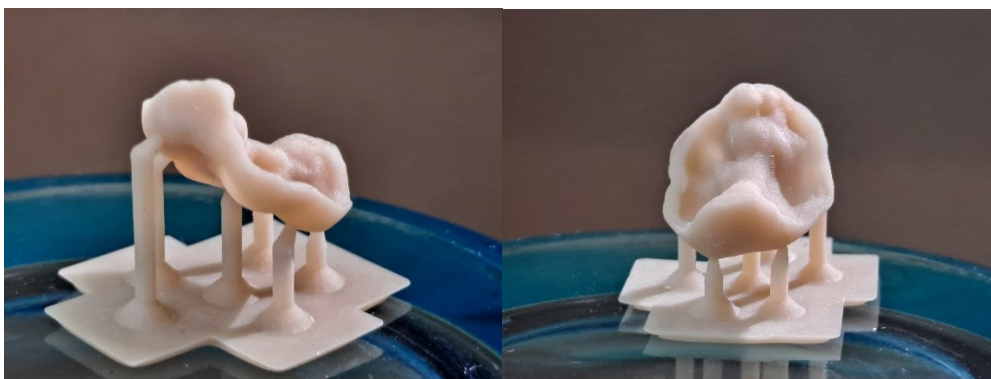
Kun vertaillaan liitteen 2 (taulukko 4) etuja ja haittoja keskenään, huomataan, että paras pinnan laatu on allaspolymerisaatiolla, materiaalin suihkutuksella ja PolyJetilla. PolyJet perustuu materiaalin suihkutukseen, joten käy järkeen, että tekniikoilla saadaan samanlaisia tuloksia. Jauhepetitulostuksen tulosteiden pinnanlaatu riippuu jauheen partikkelikoosta. Materiaalipursotuksessa on huonoin pinnanlaatu.

Jauhepetitulostus tuottaa lujia tulosteita, jotka kestävät myös aikaa. Allaspolymerisaation, materiaali suihkutuksen ja PolyJetin tulosteiden mekaaniset ominaisuudet muuttuvat ajan kuluessa. Esimerkiksi PolyJetin tulosteilla on kutistumisen tai paisumisen riski.

Tulostusnopeudelta allaspolymerisaatio on suhteellisen nopea. Hitaita ovat jauhepetitulostus ja materiaalin pursotus. Jauhepetitulostuksella on myös kova energiakulutus, joka suhteutettuna hitauteen korostuu entisestään.

Materiaalivalikoimaltaan heikoin on allaspolymerisaatio, jonka materiaalit rajoittuvat lähinnä valokovetteisiin resiineihin. Tekniikalla voi myös teoriassa tulostaa metallia, mutta se on hyvin epäkäytännöllistä (kts. s. 29). Samoin materiaalin pursotuksen materiaalivalikoima rajoittuu polymeereihin. Jauhepetitulostuksella taas on hyvin laaja materiaalivalikoima, sillä voidaan tulostaa polymeereja, keraamia ja metallia hammastekniikan tarpeisiin. Materiaalin suihkutuksen ja PolyJetin materiaalit rajoittuvat myös polymeereihin, mutta tulosteet voivat olla monimuovisia ja monivärisiä. PolyJetillä pystytään tulostamaan myös silikonia, ja materiaalin suihkutus taas pystyy tulostamaan vahaa.

Kaikki tulostustekniikat vaativat tulosteille jonkinlaiset tukirakennelmat, mutta niiden käytännöllisyys vaihtelee tekniikoittain. Allasvalopolymerisaation tulosteet vaativat paljon tukimateriaalia ja sen poisto on työlästä. Jauhepetitulostuksen polymeeritulosteet eivät vaadi tukirakenteita, mutta tekniikan metallitulosteiden tukien poisto on todella työlästä. Materiaalin suihkutuksenkin tukirakenteet tulee poistaa manuaalisesti. PolyJetin tukirakenteet pystyy liuottamaan. Materiaalin pursotukseen on saatavilla sekä kiinteitä tukirakenteita, että helpompia liuotettavia.



Kuva 26. 3D- tulostettu onlay, manuaalisesti poistettavat tuet (Vaara 2021 B).

Eri AM-valmistuksen tekniikoita vertaillaessa on hyvä muistaa, että kaikki tulosteet tekniikasta huolimatta tarvitsevat jälkikäsittelyä, mikä saattaa lisätä valmistusaikaa huomattavasti. Tarvittava jälkikäsittely, sen vaatimat laitteet ja aika riippuvat niin tekniikasta kuin tulostimesta ja materiaaleista. Yksityiskohtaisempaa tietoa eri tekniikoiden jälkikäsittelystä löytyy lähteestä: Diegel, Nordin & Motte 2020: Practical Guide To Design for Additive Manufacturing kappaleesta 12: "Post-Processing" sivuilta 181–207.

Tämän tekstin ja liitteen 2 (taulukko 4) perusteella voidaan materiaaleihin liittyen sanoa yleisesti, että metallin tulostukseen kaikkein tutkitusti toimivin ratkaisu hammastekniikassa on jauhepetitulostus ja sen kaikki mainitsemmamme alatekniikat. Resiinin (kertamuovin) tulostukseen hammastekniikassa tutkimuksemme mukaan toimivat parhaiten allasvalopolymerisaation alatekniikat SLA, DLP ja LCD, PolyJet sekä materiaalin suihkutus. Materiaalin pursotus, eli lisenssi syistä FDM, ja allasvalopolymerisaation alatekniikka CLIP ovat kiistanalaisia. Emme ole löytäneet tarpeeksi vakuuttavaa tutkimustietoa, että suosittelisimme niitä tällä hetkellä hammastekniikan tuotantoon. Päinvastoin jotkin havaintomme, esimerkiksi huono tulostustarkkuus, puhuvat FDM ja CLIP tekniikoiden käyttöä vastaan.

Heikkouksissa esiin nousee allaspolymerisaation suhteellisen kalliit käyttökustannukset, sillä tekniikka tuottaa paljon hukkamateriaalia ja vaatii pitkän jälkikäsittely prosessin. Hukkamateriaali syntyy tulosteiden vaatimista tukirakenteista, joiden osuus tulosteesta on huomattava. Pitkä jälkikäsittelyprosessi taas lisää hintakustannuksia, koska valokovettamiseen ja ylimääräisen resiinin poistoon myydään erilliset laitteet. Toisaalta, jos tätä vertaa jauhepetitulostimien hintaan, ovat allaspolymerisaatio tulostimien kustannukset ymmärrettäviä.

Taulukko 2. Jauhepetitulostimien ja allasvalopolymerisaation tulostimien hintavertailu. Luvut kerätty opinnäytetyössä käytetyistä lähteistä.

Tekniikka	Tulostin	Hinta
DLP	MAX Asiga	12 117 €
SLA	Forms 2	2 2699 €
LCD	Creo C5	Noin 7000 €
SLM	SLM 280	433 167 - 866 304 €
SLM	SLM 225	216 583 - 433 166 €

Hintavertailu tulostimien välillä on hankalaa, sillä suurimman osan laitteiden hinnoista saa tietää vasta aloittaessaan asiakassuhteen laitteen valmistajan tai jälleenmyyjän kanssa. Löysimme hintatietoja lähinnä allaspolymerisaation tulostimista: MAX Asiga, Forms 2 ja Creo C5 sekä jauhepetitulostuksen tulostimista: SLM 280- ja SLM 225 (kts. taulukko 2). Vertailemme siis näitä. Taulukosta 2 huomaa heti, että jauhepetitulostimet ovat huomattavasti kalliimpia kuin allaspolymerisaation tulostimet (tätä tukevat myös muut havaintomme). Allaspolymerisaation tulostimet ovat siis paljon halvempi sijoitus laboratoriolle kuin jauhepetitulostimet. Allaspolymerisaation tulostinten kesken huomaa, että Forms 2 on halvempi vaihtoehto, ja onkin suhteellisen yleisessä käytössä suomalaisissa hammaslaboratorioissa. Jauhepetitulostimillakin on keskenään hintaeroa. Vaikka taulukosta 2 ei voida pienen tietomäärä vuoksi tehdä suoria johtopäätöksiä alatekniikoiden tulostimien arvoista yleisesti, voidaan todeta allasvalopolymerisaation hammasmekaniikkaan soveltuvien tulostimien hintojen sijoittuvan tuhansista kymmeneen tuhansiin ja jauhepetitekniikan tulostimien hintojen sijoittuvan satoihin tuhansiin.

Tulostimista vielä sanottakoon, että koolta isoimpia ovat PolyJetin ja jauhepetitulostuksen tulostimet. Monet allasvalopolymerisaation tulostimet taas mahtuvat

työpöydälle. On hyvä ottaa huomioon tulostimen koko, jos laboratoriossa on niukasti tilaa sellaiselle.

9.2 Luotettavuus

Opinnäytetyöhömmme sopiva luotettava objektiivinen tieto on usein maksumuurin takana. Olemme siis joutuneet turvautumaan kaupallisiin lähteisiin, mutta emme ole käyttäneet tietoja, joita emme olisi löytäneet faktana muuallakin, esimerkiksi tulostimien teknisiä tietoja. Pieni osa lähteistä on yli viiden vuoden takaa, mikä tarkoittaa, että niissä voi olla vanhentunutta tietoa. Pääasiassa lähteet ovat kuitenkin ajankohtaisia ja lähivuosina tehtyjä tutkimuksia, mikä lisää opinnäytetyömme luotettavuutta. Kielimuurin takia emme voi lukea muita kuin suomen- ja englanninkielisiä lähteitä, minkä vuoksi päteviä tutkimuksia ja hyvää tietoa voi jäädä löytymättä. Myös mahdolliset käänkösvirheet englanninkielisistä tutkimuksista saattavat vähentää tekstimme luotettavuutta.

Keskityimme CAD/CAM tuotannosta lähinnä CAM puoleen, joten emme ole keränneet yksityiskohtaista tietoa CAD- suunnitteluohjelmista. Emme esimerkiksi osaa sanoa toimiiko jokin tietty suunnitteluohjelma paremmin jonkin tietyn tulostimen tai tulostustekniikan kanssa, vai eikö jokin ohjelma toimi ollenkaan.

Opinnäytetyömme luotettavuutta lisää ajankohtaisen tiedon käyttö ja monipuolinen ja kattava lähdeluettelo. Tutkimme kaupallisia lähteitä objektiivisesti ja olimme kriittisiä näiden lähteiden antamia tietoja kohtaan. Olemme myös todistaneet opinnäytetyön alusta löytyvällä hakusanataulukolla, että aiheestamme löytyy tietoa ja tutkimuksia luotettavilta sivuilta.

Kuvien lähteet

Kuva 1. Vaara M. 2021 A

Kuva 2. Rebong R., Stewart K., Utreja A. & Ghoneima A. 2018. The Angle Orthodontist: Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. Vuosikerta 88, numero 4. <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article/88/3/363/57819/Accuracy-of-three-dimensional-dental-resin-models>

Kuva 3. Schmidleithner, C & Kalaskar, D. M. 2018. Stereolithography. Teoksessa 3D Printing. Toim. Cvetković D. IntechOpen, Lontoo, 3–22. <https://www.intechopen.com/books/3d-printing/stereolithography>

Kuva 4. Bitfab 2021. Bitfab.io > Resin 3D printing > What is resin 3D printing? <https://bitfab.io/resin-3d-printing/>

Kuva 5. Ortomat-Herpola 2018. Ortomat-Herpola.fi > Tietopankki > tuotetietoa > 3D-tulostus ja tulostimen valinta. Viitattu 15.1.2021 <https://www.ortomat-herpola.fi/fi/tietopankki/tuotetietoa/3d-tulostus-ja-tulostimen-valinta>

Kuva 6. Carbon 2021 (B). L1 3D Printer. Carbon3d.com <Products > L1 3D Printer. Viitattu 14.5.2021 <https://www.carbon3d.com/products/l1-3d-printer/>

Kuva 7. Asiga 2017 (B). Asiga.com > products > printers > MAX series > MAX/MAX UV https://www.asiga.com/products/printers/max_series/max/

Kuva 8. Dynamism 2020. Dynamism.com > 3D printers > Formlabs > Formlabs Form 2 Refurb Basic Package <https://www.dynamism.com/3d-printers/formlabs-form2-refurbbasicpackage.html>

Kuva 9. Medical Expo 2021. Medicaexpo.com > Dental > Dental laboratory > Dental 3D printer > Planmeca <https://www.medicaexpo.com/prod/planmeca/product-73644-939567.html>

Kuva 10. Kalman L. 2021. In vitro assessment of a novel additive manufactured titanium implant abutment. Journal of Clinical and Experimental Dentistry. Julkaisu 13, Vuosikerta 2. <https://www.researchgate.net/publication/348220458>

[In vitro assessment of a novel additive manufactured titanium implant abutment](#)

Kuva 11. Materflow 2018. Materflow.com > Blog > SLM- Selective Laser Melting
<https://www.materflow.com/slm-selective-laser-melting/>

Kuva 12. ResearchGate GmbH 2019. Researchgate.net > A Framework for Optimizing Process Parameters in Powder Bed Fusion (PBF) Process Using Artificial Neural Network (ANN). https://www.researchgate.net/figure/A-schematic-diagram-of-direct-metal-laser-sintering-DMLS-process-6_fig1_334114846

Kuva 13. Alonen, A., Hietikko, E. & Alonen, L. 2016. Lisäävän valmistuksen perusteet –tekniikka ja liikenne. Savonia- ammattikorkeakoulu. s.37. https://portal.savonia.fi/amk/sites/default/files/pdf/tki_ja_palvelut/julkaisut/lisaavan_valmistuksen_perusteet.pdf

Kuva 14. Karlsson, J., Snis, A., Engqvist, H. ym. 2013 s. 2109–2118. Characterization and comparison of materials produced by Electron Beam Melting (EBM) of two different Ti–6Al–4V powder fractions. Journal of Materials Processing Technology. Vuosikerta 213, Numero 12. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S092401361300201X>

Kuva 15. Ge Additive 2021 (B). Ge.com > Products > Machines > Arcam EBM A2X Viitattu 5.5.2021 <https://www.ge.com/additive/additive-manufacturing/machines/ebm-machines/arcam-ebm-a2x>

Kuva 16. 3D print ekzo 2021 (B). 3Dprintekzo.be > Products & Services > 3D printers > SLM 125 <https://www.3dprintekzo.be/products-services/3d-printers/slm-125hl/> & 3D Print Ekzo 2021 (C). 3dprintekzo.be > Products and Services > 3D printers > SLM280 <https://www.3dprintekzo.be/products-services/3d-printers/slm-hl280/>

Kuva 17. Strikwerda en Dehue 2021. 3dprinting.com > Products > Industrial 3D printers. <https://3dprinting.com/products/industrial-3d-printer/eos-m-100/>

Kuva 18. Bhate D. 2016. The Chemistry Behind Soluble Support Removal in Fused Deposition Modeling. https://www.padtinc.com/blog/chemistry_soluble_support_removal_fdm_3d_printing/

Kuva 19. Varotsis, A. 2021. Introduction to FDM 3D printing. <https://www.hubs.com/knowledge-base/introduction-fdm-3d-printing/>

Kuva 20. Sireesha M., Lee J. & Kiran S. 2018. A review on additive manufacturing and its way into the oil and gas industry. RSC Advances. 8. ResearchGate GmbH. https://www.researchgate.net/figure/Schematic-representation-of-the-material-jetting-process_fig3_325876280

Kuva 21. Strikwerda en Dehue 2021. 3dprinting.com > Products > Industrial 3D printers https://3dprinting.com/products/industrial-3d-printer/3d-systems_projet-mjp-2500-plus-dental/

Kuva 22. 3D Systems 2021. 3dsystems.com > Products > Printers > Dental 3D printers > Projet MJP 3600 Dental. <https://www.3dsystems.com/3d-printers/projet-mjp-3600-dental>

Kuva 23. Braga, C. & Udriou, R. 2017. Polyjet technology applications for rapid tooling. https://www.researchgate.net/figure/Schematic-representation-of-Poly-Jet-printing-process_fig1_318112255

Kuva 24. Esite: Stratasys Ltd. 2016. Objet350 and Objet500 Connex3 Stratasys.com > files > printer-spec-sheets. s. 1-2. (.pdf) Viitattu 19.3.2021

Kuva 25. Keyence Corporation 2021. AGILISTA 3200W. Keyence.de > products > 3D-Printers > AGILISTA 3100 models. Viitattu 19.3.2021 <https://www.keyence.de/products/3d-printers/3d-printers/agilista-3100/models/agilista-3200w/>

Kuva 26. Vaara M. 2021. B.

Lähteet

LÄHTEET

Alonen, A., Hietikko, E. & Alonen, L. 2016. Lisäävän valmistuksen perusteet – tekniikka ja liikenne, Savonian-Ammattikorkeakoulu, s. 28–32 & 7 & 51 & 56–59. https://portal.savonia.fi/amk/sites/default/files/pdf/tki_ja_palvelut/julkaisut/li-saavan_valmistuksen_perusteet.pdf

Amazing AM 2021. Additivemanufacturing.com > AM basics > What is additive manufacturing? Viitattu 15.3.2021 <https://additivemanufacturing.com/basics/>

AM Chronicle editor 2019. AM Chronicle: Carbon introduces new 3D printing solutions for dental industry. Viitattu 14.5.2021. <https://www.amchronicle.com/news/carbon-unveils-new-3d-printing-solutions/>

AM Chronicle editor 2019: Carbon introduces new 3D printing solutions for dental industry. AM Chronicle. Viitattu 14.5.2021. <https://www.amchronicle.com/news/carbon-unveils-new-3d-printing-solutions/>

Additive Manufacturing Research Group 2021. Loughborough University. Lboro.ac.uk > Research > Additive Manufacturing Research Group > The 7 Categories of additive manufacturing > Powder bed fusion. Viitattu 17.4.2021. https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7_categoriesofadditivemanufacturing/powderbedfusion/

All3DP 2021 (A). All3dp.com > Basics > Direct metal laser sintering (DMLS) - Simply Explained. Viitattu 5.5.2021. <https://all3dp.com/2/direct-metal-laser-sintering-dmls-simply-explained/>

All3DP 2021 (B). All3dp.com > Basics > 3D Printing vs CNC: Explained and Compared. Viitattu 20.5.2021. <https://all3dp.com/3d-printing-vs-cnc-milling/>

AMFG 2021. Amfg.ai > knowledge base > A Comprehensive Guide to Material Jetting 3D Printing. Viitattu 12.5.2021. <https://amfg.ai/2018/06/29/material-jetting-3d-printing-guide/>

Arias-González, F., Comesaña, R., Badaoui, A. ym. 2020. Effect of Fou Manufacturing Techniques (Casting, Laser Directed Energy Deposition, Milling and Selective Laser Melting) on Microstructural, Mechanical and Electrochemical

Properties of Co-Cr Dental Alloys, Before and After PFM Firing Process. Viitattu 02.05.2021. <https://www.mdpi.com/2075-4701/10/10/1291>

Asiga 2017. Asiga.com > products > printers > MAX series > MAX/MAX UV > MAX brochure. Viitattu 27.03.2021. https://www.asiga.com/media/main/files/printers/MAX_us_en.pdf

Asiga 2021 (A). Asiga.com > products > materials. Viitattu 27.03.2021. <https://www.asiga.com/products/materials/>

Asiga 2021 (B). Asiga.com > industries > Dental > Digital dentistry > PDF. Viitattu 27.03.2021. https://www.asiga.com/media/public/2020/docs/Asiga%20for%20Dentistry_us_en.pdf

Carbon 2021 (A). 3dcarbon.com > products > carbon DLC process > Digital light synthesis. Viitattu 8.3.2021. <https://www.carbon3d.com/our-technology/>

Carbon 2021 (B). L1 3D Printer. Carbon3d.com > Products > L1 3D Printer. Viitattu 14.5.2021. <https://www.carbon3d.com/products/l1-3d-printer/>

Carbon 2021 (C). Carbon3d.com > Industries > Dental. Viitattu 14.5.2021. <https://www.carbon3d.com/industries/dental/>

Esite: Carbon 2019. L1 Production Solution for Clear Aligner Models. Carbon3d.com > Industries > Dental > L1 Production Solution for Dental Aligner Models. s. 1-2: Viitattu 14.5.2021. https://s3.amazonaws.com/docs.carbon3d.com/files/one-pagers/one-pager_l1-thermoforming.pdf

Castiaux, A., Pinger, C., Hayter, E. ym. 2019. PolyJet 3D-Printed Enclosed Microfluids Channels Without Photocurable Supports. American chemical society. Analytical chemistry. Julkaisu 91, vuosikerta 10. <https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acs.analchem.9b01302>

Chu, P. & Jin, W. 2019. Encyclopedia of Biomedical Engineering. Viitattu 14.3.2021. <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/polyetheretherketone>

Compositeslab 2021. Compositeslab.com > composites 101 > what are composites? Viitattu 10.3.2021. <http://compositeslab.com/composites-101/what-are-composites/>

Cutolo, A., Neirinck, B., Lietaert, K. ym. 2018. Influence of layer thickness and post-process treatments on the fatigue properties of CoCr scaffolds produced by laser powder bed fusion. Additive Manufacturing. s. 498–504. Numero 23.

Diegel, O., Nordin, A. & Motte, D. 2020. A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing. Singapore: Springer. EBook Collection. E-kirja, verkkoaineisto, s. 19, 22-23, 25, 30, 32, 35, 55, 176- 177. https://turkuamk.finna.fi/Record/turkuamk_electronic.995369077205970

Dovramadjiev, T., Pavlova, D., Bankova, A. 2019. Creating a 3D Model of dental splint for bruxism. International Scientific Journals. s.167–170. <https://stumejournals.com/journals/i4/2019/4/167.full.pdf>

Drexel university 2007. Bioinert materials. Viitattu 12.5.2021. <http://www.pages.drexel.edu/~sd357/bioinert.html>

3D-tulostus 2021. 3D-tulostus.fi > Formlabs > Form 2. Viitattu 14.04.2021. <https://www.3d-tulostus.fi/formlabs/form-2>

3D Systems 2021 (A). 3dsystems.com > Products > Materials > Dental Materials > Plastic materials > VisiJet M2R-TN (Dental). Viitattu 12.5.2021. <https://www.3dsystems.com/materials/visijet-m2r-tn>

3D Systems 2021 (B). 3dsystems.com > Products > Printers > Dental 3D printers > ProJet MJP 3600 Dental. Viitattu 12.5.2021. <https://www.3dsystems.com/3d-printers/projet-mjp-3600-dental>

Esite. 3D Systems 2021 (C) 3dsystems.com > Products > Printers > Dental 3D printers > ProJet MJP 3600 Dental > Documents > ProJet MJP Dental Printer Tech Specs (English). Viitattu 12.5.2021. <https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2018-11/3d-systems-mjp-dental-printer-tech-specs-usen-2018-11-06-web.pdf>

EOS 2021 (A). Eos.info. Viitattu 2.5.2021. <https://www.eos.info/en/about-us/history>

EOS 2021 (B). Eos.info > Products and services > Additive Manufacturing metals > EOS metal systems > EOS M 100. Viitattu 2.5.2021. <https://www.eos.info/en/additive-manufacturing/3d-printing-metal/eos-metal-systems/eos-m-100>

Faludi J. & Bayley C. & Bhogal S. ym. 2015. Comparing environmental impacts of additive manufacturing vs traditional machining via life-cycle assessment. Rapid

prototyping journal. s.14–33. Julkaisu 1, Vuosikerta 21. <https://www.emerald.com/insight/content/doi/10.1108/RPJ-07-2013-0067/full/html>

Formlabs 2021 (A). Formlabs.com > Blog > Popular Resources > The Ultimate Guide to Stereolithography. Viitattu 10.03.2021. <https://formlabs.com/blog/ultimate-guide-to-stereolithography-sla-3d-printing/>

Formlabs 2021 (B). Formlabs.com > Store > Materials. Viitattu 14.04.2021. <https://formlabs.com/store/materials/?3D+Printer=5442&Industry=5459>

Formlabs 2021 (C). Formlabs.com > Learn > Blog > SLA vs. DLP: Guide to resin 3D printers. Viitattu 25.2.2021. <https://formlabs.com/blog/resin-3d-printer-comparison-sla-vs-dlp/>

Formlabs 2017. Formlabs Application Guide: 3D printing Crown and Bridge Models with the Form 2. PDF. Viitattu 17.04.2021. <https://media.formlabs.com/m/43f6c9447c6946f3/original/-ENUS-P-3D-Printing-Crown-and-Bridge-Models-with-the-Form-2.pdf>

Formlabs 2018. Support. FAQ. Support.formlabs.com > Support Home > FAQ > Printing > How fast does the Form 2 print? Viitattu 23.3.2021. https://support.formlabs.com/s/article/How-fast-does-the-Form-2-print?language=en_US

Ge Additive 2021 (A). Ge.com > About > Who We Are > Learn more about Arcam. Viitattu 20.4.2021. <https://www.ge.com/additive/who-we-are/about-arcam>

Ge Additive 2021 (B). Ge.com > Products > Machines > Arcam EBM A2X. Viitattu 5.5.2021. <https://www.ge.com/additive/additivemanufacturing/machines/ebmmachines/arcam-ebm-a2x>

Ge Additive 2021 (B). Ge.com > Products > Machines > Arcam EBM A2X. Viitattu 5.5.2021. <https://www.ge.com/additive/additive-manufacturing/machines/ebm-machines/arcam-ebm-a2x>

Esite: Ge Additive: Arcam EBM 2021. Ge.com > Products > Machines > Arcam EBM A2X > Download Machine datasheet. Viitattu 5.5.2021. https://www.ge.com/additive/sites/default/files/202001/EBM_A2X_DS_EN_US_1_v1.pdf

Guzmán, J. & Ohara, A. 2019. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Evaluation of three-dimensional printed virtual setups. Vuosikerta

155, numero 2, s. 288-295. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540618309338>

Haleem, A. & Javaid, M. 2019. Clinical Epidemiology and Global Health: Polyether ether ketone (PEEK) and its manufacturing of customized 3D printed dentistry parts using additive manufacturing. Vuosikerta 7, numero 4, s. 654-660. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2213398419300636>

Hietakangas, I. & Rönkkö, N. Creo C5- hastattelu, 22.04.2021.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara P. 2000. Tutki ja kirjoita. Tampere. TammerPaino Oy. s. 134–135.

HUBS 3D 2021. Hubs.com > Knowledge Base > Manufacturing Processes Explained > Introduction to material jetting 3D printing. Viitattu 12.5.2021. <https://www.hubs.com/knowledge-base/introduction-material-jetting-3d-printing/#what>

Hudecki, A., G. Kiryczyński G. & Los, M. J. 2019. Chapter 7- Biomaterials, Definition, Overview. Academic Press. Stem Cells and Biomaterials for Regenerative Medicine. s. 85–98.

Huld 2019. Huld.io > Näkemyksiä > blogi > materiaalia lisäävä valmistus (AM). Viitattu 13.11.2020. <https://huld.io/fi/nakemyksia/ajankohtaista/materiaalia-lisaava-valmistus-am/>

Institute of Digital Dentistry 2021. Instituteofdigitaldentistry.com > Blog > 3D-Printing > 3D Printing in Dentistry > Accuracy of Three- Dimensional Dental Resin Models. Viitattu 12.05.2021. <https://meridian.allenpress.com/angl.-e-orthodontist/article/88/3/363/57819/Accuracy-of-three-dimensional-dental-resin-models>

Jaikaria, A., Kukreja, S. & Negi P. 2019. International Journal of Science and Healthcare Research: Rapid Prototyping in Dentistry. Vuosikerta 4, numero 4. http://www.inrein.com/ijshr/IJSHR_Vol.4_Issue.4_Oct2019/IJSHR0018.pdf

Jockusch, J. & Özcan M. 2020. Dental Material Journal. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. Viitattu 20.3.2021. https://www.researchgate.net/publication/339081700_Additive_manufacturing_of_dental_polymers_An_overview_on_processes_materials_and_applications

Juneja, M., Thakur, N., Kumar D. ym. 2018. Accuracy in dental surgical guide fabrication using different 3D printing techniques. Viitattu 2.3.2021. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S2214860417304098>

Karlsson J., Snis, A., Engqvist, H. ym. 2013. Characterization and comparison of materials produced by Electron Beam Melting (EBM) of two different Ti–6Al–4V powder fractions. Journal of Materials Processing Technology. s. 2109-2118. Numero 12, vuosikerta 213. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S092401361300201X>

Kessler, A., Hickel, R. & Reymus, M. 2020. 3D Printing in Dentistry- State of the Art. Operative Dentistry. Numero 45, vuosikerta 1. <https://meridian.allenpress.com/operativedentistry/articleabstract/45/1/30/432840/3D-Printing-in-Dentistry-State-of-theArt?redirectedFrom=fulltext>

Keyence Corporation 2021. AGILISTA 3200W. Keyence.de > products > 3D-Printers > AGILISTA 3100 models. Viitattu 19.3.2021. <https://www.keyence.de/products/3dprinters/3dprinters/agilista3100/models/agilista-3200w/>

Kivioja, S. 2000. Toleranssit ja pinnankarheus. Espoo. Otavamedia.

Loughborough university 2021 A. Loughborough university.com > Additive Manufacturing Research Group > About additive manufacturing > The 7 categories of additive manufacturing > Material extrusion. Viitattu 16.5.2021. <https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/materialextusion/>

Loughborough university 2021 B. Loughborough university.com > Additive Manufacturing Research Group > About additive manufacturing > The 7 categories of additive manufacturing > VAT Photopolymerisation. Viitattu 16.5.2021 <https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/vatphotopolymerisation/>

Loughborough university 2021 C. Loughborough university.com > Additive Manufacturing Research Group > About additive manufacturing > The 7 categories of additive manufacturing > Powder Bed Fusion. Viitattu 16.5.2021. <https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/powderbedfusion/>

Loughborough university 2021 D. Loughborough university.com > Additive Manufacturing Research Group > About additive manufacturing > The 7 categories of additive manufacturing > Material Jetting. Viitattu 16.5.2021. <https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/materialjetting/>

Luminous Concepts: 3DP.Lightning 2021. 3dprinting.lighting > technologies > digital light processing. Viitattu 23.3.2021. <https://www.3dprinting.lighting/3d-printing-technologies/digital-light-processing/>

Mahmood Khan, H., Karabulut, Y., Kitay, O. ym. 2021. Influence of the post-processing operations on surface integrity of metal components produced by laser powder bed fusion additive manufacturing: a review. Machining Science and Technology, An international Journal. Vuosikerta 25, numero 1.

Materflow 2020. SLM – Selective Laser melting. s. 118–176. Viitattu 02.05.2021. <https://www.materflow.com/slm-selective-laser-melting/>

Moon, W., Kim, S., Lim, B. S. ym. 2021. Dimensional Accuracy Evaluation of Temporary Dental Restorations with Different 3D Printing Systems. Materials 2021. vuosikerta 14 numero 6. Viitattu 20.5.2021. <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/6/1487/htm>

Muoviteollisuus ry 2021. Finnish Plastics Industries Federation. Plastics.fi > muovitieto > sanasto. Viitattu 15.1.2021. <https://www.plastics.fi/fin/muovitieto/sanasto/>

Nyamekye, P., Leino, M., Piili, H. & Salminen, A. 2015. Physics Procedia: Overview of Sustainability Studies of CNC Machining and LAM of Stainless Steel. s. 367- 376. Vuosikerta 78. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1875389215015412>

Ortomat-herpola 2021. 3D- tulostimen valinta. PDF. Viitattu 27.03.2021. <https://www.ortomat-herpola.fi/files/3D-tulostimen%20valinta.pdf>

Ortomat-Herpola 2018. Ortomat-Herpola.fi > Tietopankki > tuotetietoa > 3D-tulostus ja tulostimen valinta. Viitattu 15.1.2021. <https://www.ortomat-herpola.fi/fi/tietopankki/tuotetietoa/3d-tulostus-ja-tulostimen-valinta>

Owandy Radiology 2021. Owandy.com > News > 3D printing in dentistry. Viitattu 14.5.2021. <https://www.owandy.com/3d-printing-in-dentistry/>

Palermo E. 2013. Livescience.com. What is stereolithography? Livescience.com > stereolithography > What is stereolithography? Viitattu 10.03.2021. <https://www.livescience.com/38190-stereolithography.html>

Parthasarathy, J., Starly, B., Raman, S. ym. 2010. Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. s. 249-259. 3 Vuosikerta, 3. numero. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1751616109001210>

Planmeca 2021 (A). Planmeca.com > CAD/CAM > 3D- tulostus > 3D- tulostin. Viitattu 12.2.2021. <https://www.planmeca.com/fi/cadcam/3d-tulostus1/3d-tulostin/>

Planmeca 2021 (B). Planmeca.com > CAD/CAM > 3D- tulostus > 3D- tulostin> tekniset tiedot. 12.2.2021. <https://www.planmeca.com/fi/cadcam/3d-tulostus1/3d-tulostin/tekniset-tiedot/>

Planmeca 2021 (C). Planmeca.com > CAD/CAM > 3D- tulostus > 3D – tulostin > materiaalit. 15.2.2021. <https://www.planmeca.com/fi/cadcam/3d-tulostus1/3d-tulostin/materiaalit/>

3D print ekzo 2021. 3Dprintekzo.be > industries > medical and dental engineering > 3D printing technology in dental industry. Viitattu 4.8.2021. <https://www.3dprintekzo.be/industries/medical-and-dental/3d-printing-technology-in-dental-industry/>

3D print ekzo 2021 (B). 3Dprintekzo.be > Products & Services > 3D printers > SLM 125. 4.8.2021. <https://www.3dprintekzo.be/products-services/3d-printers/slm-125hl/>

3D printerOS 2021. 3dprinterOS.com > printers > SLM- solutions SML 125HL (2015 release) extension Z- axis 3D- printer software. Viitattu 12.10.2020. <https://www.3dprinterOS.com/printers/slm-solutions-slm-125-hl-2015-release-extension-z-axis-3d-printer-software/>

Proto labs, inc 2021. Manufacturing. Accelerated. Protolabs.fi > Palvelut > 3D- tulostus > PolyJet & 3D printed silicone (60–65 %). Viitattu 16.3.2021. <https://www.protolabs.fi/palvelut/3d-tulostus/polyjet-ja-3d-tulostettu-silikoni-60-65/>

Esite: Proto labs, inc 2018. Digital Photopolymer Product Specifications. Proto-labs. Manufacturing. Accelerated. Protolabs.fi > Palvelut > 3D-tulostus > PolyJet & 3D printed silicone (60-65 %) > Materiaalit > Digitaalinen kirkas. Viitattu 27.3.2021. <https://www.protolabs.fi/media/1014532/polyjet-material-spec-data-sheet-02.pdf>

Proto labs, inc (UK) 2021. Protolabs.co.uk > Services > 3D printing > Stereolithography. Viitattu 10.01.2021. <https://www.protolabs.co.uk/services/3d-printing/stereolithography/>

Pokela, S. 2020. Ainetta lisäävät menetelmät hydrauliventtiilistön valmistuksessa, menetelmien käyttöönotto oksaksi tehtaan valmistusprosesseja. Tampereen yliopisto. S. 8–9. Viitattu 17.4.2021. <https://trepo.tuni.fi/bitstream/handle/10024/121945/PokelaSamuli.pdf?sequence=2>

Ramakrishnaiah, R., Al Kheraif, A. A., Mohammad, A. ym. 2017. Preliminary fabrication and characterization of electron beam melted Ti-6Al-4V customized dental implant. Saudi journal of biological science. s. 787–796. 24. Vuosikerta 4 numero 12. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S092401361300201X>

Rebong, R., Stewart, K., Utreja, A. ym. 2018. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. The angel orthodontist. s. 363–369. Vuosikerta 88, Numero 3. <https://meridian.allenpress.com/angleorthodontist/article/88/3/363/57819/Accuracy-of-three-dimensional-dental-resin-models>

Salmi, A. 2021: 10. Additive manufacturing processes in medical applications. Materials, Julkaisu 14, Vuosikerta 1. 1–16. https://acris.aalto.fi/ws/portalfiles/portal/55004811/ENG_Salmi_Additive_Manufacturing_Processes_Materials.pdf

Salminen, A. 2011. Mikä kirjallisuuskatsaus? Johdatus kirjallisuuskatsauksen tyyppeihin ja hallintotieteellisiin sovelluksiin. Vaasan yliopiston julkaisuja. s. 1 & 3–4. Opetusjulkaisuja 62. Julkisjohtaminen 4.

Scan and make 2021. Scanandmake.com > Additive manufacturing > Digital Light Processing. Viitattu 23.3.2021. <https://scanandmake.com/additive-manufacturing#collapse1>

Schierz, O., Schmohl, L., Hahnel, S. ym. 2021. Polyoxymethylene as Material for Removable Partial Dentures- A Literature Review and Illustrating Case Report. Journal of Clinical Medicine: Experimental Dental Research– New Concepts for Future Patient’s Needs. MDPI. <https://www.mdpi.com/2077-0383/10/7/1458/htm>

Schmidleithner C & Kalaskar DM. 2018. Stereolithography. Teoksessa 3D Printing. Toim. Cvetković D. IntechOpen, Lontoo, s. 3–22. <https://www.intechopen.com/books/3d-printing/stereolithography>

Sculpteo 2021. Sculpteo.com > Material guide > 3D printed wax. Viitattu 13.5.2021. <https://www.sculpteo.com/en/glossary/3d-printed-wax/>

Sertoglu, K. 2021. Stratasys launches the J5DentaJet multi – material 3D printer- Technical specifications and pricing. Viitattu 4.4.2021. <https://3dprintingindustry.com/news/stratasys-launches-the-j5-dentajet-multi-material-3d-printer-technical-specifications-and-pricing-185975/>

Shah, F. A., Jergéus, E., Chiba, A. ym. 2018. Osseointegration og 3D printed microalloyed CoCr implants– Addition of 0,04% Zr to CoCr does not alter bone material properties. Journal of Biomedical Materials Research. s. 1655-1663. Julkaisu 6, Vuosikerta 106.

Shikha, Pankaj & Himanshu 2013. New Era in Denture Base Resins: A Review. Dental Journal of Advance Studies. s.136–143. Julkaisu 1, Vuosikerta 3. <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.1055/s-0038-1671969#N68034>

Esite: SLM medical and dental applications 2021. SLM- solutions.com > Industries > Heathcare > Download brochure. Viitattu 02.05.2021. https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Industries/MedicalLeaflet_ENWEB.pdf

Esite. SLM- Solutions 2021 (A). slm-solutions.com > products and solutions > SLM 125. Viitattu 23.08.2020. https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Machines/SLM_R_125_Web.pdf

Esite. SLM- Solutions 2021 (B). slm-solutions.com > products and solutions > SLM 280. Viitattu 24.08.2020. https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Machines/SLM_R_280_Web.pdf

SLM solutions 2021 (C). SLM solutions.com > products and solutions > powders. Viitattu 02.05.2021. <https://www.slm-solutions.com/products-and-solutions/powders/>

Sjöholm, N. 26.04.2021 PolyJet- kirjallinen haastattelu (Liitteenä)

Esite: Stratasys Ltd. 2016. Objet350 and Objet500 Connex3 Stratasys.com > files > printer-spec-sheets. s. 1-2. (.pdf) Viitattu 19.3.2021.

Stratasys 2021 (A). Stratasys.com > Materials > FDM- materials. Viitattu 17.03.2021. <https://www.stratasys.com/materials/search?technologies=ff37d7b8297c4e43977c155d765f3305&sortIndex=0>

Stratasys 2021 (B). Stratasys.com > Materials > FDM- materials > Support materials Viitattu 27.03.2021. <https://www.stratasys.com/materials/search/support-materials>

Stratasys 2021 (C). Stratasys.com > 3D- Printers. Viitattu 13.05.2021. <https://www.stratasys.com/3d-printers>

Stratasys 2021 (D). Stratasys.com > 3D- printers > J5 DentaJet Viitattu 23.06.2021. <https://www.stratasys.com/3d-printers/dentajet5#dentajet-table>

Esite. Stratasys 2021 (E). Viitattu 20.06.2021. <https://www.stratasys.com/3d-printers/dentajet5#dentajet-table>

Strikwerda en Dehue 2021. 3dprinting.com > Products > Industrial 3D printers > 3D Systems ProJet MJP 2500 Plus (Dental). Viitattu 12.5.2021. <https://3dprinting.com/products/industrial-3d-printer/3d-systems-projet-mjp-2500-plus-dental/>

Sun, S., Brandt, M. & Easton, M. 2017. Laser Additive Manufacturing: Materials, Design, Technologies and Applications. Woodhead Publishing. Matthew Deans. s. 55-56. https://books.google.fi/books?hl=fi&lr=&id=H32nCgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Laser+additive+manufacturing+:+materials,+design,+technologies,+and+applications&ots=4-ahWwjgf2&sig=Mrj12zw5fa-nEqahsRQR9tuYobM&redir_esc=y#v=onepage&q=Laser%20additive%20manufacturing%20%3A%20materials%2C%20design%2C%20technologies%2C%20and%20applications&f=false

Techopedia 2021. Techopedia.com > Dictionary > Personal tech > Digital Light Processing. Viitattu 23.3.2021. <https://www.techopedia.com/definition/3027/digital-light-processing-dlp>

Tosto, C., Bergolizzi, E., Blanco, I. ym. 2020: Epoxy based blends for additive manufacturing by liquid crystal display (LCD) printing: the effect of blending and dual curing on daylight curable resins. State-of-the-art polymer science and technology in Italy, 2019, 2020. Viitattu 15.1.2021. <https://www.mdpi.com/2073-4360/12/7/1594/htm>

Treatstock 2021. Treatstock.com > Guides > Additive Manufacturing > What is material jetting? Viitattu 14.5.2021. <https://www.treatstock.com/guide/article/126-what-is-material-jetting>

Varotsis, A. 2021. Introduction to FDM 3D printing. Hubs.com > knowledge base > Introduction to FDM 3D Printing. Viitattu 17.02.2021. <https://www.hubs.com/knowledge-base/introduction-fdm-3d-printing/>

Vayre, B. & Vignat, F. Villeneuve 2013 s. 264–269. Identification on Some Design Key Parameters for Additive Manufacturing: Application on Electron Beam Melting, Procedia CIRP. Vuosikerta 7. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212827113002527>

Vidakis, N., Petousis, M., Vaxevanidis, N. ym. 2020. Surface roughness investigation of Poly-Jet 3D printing. Mathematics 2020, Mathematical analysis and mechanical behavior of fused filament fabrication 3D printing. Viitattu 16.3.2021. <https://www.mdpi.com/2227-7390/8/10/1758/htm>

Wang, S., Li, M., Yang, H. ym. 2017. Application of computer aided design and fused deposition modeling technology in the digital manufacture of orthodontic study models. Vuosikerta 28, numero 10. <https://www.biomedres.info/biomedical-research/application-of-computer-aided-design-and-fused-deposition-modeling-technology-in-the-digital-manufacture-of-orthodontic-study-mode.html>

Wu, S. & Yang, D. 2014. Fundamentals in liquid crystal devices. Wiley series in display technology. Toinen painos. Wiley. s. 1 & 513.

Zaharia, C., Gabor, A., Gavrilovici, A., ym. 2017. Digital Dentistry 3D Printing Applications. Journal of Interdisciplinary Medicine. Viitattu 30.11.2022. <https://www.interdisciplinary.ro/article/digital-dentistry-3d-printing-applications/>

Özcan, M., & Ravilla-León, M. 2017. Additive Manufacturing Technologies Used for 3D Metal Printing in Dentistry. ResearchGate. Springer. Viitattu 2.12.2020. https://www.researchgate.net/publication/319268956_Additive_Manufacturing_Technologies_Used_for_3D_Metal_Printing_in_Dentistry

Çakır, O. 2008. Chemical etching of aluminum. Journal of Materials Processing Technology. s. 37-340. Vuosikerta 199.

Liite 1. Hakusanataulukko

Taulukko 3. Hakusanojen osumamäärät tietopankeissa

Hakusanat	Tietopankki/ Osumamäärä
Additive Manufacturing	ScienceDirect: 174 543 Finna: 362 Google Scholar: 1 480 000
Materiaalia lisäävä valmistus	ScienceDirect:0 Finna: 2 576 Google Scholar: 14 200
Additive Manufacturing Dentistry	ScieneDirect: 3 127 Finna: 0 Google Scholar: 35 900
Materiaalia lisäävä valmistus hammastekniikassa	ScieneDirect: 0 Finna: 119 Google Scholar: 50
3D-printing dentistry	ScieneDirect: 1 822 Finna: 3 Google Scholar: 24 600

(Jatkuu)

Taulukko 3 (jatkuu).

Hakusanat	Tietopankki/ Osumamäärä
3D-tulostus hammastekniikassa	ScieneDirect: 0 Finna: 24 Google Scholar: 21
Vat polymerization	ScieneDirect: 27 106 Finna: 1 Google Scholar: 12 400
Allasvalopolymerisaatio	ScieneDirect: 0 Finna: 0 Google Scholar: 15
Stereolithography dentistry	ScieneDirect: 984 Finna: 0 Google Scholar: 15 100
Stereolitografia hammastekniikka	ScieneDirect: 0 Finna: 0 Google Scholar: 2
Stereolithography dental models	ScieneDirect: 1 759 Finna: 0 Google Scholar: 175

Liite 2. Tekniikoiden vertailutaulukko

Taulukko 4. Kokoelma eri tekniikoiden hyöty- ja haittapuolista (Diegel, Nordin & Motte 2020: 30–32, Loughborough university 2021 B., Diegel, Nordin & Motte 2020: 35, Loughborough university 2021 C., Diegel, Nordin & Motte 2020: 22, Loughborough university 2021).

Tekniikka	Edut (+)	Heikkoudet (-)
Allasvalopolymerisaatio	+ Paras pinnanlaatu AM-tekniikoista. +Suhteellisen nopea. +Suhteellisen korkea resoluutio. +Pystyy tulostamaan läpikuultavia kappaleita. +Voi tulostaa suuria tulosteita.	-Suhteellisen kallis -Pitkä ja sotkuinen jälkikäsittelyprosessi -Materiaalit rajautuvat pitkälti valokovetteisiin resiineihin. -Vaatii tukirakenteet. -Materiaalien mekaaniset ominaisuudet muuttuvat ajan kuluessa.

(Jatkuu)

Taulukko 4 (jatkuu).

<p>Jauhepetitulos- tus</p>	<p>+Suhteellisen halpa materiaalien näkökulmasta.</p> <p>+Tulostaa kestäviä kappaleita.</p> <p>+Polymeeri tulosteet eivät tarvitse huomattavia tukirakenteita.</p> <p>+Laaja materiaalivalikoima.</p>	<p>-Hidas tulostusnopeus.</p> <p>-Metallitulosteet vaativat tukirakenteet, jotka ovat työläät poistaa.</p> <p>-Korkea energiankulutus.</p> <p>-Tulostimien suuri koko (monien laboratorioiden koon nähden).</p> <p>-Laatu riippuu jauheen partikkelikoosta.</p>
<p>Materiaalin pursotus</p>	<p>+Tulostimien halpa hinta.</p> <p>+Halvat materiaalit</p> <p>+Pystyy tulostamaan yleisillä kestumuoveilla (ABS).</p> <p>+Laitteiden helppokäyttöisyys.</p>	<p>-Anisotrooppisin prosessi.</p> <p>-Huonoin pinnanlaatu.</p> <p>-Pursotussuuttimen halkaisija rajoittaa laatua.</p> <p>-Vaatii tukirakenteita.</p> <p>-Tukirakenteet työlästä poistaa (Elleivät ne ole liukenevat).</p> <p>-Materiaali vaatii painetta.</p> <p>-Hidas ja epätarkka.</p>

(Jatkuu)

Taulukko 4 (Jatkuu)

<p>Materiaalin suihkutus</p>	<p>+ Moniväriset ja –materiaaliset tulosteet samassa prosessissa</p> <p>+ Paras pinnan tarkkuus (Kuten allaspolymerisaatiolla).</p> <p>+Pystyy tuottamaan läpi-kuultavia kappaleita.</p> <p>+Pystyy tulostamaan vahaa (valamista varten).</p> <p>+Vähän hukkamateriaalia.</p>	<p>-Vaatii tukirakenteet</p> <p>-Materiaalien ominaisuudet muuttuvat ajan myötä</p> <p>-Tukirakenteiden työläs ja sotkuinen poisto.</p> <p>-materiaaleina vain vaha ja polymeerit.</p> <p>-Elastomeerit eivät kestä jännitystä (vaha).</p>
<p>PolyJet</p>	<p>+ Korkea resoluutio.</p> <p>+Laaja resini materiaali valikoima.</p> <p>+Tukimateriaalien helppo poistaminen.</p> <p>+ Pystyy tulostamaan yleisillä kestopuoveilla (ABS).</p> <p>+ Moniväriset ja –materiaaliset tulosteet samassa prosessissa</p>	<p>-Tulostimien suhteellisen suuri koko (muihin valittuihin laitteisiin verrattuna).</p> <p>-Kappaleiden kutistumisen ja laajenemisen riski.</p> <p>-Elastomeerit eivät kestä jännitystä (silikooni).</p>

Liite 3. PolyJet- haastattelu

Kirjallinen haastattelu PolyJet-tekniikasta

Haastattelijana Milla Vaara.

Haastateltavana Nikolas Sjöholm.

Haastattelu toteutettiin sähköpostin välityksellä. Kysymykset lähetettiin 13.4.2021 klo. 15:44 ja niihin vastattiin 26.4.2021 klo. 23:55.

Kerro koulutustaustastasi.

Olen valmistunut viimeksi hammasteknikoksi keväällä 2020, tätä ennen olen opiskellut mm. sähkö- ja automaatiotekniikkaa.

Kuinka paljon sinulla on työkokemusta? Kuinka kauan olet toiminut lisäävän valmistuksen parissa laboratorion?

Ennen hammastekniikkaa olen ollut töissä teollisuudessa mm. vesileikkauksen, koneistamisen, robottihitsauksen ja tulostamisen parissa vuodesta 2007. Hammaslaboratoriossa olen työskennellyt vajaa kaksi vuotta. Lisäävän valmistuksen kanssa olen ollut tekemisissä tämän ajan, sekä aikaisemmissa työtehtävissäni.

Mikä tulostin laboratorion on? ja mistä/keneltä se on hankittu? Protolabs?

Hammaslaboratorion on Stratasys objet tulostin (PolyJet), kaksi Asiga tulostinta (DLP) sekä RPOD Filamenttitulostin.

Käytättekö tulostimessa erityisesti Dental materiaaleja? ovatko ne laitteen valmistajan tarjoamia vai kolmannen osapuolen?

Tulostuksessa käytetään dental -käyttöön hyväksytyjä materiaaleja - sekä valmistajien omia, että ulkopuolisten valmistajien tuotteita.

Mitä kaikkea PolyJet tulostimella valmistetaan laboratorion?

PolyJet tulostimella tulostetaan kipsimallin korvaavat mallit sekä esim. splinttejä, eli ohjureita.

Millaiseksi koit tulostamiseen liittyvän informaation löytämisen? Opettitko itse, opettiko joku laboratorion sinua vai neuvoiko laitteenvalmistaja?

PolyJet -tulostamiseen liittyvän informaation olen pääosin saanut työpaikalta. Muiden tulostimien kanssa olen toiminut aiemmissakin työtehtävissä.

Mitä etuja koet PolyJet tulostimella olevan?

Tarkkuus - sen merkitystä ei hammastekniikassa voi liikaa korostaa. Kappaleiden jälkikäsittely varauksin. DLP-tulosteiden jälkikäsittely ei ole mielestäni kovin miellyttävää.

Mitä haittapuolia PolyJet tulostimella on?

(Ei vastausta.)

Mitä kerrospaksuutta/resoluutiota käytätte yleisesti kojeiden tulostamiseen? Esim. 16 mikrometriä.

(Ei vastausta.)

Millaiseksi koet tulostamisen verrattuna perinteisiin valmistusmenetelmiin?

(Ei vastausta.)

Liite 4. Creo C5- haastattelu

Haastattelu Creo C5- tulostimesta

Haastattelijana Ronja Lahtinen

Haastateltavana Ninni Rönkkö ja Ismo Hietakangas

Haastattelu toteutettiin Loisto- hammaslaboratoriossa (Yliopistonkatu 33 C 22, 20100 Turku), 22.04.2021, klo 15.53.

Kokonaiskesto: 10:10.

Käyttökokemus laitteen kanssa?

Ninni

Creo C5 on aika helppokäyttöinen verrattuna muihin. Tai mä oon Formlabsia käyttänyt aikaisemmin ja siihen verrattuna mun mielestä (Creo C5) on paljon sujuvampi ja toimii helpommin ja nopeammin ja tarkkuus on pikkaisen parempi. Edelleenkin on tarkkuustasossa sellainen mikä ei päihitä kipsimalleja.

Se on helppo ja mukava käyttää. Joitakin bugeja joskus tulee, mutta sen saa toimimaan sitten niin että sitä sammuttaa ja käynnistää uudestaan, mutta mun ymmärtääkseni muissakin printtereissä voi tulla bugeja ja ei ole siis mitään epätavallista.

Ei ole mikään ihanne vielä tuokaan malli.

Ronja

Eli vielä on parannettavaa.

Ninni

Joo. Ja tarkkuustasossa kanssa parannettavaa.

Liite 4

Se levy mihin se rupee tekee sitä printtimateriaalia, niin meillä on ollut ongelmia siinä, että se kuolettaa sieltä pikseleitä, jolloin malleista on tullut reikäisiä. Nyt siihen on tehty korjaus ja mä en ole sitä niin kauheasti käyttänyt sen jälkeen, mutta et siinä on semmoisia haavoittuvuuksia, mitkä-... se on niin tuore laite vielä niin siitä ei ole vielä kaikkea löydetty, mitä vikoja siihen voi tulla käytön myötä, mut että ainakin niitä reikiä jossain vaiheessa teki. Todennäköisesti se on nyt pikkaisen parempi mitä aikaisemmin.

Kuinka nopeasti laitteella voi tulostaa? (Esim. Kuinka nopeasti tulostaa mallin 50µm kerrospaksuudella?)

Ninni

Kokonainen alaleuka menee esimerkiksi 28 minuutissa.

Ronja

Mikä on sen kerrospaksuus?

Ninni

Mun mielestä näissä on 50 mikronia.

Ronja

Ainoa- ainoa aika- arvio mihin mä törmäsin oli, että se väitti, että se tulosti viides-
sätoista minuutissa yhden kokonaisen mallin

Ninni

Kokonaisen mallin?

Ronja

Niin.

Ninni

Liite 4

Siinä on sitten varmaan ollut-... Odotas nyt, kumpi nyt on tarkempi se 50 vai 100 mikronia?

Ronja

50 tarkempi mun mielestä.

Ninni

Nä on kaikki 50, mutta onko se voinut olla 100 mikronia?

Ronja

Se on hyvin mahdollista.

Ninni

Koska se tekee sen tietysti puolet nopeammin.

Ronja

Mutta onko 100 mikronia tarpeeksi tarkka?

Ninni

Ei! Se saisi olla vieläkin tarkempi. 50 mikroniakaan ei mulle riittäisi. Noin puoli tuntia menee per kokonainen leuka. Sitten jos on kaksi leukaa, jos saat mahdutettua siihen levyille, se levy on aika pieni, siinäkin kestää noin puoli tuntia. Riippuen täysin siitä, että kuinka korkea se on. Jos on korkea malli niin silloin se kestää kauemmin. Purentakisko voi olla yksi esimerkki. Ihan valmistusteknisistä syistä kiskot tarvitsee laittaa aika viistoon, jolloin sillä kestää kauan tulostua, koska se on niin korkea. Tässä uudessa sitä ei kyllä tarvinnutkaan laittaa niin korkeaksi. Noin puolituntia siinäkin menee jos sitä ei tarvitse nostaa.

Ronja

Voiko siis olettaa, että keskimäärin puoli tuntia yhdeltä mallilta?

Ninni

Liite 4

Voit olettaa. Jos on puolikas leuka esimerkiksi niin sen saa 27 minuutissa koko setin. Sitten tietysti, jos sen laittaa valokovettimeen, mikä on noin 15 minuuttia, 10 minuuttia toi (isopropanoli) niin siitä tulee äkkiä tunti.

Millainen jälkikäsittely? Vaatiiko erillisiä laitteita kuten esim. form 2?

Ninni

Jälkikäsittely on samankaltainen kuin Formlabsissa. (Kappale) laitetaan isopropanoliin lillumaan ja suurin piirtein samat puhdistusajat kuin (Formlabsissa). Laitetaan ultraääneen ja siellä se sirisee siinä nesteessä. Sitten vaihdetaan toiseen nesteeseen mikä on puhtaampaa. Sen jälkeen se otetaan pois sieltä nesteestä viiden minuutin jälkeen, eli yhteensä siis 10 minuuttia liuoksessa. Sen jälkeen poostilla kuivaksi ja laitetaan valokovettimeen. Mutta se ei tarvitse mitään erityistä valokovetinta, vaan siihen riittää tuommainen mitä käytetään esimerkiksi valokovetteisten muovien kanssa.

Osaatko antaa hintahaarukkaa laitteelle?

Ismo Hietakangas:

Laite itsessään maksaa pyöreästi 7000 euroa.