



SAVONIA

■ OPINNÄYTETYÖ - AMMATTIKORKEAKOULUTUTKINTO
TEKNIIKAN JA LIIKENTEEN ALA

FANTOM-LAITTEEN TO- TEUTTAMINEN LISÄÄVÄLLÄ VALMISTUKSELLA

TE -

Riku Miettinen

KIJÄ/T:

Koulutusala Tekniikan ja liikenteen ala	
Koulutusohjelma Kone- ja tuotantotekniikan koulutusohjelma	
Työn tekijä(t) Riku Miettinen	
Työn nimi Ainetta lisäävä valmistus fantom-laitteen valmistuksessa	
Päiväys	4. Toukokuu, 2016
Sivumäärä/Liitteet	28
Ohjaaja(t) yliopettaja Esa Hietikko, projektipäällikkö Antti Alonen	
Toimeksiantaja/Yhteistyökumppani(t) Kuopion yliopistollinen sairaala Kuvantamiskeskus / Savonia-ammattikorkeakoulu	
Tiivistelmä <p>Opinnäytetyössä oli tarkoituksena valmistaa ja suunnitella ainetta lisäävän valmistuksen keinoin sydämfantomi, jota voitaisiin hyödyntää gammakamerakuvantamisessa. Suunniteltavan mallin tuli olla parametrisesti ohjautuva, mahdollistaakseen helpon muokattavuuden. Lisäksi tulisi mallintaa ihmisen torso, eli rintakehä sekä keuhkot.</p> <p>Työ aloitettiin tutustumalla ainetta lisäävään valmistukseen yleisesti ja erityisesti sen tuomiin etuihin mutta myös vaatimuksiin. Lisäksi tutustuttiin eri tekniikoihin pääasiallisesti kahteen eli pursottavaan ja jauhepetitekniikkaan. Itse mallin suunnitteluun käytettiin 3D-suunnittelu ohjelma SolidWorksia. Mallin parametrisointi osoittautui kohtalaisen haastavaksi, sen takia että se koostuu useista muuttujista. Mallintamisen jälkeen seurasi testitulosteiden valmistus ja käsittelyn toimivuuden varmistaminen.</p> <p>Fantomit onnistuivat erittäin hyvin, koska testikuvien perusteella on voitu varmistaa niiden toimivuus. Tulevaisuudessa tämän tekniikan kehitys tulee jatkumaan ja sillä tulee olemaan merkittävä vaikutus teollisuuteen.</p>	
Avainsanat radiologia, ainetta lisäävä valmistus	
Julkinen	

Field of Study Technology, Communication and Transport			
Degree Programme Degree Programme in Mechanical Engineering			
Author(s) Riku Miettinen			
Title of Thesis Additive Manufacturing in the manufacture of a phantom device			
Date	May 4, 2016	Pages/Appendices	28
Supervisor(s) Mr Esa Hietikko, Principal Lecturer and Mr Antti Alonen, Project Manager			
Client Organisation /Partners Kuopio University Hospital Nuclear Medicine / Savonia University of applied sciences			
<p>Abstract</p> <p>The main objective of this final year project was to design and manufacture a heart phantom which could be used on gamma camera. The manufacturing method to produce the phantoms was powder bed with laser sintering. This kind of technique is also known as additive manufacturing. The model was to have parametric configuration to enable easy modifications. Other objectives were to model a human torso and lungs.</p> <p>The project was started by studying the additive manufacturing, its limits and requirements and what are the advantages of this kind of manufacturing. The second stage was to learn the differences between the techniques and especially in fused deposition modeling and powder bed sintering processes. After studying the processes and understanding the differences between these processes the modeling of the phantom itself was started. The model was designed with SolidWorks 3D-modeling software. There was a lot of variation in the parametric table, which made modeling more complicated. Once the models were ready to print a few test pieces were made and it was verified that post-processing with super glue would work.</p> <p>This final project was quite challenging but also very interesting and it increased knowledge of additive manufacturing a lot. These additive manufacturing processes will be developed in the future and will be used more and more and knowledge of the bases will benefit working life.</p>			
Keywords additive manufacturing, radiology			
public			

ESIPUHE

Tämä opinnäytetyö on tehty Kuopion yliopistollisen sairaalan kuvantamiskeskuksen ja Savonia ammattikorkeakoulun kanssa yhteistyössä. Haluan kiittää mahdollisuudesta tehdä tämä opinnäytetyö sekä hyvästä ohjauksesta kuvantamiskeskukselta Matti Kortelaista, Tuomas Koivumäkeä ja Mikko Hakulista. Lisäksi haluan kiittää Savonia-ammattikorkeakoulun yliopettajaa Esa Hiettikkoa sekä TKI-asiantuntijaa Antti Alostaa hyvästä ohjauksesta.

Kuopiossa 4.5.2016

Riku Miettinen

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	6
2	LISÄÄVÄ VALMISTUS	7
2.1	Lisäävä valmistus yleisesti	7
2.2	Menetelmät ja materiaalit	7
2.2.1	Pursottava	7
2.2.2	Jauhepeti.....	9
2.3	Suunnittelunäkökohtia	10
2.4	Lisäävä valmistus terveydenhuollossa	12
3	SPET/PET KUVANTAMINEN	14
3.1	Isotooppitutkimus	14
3.2	Laitteisto	14
4	FANTOM-MALLIN SUUNNITTELU	17
4.1	Sydämen parametrisen mallintaminen.....	17
4.2	Puutosalue eli perfuusioalue	19
4.3	Fantomien vertailu	21
4.4	Rintakehän malli	22
	23	
4.5	Liikkeen lisääminen	24
5	3D-TULOSTEIDEN TOTEUTUS JA TESTAUS.....	25
6	YHTEENVETO.....	27
7	LÄHTEET	28

1 JOHDANTO

Tässä opinnäytetyössä suunnitellaan ja valmistettiin ainetta lisäävän valmistuksen keinoin sydämen fantom-laite. Lisäksi suunniteltiin ihmisen rintakehän fantom, jota ei tulla toteuttamaan. Tavoitteena oli valmistaa halpa, kevyt ja pienikokoinen laite, joka muistuttaa ihmisen sydäntä. Opinnäytetyön aihe syntyi tarpeesta luoda kuvantamiskeskuksen käyttöön sarja erikokoisia fantomeita, joita muutoin olisi ollut kohtuuttoman vaikea tai mahdoton saada. Pyrkimyksenä on valmistaa fantomit sopivasta materiaalista, jolle asetettuja vaatimuksia olivat tarpeeksi heikko vaimennuskerroin, vedenpitävyys ja keveys. Fantomeita käytetään kuvantamiskeskuksella tutkimuksessa jossa pyritään poistamaan kuvauksessa tyypillistä sumeutta soveltamalla matemaattisia kaavoja. Tutkimuksessa käytetään radioaktiivista ainetta, joka on haitallista elävälle kudokselle. Poistaa mahdollisuuden käyttää oikeaa ihmistä tässä tutkimuksessa.

Opinnäytetyö rajattiin valmistuksessa koskemaan vain sydämfantomeita sekä suunnittelussa koskemaan sydäntä, rintakehää sekä keuhkojenmallia. Lisä tavoitteena oli saada opinnäytetyön loppuraportti valmiiksi ennen kesää. Koska aihe on kohtalaisen uusi ja taustatietoa on saatavilla vähän. Yhdeksi hyväksi tiedon lähteeksi osoittautui Wohlers Report 2015 joka on joka vuosi julkaistva raportti lisäävästä valmistuksesta.

Tällä hetkellä markkinoilla on tarjolla fantomeita, mutta ne eivät täytä tässä tutkimuksessa vaadittavia ominaisuuksia.

2 LISÄÄVÄ VALMISTUS

2.1 Lisävä valmistus yleisesti

Ainetta lisäävä valmistus tunnetaan myös nimellä 3D-tulostaminen. Ainetta lisäävällä valmistuksella tarkoitetaan valmistustapaa jossa perinteisen materiaalia poistavan valmistuksen sijaan lisätään materiaalia. Tekniikoita on useita jolla materiaalia voidaan lisätä usealla eri tekniikalla jo olevaan kappaleeseen tai lähtee tyhjästä luomaan uutta kappaletta. Tulostaminen itsessään alkaa CAD-mallista, joka voi olla täysin lisäävää valmistusta varten suunniteltu tai vaihtoehtoisesti skannattu kappale, esimerkiksi hammas. AM-valmistustekniikka perustuu kerroksittaiseen valmistukseen jossa kappale valmistetaan ohuista kerroksista, kerros kerrallaan lisäämällä aina uusi kerros edellisen päälle, eli periaatteessa kappale "kasvatetaan" haluttuihin mittoihin ja muotoihin.

Ainetta lisäävä valmistus on erityisen hyvä yksittäiskappaleiden tuotannossa, jos vaikka samalla kerralla tehtäisiin isompi sarja. Kappaleet voivat olla täysin omanlaisiansa mikä on äärimmäisen tärkeää esimerkiksi hammasproteeseja valmistettaessa. Toisena etuna on vaikeiden tai jopa muilla valmistustekniikoilla mahdottomien kappaleiden luonti, mikä parantaa jotain muuta ominaisuutta merkittävästi. Hyvä esimerkki tästä on General Electricin Leap-moottorin suutin, joka on aikasempia suuttimia parempi siten, että se parantaa moottorin hyötysuhdetta ja poistaa tarpeen rakentaa suutin pienistä osista, mikä lisää toimintavarmuutta. (General Electric Aviation, 2014)

2.2 Menetelmät ja materiaalit

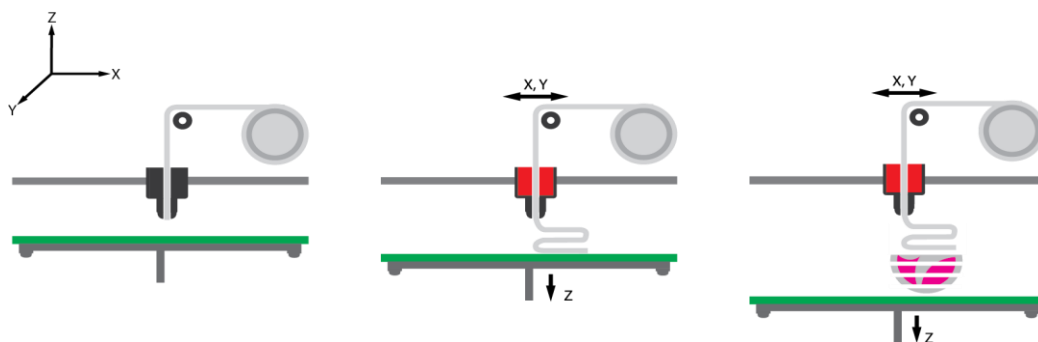
Tässä opinnäytetyössä keskitytään kahteen hyvin erityyppiseen, mutta erittäin yleisesti käytössä olevaan tekniikkaan. Valinta perustuu siihen, että tämän tyyppiset tekniikat olivat hyödynnettävissä ja ja niillä varsinainen fantom valmistettiin.

2.2.1 Pursottava

Ainetta lisäävän valmistuksessa on useita erilaisia menetelmiä. Valmistustekniikan valintaan vaikuttaa muutama eri seikka, joista merkittävin on materiaali, koska osa tekniikoista toimii vain niille erikseen tehdyillä materiaaleilla mikä ei täytä kaikkia haluttuja ominaisuuksia. Toinen seikka on tulostustarkkuus. Suurtarkkuus tulostaminen on yleensä hidasta ja kappalekoot pieniä. Esimerkiksi hammasproteesia tulostettaessa on tärkeintä saada se neutraalista materiaalista ja tarkkana, jotta se toimii hyvin käytössä. Paljon käytetty erityisesti kuluttajapuolella levinnyt tekniikka on niin sanottu pursotustyyppinen valmistus eli FDM (Fused Deposition Modeling), jossa ohutta muovilankaa syötetään lämmitettävän suuttimen läpi. Suutin sulattaa läpisyötettävän materiaalin ja suuttimen ollessa oikeassa paikassa pursottaa materiaalia. Tekniikan yleisyys johtuu sen yksinkertaisuudesta, koska laite

voidaan valmistaa halvoista komponenteista helposti, minkä vuoksi tämäntyyppisten tulostimien hinnat alkavat muutamasta sadasta eurosta aina tuhansiin euroihin. Hinnan vaikutus tulostusjälkeen on ilmeinen: Halpojen tulostimien tarkkuus ole aina lähelläkään täydellisyyttä ja niitä joudutaan monesti huoltamaan useammin ja ne saattavat vaatia paljonkin asetusten optimointia ennen onnistunutta tulostamista. Kalliimissa tulostimissa on yleensä tarkempi tulostustarkkuus, ne pystyvät tulostamaan useita samanlaisia kappaleita peräkkäin sekä saattavat sisältää muita erityisominaisuuksia. Esimerkkinä tästä on usean tulostuspään rinnakkain käyttö: samaan kappaleeseen voidaan tulostaa useita eri materiaaleja joko tukimateriaaliksi tai vaihtoehtoisesti halutun ominaisuuden saavuttamiseksi. Esimerkiksi jos kappaleesta halutaan pintakova ja joustava joudutaan turvautumaan kahden tai useampaan materiaaliin.

Tämän tulostustekniikan tulostusta rajoittaa se, ettei sillä voida tulostaa tyhjänpäälle eli niin sanotut overhangit eivät ole mahdollisia ilman tukimateriaalia. Tukimateriaalin käyttö taas lisää materiaalin tarvetta sekä aiheuttaa jälkikäsitteilyä, koska tukirakenne on yleensä poistettava mekaanisesti. Tarvotukseen tosin on olemassa myös esimerkiksi vesiliukoisia materiaaleja, mutta ne vaativat enemmän kuin yhden tulostuspään ominaisuutta tulostimelta. Kuvassa 1 on esitelty tekniikan perusidea. (Wohlers Associates, 2015)



KUVA 1 Pursottava tekniikka (Äijö, 2016)

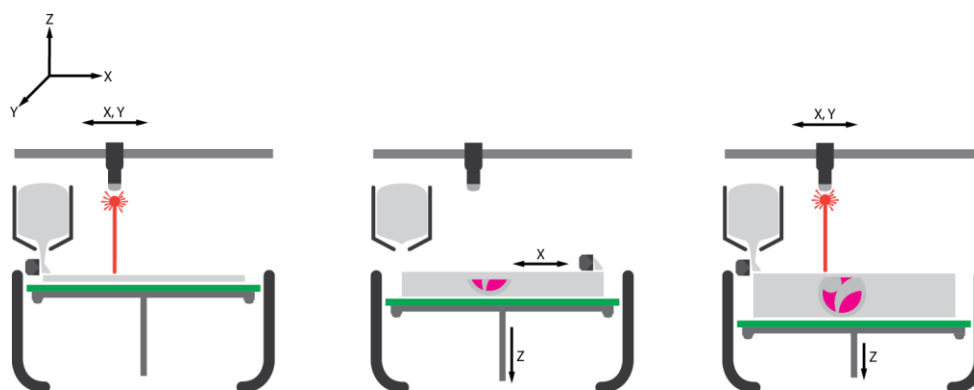
Materiaalikirjasto on kohtalaisen laaja erilaisten muovien ja lisättyjen lisäaineiden vuoksi. Yleisimmät tulostusmateriaalit tämäntyyppisissä tulostimissa ovat ABS sekä PLA-muovi, mutta myös erikoisempia materiaaleja on tarjolla, kuten esimerkiksi hiilikuituvahvisteista materiaalia, jossa lankaan eli filamenttiin on tekovaiheessa lisätty lyhyitä hiilikuidun säikeitä. Perusmateriaalit ovat kohtalaisen edullisia mikä myös lisää tulostustyyppin houkuttelevuutta, koska materiaalivalmistajia on useita ja ne käyvät ristiin erimerkkisten tulostimien kanssa ja täten erittäin kovasti kilpailtu tuote. Materiaalin valmistajien välillä on myös joitain eroja kuten esimerkiksi, kuinka tarkkaan langanpaksuus pysyy läpikulun. Tämä aiheuttaa ongelmia etenkin halpoja materiaaleja käytettäessä ongelmia, koska filamentin paksuuden vaihdellassa, tulostimeen tulee joko liikaa tai liian vähän materiaalia, mikä huonontaa merkittävästi tulostuslaatua. Koska materiaalin määrä lasketaan langan paksuuden nimellismitan mukaan. Vaihtelu vaikuttaa suoraan tulostukseen aiheuttamalla rakoja jos kyseessä on liian ohut materiaali. Langan ollessa liian paksu tulee materiaalia liikaa jolloin tulostusjälki levenee ja mittatarkkuus heikkenee.

2.2.2 Jauhepeti

Toinen yleinen tulostustekniikka on jauhepetifuusio, joka on vain oppilaitos- ja yrityskäytössä ainoastaan koska, siinä on korkeat aloituskustannukset sekä se vaatii lisälaitteita sekä huoltoja. Jauhepetitekniikka on yksinkertaistettuna jauhekerros, joka sulatetaan käyttämällä, joko laseria tai muuta pistemäistä lämpölähdettä jolla haluttu kohta jauheesta sulatetaan alemman kerroksen kanssa yhteen. Kerroksen sulatuksen jälkeen tasoa lasketaan yhden kerroksen verran ja uusikerros jauhetta lisätään, joka taas sulatetaan. Tämä prosessi toistuu niin montakertaa, kunnes kaikki kappaleet ovat uponneet jauheeseen. Eli periaatteessa kyse on mikromittakaavan laserhitsauksesta. Tästä tekniikasta käytetään monia eri nimityksiä, kuten esimerkiksi Powder bed fusion, selective laser melting, direct metal laser sintering ja electron beam melting. Käytettäessä jauhepetitekniikkaa muovin valmistuksessa pystytään tekemään overhang-tulosteita eli voidaan tulostaa tyhjänpäälle, koska kappaletta ympäröivä sulamaton jauhe tarjoaa tuen tulostukselle.

Jauhepetitekniikkaa hyödynnetään sekä muovin että metallin tulostuksessa. Metallilla overhang tulosteita ei voida tehdä, koska valmistettavan kappaleen massa on niin suuri, että se syrjäyttää jauheen ja lähtee liikkeelle. Metallikappaleita tulostettaessa tulee kappaleet ankkuroivata kiinni lisäosilla, jotka myöhemmin koneistetaan pois valmistetuista kappaleista, jolla varmistetaan niiden paikallaan pysyvyys. Tämän tekniikan etuina on ensinnäkin, usean kappaleen yhtäaikainen tulostus. Toiseksi kappalemäärä nosto ei hidasta tulostusta merkittävästi, vaan parantaa enemmin laitteen kannattavuutta.

Huonoina puolina on käytettävä jauhe joka vanhenee jokaisessa tulostuksessa, koska tulostus tapahtuu korkean lämpötilan ympäröimänä jolla pyritään estämään lämpövääntelyä. Tämän vuoksi suositus onkin, että jokaisessa tulostuksessa käytettävässä jauheesta olisi puolet täysin uutta. Jauhepetitekniikan perusidea on esiteltynä kuvassa 2.



Kuva 2 Jauhepetitekniikka (Äijö, 2016)

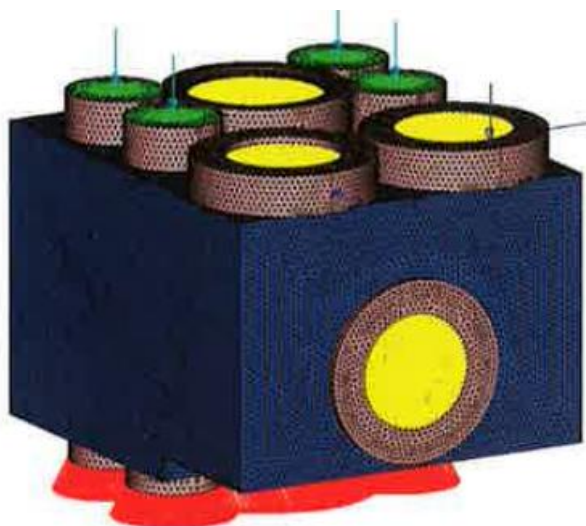
Jauhepetitekniikan materiaalikirjaston on muovielatuksen määrässä reilusti suppeampi kuin purotukseen perustuvan valmistuksen. Suppeudesta huolimatta joukossa on hyviä materiaaleja joita voidaan käyttää todella laajalti niiden hyvien ominaisuuksien vuoksi, esimerkiksi polyamidi on jäykkä, kova sekä kulutuksen kestävä ja se kestää liuottimia. Jauhepetitekniikan etu on kuitenkin se,

että sillä voidaan valmistaa oikeita metallitulosteita, eli että ne ovat täyttä metallia eikä metallipulverää muovin seassa. Metalleista parhaiten tulostettavia ovat eri teräkset, kobolttikromiseokset sekä titaani. Myös esimerkiksi kultaa ja hopeaa voidaan tulostaa, mikä tosin on hankalaa kimmelysilmion takia. (Suomen Hitsausteknillinen Yhdistys, 1/2016) (Wohlers Associates, 2015)

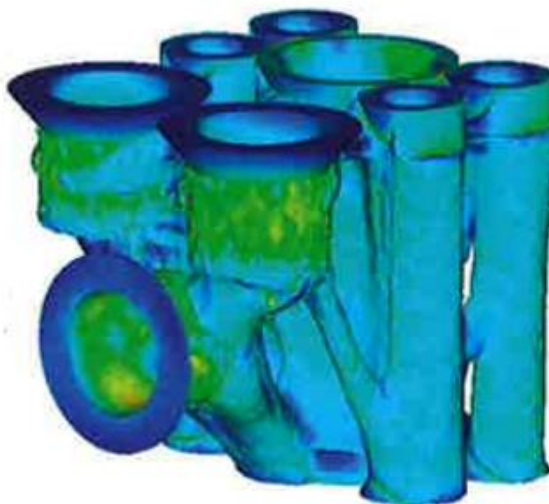
2.3 Suunnittelunäkökohtia

Suunnittelussa on useita näkökohtia joita tulee ottaa huomioon ainetta lisäävän valmistuksen käytössä. Yleensä perinteisille valmistukseen suunniteltuja kappaleita ei kannata suoraan siirtää ainetta lisäävään valmistukseen, koska ne on suunniteltu valmistettavuuden rajoitteiden mukaan vaan, saman tehtävän hoitava kappale jolla ei ole lähellekään niin monia muotorajoitteita ja se että kappaletta ei lähdetä valmistamaan lohkoista, levystä tai muusta raakatavarasta.

Uuden kappaleen suunnittelu tulisikin aloittaa optimoimalla rakenne siten, että se kantaa sille asetetut rasitusvaatimukset. Raaka rakenteellinen perusmuoto voidaan saada topologisen optimoinnin avulla, jolla pyritään minimoimaan osan massa ja täten materiaali tarve. Optimointi toimii samankaltaisesti kuin FEA-analyysi jossa syötetään raja-arvot jonka jälkeen ohjelmisto laskee rasituksia kappaleen sisällä ja vähentää materiaalia kohdista missä sitä ei tarvita. Optimointi ei ole tarkka työkalu kappaleen lopullisessa suunnittelussa ja se täytyykin varmistaa vielä FEA-analyysillä. Alla näkyvissä kuvissa kuva 3 ja 4 näkyy kappale ennen optimointia ja optimoinnin jälkeen, tässä tilanteessa kappale keveni 76 % mikä on todella merkittävää. Osittain painonsäästöä voidaan myös lisätä sillä, että kiinteään pinnan alle tehdään verkkorakennetta esimerkiksi hunajakennoa, mikä on kestävyydeltään todella lähellä tietyissä tilanteissa kiinteää, mutta painaa vain murto-osan.



KUVA 3 Ennen optimointia (Hitsaustekniikka 1/2016)



KUVA 4 Optimoinnin jälkeen (Hitsaustekniikka 1/2016)

Painon säästön ohella myös muita hyötyjä voidaan saavuttaa, kuten edelle mainitussa General Electricin uudessa polttoainesuuttimessa on vain 1 osa, kuin perinteisesti valmistettu ja huonomman hyötysuhteen omaava suutin koostui 25 osasta. Joka osallaan helpottaa valmistusta, parantaa toimintavarmuutta ja parantaa lentämisen kannattavuutta, mikä on todella merkittävä saavutus.

Suunnittelun muokkaaminen tämän tyyppiseen valmistamiseen tulee vaatimaan paljon aikaa ja vaivaa, koska suurinosa suunnittelijoista on tehnyt perinteistä suunnittelua useita vuosia ja on rutinoitunut siihen. Toinen haaste on sovellusten riittävyys, koska optimoidut muodot muistuttavat orgaanisia rakenteita joilla kuitenkin on täysin samat kuormankanto kyvyt kuin kiinteällä kappaleella, koska materiaalia vain siellä missä sitä tarvitaan ja tämän hetkiset mallinnusovellukset eivät ole vielä sillä tasolla, että niillä voitaisiin sulavasti luoda sellaista.

Toisen haasteen asettaa mahdollisen sisäverkotuksen luontiautomaattisesti, sinne missä sitä tarvitaan. Tästä hyvänä esimerkkinä kiinteä kohta jolla ei ole suurta kuormankanto kykyä voidaan se täyttää vain osittain kennorakenteella. Kennorakenne itsessään aiheuttaa ongelmia, koska sovellukset eivät vielä pysty tekemään tätä automaattisesti vaan jouduttaisiin se mallintamaan käsin, joka vaatii todella paljon aikaa ja vaivaa ja täten lisää kustannuksia ja rajoittaa laajempaa tekniikan tehokkaampaa hyödyntämistä.

2.4 Lisäävä valmistus terveydenhuollossa

Terveydenhuollossa ainettalisäävä valmistus on jo merkittävästi esillä, koska sillä pystytään helposti luomaan helposti uniikkeja malleja ja osia, tällä hetkellä ainetta lisäävän valmistuksen tuotoista terveydenhuollon osuus on reilu 13 %. Tekniikkaa on hyödynnetty niin leikkausvälineiden kuin proteesien muodossa ja esimerkiksi yli 100000 lonkkamaljaa on valmistettu ja mikä vielä merkittävämpää onse, että niistä yli 50000 on saatu implantoitua käyttöön ja parantamaan henkilöiden elämänlaatua. Toinen hyvä käyttökohde on hammasproteesit ja etenkin hammaskruunut joita EOS:in laitteilla valmistetaan yli viisi miljoonaa vuosittain. (Wohlers Associates, 2015)

Toinen hyvä proteesit kohde on ihmisen pääkallo, joka on erittäin tärkeä suoja aivoille ja sen vaurioituessa tai muuttumisesta johtuvissa onnettomuuksissa tai sairauksissa monesti joudutaan sitä poistamaan. Jolloin aivot voivat jäädä ilman tätä tärkeää suojaa. Aiemmin tällaisissa tilanteissa on leikkaussalissa muokattu betonista käsin kappale ja käytetty sitä, mikä ei ole istunut hyvin. Hollannissa lääkiryhmä on implantoinut kallonpaksuuntimisesta kärsivän potilaan kalloon suurenosan muovista. Kyseinen sairaus aiheuttaa, että kallo paksuuntuu ja täten alkaa puristamaan aivoja mikä aiheuttaa näön ja motoristen kykyjen menetyksen ja myöhemmin jopa kuoleman. Kallo skannattiin 3D-malliksi jonka jälkeen puolet yläpuoliskosta tulostettiin ja implantoitiin potilaaseen. Leikkaus tapahtui onnistuneesti ja jo kolmen kuukauden päästä leikkauksesta potilas sai näkönsä takaisin ja on jälleen työkykyinen. Kuvassa 5 näkyy edellä mainittu implantti ennen sen paikalleen asettamista. (Mientka, 2014)



KUVA 5 Kallo proteesi (Mientka, 2014)

Tässä opinnäytetyössä myös keskitytään terveydenhuoltoon liittyvän fantomin luontiin, jolla on tarkoitus tutkia, voidaanko yleisesti käytössä olevaa radiologian muotoa yksifotoniemissiotomografiassa eli SPET ja fotoniemissiotomografiassa PET kuvantamisen tarkkuutta nostaa matemaattisia malleja hyväksi käyttäen. Kuvantamisen epätarkkuus on peräisin pitkästä kuvantamisajasta jonka kesto on keskimäärin viisitoista minuuttia. Etenkin sydäntä kuvattaessa syntyy epätarkkuutta, joka johtuu kuvattavan henkilön autonomisista liikkeistä. Kuten esimerkiksi sydämen lyönnit ja hengittäminen mikä heiluttaa rintakehää kohtuullisen paljon.

3 SPET/PET KUVANTAMINEN

3.1 Isotooppitutkimus

Tässä opinnäytetyössä keskitytään näihin kahteen eri radiologian tai isotooppitutkimuksen tutkimustapaan. Isotooppi tutkimus alkaa antamalla kuvattavalle henkilölle lääkeainetta jossa on halutut fysiologiset ominaisuudet. Haluttuja ominaisuuksia ovat esimerkiksi, että se sisältää glukoosia jota keho käyttää energianlähteenään. Tämän takia esimerkiksi sydäntä kuvantaessa henkilön ollessa levossa suurimpia glukoosin käyttäjiä ovat aivot ja sydän. Jonka johdosta kehoon syötetty radioaktiivinenglukoosi hakeutuu näihin kohteisiin. Kuvantamisessa käytetään vain sellasia radionuklideja, jotka eivät ole ihmiselle myrkyllisiä ja sisältävät muutenkin toivottuja ominaisuuksia kuten sopiva puoliintumisaika. Tästä hyvänä esimerkkinä voidaan mainita ^{99}Tc , joka on yleisimminkin käytössä olevista radionuklideista radiologiassa. Sen puoliintumisaika on 6,03 tuntia mikä tarkoittaa sitä, että sen lähettämän radioaktiivisuuden taso puolittuu, joka noin kuudestunti.

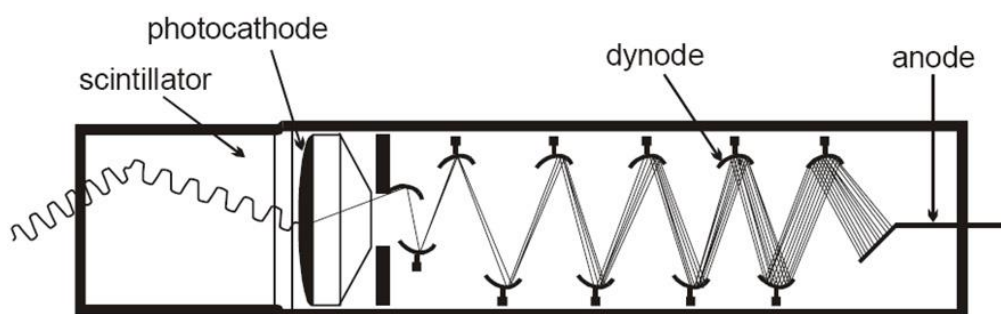
3.2 Laitteisto

Tutkimuksessa käytettävä laitteisto koostuu edellämainitusta lääkeaineesta ja yhdestä tai useammasta gammakamerasta. Gammakamera systeemi koostuu gammasäteily aktiivisesta detektorista - gammakamera pää - liitettynä laitteen nosturitelineeseen, joka pyörii potilaan ympäri. Lyhyempiä kuvantamisaikoja saadaan sellaisilla laitteilla missä on useita kameratelineitä ja gammakameroita jolloin levymäisiä kuvia saadaan useita samaanaikaan erisuunnista. Esimerkiksi kaksipäisessä systeemissä on kaksi detektoria. Detektori komponenteista lähimpänä potilasta on kollimaattori. Kollimaattori on pohjimmiltaan korkean absorptaation materiaalia esimerkiksi lyijy jonka läpi on tehty kuusikulmaisia reikiä. Ideaalinen kollimaattori sallisi vain reikien syntyneiden fotonien läpipääsyn ja absorboisi kaikki muut fotonit. Todellisuudessa kuitenkin esiintyy muutaman kohtaamiskulman fotoneita jotka läpäisevät kollimaattorin. Yleensä kollimaattori reiät ovat kuusikulmaisia ja ne ovat rinnakkain. Kollimaattorin suunnittelu on kompromissi herkkyyden ja resoluution välillä. Joihin vaikuttaa reikien pituus, halkaisija ja septaalin paksuus. Septaali on edellä mainittu lyijystä valmistettu levy jossa reiät sijaitsevat. Kuvassa 5 näkyy Siemensin valmistama PET-kuvantamislaitteisto.



KUVA 6 Siemens PET-skanneri (lähde Siemens healthcare)

Kollimaattorin jälkeen fotonit saapuvat scintillaattoriin, joka koostuu epäorgaanista kristalleista, jotka muuttavat gammasäteilyn näkyväksi valoksi. Valon määrä on suoraan verrannollinen fotonin imeytyneen energiaan. Yleisimmin käytössä on Talliumilla seostetut NaI eli natriumjodidi kristallit. Scintillaattorin valo johdetaan PMT eli photonmultiplier eli fotonikerrainnais putkiin, jotka ovat radio-putkia, jotka muuttavat näkyvän valon sähkösignaaleiksi. PMT on tyhjiölasiputi, joka sisältää useita metallilevyjä ja dynodeja, jotka nostavat jokaisessa hyppäyksessä elektronista potentiaalia ja lopulta törmätessään putken päässä sijaitsevaan anodiin synnyttää mitattavan sähköisen pulssin. Alla oleva kuva 6 selventää PMT-putken toimintaperiaatetta ja kuinka se lisää elektronista potentiaalia.



KUVA 7 PMT-rakennekuva (nsspi.tamu.edu, 2016)

Kuva muodostetaan mittaamalla, kuinka voimakkaita ja kuinka paljon kuvantamisessa kehittyviä signaaleita PMT:t synnyttävät. Kartta muodostetaan signaalin voimakkuuden perusteella siten, että PMT, joka on scintillaattorissa lähimpänä fotonia, synnyttää suurimman pulssin, kun taas kaempana olevat synnyttävät pienemmän, jolloin saadan selville fotonin osumakohta scintillaattorissa.

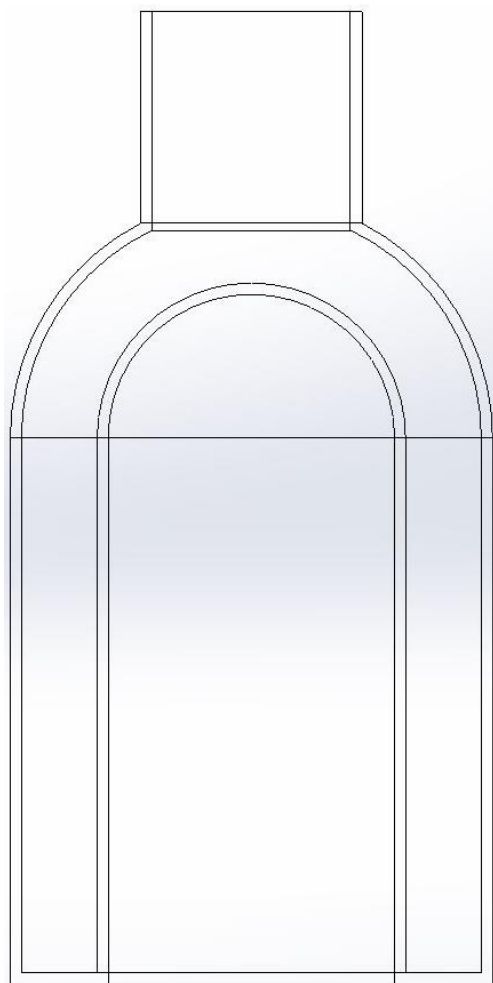
Kahden gammakameran rajoituksia, jotka vaikuttavat tasokuvien laatuun ovat epälineaarisuus ja epäuniformisuus. Epälineaarisuus on seuraus epäsuorasta linjasta valonlähteen ja PMT:n keskikohdan kanssa, koska PMT:t ovat herkimpiä keskeltä ja vähemmän herkkiä reunoiltaan. Tämä aiheuttaa suoraviivaisen objektin näyttämään kaareutuville viivoille kuvantamisessa. Epäuniformisuus taas johtuu kahdesta seikasta: PMT:eiden eroavaisuudet toisiinsa nähden sekä herkkyserosta keskiosan ja reunojen välillä.

4 FANTOM-MALLIN SUUNNITTELU

Fantom-kuvantamistekniikassa on kohde, jota kuvataan tai skannataan kuvantamislaitteella jotta pystytään arvioimaan, analysoimaan tai tarkastamaan laitteen tai tutkimuksen toimivuus. Fantomia käytetään, koska se on aina samanlainen. Eli ei eroa edellisestä kuvantamisesta vaikka kuvantamisella olisikin pitkäkin aikaväli. Toisin kuin elävä kohde esimerkiksi ihminen, joka muuttuu koko ajan vaikkakin yleensä hitaasti. Toisena etuna on, että osa kuvantamistekniikoista ei ole täysin haitattomia, haitallisuus rajoittaa ihmisen käyttöä kuvantamisessa. Verrattuna fantomiin, joka on valmistettu muovista johon säteily ei vaikuta merkittävästi. Esimerkiksi röntgen-kuvauksessa saatava säteily on merkittävästi suurempi normaaliin taustasäteilyyn ja maaperästä johtuvaan säteilyyn verrattuna.

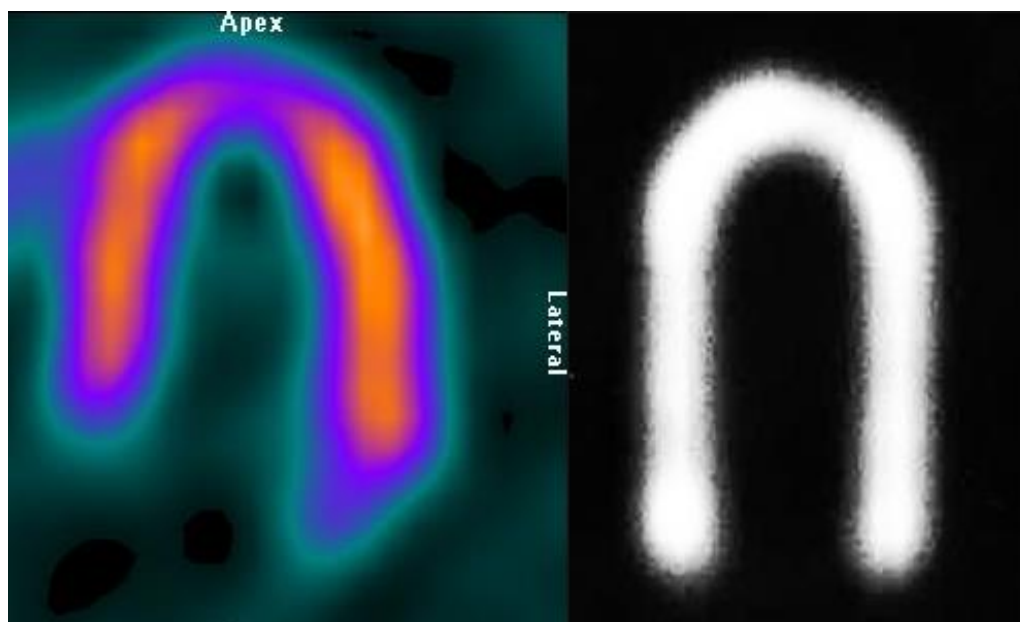
4.1 Sydämen parametrinen mallintaminen

Sydänfantomia suunniteltaessa apua oli aiemmin tehdystä esimerkkipappaleesta, joka oli todettu ulkopinnan muodoiltaan sopivaksi. Rakenne täytyi suunnitella pitkälti relaatiopohjaiseksi hyvin vähillä mittatiedoilla, koska mallia ohjataan parametrisesti jolloin vähän muutettavia mittoja auttaa muokkaamista. Alla olevassa kuvassa 8 näkyy rautalanka-malli ulkokuoresta, joka muistuttaa hieman pulloa. Pullomuoto johtuu vasemmasta ja oikeasta kammioista jotka näkyvät kuvassa 9 vasemmalla. Oikealla kuvassa näkyy testikuvat, jotka on otettu testifantomilla ja muistuttavat toisiaan tarpeeksi.



KUVA 8 Fantomin rautalankamalli

Kuvassa 8 fantomin rautalankamallista voidaan nähdä, että neste ei pääse keskellä näkyvään puoli-pallon alla olevaan tilaan vaan asettuu fantomin molemmilla reunoilla näkyviin kapeampiin kammioihin, jonka seurauksena muodostuu hieman hevosenkenkää muistuttava muoto. Ihmisen sydän muodostaa hieman samantyyppisen muodon, joka käy paremmin ilmi kuvan 9 vasemmasta reunasta. Fantomeita valmistettiin yhteensä 11 kappaletta, joissa yhdessä puutosalueita ei ollut ollenkaan: muiden koko kasvoi yhdestä kymmeneen millimetriin. Koon muutos toteutettiin konfiguraattorin avulla. Eli Exceltiedostoon sidottiin halutut muokattavat mittatiedot, minkä jälkeen pystyttiin muokkaamaan helposti haluttuun kokoon. Alueiden koko toimii siten, että kuutiomaisissa perfuusioalueissa mitta vaikuttaa jokaiseen reunaan, eli esimerkiksi 8 millimetrin perfuusiossa kuutiomaiset ovat 8 millia jokaiselta reunaltaan. Sektorimaisessa alueessa haluttiin muokata ainoastaan paksuutta, joka ohjautuu samalla arvolla kuin kuutiomaisten kappaleiden mitatkin.



KUVA 9 Sydän ja Fantomi

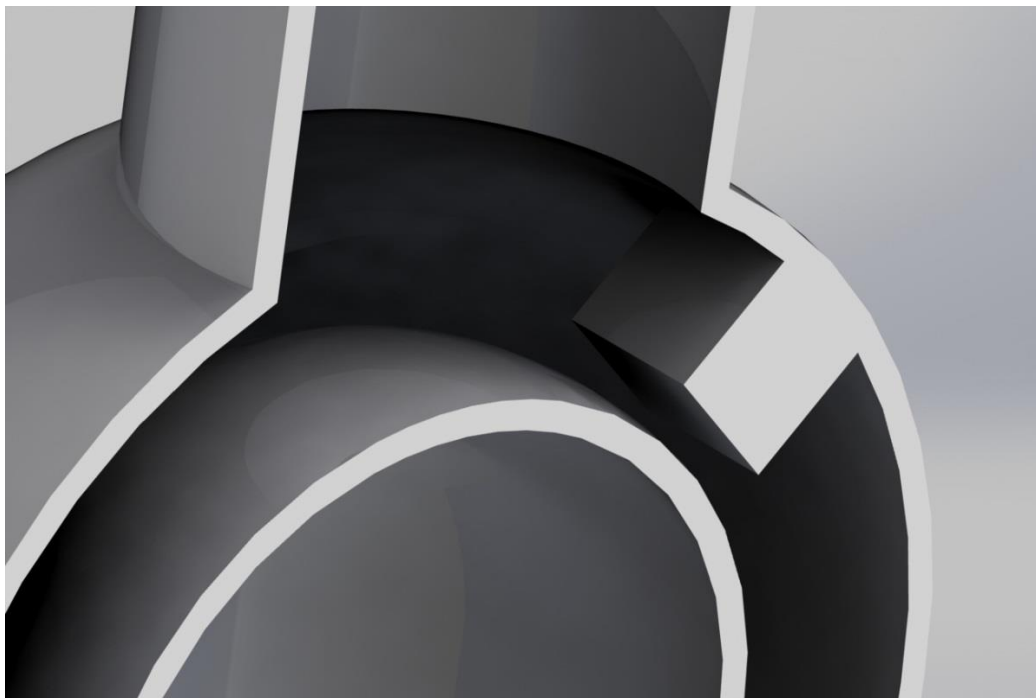
4.2 Puutosalue eli perfuusioalue

Perfuusio eli puutosalue tulee esille kun verenkierto on normaalista poikkeavaa. Esimerkiksi tapauksessa jossa puutosalueet sijaitsevat sydämessä. Puutosalue tarkoittaa kuvantamisessa näkyvän valkoisen alueen puutosta siten että radioaktiivinen lääkeaine ei ole päässyt perille, mikä johtuu huonontuneesta verenkierrosta tai muista ongelmista. Kuvassa 10 näkyy selvästi puutosta valkoisessa alueessa verrattuna kuvan 9 oikeassa laidassa näkyvään kuvaan.



KUVA 10 Sydäimestä jossa näkyy puutosalue

Perfuusioalueet löytyvät myös fantomista jossa niitä on kolme kappaletta hieman eri kohdissa ja erinäköisinä. Kuvassa 11 näkyy mallista löytyvä ensimmäinen puutosalue. Se sijaitsee yläkaarten apeksissa, joka on muodoltaan kuutioimainen.



KUVA 11 Apeksiperfuusioalue

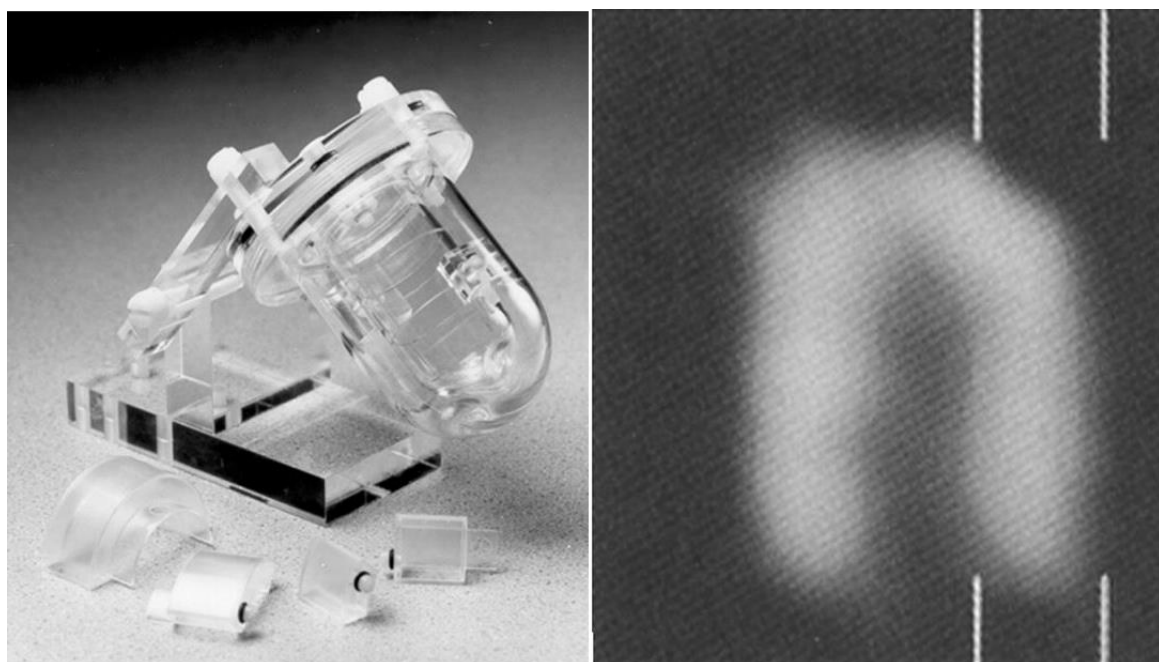
Toinen ja kolmas puutosalue löytyvät fantomin suoran pinnan puolivälistä. Niistä toinen on myös kuutioimainen ja toinen sektorimainen, mikä käy selvästi ilmi kuvasta 12. Yläkaaren ja kyljistä löytyvien puutosalueiden ero on 90° eri suunnassa, jolloin voidaan kuvata joko yläkaaresta löytyvää puutosaluetta tai vaihtoehtoisesti kyljistä löytyviä puutosalueita.



KUVA 12 Kylkiperfuusioalueet 8mm kokoisina

4.3 Fantomien vertailu

Tällä hetkellä markkinoilla on olemassa monenlaisia fantomeita ja niitä on useita erilaisia ja soveltuvat hyvin eri käyttökohteisiin, mutta niiden haittapuolena on se, että ne ovat isokokoisia, painavia ja yleensä erittäin kalliita. Perinteisesti fantomit on valmistettu lasista, joka nostaa niiden painoa mikä hankaloittaa niiden käsittelyä ja erityisesti liikkeen luominen lasista valmistettuun vaatisi vahvemmat ja isokokoisemmat rakenteet. Tässä työssä esillä oleva fantomi painaa muutamia kymmeniä grammoja, kun taas alla esillä oleva lasinen fantomi painaa moninkertaisesti. Alla olevassa kuvassa 13 on esillä yksi lasista valmistettu fantomi ja siitä otettu testikuva.

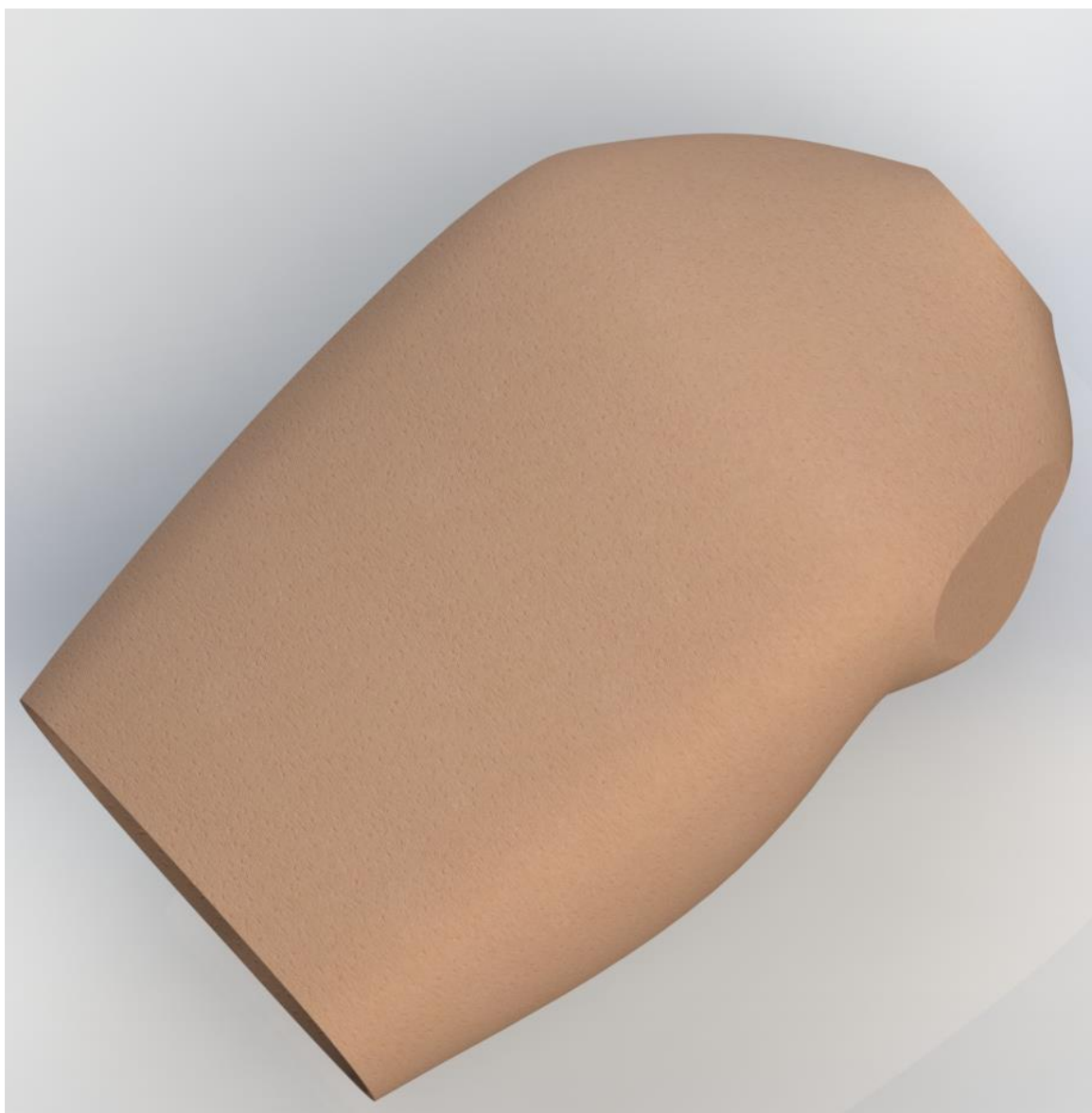


KUVA 13 Markkinoilla oleva fantomi (http://www.spect.com/pub/Cardiac_Insert.doc.pdf)

Jos verrataan yllä olevan kuvan oikeasta laidasta löytyvää testikuvaa AM-menetelmällä valmistettuun fantomin testikappaleen kuviin, voidaan huomata selkeitä yhtenevyyttä kuvien kanssa.

4.4 Rintakehän malli

Fantomeiden lisäksi opinnäytetyössä oli tavoitteena luoda rintakehän malli, joka on ulkoisilta mitoiltaan keskivertoihmisen kokoinen. Tässä tapauksessa kuvitellun henkilön pituus olisi ollut 170 senttimetriä ja paino 70 kiloa. Rintakehänmalli ei tarvinnut olla täydellinen vaan muistuttaa ulkoisesti rintakehää sitä eli; Jokaista uurretta ja muotoa ei ollut tarkoitus tuoda malliin. Malli itsessään on kuoriomainen eli ei sisällä mitään vaan se täytetään vedellä kuvaustilanteessa, joka on hyvin lähellä oikean ihmisen tiheyttä ja täten toimii hyvin kuvantamistilanteessa. Jossa vaimennuskerroin on hyvä olla lähellä todellisuutta. Kuvassa 14 näkyy rintakehän perusmuodot.



KUVA 14 Rintakehän malli

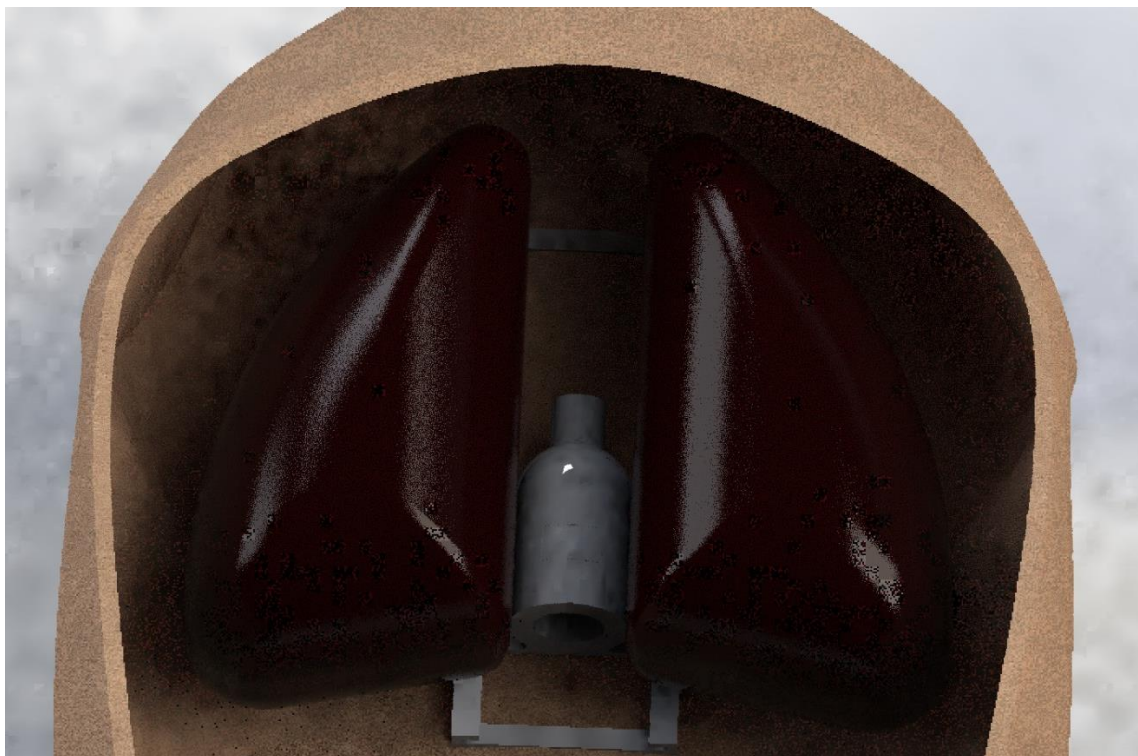
Rintakehän mallinnus perustui yleisesti jaossa olevien tietokonekerroskuvauksen siivuttaisiin kuviin joista, valittiin kuusi kerroskuvaa, joiden mukaan mallin perusmuodot mallinnettiin. Rintakehän perusmuodon lisäksi sisälle tuli saada keuhkoja muistuttavat kappaleet, koska keuhkot ovat hyvin epätiheät josta aiheutuisi epäsuotavaa absorptaatiota. Etenkin kun huomioidaan asia, että keuhkot sijaitsevat sydämen välittömässä läheisyydessä. Kuvassa 15 näkyy poikkileikkaus torsosta. Se on vain tyhjä kuori ja sen sisällä näkyy keuhkoja etäisesti muistuttavat mallit.



KUVA 15 Torso keuhkoilla

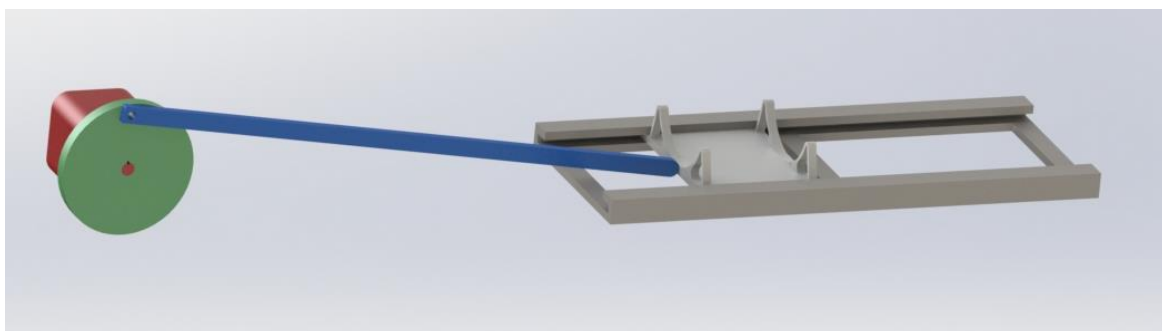
4.5 Liikkeen lisääminen

Liikkeen lisääminen ei kuulunut varsinaiseen opinnäytetyön toteutusosaan, vaan tarkoitus oli laatia ehdotus liikkeen toteuttamisesta. Yksinkertaisin ratkaisu on kiskoihin perustuva liikerata, jossa fantomia kantavaa telineettä pystytään liikuttamaan ulkoisella voimalla edes takaisin. Kiskot tultaisiin liittää aiemmin mainittuun torsoon keuhkojen väliin. Kuva 16.



KUVA 16 Keuhkot ja fantom rintakehän mallissa

Ulkoinen voima voidaan tuoda fantomille esimerkiksi askel- tai servomootorilla, joka on liitetty fantomin telineeseen kiinni työntötangolla. Kuvassa 17 näkyy yksinkertaistettu esimerkkimalli kyseisestä laitteistosta. Kuvassa punainen on askelmoottori, vihreä pyörä ja sininen on työntötanko jotka, on liitetty kelkka rakenteeseen.



KUVA 17 yksinkertaistettu havaintokuva liikkeen toteutuksesta

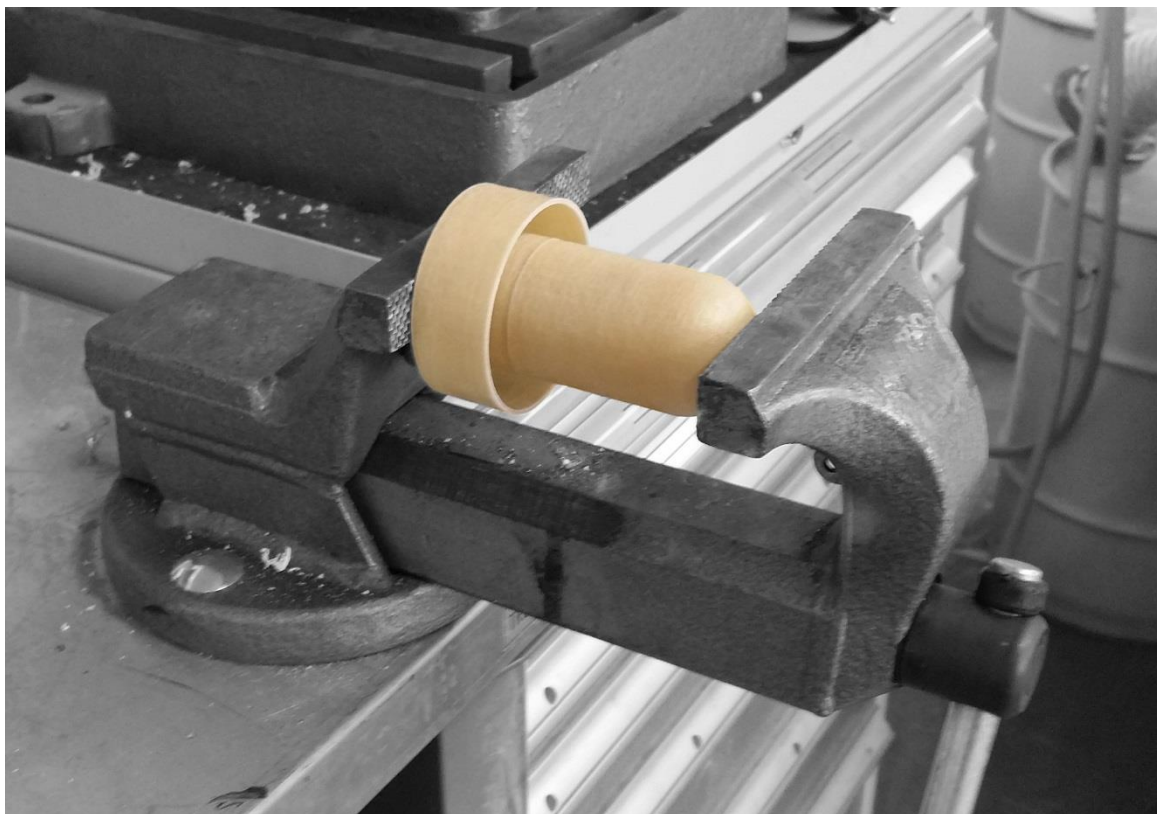
5 3D-TULOSTEIDEN TOTEUTUS JA TESTAUS

Fantomit valmistettiin EOS-jauhepetitulostimella PA 3200 GF polyamidista, joka on kulutusta hyvin kestävä materiaali. Tulosteita tehtiin yhteensä yksitoista kappaletta, joista kymmenen sisälsi defektialueet yhdestä kymmeneen millimetriin millimetrin välein. Defektialueiden koot olivat 1-10 millimetriä millimetrin välein sekä yhdestoista fantomi valmistettiin vertailukohdaksi, joka ei sisällä yhtään defektialuetta. Kappaleet tulostettiin kahdessa osassa, koska fantomit käsiteltiin syanoakrylaattiliimalla, sisä- ja ulkopuolelta. Ennen fantomeiden käsittelyä ne lasikuulapuhallettiin, joka poistaa ylimääräisen materiaalin ja samalla tasoittaa hieman pintaa. Pintakäsittely tehdään koska muuten hieinan huokoinen materiaali imisi itseensä vettä, tai muuta nestettä, joka ei ole suotavaa. Kuvassa 18 nähdään fantomit heti tulostimesta pois ottamisen jälkeen vielä osittain jauheeseen hautautuneena.



KUVA 18 Fantomi tulostuksen jälkeen

Lasikuula puhalluksen ja liimalla imeyttämisen jälkeen fantomit koottiin ja se tapahtui käyttäen samaa liimaa käyttäen kuin aiemminkin eli syanoakrylaattia, joka on paremmin tunnettu puhekielisestä nimellä pikaliima. Kuvassa 19 voidaan nähdä selvästi liimaustapahtuma jossa sisäkeskikohdan tyhjätila liitetään pohjaan kiinni.



KUVA 19 Fantomin sisäkeskikohdan liittäminen pohjaan

Liimauksen jälkeen oli enää vuorossa fantomin yläosan liimaaminen pohjaan ja tarkastaminen, että fantomit ovat täysin vesitiiviit. Valmiina oleva fantomi vielä kuvassa 20 jossa odottaa luovutusta KYS-kuvantamiskeskukselle.



KUVA 20 Valmis fantomi

6 YHTEENVETO

Opinnäytetyössä oli tarkoituksena valmistaa ainetta lisäävän valmistuksen keinoin sydänfantomi jota voitaisiin hyödyntää gammakamerakuvantamisessa. Kuvantaminen tapahtuu antamalla kuvattavalle kohteelle sopivaa radioaktiivista isotooppia seassa. Neste joka hakeutuu kuvattavaan kohteeseen ja hajoaa siellä, minkä jälkeen voidaan muodostaa kuva tietokoneella. Yleensä radioaktiivisena isotooppina on Teknetium ja erityisesti sen radioaktiivinen isotooppi ^{99}Tc .

Alustavien tulosten mukaan sydänfantomia voidaan pitää onnistuneina, koska fantomeissa on nähtävissä eroja. Alkavat hahmottua erityisesti, kun perfuusioalueen koko ylittää viiden millimetrin mitan. Tarkempia tuloksia tutkimuksesta ei vielä tätä raporttia kirjoitettaessa ole saatavilla.

Työ oli haastava etenkin parametrisoinnin osalta, koska aiemmin ei ole juurikaan ollut tarvetta tutustua ominaisuuteen. Parametrisointi oli kohtalaisen keskeisessä roolissa ja sisälsi useita muuttujia jotka vaikuttivat toisiinsa, mikä lisäsi tehtävän haasteellisuutta. Muutoin työosuus onnistui hyvin ja kaikki valmistetut fantomit toimivat kuvaustilanteessa odotetulla tavalla.

Opinnäytetyö oli haastava ja samalla erittäin mielenkiintoinen ja lisäsi todella paljon tietämystä lisäävän valmistuksen hyödyistä sekä sen haasteista. Haasteina oli etenkin uuden tekniikan oppiminen ja sen omaksuminen. Tulevaisuudessa tämän tekniikan kehitys tulee jatkumaan ja sen perusteiden osaaminen on hyödyllistä, tulevassa työelämässä.

7 LÄHTEET

General Electric Aviation. (30. Kesäkuu 2014). The CFM LEAP Fuel Nozzle. Fairfield, Connecticut, Yhdysvallat.

Mientka, M. (29. Maaliskuu 2014). *Medical Daily*. Noudettu osoitteesta <http://www.medicaldaily.com/breakthrough-surgeons-use-3-d-printing-technology-perform-worlds-first-skull-transplant-273288>

Suomen Hitsausteknillinen Yhdistys. (1/2016). *Hitsaustekniikka*, 4-30.

Wohlers Associates. (2015). *Wohlers Report 2015*. Fort Collins, CO: Wohlers Associates inc. Haettu 7. Maaliskuu 2016