



TAMPEREEN TEKNILLINEN YLIOPISTO
TAMPERE UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

ANASTASIA KOIVIKKO
3D-TULOSETUN FANTOMIN SUUNNITTELU JA TESTAUS
SYDÄMEN ULTRAÄÄNIKUVAUKSESSA

Diplomityö

Tarkastaja: professori Hannu Eskola
Tarkastaja ja aihe hyväksytty
Tieto- ja sähkötekniikan tiedekunta-
neuvoston kokouksessa 1. helmi-
kuuta 2017

TIIVISTELMÄ

Anastasia Koivikko: 3D-tulostetun fantomin suunnittelu ja testaus sydämen ultraäänikuvauksessa

Tampereen teknillinen yliopisto

Diplomityö, 51 sivua, 1 liitesivu

Kesäkuu 2017

Sähkötekniikan diplomi-insinöörin tutkinto-ohjelma

Pääaine: Biolääketieteen tekniikka

Tarkastaja: professori Hannu Eskola

Avainsanat: tietokonetomografia, ultraäänikuvaus, fantomi, laadunvalvonta ja 3D-tulostus.

Työn tavoitteena oli tutkia kolmiulotteisen (3D) tulostuksen sopivuutta ultraäänikuvauksen (UÄ) fantomien valmistukseen. Työssä 3D-tulostettiin sydämen malli polylaktidista (PLA). Anatomisen fantomin ei olisi tarkoitus korvata kudosta mallintavilla fantomeilla tehtäviä laadunvalvontamittauksia. Anatomista mallia voitaisiin sen sijaan käyttää lisänä niiden laitteiden laadunvalvonnassa, jotka eivät sijaitse radiologisessa yksikössä. Mallilla yksiköiden henkilökunnat voisivat tarkistaa laitteiden spesifejä mittaussominaisuuksia.

Aineistona käytettiin Mikkelin keskussairaalassa otettua tietokonetomografiakuvausten (TT) kuvapakkaa. Kuvapakka on otettu sydämen alueelta sydämen ollessa diastolisessa vaiheessa. TT-leikkeistä muodostettiin 3D-malli avoimen lähdekoodin ohjelmalla 3D Slicer 4. Malli tulostettiin 3D-tulostimella ja puhdistettiin tukirakenteista ja kiinnikkeistä käyttöä varten. Valmis fantomi punnittiin ja mitattiin. Tämän jälkeen se asetettiin vesiasiaan ultraäänellä tehtäviä tilavuusmittauksia varten. Sydämen vasemman kammion tilavuus mitattiin ultraäänikuvauksessa kolmesta eri suunnasta: sydämen kärjestä, oikean kammion päältä ja valtimon malliin jättämästä aukosta. Mallin vasemman kammion tilavuus mitattiin ultraääninen lisäksi myös täyttämällä se vedellä ja mittaamalla poiskaadetun veden tilavuus. Lopuksi mallista otettiin TT-kuva, josta laskettiin mallin vasemman kammion tilavuus ultraäänikuvauksessa käytetyllä laskentakaavalla. Tilavuusmittausten tuloksia vertailtiin keskenään ja aineistona käytetyn TT-kuvapakan arvoihin tilavuudesta.

Referenssinä käytetty sydämen vasemman kammion diastolinen tilavuus oli 118 ml. Lähimmäksi tätä tilavuutta päästiin, kun tilavuus mitattiin veden avulla (ka 95 ml) ja mallista otetusta TT-kuvasta (ka 91 ml). Ultraäänellä tehtyjen tilavuusmittausten tulokset vaihtelivat paljon keskenään. Suurin tulos saatiin valtimon aukosta mitattuna (ka 72 ml) ja pienin sydämen kärjestä mitattuna (43 ml), oikean kammion päältä mitattuna tilavuus oli 65 ml.

3D-tulostuksessa sydämen vasemman kammion tilavuus muuttui. Nähdään myös, että fantomi ei sovellu sellaisenaan ultraäänilaitteiden mittaustarkkuuden testauksen. 3D-tulostus on kuitenkin nopea ja muunneltavissa oleva tekniikka valmistaa erilaisia malleja. Tekniikka voi sopia myös laadunvalvontafantomien valmistukseen. Tämä fantomi olisi sopivampi laadunvalvontaan, jos sen kammion pinta olisi tasaisempi tai se valmistettaisiin eri materiaalista.

ABSTRACT

Anastasia Koivikko: Design and testing of a 3D-printed phantom for cardiac ultrasound imaging

Tampere University of Technology

Master of Science Thesis, 51 pages, 1 Appendix page

June 2017

Master's Degree Programme in Electrical Engineering

Major: Biomedical Engineering

Examiner: Professor Hannu Eskola

Keywords: computed tomography, phantom, ultrasound, quality assurance and 3D printing.

The aim of this research is to study the suitability of 3D-printing for manufacturing phantoms for ultrasound (US) imaging. The material of the 3D-printed model was polylactic acid (PLA). The purpose of the anatomical phantom was not to replace the tissue mimicking phantoms and the quality control measurements performed by them. The anatomical phantom could be used as a supplement to the quality control of the US equipment that are not in the radiological unit. The staff of the units could perform the measurements for the US equipment.

The material of this study was from Mikkeli central hospital. The 3D model was formed from the coronar computed tomography (CT) slides. The slides were taken when the heart was in the diastolic phase. The model of the heart was created by the open source program 3D Slicer 4. The model was manufactured by the 3D-printer. Then the support structures and clamps were removed from the model. The finished phantom was weighed and the diameters of the phantom were measured. After this, the phantom was placed in the water sink for the ultrasound measurements. The volume of the left ventricle was measured from three different directions: from the apex, from the outer surface of the right ventricle and from the hole the aorta left in the model. Furthermore, the volume of the left ventricle was measured by filling it with water and then measuring the volume of the water that was poured off. In the end, the phantom was imaged with the CT machine and the volume of the left ventricle was calculated by the equation used in US measurements. The results from the volume measurements were compared between each other and with the reference value calculated from the CT slides that were used in forming the model.

The reference volume calculated from CT slides was 118 ml. The volume of the left ventricle was av. 95 ml when it was measured by the volume of water. When it was calculated from the CT slides of the phantom, the volume was av. 91 ml. These two volumes were closest to the reference volume. The results from the US measurements varied. The greatest volume was measured from the hole left by the aorta (av. 72 ml). The smallest volume was measured from the apex (43 ml). The volume measured from the surface of the right ventricle was av. 65 ml.

It can be seen that the volume of the left ventricle changed in 3D-printing process. Additionally, it can be seen that phantom is not suitable for the distance measurements of the US equipment. 3D-printing is still fast and adaptive way to manufacture different models. Phantom used in this study would be better if the surface of the ventricle was flatter or if the properties the material of the phantom were closer to properties of the soft tissue.

ALKUSANAT

Tämä diplomityö aloitettiin syksyllä 2016 ja sitä tehtiin kevääseen 2017 asti. Kiitokset työn rahoituksesta haluan osoittaa Etelä-Savon sosiaali- ja terveystalvelujen kuntayhtymälle (ESSOTE). Ohjauksesta haluan kiittää Mikkelin keskussairaalan terveydenhuollon tukipalvelujen päällikköä Jussi Aarniota ja työni tarkastajaa professori Hannu Eskolaa biolääketieteen tekniikan tiedekunnasta TTY:ltä.

Tampereella, 10.5.2017

Anastasia Koivikko

SISÄLLYSLUETTELO

1.	JOHDANTO	1
2.	LÄÄKETIETEELLINEN TAUSTA	3
3.	TIETOKONETOMOGRFIA	7
3.1	TT-arvot ja leikkeiden ikkunointi.....	8
3.2	Sydämen TT-kuvaus.....	10
4.	ULTRAÄÄNIKUVAUS	12
4.1	Ultraäänen käyttäytyminen väliaineessa.....	12
4.2	Kuvaustekniikat ja anturit	16
4.3	Sydämen kuvaus ultraäänellä	19
4.4	Ultraäänilaitteiden laadunvalvonta.....	20
5.	KOLMIULOTTEINEN TULOSTUS	22
5.1	Tulostusprosessi	22
5.2	Tulostustekniikat	24
5.3	Tulostusmateriaalit	26
5.4	Lääketieteelliset sovellukset.....	27
6.	TUTKIMUSMENETELMÄT JA AINEISTO	28
6.1	Mallin muodostus	28
6.2	Fantomien rakentaminen	31
6.3	Fantomien tilavuuden mittaaminen	33
6.3.1	Mittaus TT-laitteella	33
6.3.2	Mittaus veden avulla	34
6.3.3	Mittaus ultraäänilaitteella.....	34
7.	TULOKSET.....	36
7.1	Fantomien rakenne	36
7.2	Tilavuusmittaukset.....	36
8.	POHDINTA.....	43
9.	YHTEENVETO.....	46
	LÄHTEET	47

LIITE A: TT-kuvapakan parametrit

KUVALUETTELO

Kuva 1.	<i>3D-tulostettu sydänmalli, jota voidaan käyttää anatomisena fantomina ultraäänikuvauksessa.....</i>	<i>2</i>
Kuva 2.	<i>Sydän ja sen ympärillä oleva sydänpussi (pericardium) edestäpäin kuvattuna [13]......</i>	<i>3</i>
Kuva 3.	<i>Sydämen anatomia, muokattu lähteestä [14]......</i>	<i>4</i>
Kuva 4.	<i>Sydämen johtoratajärjestelmä: 1. Sinussolmuke, 2. eteisen kolme internodaalirataa, 3. eteis-kammiosolmuke, 4. Hisin kimppu, 5.johtoradan oikea ja vasen haarake, 6. Purkinjen säikeet ja B: Bachmannin kimppu [15]......</i>	<i>5</i>
Kuva 5.	<i>TT-kuvauksen periaate, muokattu lähteestä [19]. Röntgenputkesta lähtee viuhkanmuotoinen röntgensäteily, joka peittää koko FOV:n. Säteily vastaanotetaan kaaren muotoisella ilmaisimatriisilla, joka on vastakkaisella puolella röntgenputkea.....</i>	<i>8</i>
Kuva 6.	<i>Sama TT-leike ikkunoituna A: luun tarkasteluun B: pehmeiden kudosten tarkasteluun ja C: keuhkojen tarkasteluun. Ikkunointitaso on määritetty tarkasteltavien elinten HU-arvojen keskiarvon mukaan ja ikkunan leveys sen mukaan, kuinka kaukana elinten HU-arvot ovat toisistaan. [20; 21].....</i>	<i>10</i>
Kuva 7.	<i>Transversaalileike sydämen laajan TT-kuvauksen tutkimuksesta.....</i>	<i>11</i>
Kuva 8.	<i>Ultraääninen vuorovaikutustavat väliaineen kanssa, muokattu lähteestä [31]......</i>	<i>16</i>
Kuva 9.	<i>Kuvassa ultraäänianturi lähettää ja vastaanottaa signaalin, joka kohtaa neljä eri akustista impedanssia. A-moodissa läpäisy ja heijastumiset havaitaan amplitudin suuruuden muutoksina. A-moodin amplitudi-informaatio muunnetaan B-moodissa erisuuruisiksi ja kirkkaiksi pisteiksi. Muokattu lähteestä [35]......</i>	<i>17</i>
Kuva 10.	<i>A: havainnekuva M-moodin toiminnasta. Rajapintojen liikkua ultraäänilaitteen ruudulle piirtyy ajanfunktiona liikkuva käyrä. B: Kuva ultraäänilaitteen näytöstä M-moodia käytettäessä. [30]......</i>	<i>17</i>
Kuva 11.	<i>Lääketeieteellisessä ultraäänikuvauksessa käytetyt anturimallit: A: sektorianturi, B: lineaarianturi ja C: kaarianturi [3]. Yläpuolella havainnekuvat antureista ja alapuolella esimerkkikuvat ultraäänilaitteen näytöstä.</i>	<i>18</i>
Kuva 12.	<i>Sydämen vasemman kammion tilavuuden mittaaminen diastolisessa vaiheessa ultraäänellä [37]......</i>	<i>20</i>
Kuva 13.	<i>CIRS:n kaksi eri fantomimallia ultraääninen laadunvalvontaan. A: Multi-purpose multi-tissue ultrasound phantom (kudosta mallintava fantomi), malli 040GSE, B: Doppler string phantom (nauhafantomi), malli 043. [39].....</i>	<i>21</i>

Kuva 14.	<i>Tulostusprosessin vaiheet, perustuen [42]. 1. CAD-mallin teko, 2. Mallin muunnos STL-tiedostoksi, 3. Tiedoston siirto tulostimelle ja STL-tiedoston muokkaus, 4. Tulostimen asetusten säätö, 5. Tulostus, 6. Puhdistus ja tukirakenteiden poisto, 7. Kappaleen viimeistely ja 8. Valmis sovellus.</i>	23
Kuva 15.	<i>Havainnekuva FDM-tekniikasta, muokattu lähteestä [48].</i>	25
Kuva 16.	<i>A: TT-kuvapakasta otettu muokkaamaton leike, B: sama leike ikkunoituna pehmytkudosten tarkasteluun sopivammaksi.</i>	29
Kuva 17.	<i>Threshold-komennolla voidaan etsiä tietyt intensiteetti-arvot kuvista ja luoda maski (sininen alue) sen osan päälle, josta kappale halutaan tehdä.</i>	30
Kuva 18.	<i>3D-kappale (oikealla ylhäällä), jossa on mukana sydämeen kuulumattomia kudoksia.</i>	30
Kuva 19.	<i>Sydämen segmentointi (sininen alue) ja leikkeistä muodostettu 3D-malli (keltainen kappale).</i>	31
Kuva 20.	<i>Fantomi tulostumassa 3D-tulostimessa. Suutin liikkuu luodun g-koodin mukaan.</i>	32
Kuva 21.	<i>3D-tulostimesta irrotettu fantomi, josta on poistettu kappaleen alla ollut kiinnitysalusta. Jyrkkiä muotoja tukevat tukirakenteet (ympyröity alue) näkyvät vielä kuvassa.</i>	32
Kuva 22.	<i>Fantomin asettelu TT-laitteeseen. Kappale oli tyynyn päällä, jotta se saatiin sopimaan paremmin kuvausalueeseen.</i>	33
Kuva 23.	<i>Fantomi täytettiin vedellä sen vasemman kammion tilavuuden selvittämiseksi.</i>	34
Kuva 24.	<i>Vasemman kammion tilavuuden mittausta, A: sydämen kärjestä, B: valtimon malliin jättämästä aukosta ja C: oikean kammion päältä.</i>	35
Kuva 25.	<i>Materiaalina olleesta TT-pakasta oli määritetty kuvauslaitteen ohjelmalla systolinen (A) ja diastolinen (B) tilavuus sydämen vasemmalle kammiolle.</i>	37
Kuva 26.	<i>TT-leike fantomista transversaalisuunnassa. Leike on esitetty keuhkoikkunassa. Keltaisella ympäröity alue on fantomin vasen kammio.</i>	38
Kuva 27.	<i>Kuva ultraäänilaitteen näytöltä, kun vasemman kammion tilavuus määritettiin sydämen kärjestä. Kammion on tummempi alue kuvan keskellä.</i>	38
Kuva 28.	<i>Vasemman kammion tilavuuden mittausta valtimon malliin jättämästä aukosta sydämen kärkeä kohti. Vasen kammio on kuvan keskellä oleva tumma alue.</i>	39
Kuva 29.	<i>Vasemman kammion tilavuuden mittausta oikean kammion päältä kuvattuna. Ylempi tumma alue on mallin ontto sisus.</i>	40
Kuva 30.	<i>Sydämen tilavuuden mittausta sydämen kärjestä käyttämällä ultraäänilaitteen tilavuudenmittausohjelmaa.</i>	41

TAULUKKOLUETTELO

Taulukko 1.	<i>Sydämen toimintakykyä kuvaavia parametreja, muokattu lähteestä [17].</i>	6
Taulukko 2.	<i>Eri aineiden TT-arvoja, muokattu lähteestä [20].</i>	9
Taulukko 3.	<i>Ultraäänen nopeus eri materiaaleissa [31].</i>	13
Taulukko 4.	<i>Ultraäänen amplitudin vaimentumiskertoimet eri väliaineissa, muokattu lähteestä [31].</i>	14
Taulukko 5.	<i>Ultraäänen maksimi-intensiteetti arvot eri diagnostisille sovelluksille, arvot ovat SPTA-arvoja [31].</i>	14
Taulukko 6.	<i>Eri materiaalien akustisia impedansseja, muokattu lähteestä [31].</i>	15
Taulukko 7.	<i>Aikuisen kehonpinta-alan mukaan normalisoituja normaaliarvoja sydämen parametreista, muokattu lähteestä [2].</i>	19
Taulukko 8.	<i>Kaupallisia 3D-tulostustekniikoita ja niiden ominaisuuksia, muokattu lähteistä [40-42; 44; 45].</i>	24
Taulukko 9.	<i>3D-tulostimeen sopivien muovien ominaisuuksia, muokattu lähteistä [49; 50].</i>	26
Taulukko 10.	<i>TT-kuvapakan parametreja.</i>	28
Taulukko 11.	<i>Tulostimen asetukset fantomin tulostukseen.</i>	31
Taulukko 12.	<i>3D-tulostetun kappaleen parametreja.</i>	36
Taulukko 13.	<i>Sydänmallin vasemman kammion parametrit ja niistä lasketut tilavuudet sydämen kärjestä mitattuna.</i>	39
Taulukko 14.	<i>Sydänmallin vasemman kammion parametrit ja niistä lasketut tilavuudet valtimon aukosta mitattuna.</i>	39
Taulukko 15.	<i>Vasemman kammion parametrit ja niistä lasketut tilavuudet oikean kammion päältä mitattuna.</i>	40
Taulukko 16.	<i>Ultraäänilaitteen tilavuudenmittausohjelmalla saadut tulokset sydämen vasemman kammion pituudesta, pinta-alasta ja tilavuudesta.</i>	41
Taulukko 17.	<i>Yhteenvetotaulukko ultraäänellä mitattujen parametrien keskiarvoista.</i>	42
Taulukko 18.	<i>Yhteenveto vasemman kammion tilavuusmittauksista eri mittausmenetelmillä.</i>	46
Taulukko 19.	<i>Aineistona käytetyn TT-pakan parametrit.</i>	52

LYHENTEET, MERKINNÄT JA YKSIKÖT

3D	kolmiulotteinen
AAPM	American Association of Physicist in Medicine
ABS	Acrylonitrile Butadiene Styrene, akrylnitriilibutadieenistyreeni
ACR	American College of Radiology
AIUM	American Institute of Ultrasound in Medicine
AM	Additive manufacturing, materiaalia lisäävä valmistus
AMF	Additive Manufacturing File Format
CAD	Computer-aided design
CI	Cardiac index, sydämindeksi
CIRS	Computerized Imaging Reference Systems, Inc.
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EBM	Electron beam melting
EF	Ejection Fraction, ejektiofraktio
EKG	elektrokardiografia
FDM	Fused deposition modeling
FOV	Field of view, kuvakenttä
GE	General Electric
HR	Heart rate, sydämen syke
IEC	International Electrotechnical Committee
ISO	International Organization for Standards
ME	Modified ellipsoid
MRI	Magnetic resonance imaging, magneettikuvaus
PACS	Picture Archiving and Communication Systems
PLA	Polylactic acid, polylaktidi
PC	Polycarbonate, polykarbonaatti
PCL	Polycaprolactone, polykaprolaktoni
PETT	Polyethylene terephthalate, polyetyleenitereftalaatti
SPTA	Spatial peak temporal average intensity
SLA	Stereolithography, stereolitografia
SLS	Selective laser sintering
STL	Standard triangulation language
SV	Stroke volume, sydämen iskutilavuus
TT	tietokonetomografia
UV	ultravioletti
UÄ	ultraääni
WL	Window level, ikkunataso
WW	Window width, ikkunoinnin leveys
angiografia	varjoainekuvaus
ateroskleroosi	verisuonen kalkkeutuminen
fantomi	testikohde
sydämen eteinen	atrium
sydämen kammio	ventriculus
<i>B</i>	tilavuuskimmokerroin
<i>c</i>	äänennopeus
<i>d'</i>	kuvauspöydän nopeus
<i>E</i>	röntgensäteilyn energia

f	taajuus
f_H	sydämen syketaajuus
I	intensiteetti
I_x	intensiteetti kohdassa x
I_0	intensiteetti lähtöpisteessä
M	TT-leikkeiden lukumäärä
S	TT-leikkeen paksuus
Q_0	amplitudi lähtökohdassa
Q_x	amplitudi kohdassa x
Z	akustinen impedanssi
α	amplitudin vaimennuskerroin
α_R	heijastumiskerroin
γ	projektion kulma
λ	aallonpituus
ρ	tiheys
μ	vaimennuskerroin
μ_{kudos}	kudoksen lineaarinen vaimennuskerroin
μ_{vesi}	veden lineaarinen vaimennuskerroin
(μ/ρ)	massavaimennuskerroin
dB	desibeli (tehosuureiden suhteellinen mittayksikkö)
HU	Hounsfield unit (TT-luku)
psi	pounds per square inch, paunaa neliötuumaa kohti (vetolujuus)

1. JOHDANTO

Maailman terveysjärjestön mukaan sydänlihaksen iskemia oli yleisin kuolinsyy maailmassa vuonna 2015, jolloin tautiin kuoli noin 8,76 miljoonaa ihmistä [1]. Sydänlihaksen iskemia diagnosoidaan erilaisilla fysiologisilla kokeilla ja kuvantamismenetelmillä, esimerkiksi ultraäänikuvauksella (UÄ) [2].

Laadunvalvonta on lääketieteellisessä kuvantamisessa tärkeää diagnoosien oikeellisuuden varmistamiseksi. Ultraäänikuvauksen laadunvalvonnassa käytetään erilaisia fantomeja eli testikohteita. Niitä on moniin eri tarkoituksiin; viikoittaisiin laadunvalvontamittauksiin, näyttöjen testaamiseen ja harvemmin tehtäviin tarkkuusmittauksiin. [3] Monet kansalliset ja kansainväliset järjestöt, kuten American Association of Physicist in Medicine (AAPM) ja American College of Radiology (ACR) ovat antaneet suosituksia laadunvalvontamittausten tekemiseen.

Tämän työn tarkoituksena on tutkia, soveltuuko kolmiulotteinen tulostus (3D-tulostus) fantomien valmistamiseen. 3D-tulostus on kehittynyt viime vuosina ja tulostimet ovat tulleet yhä laajempaan käyttöön. 3D-tulostus on nopea, helppo ja mukautuva tapa tuottaa tarkkoja rakenteita kolmiulotteisesti [4]. 3D-tulostus on mahdollista nykyään monille eri materiaaleille, esimerkiksi muoveille, metalleille ja keraameille. [5]. Tulostuksessa yleisimmin käytettyjä muoveja ovat muun muassa nylon, polylaktidi (PLA), akryylinitriili-butadieenistyreeni (ABS) ja polyetyleenitereftalaatti (PETT).

Lääketieteellisessä käytössä 3D-tulostus on yleistynyt jatkuvasti. Sitä käytetään esimerkiksi proteesien, sydämen läppien ja erilaisten lääketieteellisten apuvälineiden valmistamiseen. Anatomisesti tarkka malli saadaan selville erilaisilla lääketieteellisillä kuvantamismenetelmillä, esimerkiksi tietokonetomografiakuvauksella (TT-kuvaus) tai magneettikuvauksella (MRI). Molemmista kuvausmenetelmistä saadaan leikkeitä ihmisestä eri suunnista, joista voidaan havaita eri elinten tarkat rakenteet. Nämä leikkeet yhdistämällä voidaan rakentaa halutusta elimestä 3D-malli. [6] Tähän on kehitetty monia erilaisia ohjelmia, esimerkiksi 3D Slicer [7], In Vesalius [8] ja 3D Doctor [9]. [10]

Tässä työssä tehdään 3D-tulostamalla anatominen malli sydäimestä. Fantomin materiaalina käytetään tavallista PLA-muovia, mikä tulee ottaa huomioon mittauksia tehdessä. Valmiin fantomin sydämen vasemman kammion tilavuus mitataan ultraäänikuvauksella kolmesta eri suunnasta, mallin TT-kuvan perusteella ja kammioon mahtuvan veden tilavuuden perusteella. Mittaustuloksia verrataan aineistona käytetyn TT-kuvapakan tuloksiin sydämen vasemman kammion tilavuudesta. Mittaustuloksien perusteella arvioidaan 3D-tulostuksen tarkkuutta ja käyttökelpoisuutta fantomien rakentamiseen. Alla olevassa kuvassa 1 on esitetty työssä tehtävä 3D-tulostettu fantomi sydäimestä.

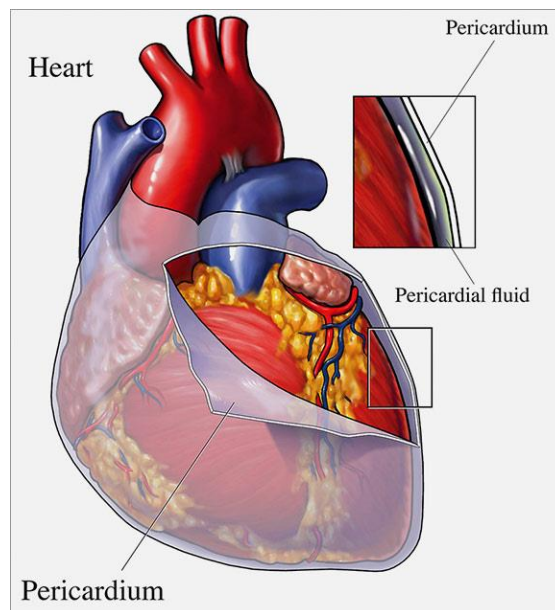


***Kuva 1.** 3D-tulostettu sydänmalli, jota voidaan käyttää anatomisena fantomina ultraäänikuvauksessa.*

Fantomin käytettävyydestä riippuen, sitä tullaan käyttämään lisänä Mikkelin keskussairaalassa kardiologisten ultraäänilaitteiden laadunvalvonnassa. Fantomilla voitaisiin testata esimerkiksi ultraäänilaitteiden pituusmittausten tarkkuutta.

2. LÄÄKETIETEELLINEN TAUSTA

Sydän on ontto elin, joka sijaitsee rintaontelossa oikean ja vasemman keuhkon välissä, kylkiluiden alla. Se on kartion muotoinen kappale, jonka tyviosa on leveä ylhäältä ja kärki osoittaa alas vasemmalle. Sydäimestä lähtevät ja siihen tulevat verisuonet kiinnittyvät leveään tyviosaan. Aikuisen ihmisen sydän painaa noin 300 g. Se on noin 12 cm pitkä pohjasta kärkeen, sen ympäryys on 8–9 cm leveimmästä kohdasta ja se on noin 6 cm paksu [11]. Sydäntä ympäröi kaksinkertainen sydänpussi eli pericardium. Sen sisempi kerros eli sisusmyöteinen lehti kiinnittyy sydämen ulkoseinään. Ulompikerros eli seinämyöteinen lehti taas rajoittaa sydämen kokoa ja estää sydänlihaskudoksen liiallisen venymisen. Väliin jäävässä ontelossa on hiukan nestettä, joka pienentää sydämen liikettä vastustavaa kitkaa. Tämän ansioista sydän pääsee liikkumaan sydänpussin sisällä lähes vapaasti. [12] Alla olevassa kuvassa 2 on kuvattu sydämen ympärillä olevan sydänpussin rakennetta. Sydän on kuvissa 2–4 edestäpäin kuvattuna.

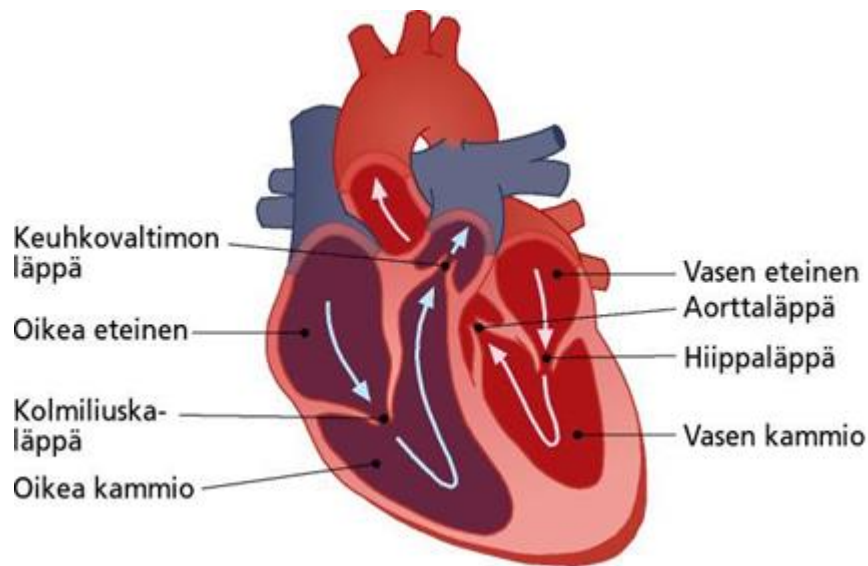


Kuva 2. Sydän ja sen ympärillä oleva sydänpussi (pericardium) edestäpäin kuvattuna [13].

Sydän koostuu kahdesta ontelosta: eteisestä eli atriumista ja kammioista eli ventriculusta. Näitä onteloita on sydämessä molempia kaksi kappaletta: oikealla ja vasemmalla. Eteisen ja kammion välissä on aukko, joka on läpän sulkema. Läppien rakenne sallii veren virtauksen vain yhteen suuntaan; eteisestä kammioon. Vasen läppä on nimeltään hiippaläppä ja muodostuu kahdesta liuskasta. Oikeassa läpässä taas on kolme liuskaa ja sen nimi on kolmiliuskaläppä. Sydämen ja siitä lähtevien kahden suuren valtimon (aortta ja keuhko-

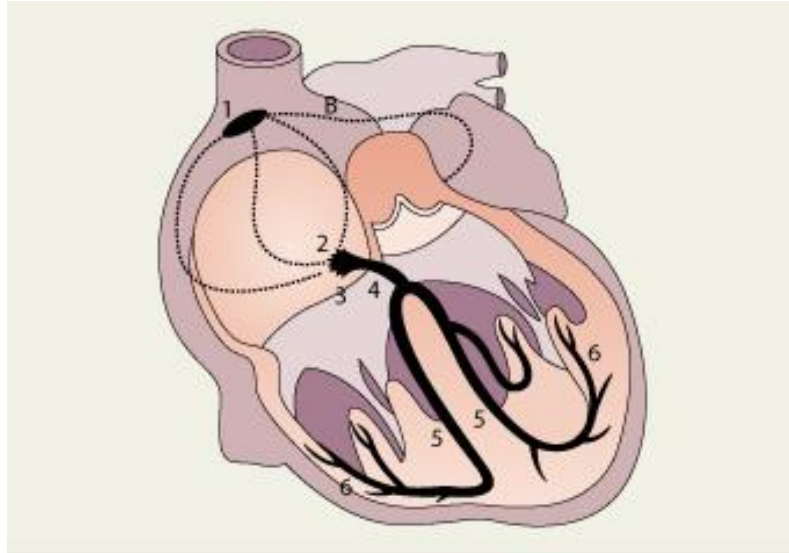
valtimorunko) välissä on myös läpät. Niiden rakenne muistuttaa taskua ja niitä kutsutaankin taskuläpiksi. Karkeasti jaettuna kammion tehtävä on toimia pumppuna ja eteisen verivarastona. [12] Sydämen rakenne on esitetty kuvassa 3.

Sydämen seinämät ovat suurimmaksi osaksi sydänlihaskudosta eli myocardiumia. Sen sisäpinnalla on ohut sydämen sisäkalvo, joka on epiteelisolukkoa. Sydämen tuki on sidekudoksesta muodostuva levy, johon lihakset, läpät ja suuret valtimot kiinnittyvät. Se myös erottaa eteiset ja kammiot toisistaan. Sidekudoslevyssä on kaksi rengasta, jotka muodostavat läppien sulkemat eteisten ja kammioiden väliset aukot. [12]



Kuva 3. Sydämen anatomia, muokattu lähteestä [14]

Sydän on pumppu, jonka tehtävä on pumpata verta koko elimistöön koko ihmisen elämän ajan. Sen toiminta jaetaan kahteen erilliseen osioon. Supistumisvaihetta, jolloin verta pumpataan verisuoniin, kutsutaan systoleksi ja lepo- eli täyttymisvaihetta diastoleksi [12]. Sydämen toiminnasta huolehtivat aktiopotentiaalit eli toimintajännitteet. Aktiopotentiaalit kulkevat sydämessä impulssijohtojärjestelmää pitkin. Sydämen toimintajakso alkaa, kun sähköinen heräte syntyy sinussolmukkeessa oikean eteisen yläosassa (kuva 4, 1). Ärsyke leviää sieltä kolmea oikean eteisen internodaalirataa (kuva 4, 2) pitkin eteiskammionsolmukkeeseen eli AV-solmukkeeseen (kuva 4, 3). Johtoradoista heräte etenee myös oikean eteisen lihassoluihin, jolloin ne depolarisoituvat ja eteinen supistuu. Tällöin kammiot alkavat täytyä tehokkaammin. Vasempaan eteiseen ärsyke leviää Bachmannin kimpua (kuva 4, B) pitkin [15]. Koska eteiset ja kammiot on erotettu ja eristetty sidekudoksisilla läppärenkailla, pääsee ärsyke etenemään kammioihin vain eteis-kammiosolmukkeen ja siihen yhdistyvän Hisin kimpun (kuva 4, 4) ja sen johtoratojen kautta (kuva 4, 5–6). Alla olevassa kuvassa 3 on havainnollistettu sydämen johtoratajärjestelmää. [16]



Kuva 4. Sydämen johtoratajärjestelmä: 1. Sinussolmuke, 2. eteisen kolme internodaalirataa, 3. eteis-kammiosolmuke, 4. Hisin kimppu, 5. johtoradan oikea ja vasen haarake, 6. Purkinjen säikeet ja B: Bachmannin kimppu [15].

Eteis-kammiosolmukkeen johtuminen on hidasta, minkä takia kammiot ehtyvät täyttyä tarpeeksi. Kammiot alkavat depolarisoitua ja supistua väliseinästä ja kärjestä kohti ulosvirtauskohtia. Eteis-kammion läpät sulkeutuvat estämään veren takaisinvirtausta, kun kammiopaine nousee riittävälle tasolle. Kun paine nousee vielä lisää, aortta- ja keuhkovaltimoläpät avautuvat ja kammiot alkavat tyhjäntyä. Aika, jolloin eteis-kammion läpät ja valtimoläpät ovat molemmat kiinni, on nimeltään isovolyyminen supistuminen.

Systolen alussa valtimopaine on korkealla ja veri virtaa voimakkaimmin. Systolen loppuvaiheessa eteiset alkavat täyttyä, koska eteis-kammion läpät ovat kiinni ja estävät veren virtauksen kammioihin. Kun kammiopaine laskee valtimopaineiden alapuolelle, valtimoläpät sulkeutuvat. Kun kammiopaine laskee eteispaineen alapuolelle, avautuvat eteis-kammion läpät ja veri virtaa kammioihin. [16]

Sydämen toimintaa ja terveyttä arvioidaan eri tavoin. Arviointia varten on kehitetty erilaisia parametreja, joita on esitelty alla taulukossa 1.

Sydämen syke (HR) kertoo sydämen toimintajaksojen määrän minuutissa. Levossa normaalisyke on noin 60–80 lyöntiä minuutissa. Iskuilavuus (SV) kuvaa sydämen yhdellä supistuksella pumppaamaa verimäärää. Aikuiselle vasemman ja oikean kammion iskuilavuus on noin 70 ml. Iskuilavuuden osuus loppudistolisesta tilavuudesta on nimeltään ejektiofraktio, joka on tärkeä suure sydämen vajaatoimintaa arvioidessa. Normaali ejektiofraktio on noin 50–70 %.

Iskuilavuus kerrottuna sykkeellä on nimeltään minuuttitulavuus, joka kuvaa sydämen minuutissa pumppaamaa verimäärää. Terveellä aikuisella minuuttitulavuus on noin 5 l mi-

nuutissa. Minuuttitilavuudesta saadaan laskettua myös sydänindeksi (CI), joka kuvaa minuuttitilavuutta suhteutettuna kehon pinta-alaan. Keskipokoiselle terveelle miehelle se on noin $2,78 \text{ l/min/m}^2$. [17]

Taulukko 1. Sydämen toimintakykyä kuvaavia parametreja, muokattu lähteestä [17].

Parametri	Määritelmä
Syke (HR)	Sydämen toimintajaksojen lukumäärä minuutissa
Iskutilavuus (SV)	Sydämen yhdellä supistuksella pumppaama verimäärä
Ejektiofraktio (EF)	SV:n osuus loppudiasistolisesta tilavuudesta
Minuuttitilavuus	Iskutilavuus kerrottuna sykkeellä
Sydänindeksi (CI)	Minuuttitilavuuden ja kehon pinta-alan suhde

3. TIETOKONETOMOGRAFIA

Tietokonetomografia on digitaalinen kuvantamismenetelmä, joka perustuu röntgensäteilyyn. Röntgensäteily lähetetään röntgenlähteestä eli röntgenputkesta kohteen läpi ja vastaanotetaan toisella puolella olevalla ilmaisimella. Jos säteilytettävä kohde on homogeenin kappale ja röntgensäteily oletetaan monoenergiseksi, säteily vaimenee kappaleessa seuraavasti:

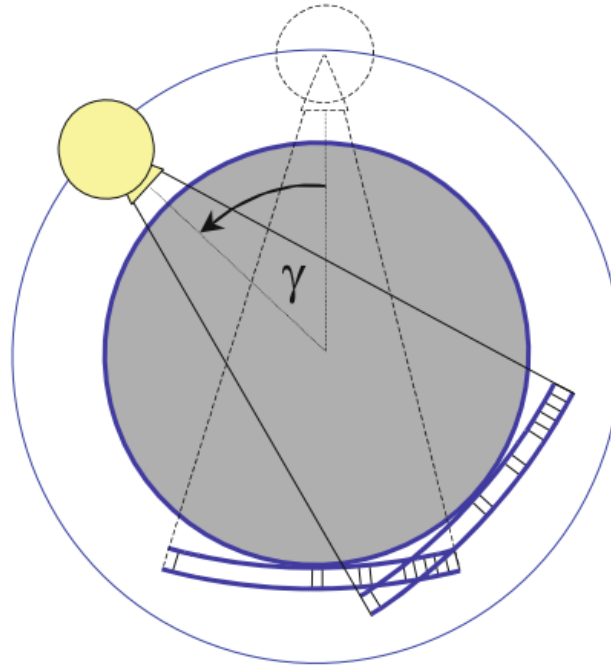
$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (3.1)$$

jossa I on vaimenneen röntgensäteilyn fotonimäärä eli intensiteetti, I_0 on lähtevän röntgensäteilyn intensiteetti, μ on väliaineen lineaarinen vaimennuskerroin ja x on kohteen paksuus. Kohteen ollessa heterogeeninen, voidaan kokonaisvaimennus laskea kaikkien eri osien vaimennusten summana: [18]

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i}. \quad (3.2)$$

Jotta suuri määrä tuntemattomia vaimennuskertoimia saadaan laskettua, tulee samasta kohdasta kuvata monta projektiota eri kulmista (γ). TT-laitteet voidaan jakaa eri sukupolviin niiden kuvaustekniikan perusteella. Tämänhetkiset TT-laitteet ovat suurimmaksi osaksi kolmannen sukupolven laitteita sekä spiraali- ja multienergialaitteistoja. Kuvassa 5 on havainnollistettu nykyaikaisen kolmannen sukupolven TT-laitteiston toimintaa.

Kolmannen sukupolven TT-laitteissa röntgensäteily tuotetaan viuhkamaisessa muodossa ja se on niin laaja, että se peittää koko kuvakentän (FOV). Koronaalisuunnassa viuhkan paksuus riippuu TT-laitteen mallista. Viuhkan paksuus isosentrissä voi olla esimerkiksi 4 cm, jolloin se on detektoritasolla 8 cm. Potilaassa vaimentunut säteily vastaanotetaan ilmaisimessa, joka on vastakkaisella puolella potilasta. Ilmaisimella on kaaren muotoinen ja koostuu noin 400–1000 yksittäisestä ilmaisinelementistä [19].



Kuva 5. TT-kuvauksen periaate, muokattu lähteestä [19]. Röntgenputkesta lähtee viuhkanmuotoinen röntgensäteily, joka peittää koko FOV:n. Säteily vastaanotetaan kaaren muotoisella ilmaisimatriisilla, joka on vastakkaisella puolella röntgenputkea.

Viuhkan muodostamasta röntgensäteilystä saadaan muodostettua intensiteettiprofiili. Tämän jälkeen röntgenputki ja ilmaisimatriisi siirtyvät seuraavaan projektiin ja intensiteettimittaus toistetaan. Röntgenputki kiertää potilaan kokonaan ympäri eli 360°, mikä tuottaa paremman kuvanlaadun leikkeisiin. [20] Jokaisen yksittäisen projektion intensiteettiprofiilista saadaan muodostettua vaimennusprofiili, jota kutsutaan myös projektioksi. Käsittelemällä nämä projektiot saadaan tuotettua transversaalileikkeitä eli xz-suuntaisia leikkeitä kuvattavasta kohteesta. [20]

Röntgenputken pyöriäysaika potilaan ympäri voidaan säätää kuvauskohteen mukaan 0,28–1,0 s välillä. Säteilyn energiaa muutetaan kuvauskohteen mukaan säätämällä röntgenputken putkijännitettä (kV) ja putkivirtaa (mA).

3.1 TT-arvot ja leikkeiden ikkunointi

TT-kuvista tarkastellaan yleensä TT-arvoja, jotka eivät riipu niin paljon käytettävästä energiasta, kun vaimennuskertoimet. TT-arvon yksikkö on Hounsfield unit (HU) TT-kuvauksen keksijän Godfrey Hounsfieldin mukaan. TT-arvo lasketaan alla olevalla kaavalla 3.3:

$$\text{TT - arvo} = \frac{\mu_{\text{kudos}} - \mu_{\text{vesi}}}{\mu_{\text{vesi}}} \cdot 1000 \text{ HU}, \quad (3.3)$$

jossa μ_{kudos} on kudoksen vaimennuskerroin, ja μ_{vesi} on veden vaimennuskerroin [20]. Kudoksen vaimennuskerrointa verrataan veden vaimennuskertoimeen. Näin ollen veden TT-arvo on 0 HU, ilman TT-arvo on taas -1000 HU. Veden ja ilman TT-arvot eivät riipu röntgensäteilyn energiasta ja ne onkin asetettu HU-asteikon kiintopisteiksi.

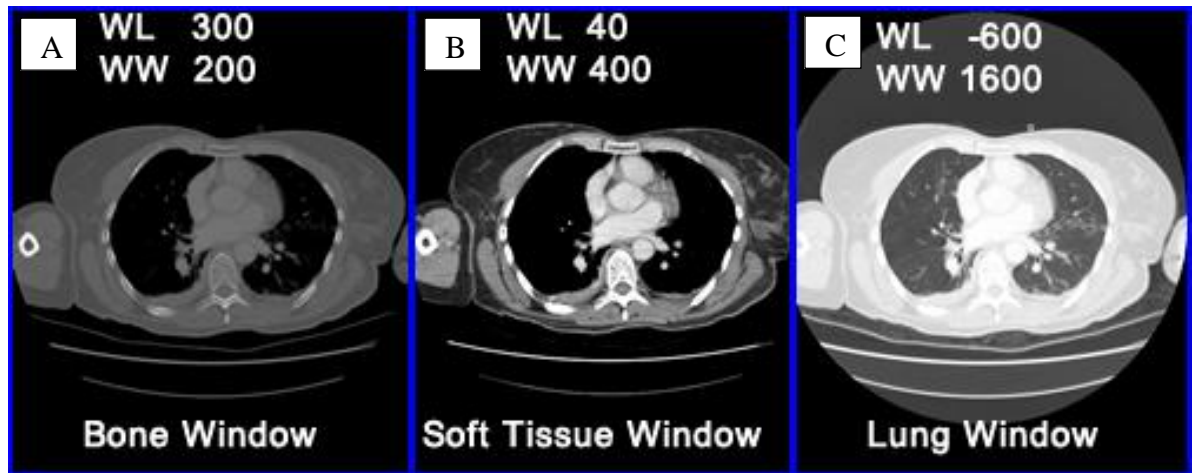
Keuhkokudoksella ja rasvalla on negatiivinen HU-arvo niiden alhaisen tiheyden takia. Monella muulla kehon kudoksella taas on positiivinen HU-arvo, niiden suuremman tiheyden vuoksi. Luulla ja kalkkeumilla on kaikkein korkeimmat TT-arvot, jotka voivat olla noin 2000 HU. Luun ja kontrastiaineiden TT-arvot riippuvat paljon röntgensäteilyn energiasta. Alla olevassa taulukossa 2 on esitetty joidenkin aineiden TT-arvoja. [20]

Taulukko 2. Eri aineiden TT-arvoja, muokattu lähteestä [20].

Aine	TT-arvo (HU)
Ilma	-1005– -995
Keuhkot	-950– -550
Rasva	-100–80
Munuainen	20–40
Haima	30–50
Veri	50–60
Maksa	50–70
Vesi	-4–4
Huokoinen luu	50–200
Tiivisluu	200–2000

HU-arvoilla ei ole olemassa maksimiylärajaa, mutta lääketieteellisissä kuvauslaitteissa HU-arvojen skaala on yleensä -1024–3071 HU. Toisin sanoen 4096 (2^{12}) eri harmaasävyä saadaan tallennettua, kun yhdessä pikselissä on 12 bittiä.

TT-kuvia ikkunoidaan kuvauksen jälkeen sen mukaan, mitä elintä tai elimiä halutaan tarkastella. Ihminen pystyy erottamaan noin 60–80 eri harmaasävyä. Ikkunoinnissa tarkastelussa olevien elinten HU-arvojen keskiarvo on tarkasteltavan skaalan keskellä eli ikkunointitasossa (WL). HU-skaalan eli ikkunoinnin leveys (WW) riippuu kuinka kaukana tarkasteltavien pikselien HU-arvot ovat toisistaan. Esimerkiksi aivojen tarkastelussa ikkuna on kapea, koska rakenteiden HU-arvot ovat lähekkäin. [20] Kuvassa 6 on esitetty saman leikkeen kolme eri ikkunointia: luu-, pehmytkudos- ja keuhkoikkuna.



Kuva 6. Sama TT-leike ikkunoituna A: luun tarkasteluun B: pehmeiden kudosten tarkasteluun ja C: keuhkojen tarkasteluun. Ikkunointitaso on määritetty tarkasteltavien elinten HU-arvojen keskiarvon mukaan ja ikkunan leveys sen mukaan, kuinka kaukana elinten HU-arvot ovat toisistaan. [20; 21]

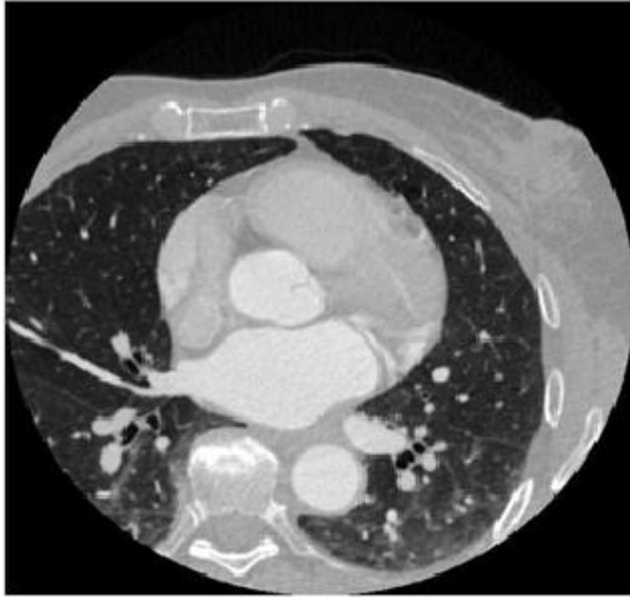
TT-arvojen tarkastelussa täytyy huomioida myös, että se määräytyy aineen tiheyden lisäksi myös aineen atomiluvun perusteella. Lineaarinen vaimennuskerroin määritellään:

$$\mu = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) (E, Z) \cdot \rho, \quad (3.4)$$

jossa (μ/ρ) on massavaimennuskerroin, joka riippuu röntgensäteiden energiasta E ja väliaineen atomiluvusta Z . Tämä riippuvuus voi joskus aiheuttaa epäselviä löydöksiä, esimerkiksi pehmeässä kudoksessa tuore mikroverenvuoto ja kalkkeutuminen verisuonissa voivat näyttää samanlaisilta. [20]

3.2 Sydämen TT-kuvaus

Sydämen TT-kuvaus on kehittynyt ja nopea tekniikka kuvata sydäntä ja verisuonia [22]. Kuvauksella saadaan tarkkaa tietoa sydänlihaksen ja sepelvaltimoiden rakenteesta ja toiminnasta [23]. TT-kuvauksen avulla pystytään myös tekemään sydämen angiografiota lähes kajoamattomasti. Angiografia on verisuonten varjoainekuvaus, jossa käytetään kontrastiainetta, joka annetaan boluksena eli ennalta määrättyinä annoksena laskimoon [24]. Aine on jodipitoista ja sen takia potilaan munuaisten toiminta tulee aina tarkastaa ennen tutkimusta. [25] Kuvassa 7 on esitetty transversaalileike sydämen alueen TT-tutkimuksesta.



Kuva 7. Transversaalileike sydämen laajan TT-kuvauksen tutkimuksesta.

Sydämen TT-kuvantamisessa on huomioitava hengityksen lisäksi sydämen liikkeen aiheuttama artefakta. Sydämen diastolisesta vaiheesta saadaan informaatiota, jos röntgenputken pyörähdysnopeus on 500 ms ja sydämen syke hidas. Uudemman sukupolven TT-laitteissa, joissa pyörähdysnopeus on 330 ms, saadaan informaatiota myös muista sydämen syklin vaiheista. Suoraviivaisin kuvaustapa on kuvata koko sydän hidasliikkeisessä diastolisessa vaiheessa, koska näin saavutetaan paras kuvanlaatu. Tämä kuvaus tehdään elektrokardiografia (EKG) tahdistettuina. Kuvaus voidaan tahdistaa EKG:n mukaan myös retrospektiivisesti, jolloin sydämen eri vaiheita voidaan tutkia paremmin.

Spiraali TT-laitteissa sydämen TT-kuvaussovelluksissa tulee huomioida myös kuvauspöydän liikenopeus suhteessa sydämen sykkeeseen:

$$d' = \frac{M \cdot S}{1/f_H}, \quad (3.5)$$

jossa d' on kuvauspöydän nopeus, M on TT-leikkeiden lukumäärä, S TT-leikkeen paksuus ja f_H sydämen sykkeen taajuus [20].

Aiheita sydämen TT-kuvantamiselle ovat esimerkiksi sepelvaltimotaudin diagnostiikka, sepelvaltimoiden kalkin määrittäminen ja rintakivun selvittäminen päivystyksessä. TT-tutkimuksella saadaan myös kuvattua kammion toimintaa ja rakennetta. Yleensä vasemman kammion tarkkan tilavuuden saamiseksi käytetään varjoainetta, josta kone laskee automaattisesti tilavuuden. [25]

4. ULTRAÄÄNIKUVAUS

Ultraäänikuvaus kattaa maailmanlaajuisesti noin neljänneksen kaikesta lääketieteellisestä kuvaamisesta [26]. Ultraäänikuvauksen etu ovat sen turvallisuus verrattuna kuvantamismenetelmiin, jotka käyttävät ionisoivaa säteilyä. Ultraäänellä saadaan myös liikkuvaa kuvaa ja sillä voidaan kuvata liikettä. Ultraäänilaitteet ovat myös edullisia verrattuna muihin kuvantamismenetelmiin. [27] Sitä käytetään monin eri tavoin lääketieteessä, esimerkiksi ateroskleroosin eli verisuonten kalkkeumien kuvaamiseen ja sikiön monitorointiin [28].

4.1 Ultraäänen käyttäytyminen väliaineessa

Ultraääni on mekaanista aaltoliikettä, jonka taajuus on yli 20 kHz. Mekaaninen aaltoliike tarvitsee edetäkseen aina väliaineen. Kaupallisissa diagnostisissa ultraäänilaitteissa taajuus on 2–15 MHz riippuen käytetystä lähteestä. [28; 29] Diagnostisessa ultraäänikuvauksessa käytetään yleensä vain pitkittäistä aaltoliikettä [30]. Ultraäänen nopeus väliaineessa saadaan aaltoyhtälöstä:

$$\lambda = \frac{c}{f}, \quad (4.1)$$

jossa λ on ultraäänen aallonpituus, c on etenemisnopeus väliaineessa eli äänennopeus ja f on ultraäänen taajuus [29]. Käytännössä taajuus ei vaikuta ultraäänen nopeuteen väliaineessa [31]. Nopeus väliaineessa riippuu väliaineen fysikaalisista ominaisuuksista alla olevan kaavan 4.2 mukaan [32]:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}}, \quad (4.2)$$

jossa B on väliaineen tilavuuskimmokerroin, joka mittaa väliaineen jäykkyyttä ja vastustusta, kun sitä puristetaan kasaan, ja ρ on väliaineen tiheys. Väliaineissa, joiden tiheys on hyvin alhainen, kuten kaasuissa, molekyylit liikkuvat suhteessa pitkän matkan ennen kuin kohtaavat toisen molekyylin. Tämän takia ultraäänen nopeus näissä väliaineissa on suhteellisen hidas. Kiinteissä aineissa molekyylin liike on sidottua ja ultraäänen nopeus taas on suhteellisen korkea. Nesteissä ultraäänen nopeus on kaasujen ja kiinteiden aineiden nopeuksien välistä. [31] Ultraäänen nopeus pehmytkudoksessa on noin 1540 m/s [30]. Luussa ultraäänen nopeus vaihtelee luun rakenteen ja tyyppin mukaan välillä 2200–3000 m/s [33]. Tarkemmat nopeudet eri väliaineissa on listattu alla olevassa taulukossa 3.

Taulukko 3. Ultraäänen nopeus eri materiaaleissa [31].

Materiaali	Ultraäänen nopeus (m/s)
Ilma	331
Alumiini (rullattu)	6420
Akryyli	2680
Tislattu vesi (25 °C)	1498
Rasva	1475
Veri	1570
Lihasku	1580
Luu	2200–3000

Kun ultraääni kulkee väliaineessa, se vaimenee edetessään. Ultraäänen intensiteetti laskee eksponentiaalisesti:

$$I_x = I_0 e^{-\mu x}, \quad (4.3)$$

jossa I_x on intensiteetti kohdassa x , I_0 on intensiteetti alkupisteessä, ja μ on intensiteetin vaimennuskerroin [34]. Ultraäänen intensiteetti ilmoitetaan yleensä suhteessa johonkin referenssi-intensiteettiin. Esimerkiksi lähetettyjen ultraääniaaltojen intensiteettiä voidaan verrata palaavien aaltojen intensiteettiin [31]. Vaimentuminen voidaan ilmoittaa myös amplitudiparametrien avulla:

$$Q_x = Q_0 e^{-\alpha x}, \quad (4.4)$$

jossa Q_x on ultraäänen amplitudi kohdassa x , Q_0 on ultraäänen amplitudi alkupisteessä, ja α on amplitudin vaimennuskerroin. Koska intensiteetin ja amplitudin on riippuvuus:

$$\left(\frac{I_x}{I_0}\right) = \left(\frac{Q_x}{Q_0}\right)^2, \quad (4.5)$$

saadaan

$$\mu = 2\alpha. \quad (4.6)$$

Vaimentumisen voimakkuus riippuu väliaineen vaimennuskertoimesta. [34] Taulukossa 4 on esitetty eri kudosten ultraäänen amplitudin vaimennuskertoimia.

Taulukko 4. *Ultraäänen amplitudin vaimentumiskertoimet eri väliaineissa, muokattu lähteestä [31].*

Materiaali	α (dB/cm)
Vesi	0,0022
Rasva	0,6
Veri	0,18
Lihäs, säikeitä vastaan	3,3
Lihäs, säikeiden suuntaan	1,2
Pääkallo	20

Ultraääni menettää energiaa edetessään väliaineessa. Energia muuttuu lämpöenergiaksi absorboitumalla, siroamalla ja heijastumalla. Ultraäänen absorption lämpötilariippuvuus riippuu taajuudesta. Suurilla taajuuksilla (yli 1–2 MHz) se on kasvavan negatiivinen ja alhaisilla taajuuksilla taas positiivinen. Rasvakudos käyttäytyy samalla tavalla, kuin muut kudokset. Lämpötilan vaikutukset ovat reversiibeileitä eli palautuvia. Jos lämpötilaa pidetään kuitenkin yli 43 °C niin kauan, että proteiinit alkavat denaturoitua, absorptio ja vaimennuskerroin nousevat irreversiibelisti eli palautumattomasti, riippumatta taajuudesta. [30; 34]

Kudoksen lämpeneminen on vaarallista ja siksi eri kudoksille on määritetty Spatial Peak Temporal Average Intensity (SPTA) eli maksimi intensiteetti-arvoja. SPTA-arvoja eri kohteille on esitetty alla olevassa taulukossa 5.

Taulukko 5. *Ultraäänen maksimi-intensiteetti arvot eri diagnostisille sovelluksille, arvot ovat SPTA-arvoja [31].*

Materiaali	I_{\max} ($\frac{mW}{cm^2}$)
Sydän	430
Sikiö	94
Vatsan alue	94
Silmä	17
Ääreisverisuonet	720

Monessa ultraäänen lääketieteellisessä sovelluksessa tutkitaan ultraäänen heijastumista eri rajapinnoilta. Kahden eri väliaineen akustisten impedanssien (Z) ero määrittää heijastumisen suuruuden. Väliaineen akustinen impedanssi on tiheys (ρ) kerrottuna äänennopeudella: [31]

$$Z = \rho c. \quad (4.7)$$

Rajapinnalta heijastunut energia saadaan alla olevan yhtälön mukaisesti:

$$\alpha_R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2, \quad (4.8)$$

jossa α_R on heijastumiskerroin ja Z_1 ja Z_2 kahden eri väliaineen akustiset impedanssit. Eri aineiden akustisia impedansseja on listattu taulukossa 6.

Taulukko 6. Eri materiaalien akustisia impedansseja, muokattu lähteestä [31].

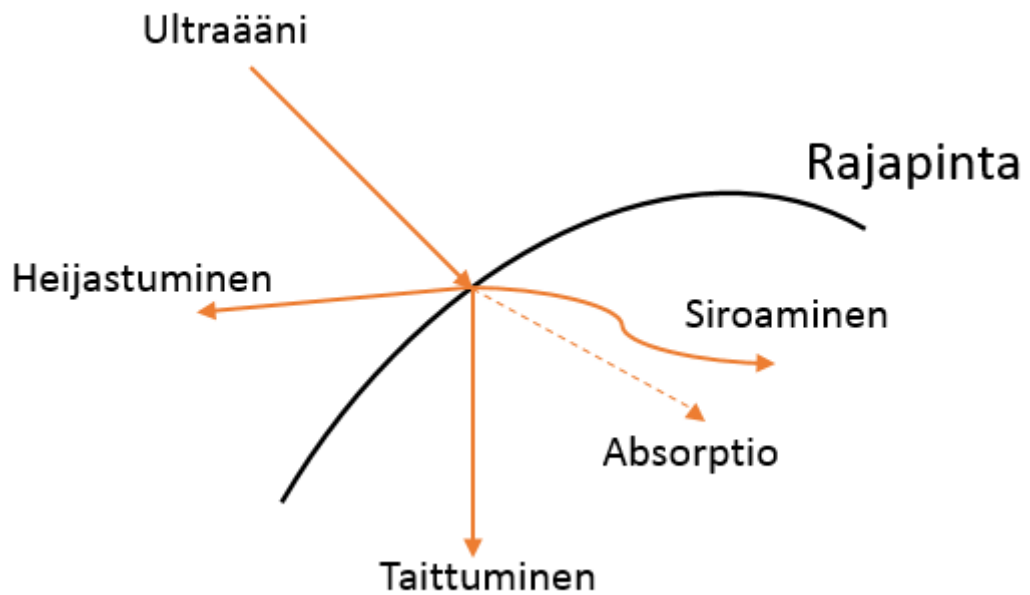
Materiaali	Akustinen impedanssi ($\frac{\text{kg}}{\text{sm}^2} \cdot 10^{-4}$)
Vesi	1,5
Rasva	1,38
Veri	1,61
Lihask	1,7
Ilma	0,0004
Pääkallo	6,1

Taaituminen kuvaa suunnan muutosta, kun ultraäänienergia läpäisee kudoksen rajapinnan muutoin, kun kohtisuorasti. Taaituminen käyttäytyy Snellin lain mukaisesti:

$$\frac{\sin \theta_l}{\sin \theta_t} = \frac{c_2}{c_1}, \quad (4.9)$$

jossa θ_l on lähtevän ultraääniäallon kulma, ja θ_t on tulevan ultraääniäallon kulma. Vastavasti c_1 ja c_2 ovat tulevan ja lähtevän ultraääniäallon nopeudet väliaineissa 1 ja 2. Diagnostisessa ultraäänessä taaituminen aiheuttaa artefaktoja. Se lisää vääristymiä ja huonontaa ultraäänikuvauksen resoluutiota. [31; 32]

Ultraääni myös siroaa edetessään väliaineessa. Kaikki muutokset akustisessa impedanssissa sirottavat sitä. Siroaminen on satunnaisempaa, kuin aikaisemmin käsitellyt vuorovaikutustavat. Siroamista, jossa ultraäänen aallonpituus on suurempi, kuin sirottava objekti, kutsutaan Rayleighin sironnaksi. Tällaista sironnata aiheuttavat esimerkiksi punasolut. [31] Kuvassa 8 on havainnollistettu ultraäänen eri vuorovaikutustapoja väliaineessa.

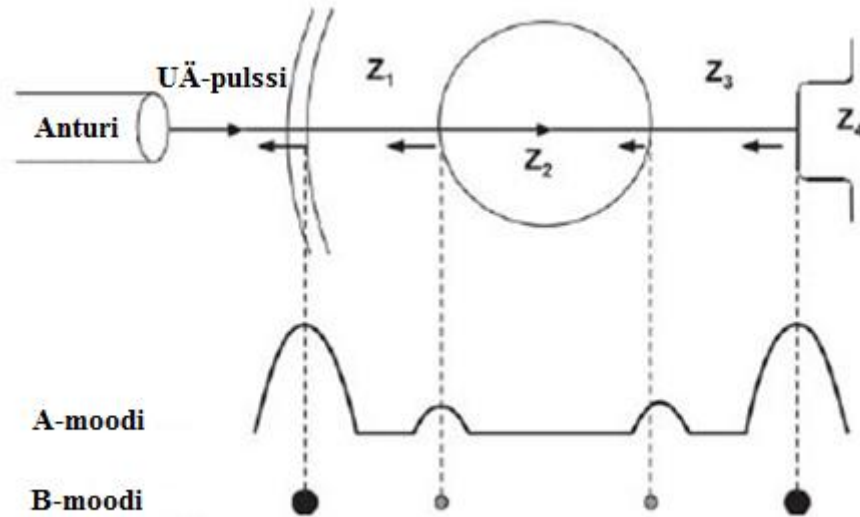


Kuva 8. Ultraäänen vuorovaikutustavat väliaineen kanssa, muokattu lähteestä [31].

Ultraäänen energia laskee lähes eksponentiaalisesti suhteessa kuljettuun matkaan väliaineessa. Tämä energian muutos ilmoitetaan yleensä desibeleissä (dB).

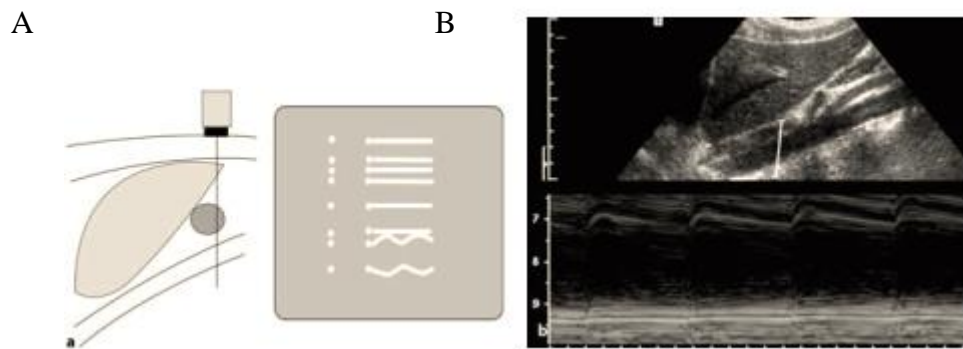
4.2 Kuvaustekniikat ja anturit

Diagnostisessa ultraäänessä käytetään erilaisia kuvaustekniikoita. A-moodi eli amplitudimodulaatio (amplitude modulation) on yksiulotteinen kuvaustekniikka. Tekniikkaa käytetään nykyään enää harvoin muuhun kuin teknisiin mittauksiin. [30] Tekniikassa vastaanotin havaitsee palaavat kaikusignaalit, jotka ovat taittuneet eri tavoin kudosten rajapinnoilta. Kaikusignaalista muodostetaan digitaalinen signaali, joka esitetään ajan funktiona. B-moodi eli kirkkausmodulaatio (brightness modulation) on sähköinen muunnos A-moodista. Pisteiden kirkkaus on verrannollinen kaikusignaalin amplitudiin. [32] A- ja B-moodin toimintaa on havainnollistettu alla olevassa kuvassa 9.



Kuva 9. Kuvassa ultraäänianturi lähettää ja vastaanottaa signaalin, joka kohtaa neljä eri akustista impedanssia. A-moodissa läpäisy ja heijastumiset havaitaan amplitudin suuruuden muutoksina. A-moodin amplitudi-informaatio muunnetaan B-moodissa erisuuruiseksi ja kirkkaiksi pisteiksi. Muokattu lähteestä [35].

M-moodi eli liikemoodi (motion modulation) on tapa kuvata liikettä, esimerkiksi sydämessä. M-moodi käyttää B-moodin valopisteiden informaatiota ja piirtää niistä ajan funktiona liikkuvan käyrän. Kuvassa 10 on havainnollistettu M-moodin toimintaa.



Kuva 10. A: havainnekuva M-moodin toiminnasta. Rajapintojen liikkeessa ultraäänilaitteen ruudulle piirtyy ajanfunktiona liikkuva käyrä. B: Kuva ultraäänilaitteen näytöstä M-moodia käytettäessä. [30]

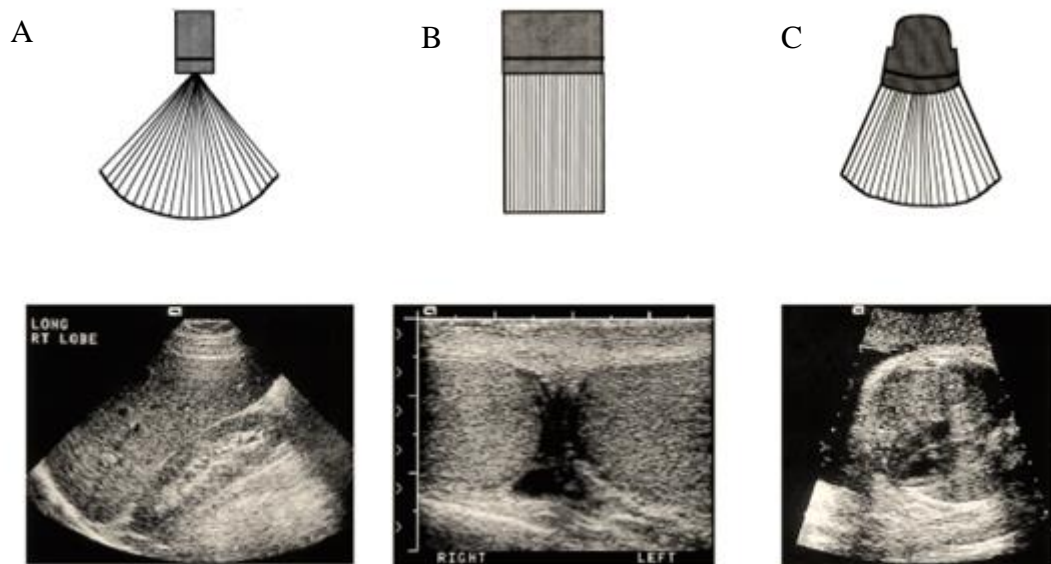
Doppler-tekniikassa hyödynnetään Doppler-efektiä. Lähetetyn ja palaavan ultraäänin taajuus on erilainen riippuen väliaineen liikkeestä. Tekniikalla voidaan määrittää virtausnopeuksia ja elinten liikettä. Doppler-ilmion kaava ultraäänin tapauksessa on:

$$\Delta f = \frac{2f}{c} v \cos \alpha, \quad (4.10)$$

jossa Δf on taajuuden muutos eli Dopplerin siirtymä, f ultraäänin lähetetty taajuus, c ääninnopeus kudoksessa, v virtausnopeus ja α anturin ja virtauksen välinen kulma. Doppler-

tekniikkaa käytetään lääketieteessä esimerkiksi veren virtausnopeuden määrittämiseen. [3]

Diagnostisissa ultraäänilaitteissa ultraääni tuotetaan ja vastaanotetaan antureilla. Antureiden sisällä on pietsosähköisiä elementtejä, joilla on elektromekaanisia ominaisuuksia. Keraamiset elementit muuttavat sähköisen energian mekaaniseksi energiaksi ultraäänen tuottamiseksi ja toisinpäin, kun ultraääniaallot vastaanotetaan. Pietsosähköisenä elementtinä anturissa toimii pietsosähköinen kristalli. [32; 34] Nykyaikaisissa lääketieteellisissä ultraäänilaitteissa kristallikiteet on valmistettu zirkonin ja titaanin yhdisteestä [3]. Lääketieteellisessä ultraäänessä on käytössä kolme eri anturityyppiä: lineaari-, kaari- ja sektori-anturit, joista on havainnekuvat ja kuvankaappaukset ultraäänilaitteen näytöltä kuvassa 11.



Kuva 11. Lääketieteellisessä ultraäänikuvauksessa käytetyt anturimallit: A: sektori-anturi, B: lineaarianturi ja C: kaarianturi [3]. Yläpuolella havainnekuvat antureista ja alapuolella esimerkkikuvat ultraäänilaitteen näytöstä.

Kaarianturissa on vain yksi kide, mutta lineaari- ja sektori-antureissa on useita kiteitä rinnakkain ja niitä kutsutaan monikideantureiksi. Sektori-anturin kenttä on ylhäältä hyvin kapea ja se levenee alaspäin (kuva 11, a). Sektori-antureita käytetään, kun halutaan kuvata esimerkiksi kylkiluiden takana olevaa sydäntä. Lineaari-antureilla kuvataan lähellä olevia kohteita, koska sen vahvuus on leveä kuvauskenttä anturin lähellä (kuva 11 b). Sektori- ja lineaari-anturin yhdistelmä on kaarianturi. Sen kenttä on leveä ylhäältä ja alhaalta (kuva 11, c). [3]

4.3 Sydämen kuvaus ultraäänellä

Sydämen ultraäänitutkimuksessa käytetään yleensä kahta erilaista kuvaustekniikkaa: B- ja M-moodia. M-moodi on ideaalinen, kun tutkitaan läppien ja seinämien liikettä. [34] Sydäntä kuvattaessa käytetään 1,5–7 MHz:n taajuisia ultraääntä [2].

Eri sydämen parametreja voidaan mitata ultraäänen avulla sekä systolessa että diastoleissa kuvaamalla rintakehän päältä. Parasternaalisessa eli rintalastanvieruskuvassa saadaan selville M-moodilla kuvattaessa lokeroiden läpimitat ja seinämien paksuudet. [2] Vasemman kammion tilavuus ja siitä saatava ejektiofraktio saadaan Teichholzin kaavalla:

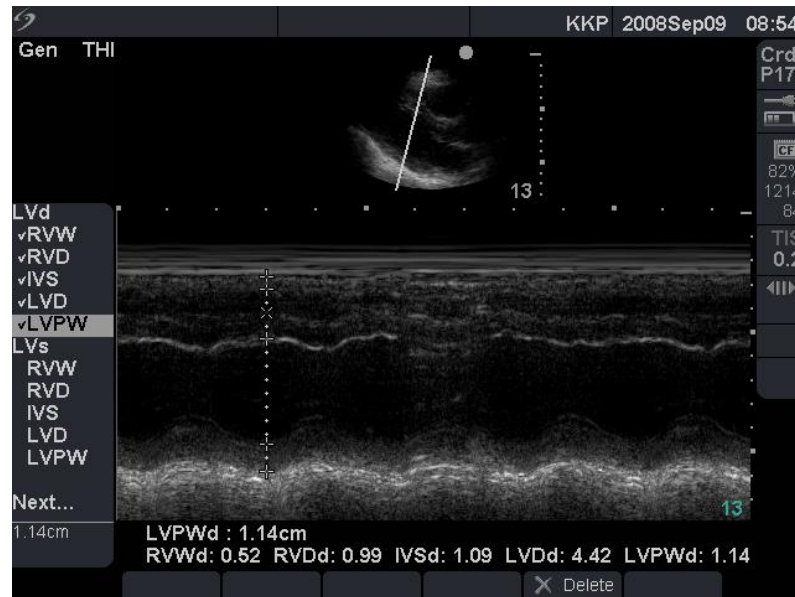
$$V = \left(\frac{7.0}{2.4+D} \right) D^3, \quad (4.11)$$

jossa V on vasemman kammion tilavuus ja D on kammion lyhyen akselin pituus [36]. Menetelmää kutsutaan Modified Ellipsoid (ME) eli muokatuksi ellipsoidi-menetelmäksi. Menetelmällä laskettavia aikuisen normaaliarvoja on esitetty alla taulukossa 7.

Taulukko 7. Aikuisen kehonpinta-alan mukaan normalisoituja normaaliarvoja sydämen parametreista, muokattu lähteestä [2].

Parametri	Normalisoitu normaaliarvo
Oikean kammion diastolinen läpimitta (mm)	8–16
Kammioväliseinän diastolinen läpimitta (mm)	4–6
Vasemman kammion diastolinen läpimitta (mm)	23–33
Vasemman kammion systolinen läpimitta (mm)	13–21
Vasemman kammion ejektiofraktio (%)	59
Aortan läpimitta (mm)	12–21
Vasemman kammion läpimitta (mm)	15–23

Kuvasta etsitään vasen kammio ja kuvaan piirretään suora sen seinämien väliin leveys-suunnassa. Tästä informaatiosta ultraäänilaite laskee suoraan ejektiofraktion Teichholzin kaavan (4.11) avulla. Kuvassa 12 on esitetty vasemman kammion tilavuusmittaus diastolisessa vaiheessa.



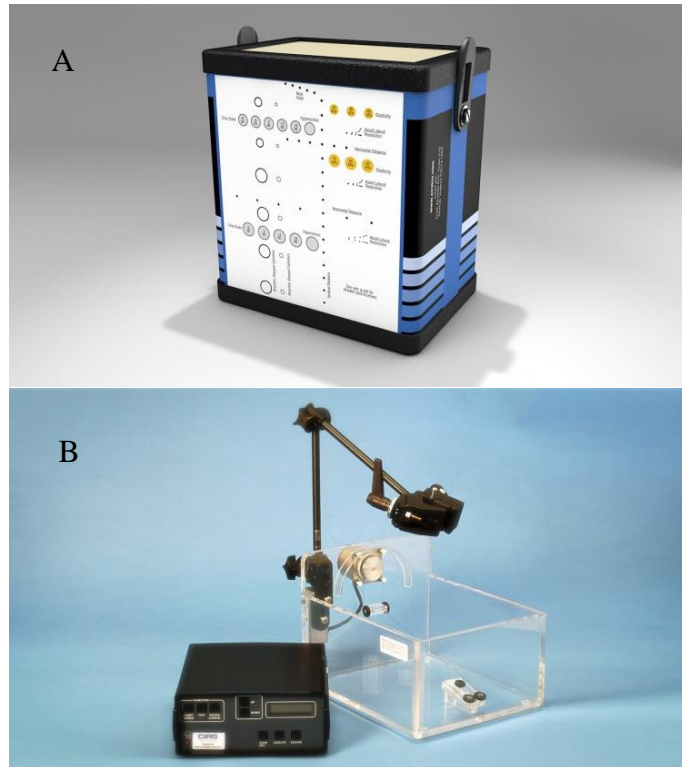
Kuva 12. Sydämen vasemman kammion tilavuuden mittaus diastolisessa vaiheessa ultraäänellä [37].

Sydämen eri osien tilavuudet voidaan laskea ultraäänikuvista myös muilla tavoilla. Tällaisia ovat esimerkiksi lyhyen akselin pinta-alaan ja kammion pituuteen perustuva metodi sekä muokattu Simpsonin metodi [38].

Aihe sydämen ultraäänitutkimukseen on esimerkiksi sepelvaltimotauti. Tutkimuksessa voidaan arvioida missä kohdassa sydäntä on supistumishäiriö ja näin paikantaa missä sepelvaltimon haarassa on iskemiaa. Muita aiheita ultraäänitutkimukselle ovat esimerkiksi kardiomyopiat, infektiivinen endokardiitti ja kohonnut verenpaine. [2]

4.4 Ultraäänilaitteiden laadunvalvonta

Ultraäänen laadunvalvonnalle on annettu monia kansainvälisiä suosituksia. Nykyisin UÄ-laitteiden laadunvalvonta perustuu AAPM:n, ACR:n, American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM) ja International Electrotechnical Committee (IEC) antamiin standardeihin. Laitteille suositellaan vastaanottotarkastuksia ja tietyin väliajoin tehtäviä suorituskykymittauksia. Ultraäänilaitteiden laadunvalvontamittaukset suoritetaan erilaisilla fantomeilla. Alla on Computerized Imaging Reference Systems, Inc. (CIRS) kudosta mallintava fantomi (kuva 13, A) ja Doppler-kuvauksen testaukseen tarkoitettu nauhafantomi (kuva 13, B).



Kuva 13. CIRS:n kaksi eri fantomimallia ultraäänen laadunvalvontaan. A: Multi-purpose multi-tissue ultrasound phantom (kudosta mallintava fantomi), malli 040GSE, B: Doppler string phantom (nauhafantomi), malli 043. [39]

Kudosta mallintavien fantomien sisällä on yleensä erilaisia testikohteita. Näillä voidaan testata esimerkiksi ultraäänilaitteiden vertikaalinen ja horisontaalinen resoluutio, joilla selvitetään laitteen kyky havaita lähekkäin olevia kohteita. Pituusmittauksissa taas testataan laitteen antamien pituuksien tarkkuus. Kuvan tasaisuuden testauksessa saadaan selville anturien rikkoutuneet kiteet, koska ne näkyvät muuten tasaisessa kentässä tummina pystyraitoina. UÄ-aaltojen tunkeutumissyvyyden mittaus kertoo suurimman etäisyyden, jonka kone pystyy havaitsemaan. Doppler-tekniikasta tarkastetaan nauhafantomien avulla virtausmittausten tarkkuus, sekä kynnyksarvo virtauksen havaitsemiseen. [3]

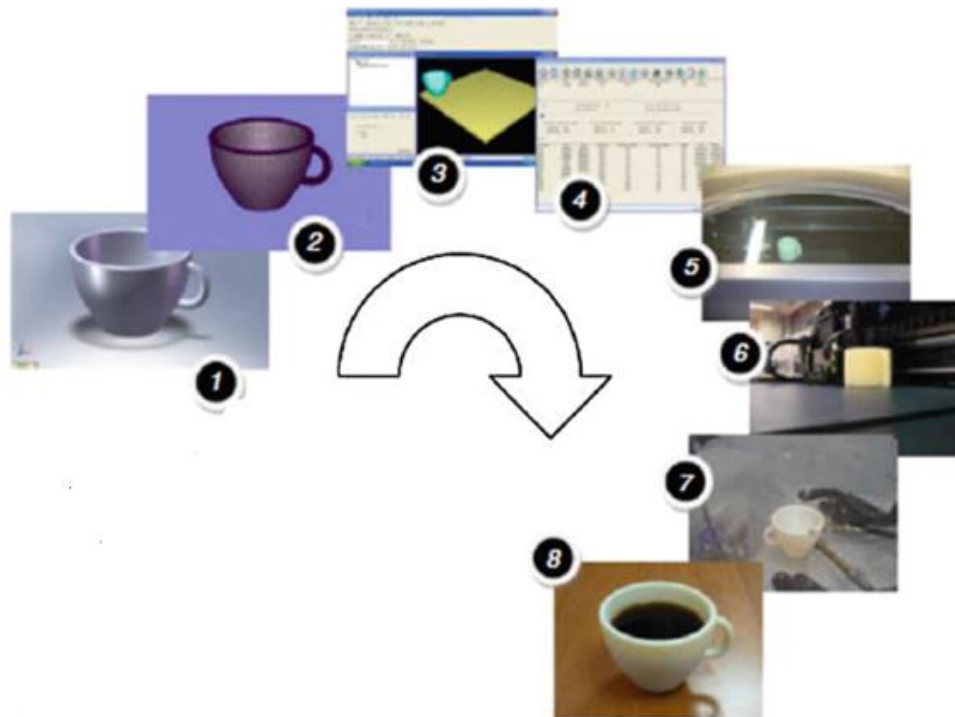
5. KOLMIULOTTEINEN TULOSTUS

3D-tulostustekniikka on kehittynyt viime vuosina ja tulostimet ovat tulleet yhä laajempaan käyttöön. Nykyään uusi tulostusmalli tulee markkinoille lähes joka toinen viikko [40]. 3D-tulostus on nopea, helppo ja mukautuva tapa tuottaa tarkkoja rakenteita kolmiulotteisesti [4; 41]. 3D-tulostus kuuluu lisäävän valmistuksen tekniikoihin (AM), joissa 3D kappale luodaan lisäämällä materiaalia [42].

5.1 Tulostusprosessi

Tulostusprosessi voidaan jakaa kahdeksaan osaan. Kuvassa 14 on havainnollistettu tulostusprosessin eri vaihteita. Ensimmäinen osio on mallin suunnittelu Computer-aided design (CAD) ohjelmalla. Malli voidaan suunnitella itse tai se voi pohjautua esimerkiksi lääketieteellisiin kuviin.

Seuraavaksi malli muutetaan Standard triangulation language (STL) muotoon. [42] STL-tiedosto ei ole kovin tehokas tiedostomuoto, mutta se on helppo generoida ja siksi siitä on tullut standardi tiedostomuoto 3D-tulostuksessa [43]. STL muodostaa CAD-tiedoston pinoista approksimaation käyttäen kolmionmuotoisia pintoja. Kolmioiden minimikoko voidaan usein määrittää CAD-ohjelmalla. Tavoitteena on, että muodostetussa STL-tiedostossa ei ole näkyviä kolmiorakenteita pinnalla. STL-tiedosto koostuu erilaisista kolmioista ja pinnan normaalivektoreista. Näin ollen siinä ei ole mukana esimerkiksi tietoa väristä ja materiaalista. Näiden rajoitteiden takia on luotu tiedostomuoto Additive manufacturing file (AMF). Se on nykyään International Organization for Standards (ISO) mukainen ja lisää STL-tiedostoon informaatiota kappaleen väristä, materiaalista ja dimensioista. [42]



Kuva 14. Tulostusprosessin vaiheet, perustuen [42]. 1. CAD-mallin teko, 2. Mallin muunnos STL-tiedostoksi, 3. Tiedoston siirto tulostimelle ja STL-tiedoston muokkaus, 4. Tulostimen asetusten säätö, 5. Tulostus, 6. Puhdistus ja tukirakenteiden poisto, 7. Kappaleen viimeistely ja 8. Valmis sovellus.

STL-tiedoston luomisen jälkeen, tiedosto siirretään 3D-tulostimeen. Tulostinlaitteen ohjelmasta tulee tarkistaa, että STL-tiedosto on oikeanlainen. Kappale tulee asettaa sellaiseen asentoon ja kohtaan tulostuspedille, että se on mahdollisimman optimaalista tulosta. STL-tiedostomuodossa olevan kappaleen kokoa voi tässä vaiheessa myös skaalata. Skaalatessa tulee huomioida, että tulostettaessa kappale voi olla hiukan erikokoinen tulostettuna tulostimen ominaisuuksista johtuen.

Neljännessä vaiheessa tulostusprosessia määritetään tulostimen tulostusasetukset. Muutettavissa olevien asetusten määrä riippuu tulostimen mallista. Usein säädettäviä asetuksia ovat esimerkiksi tulostuskerroksen paksuus, täyttöprosentti ja tukimateriaalien malli. Tulostin täytyy valmistella myös fyysisesti tulostusta varten. Esimerkiksi jauhetta käyttävien tulostimien jauhotaso täytyy asettaa oikeaksi ja tulostuspetiä käyttävien tulostimien peti täytyy asettaa oikealle korkeudelle.

Viidennessä vaiheessa kappale rakennetaan. Tämä vaihe on nykyään lähes aina automatisoitu. Kaikissa tulostimissa kerrokset lisätään yksitellen vanhan päälle ja kone pitää huolen, että seuraava kerros lisätään oikealta etäisyydeltä. Seuraavaksi kappale irrotetaan tulostimesta ja puhdistetaan. Kappaleesta täytyy irrottaa mahdolliset tukirakenteet. Pulveria käyttävissä tulostimissa, pulveri täytyy poistaa kappaleen ympäriltä.

Toiseksi viimeisessä vaiheessa kappale viimeistellään sovellusta varten. Viimeistely voi tarkoittaa kappaleen hiomista tai pinnoittamista. Viimeistelyn laatu riippuu paljon sovelluksesta, johon kappale on tarkoitettu. Jotkin kappaleet voidaan esimerkiksi lämmittää tai pestä erillisessä laitteessa. Viimeisessä vaiheessa kappaleet ovat valmiita sovellukseen, johon ne on tarkoitettu. [42]

5.2 Tulostustekniikat

Tulostuksen toteutukseen on monta erilaista tekniikkaa. Tekniikan valinta riippuu käytetystä materiaalista ja sovelluksesta, johon kappaletta aiotaan käyttää. Tulostus voi perustua valopolymeereihin, pulveriin, sulattamiseen tai kiinteiden kalvojen leikkaamiseen. [41] Taulukossa 8 on esitetty erilaisia kaupallisia tulostustekniikoita, tekniikka, joihin ne perustuvat, mahdollisia materiaaleja ja tekniikoiden etuja ja haittoja.

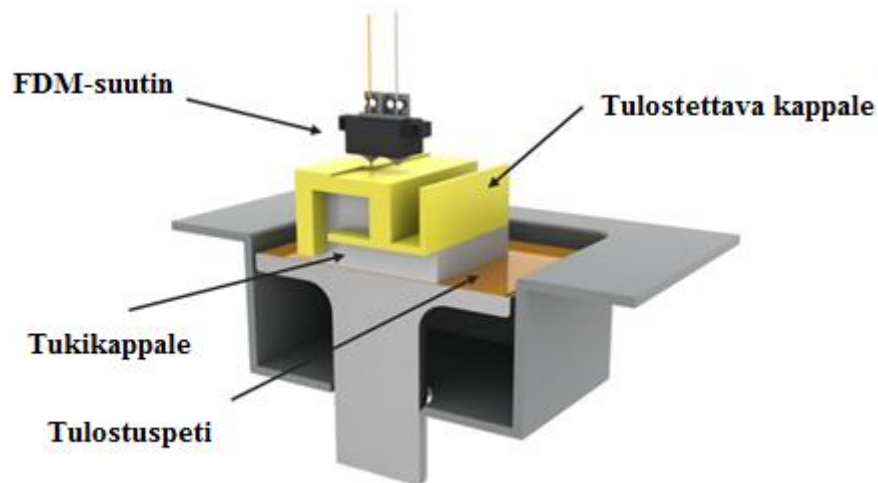
Taulukko 8. Kaupallisia 3D-tulostustekniikoita ja niiden ominaisuuksia, muokattu lähteistä [40-42; 44; 45].

Tulostustekniikka	Tekniikka	Materiaali	Edut	Haitat
Laser Sintering (SLS)	Pulveri	PLC, Polyamidipulveri	Hyvä kestävyys, tukipulveri helppo poistaa	Hinta, pulverinen pinta
Fused Deposition Method (FDM)	Sulatus	ABS, PLA, PETT, nylon, PC	Edullinen, kestävä, mahdollisuus tulostaa monia materiaaleja kerralla	Anisotropia, suuttimen tukkeutuminen, tulostusnopeus
Streolitografia (SLA)	Valopolymeerit	Epoksi tai asetoni pohjaiset hartsit	Korkea tulostusresoluutio	Hinta, materiaalien suppeus, sytotoksisuus
3DP	Pulveri	Kaikki pulverit, sidosaine tarvitaan	Edullinen, mahdollisuus tulostaa monia materiaaleja kerralla, tukipulveri on helppo poistaa	Sidosaineen suuttimen tukkeutuminen, sidosaineen kontaminaatio
Polyjet	Valopolymeerit	Valopolymeerit	16 µm kerrokset, tasaiset pinnat, tukimateriaali helppo pestä pois	Sopii pienemmille kappaleille, lämmönkesto

Fused deposition modelling (FDM) [46] tekniikka kuuluu pursotustekniikkaan perustuviin tulostustapoihin, jotka ovat tällä hetkellä suosituimmat tulostustekniikat markkinoilla [47].

3D-mallit luodaan lämmittämällä nauhamaista muovia. Lämmitetty muovirihma puristetaan suuttimen läpi paineistettuna. Kun puristusaine pysyy vakiona, suuttimesta tulee ulos tasapaksuista muovirihmaa. Muovirihman paksuus pysyy vakiona tulostuksen aikana, jos suutin liikkuu vakionopeudella tulostuspedin yläpuolella muovirihman puristamiseen nähden.

Suuttimesta ulostuleva kuuma muovi on puolijähmeää. Tulostuspedin lämpötila on matalampi, kuin suuttimen, mikä aiheuttaa tulostetun rihman jähmettymisen pedille. Alusta laskee jokaisen valmiin kerroksen jälkeen alaspäin, että seuraava kerros saadaan pursotettua oikealla korkeudella. [40; 46; 47] Tulostuskerrokset kiinnittyvät toisiinsa, kun puolijähmeä rihma viilenee edellisen kerroksen päälle. Havainnekuva FDM-tekniikasta on esitetty kuvassa 15.



Kuva 15. Havainnekuva FDM-tekniikasta, muokattu lähteestä [48].

Pursotukseen perustuvassa tulostuksessa tarvitaan usein tukimateriaalia. Tukimateriaali voi olla samaa tai eri materiaalia, kuin itse tulostettava kappale. Jos kappaleen ja tuen materiaalit ovat samoja, täytyy tukimateriaali kiinnittää niin, että sen saa poistettua valmiista kappaleesta. Tällainen heikompi sidos kappaleiden väliin voidaan toteuttaa pursottamalla kappaleen kerros korkeammalta tukikappaleen päällä tai muuttamalla pursotettavan muovin lämpötilaa. Saman materiaalin käytössä on haasteena tukimateriaalin visuaalinen erottaminen valmiista kappaleesta, sekä erottamisen jättämät heikot kohdat kappaleeseen. [47]

Tähän työhön on valittu FDM-tekniikka, koska se on mahdollinen erilaisille turvallisille muoveille (taulukko 9). Tulostimen luomat kappaleet ovat myös kestäviä verrattuna muihin tulostustekniikoihin. Tätä tarvitaan, koska fantomia tullaan käyttämään monia kertoja esimerkiksi vedessä.

5.3 Tulostusmateriaalit

3D-tulostus on mahdollista nykyään monille eri materiaaleille, esimerkiksi muoveille, metalleille ja keraameille [5]. Metallien käyttö 3D-tulostukseen on yleistynyt erityisesti teollisuudessa [5]. Metalleista käytetään materiaaleina esimerkiksi ruostumatonta terästä, joka on usein seoksena pronssin kanssa. Ruostumattoman teräksen 3D-tulostukseen käytetään sintrausta, sulatusta tai Electron beam melting (EBM) prosessia. Muita yleisesti käytettyjä metallisia materiaaleja ovat titaaniseos ja alumiini- ja kobolttijohdannaiset. Viime vuosina myös kultaa ja hopeaa on alettu käyttää 3D-tulostuksessa erityisesti koruteollisuudessa. Ne valmistetaan usein pulverimuodossa. [5; 40]

Tulostuksessa yleisimmin käytettyjä muoveja ovat muun muassa nylon, polylaktidi (PLA), akryliniitriilibutadieenistyreeni (ABS) ja polyetylenitereftalaatti (PET). PLA on helppo tulostaa ja bioyhteensopiva, nylon taas on hiukan taipuisa materiaali, joka sopii hyvin sovelluksiin, joissa tarvitaan pientä kitkaa [40]. Taulukossa 9 on esitetty tavallisimpien muovien ominaisuuksia.

Taulukko 9. 3D-tulostimeen sopivien muovien ominaisuuksia, muokattu lähteistä [49; 50]

Parametri	PLA	Nylon	ABS	PET
Vetolujuus 22,8 °C (psi)	2 250–10 400	12 400	4 100	11 500
Kuivumisaika (h)	2,9–6	2–72	2–16	2–16

Muita mahdollisia materiaaleja ovat esimerkiksi erilaiset biomateriaalit ja ruoat. Myös paperia voidaan käyttää tulostukseen.

5.4 Lääketieteelliset sovellukset

3D-tulostuksen käyttö on kasvanut lääketieteen sovelluksissa viime vuosina nopeasti. Tulostusta käytetään kudosten ja elinten valmistukseen, potilaan mittojen mukaan tehtyihin proteeseihin, implantteihin ja anatomisten mallien muodostamiseen. [51] Kappaleiden suunnitteluun ja laskemiseen käytetään TT- tai MRI-kuvia, jotta potilaan tarkat mitat saadaan selville.

Kudosten ja elinten 3D-tulostuksen kehittyminen voi olla ratkaisu kalliisiin elinsiirtoihin. 3D-tulostetut elimet valmistetaan usein ruiskutustekniikalla. Ruiskutettava muste on erilaisia eläviä soluja halutun elimen tai kudoksen mukaan. Mustetta ruiskutetaan alustalle ennalta määrättyyn muotoon ja saadaan luotua 3D-tulostettu elin tai kudokseksi. Elimiä luotaessa käytetään useampaa ruiskua, että eri kudoksia saadaan luotua samalla kerralla. Elinten ja kudosten tulostus ei vielä ole laajassa kliinisessä käytössä, mutta tutkimusryhmät ovat onnistuneet 3D-tulostamaan esimerkiksi sydämen läppiä, polven kierukoita ja välilevyjä. [51]

3D-tulostuksen etu on sen nopeus. Sillä saadaan tehtyä nopeasti prototyyppisiä esimerkiksi eri elimistä. Anatomisia malleja käytetään esimerkiksi leikkausten suunnitteluun. Mallien käyttö on osittain korvannut ruumiiden käytön suunnittelussa, koska mallit ovat halvempia ja helpommin saatavilla. Malleja käytetään myös lääketieteellisessä tutkimuksessa, opetuksessa ja harjoittelussa. [6] Esimerkiksi rinnan maitotiehyitä mallintavia fantomeja on valmistettu opetuskäyttöön radiologiseen yksikköön [52].

Nykyään osa implanteista ja proteeseista tehdään potilaille mittatilaustyönä 3D-tulostamalla. Erityisesti sitä käytetään tehtäessä lanne-, selkäranka ja hammasimplantteja. Myös kuulokojeista 99 % valmistetaan 3D-tulostamalla. 3D-tulostusta voidaan käyttää myös personoitujen lääkkeiden luontiin. Potilaan mukaan muokattavilla lääkkeillä voitaisiin säätää lääkkeisiin oikeanlainen geometria ja vaikutusaika. [51]

6. TUTKIMUSMENETELMÄT JA AINEISTO

Työssä tutkittiin 3D-tulostimella tehdyn fantomin tilavuuden tarkkuutta ja käyttökelpoisuutta ultraäänen laadunvalvontamittauksissa. Tutkimus jakautui kahteen osaan. Ensimmäisessä osassa TT-kuvapakasta muodostettiin 3D Slicer 4-ohjelmalla [7] 3D-malli sydäimestä. Tästä mallista tehtiin 3D-tulostimella fantomi. Toisessa osassa fantomin tilavuus määritettiin eri tavoin ja tutkittiin, kuinka tarkka malli 3D-tulostuksella saatiin tehtyä ja, kuinka hyvin se soveltui ultraäänen laadunvalvonta mittauksiin.

6.1 Mallin muodostus

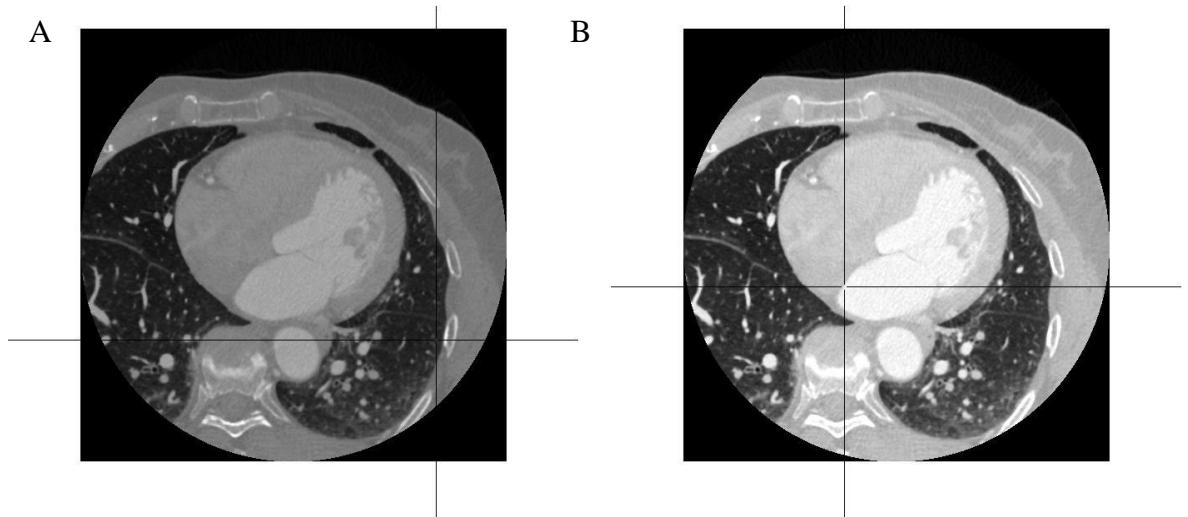
Tutkimukseen haettiin ja saatiin tutkimuslupa Mikkelin keskussairaualalta. Aineisto kuvattiin Mikkelin keskussairaalassa GE Lightspeed VCT (General Electric, Milwaukee, WI, USA) 64-leikkeen laitteella. Kuvaus tehtiin rintakehän alueelta sydämen laajan TT-kuvauksen protokollalla. Kuvattu potilas oli 63-vuotias tupakoimaton nainen.

Käytetty kuvapakka koostui 246 leikkeestä, joista sydän näkyi leikkeissä 66–199. Kuvapakka oli Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) tiedostomuodossa. DICOM-tiedosto sisältää kuvan lisäksi paljon tietoa kuvausasetuksista. Kuvapakan keskeisimpiä parametreja on esitetty alla olevassa taulukossa 10 ja tarkemmat parametrit ovat liitteessä A. Kuvat otettiin sydämen diastolisessa vaiheessa, jolloin kammiot olivat täynnä verta. Kuvauksessa oli käytetty jodipitoista varjoainetta, joka oli annettu boluksena laskimokanyylin kautta.

Taulukko 10. TT-kuvapakan parametreja.

Parametri	Arvo
Formaatti	DICOM
Värytystyyppi	Harmaansävy
Modaliteetti	TT
Tutkimuskuvaus	Sydämen laaja TT
Putkijännite (kV)	120
Väli leikkeiden välissä (mm)	0,6250
Pöydän korkeus (mm)	158,5
Valotusaika (s)	227
Putkivirta (mA)	601
Valotusaika (s)	227
Filtteri	Pääfiltteri
Pikseliväli	0,4609x0,4609

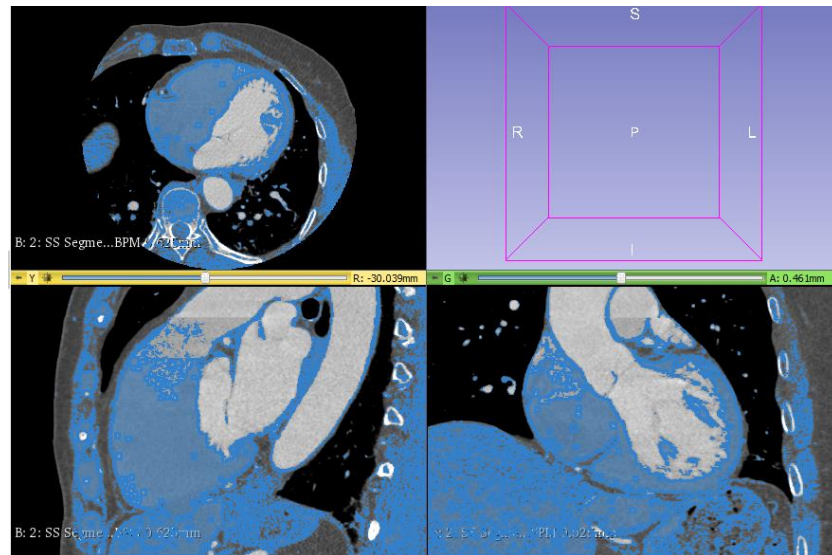
Kuvapakka siirrettiin *Picture archiving and communication systems* (PACS) kuva-arkistosta 3D Slicer 4-ohjelmaan [7]. Kuvaleikkeet järjestettiin anatomiseen järjestykseen ja muokattiin muuttamalla niiden kontrastia ja ikkunointia. Näin niistä nähtiin paremmin sydänlihaksen ääriviivat. Veri sydämen sisällä näkyi kirkkaan valkoisena, koska TT-kuvauksessa käytettiin jodipitoista kontrastiainetta. Alla olevassa kuvassa 16 on esitetty sama leike muokkaamattomana (kuva 16, A) ja muokattuna (kuva 16, B). Nähdään, että muokatusta kuvasta on helpompi erottaa sydämen ääriviivat muusta pehmytkudoksesta.



Kuva 16. A: TT-kuvapakasta otettu muokkaamaton leike, B: sama leike ikkunoituna pehmytkudosten tarkasteluun sopivammaksi.

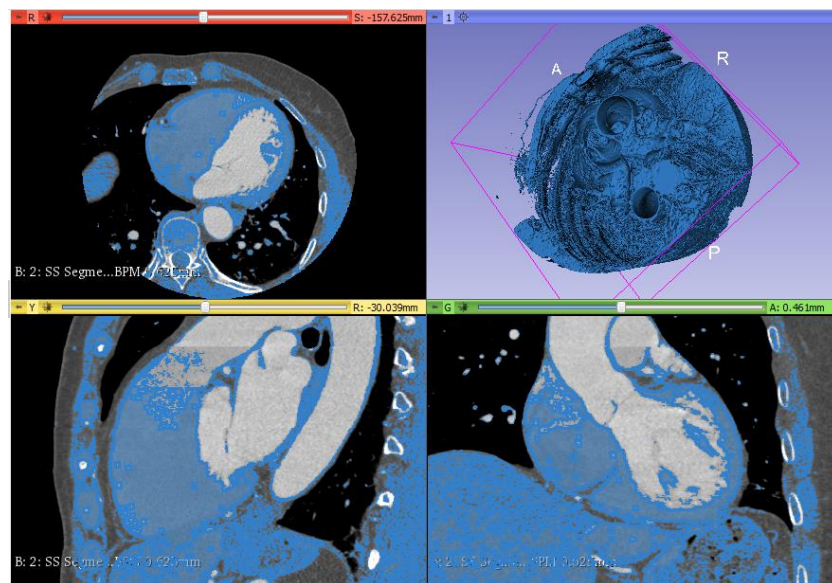
Ohjelmasta tarkistettiin ensin, että DICOM-leikkeiden informaatio on siirtynyt oikeanlaisena Slicer-ohjelmaan. Leikkeistä tarkistettiin dimensiot, pikselivälit ja kuvien origot.

Kuvien käsittelyn jälkeen kuvista alettiin muodostaa 3D-mallia. Mallin teko aloitettiin asettamalla maski leikkeiden päälle. Maskin muotoa ja suuruutta muokattiin vokselien intensiteettien erojen avulla. Maskin kynnyksarvot asetettiin niin, että kaikki pehmeät kudokset saatiin sen sisälle, mutta niin, että vasemman kammion sisäpuolella oleva veren ja kontrastiaineen sekoitus ei tullut mukaan maskiin (kuva 17).



Kuva 17. *Threshold-komennolla voidaan etsiä tietyt intensiteetti-arvot kuvista ja luoda maski (sininen alue) sen osan päälle, josta kappale halutaan tehdä.*

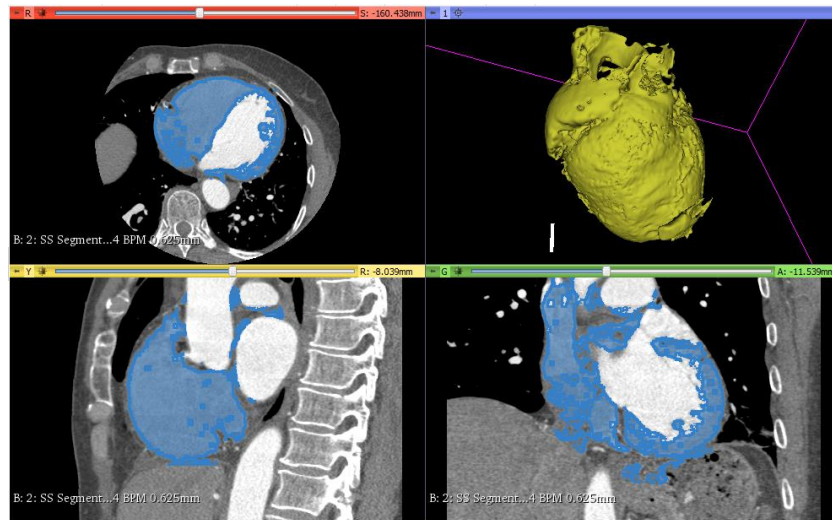
Seuraavaksi tästä maskista luotiin 3D-kappale. Monella kudoksella on samat intensiteetti-arvot sydämen lähellä ja siksi 3D-kappaleessa on mukana monia muitakin kudoksia. Alla olevassa kuvassa 18 on 3D-malli, josta ei ole vielä poistettu sydämen ympäriltä ylimääräisiä kudoksia.



Kuva 18. *3D-kappale (oikealla ylhäällä), jossa on mukana sydämeen kuulumattomia kudoksia.*

Nämä turhat osuudet poistettiin sydämen ympäriltä käyttämällä ohjelman leikkausominaisuutta. Sydämen sisällä olevalla verellä, jossa ei ole kontrastiväriä, on lähes sama intensiteetti arvo, kuin sydänlihaksella. Tästä johtuen sydämen sisältä saadaan erotettua

ainoastaan veri, jossa on kontrastiainetta mukana. Valmis 3D-malli on esitetty alla olevassa kuvassa 19 oikealla ylhäällä. Muissa kuvissa näkyy mallin projektiot kolmesta eri suunnasta.



Kuva 19. Sydämen segmentointi (sininen alue) ja leikkeistä muodostettu 3D-malli (keltainen kappale).

Valmis 3D-malli muunnettiin Slicer-ohjelmalla STL-tiedostomuotoon. Valmis STL-tiedosto siirrettiin 3D-tulostimen yhteydessä olevaan ohjelmistoon tulostusta varten.

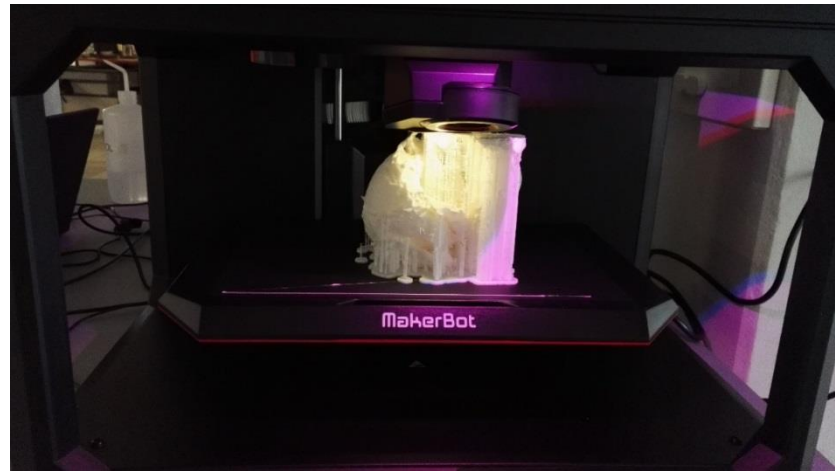
6.2 Fantomin rakentaminen

Fantomien sydänmalli tehtiin saatavilla olleella 3D-tulostimella Makerbot Replicator+ (MakerBot® Industries, LLC One MetroTech Center, Brooklyn, NY, USA). Tulostimen yhteydessä olevalla ohjelmalla luotiin STL-tiedoston pohjalta g-koodi eli tulostusreitti suuttimelle. Samalla ohjelma antoi arvion tulostusajalle ja tarvittavalle määrälle muovirihmaa. Tulostuksessa käytetyt asetukset on esitetty alla olevassa taulukossa 11.

Taulukko 11. Tulostimen asetukset fantomin tulostukseen.

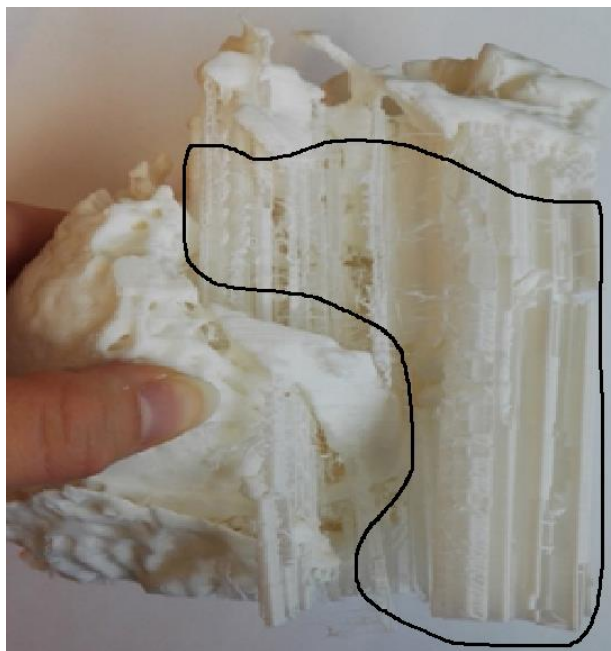
Parametri	Arvo
Kerrospaksuus (μm)	200
Täyttö (%)	10
Tukimateriaali	käytössä
Xy-tarkkuus (μm)	11
Z-tarkkuus (μm)	2,5

3D-tulostettu fantomi valmistettiin PLA-muovista. Alla olevassa kuvassa 20 on käynnissä kappaleen 3D-tulostus. Tulostus kesti noin 27 tuntia.



Kuva 20. Fantomi tulostumassa 3D-tulostimessa. Suutin liikkuu luodun g-koodin mukaan.

Fantomissa oli tulostuksen jälkeen kiinni tukirakenteita, jotka poistettiin mekaanisesti. Tukirakenteita oli myös kappaleen sisäpuolella. Kuvassa 21 näkyy fantomin ympärillä ja sisällä olevat tukirakenteet. Tukirakenteiden avulla kappaleeseen saadaan luotua jyrkkiä kulmia ja erillisiä ulokkeita.



Kuva 21. 3D-tulostimesta irrotettu fantomi, josta on poistettu kappaleen alla ollut kiinnitysalusta. Jyrkkiä muotoja tukevat tukirakenteet (ympyröity alue) näkyvät vielä kuvassa.

Tukirakenteiden poistaminen oli haastelista erityisesti kappaleen sisäpuolelta, koska sinne oli rajoitettu näkyvyys. Poistamisessa käytettiin erilaisia metallisia työkaluja, jotka jättivät pieniä jälkiä 3D-mallin pintaan.

6.3 Fantomin tilavuuden mittaaminen

Fantomien tilavuus mitattiin eri menetelmillä, jotta saatiin mahdollisimman tarkka arvo sen vasemman kammion tilavuudesta ja 3D-mallin toimivuudesta tilavuusmittauksiin. Ultraäänimenetelmillä tilavuus mitattiin kahdesti jokaisesta projektista.

6.3.1 Mittaus TT-laitteella

Kuvaukset tehtiin samalla laitteella, kuin aineiston kuvaus. Fantomi asetettiin TT-laitteen kuvauspöydälle tyynyn päälle. Fantomin asettelu TT-laitteeseen on esitetty alla olevassa kuvassa 22.



Kuva 22. Fantomin asettelu TT-laitteeseen. Kappale oli tyynyn päällä, jotta se saatiin sopimaan paremmin kuvausalueeseen.

Kappale kuvattiin 50 mA putkivirralla, 120 kV putkijännitteellä ja 0,625 mm leikepak-suudella. Yksi pyörähdys kesti 500 ms ja kuvakenttänä käytettiin 231 mm.

Sydämen vasemman kammion tilavuus määritettiin TT-leikkeistä laskemalla vasemman kammion leveys leikkeestä, jossa se oli leveimmillään. Tästä leveydestä laskettiin tilavuus käyttämällä Teichholzin kaavaa (4.11), jotta tilavuuden laskentatekniikka vastaisi ultraäänikuvauksessa käytettävää tekniikkaa.

6.3.2 Mittaus veden avulla

Fantomin tilavuus mitattiin sulkemalla sydänmallin kärjessä oleva reikä kuumaliimalla ja täyttämällä vasen kammio vedellä. Kun kammio tuli täyteen, vesi kaadettiin pois mittalasiin ja tilavuus merkittiin ylös. Alla on kuva mittaustilanteesta (kuva 23).

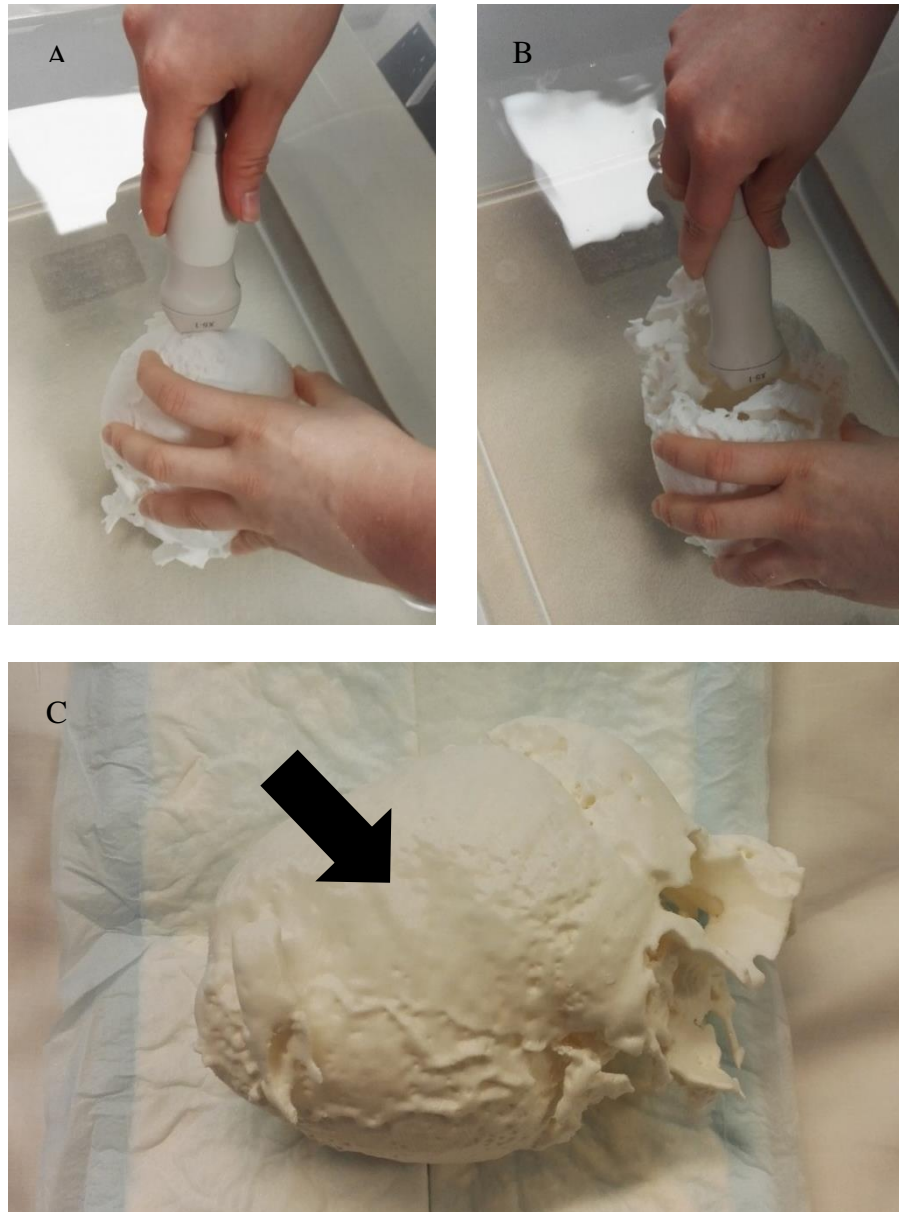


Kuva 23. Fantomi täytettiin vedellä sen vasemman kammion tilavuuden selvittämiseksi.

Tilavuusmittaus toistettiin kaksi kertaa. Fantomin annettiin kuivua mittausten välissä, koska mittausten aikana fantomin sisä rakenteisiin valui mahdollisesti vettä.

6.3.3 Mittaus ultraäänilaitteella

Fantomien tilavuus mitattiin Philipsin ie33 (Koninklijke Philips N.V, Eindhoven, Noord-Brabant, The Netherlands) ultraäänilaitteella sydämen kuvaukseen käytettävällä sektori-anturilla (X5-1). Tilavuus mitattiin kolmelta eri puolelta fantomia: sydämen kärjestä (kuva 24, A), valtimon malliin jättämästä aukosta (kuva 24, B) sekä oikean kammion päältä (kuva 24, C).



Kuva 24. Vasemman kammion tilavuuden mittaus, A: sydämen kärjestä, B: valtimon malliin jättämästä aukosta ja C: oikean kammion päältä.

Ultraäänilaitteen näytöltä määritettiin vasemman kammion leveys ja pituus. Mittaukset tehtiin kahteen kertaan jokaisesta eri mittaussuunnasta.

7. TULOKSET

Tulosten tarkastelu on jaettu kahteen osaan. Ensimmäisessä osiossa tarkastellaan fantomin rakennetta ja 3D-tulostuksen laatua. Toinen osio tarkastelee sydämen vasemman kammion tilavuuden mittausten tuloksia.

7.1 Fantomin rakenne

3D-tulostettu sydänmalli oli mahdollisimman tarkka kopio sydämen rakenteesta. Mallin tekotavasta johtuen, vain sydämen vasen kammio oli ontto mallin sisällä. Kappaleesta oli kuitenkin hyvin erotettavissa sydämen päällä menevät sepelvaltimot ja vasemman kammion sisäseinämän rakenteet. Kappaleen parametreja on esitetty alla olevassa taulukossa 12.

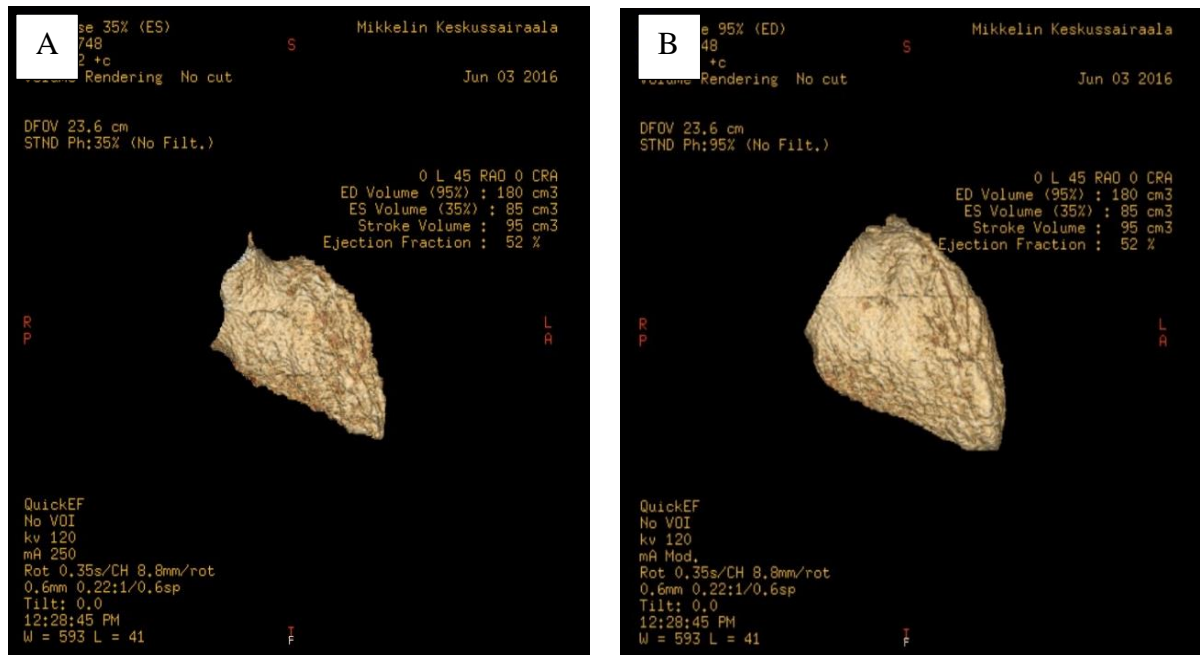
Taulukko 12. 3D-tulostetun kappaleen parametreja.

Parametri	Mitattu arvo
Paino (g)	171
Pituus (cm)	12,5
Paksuus (cm)	8,4

Kappaleen pinta oli rosoinen tukirakenteiden poistosta ja tulostimen resoluutiosta johtuen. Mallissa oli myös näkyvissä selkeästi tulostuksen eri kerrokset.

7.2 Tilavuusmittaukset

Tilavuusmittauksista saatuja tuloksia verrattiin aineistona käytetyn TT-kuvapakan tuloksiin. Kuvapakasta oli laskettu vasemman kammion tilavuus systolisessa ja diastolisessa vaiheessa TT-laitteiston laskentaohjelmalla. Alla olevassa kuvassa 30 on esitetty ohjelman laskemat tilavuudet vasemmalle kammiolle systolisessa (kuva 30, A) ja diastolisessa (kuva 30, B) vaiheessa.

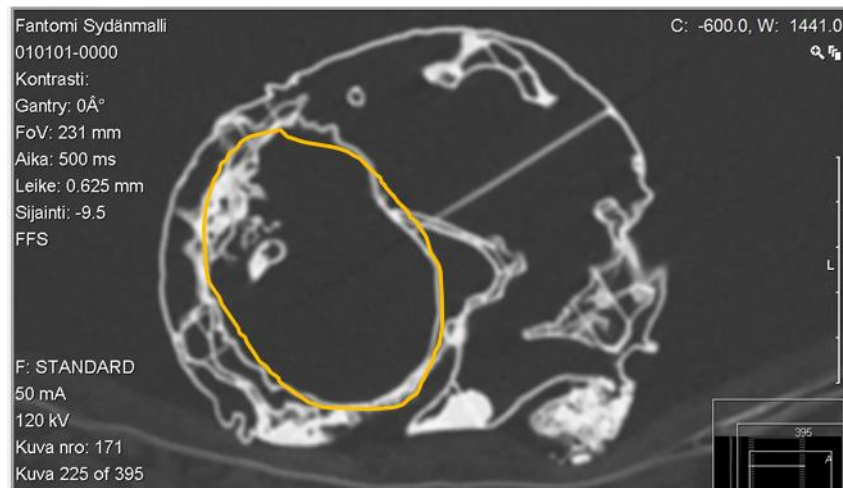


Kuva 25. Materiaalina olleesta TT-pakasta oli määritetty kuvauslaitteen ohjelmalla systolinen (A) ja diastolinen (B) tilavuus sydämen vasemmalle kammiolle.

Ohjelmasta saatiin sydämen vasemman kammion loppusystoliseksi tilavuudeksi 85 ml ja loppudiastoliseksi tilavuudeksi 180 ml. Ohjelma laski myös iskutilavuudeksi 95 ml ja ejektiofraktioksi 52 %.

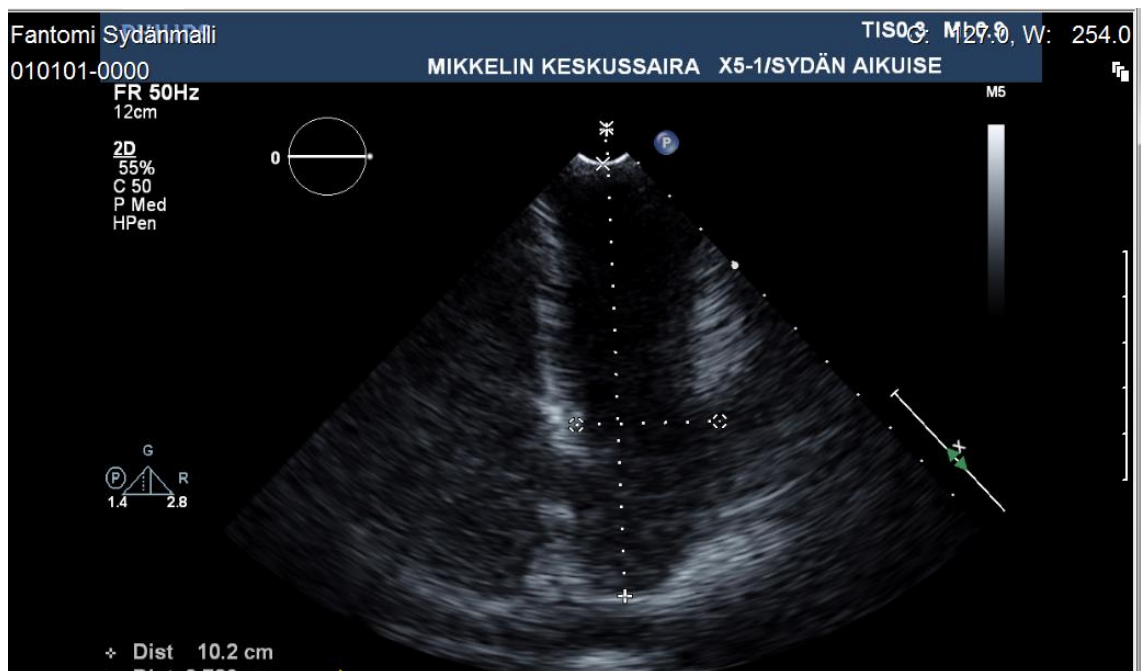
3D mallin vasemman kammion läpimitta mitattiin myös Slicer ohjelmassa ennen 3D-tulostusta. Läpimitaksi saatiin leveimmässä kohdassa 4,99 cm. Teichholzlin kaavalla (4.11) tästä saadaan vasemman kammion tilavuudeksi 117,7 ml, joka vastaa TT-kuvausohjelman diastolista tilavuutta sydämen vasemmalle kammiolle.

Veden avulla mitatuksi tilavuudeksi saatiin 91 ml ja 99 ml, eli keskiarvoksi 95 ml. TT-kuvan perusteella vasemman kammion leveydeksi saatiin 4,46 cm ja pituudeksi 6,47 cm. TT-kuvan perusteella Teichholzlin kaavalla (4.11) laskettuna sydämen tilavuudeksi saatiin 90,53 ml. Alla olevassa kuvassa 26 on leike numero 225 mallin transversaalileikkeiden kuvapakasta.



Kuva 26. TT-leike fantomista transversaalisuunnassa. Leike on esitetty keuhkoikkunassa. Keltaisella ympäröity alue on fantomin vasen kammio.

Ultraäänellä mittauksia tehtiin kolmesta eri suunnasta. Kuvassa 27 on ultraäänilaitteen näytöllä näkyvä fantomin vasen kammio (musta alue kuvan keskellä) sydämen kärjestä päin mitattuna (kuva 24, A).



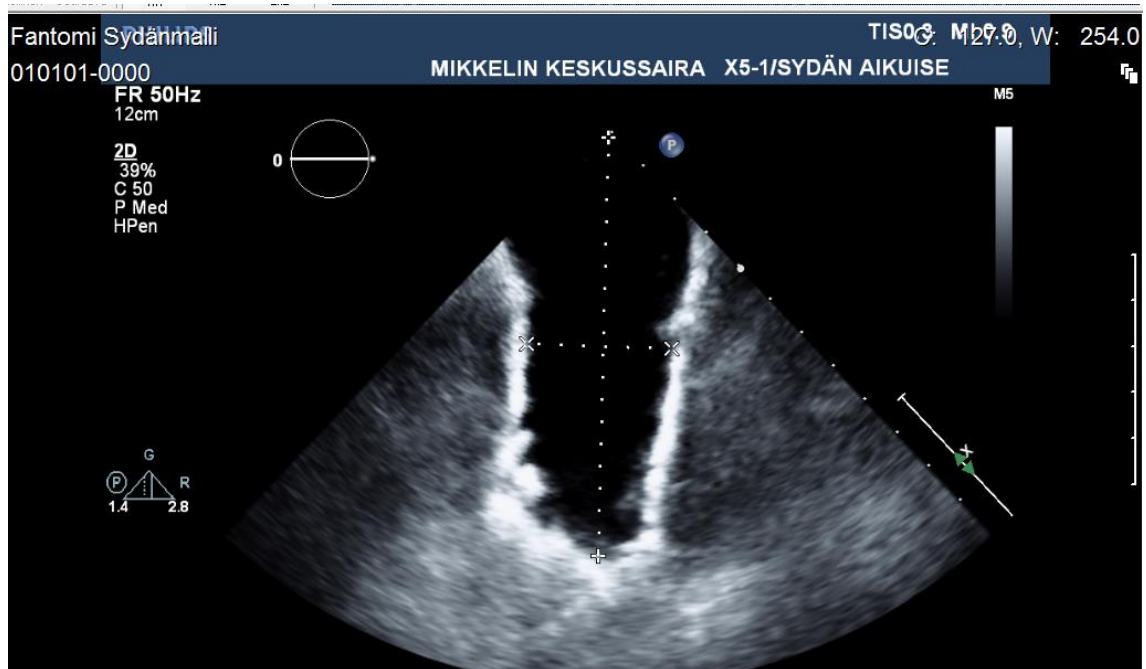
Kuva 27. Kuva ultraäänilaitteen näytöltä, kun vasemman kammion tilavuus määritettiin sydämen kärjestä. Kammion on tummempi alue kuvan keskellä.

Vasemmasta kammioista mitatut parametrit pituus ja leveys on koottu alla olevaan taulukkoon 13, kun mittaukset tehtiin sydämen kärjestä. Leveydestä on laskettu myös tilavuus vasemmalle kammiolle Teichholzin kaavalla (4.11).

Taulukko 13. Sydänmallin vasemman kammion parametrit ja niistä lasketut tilavuudet sydämen kärjestä mitattuna.

Parametri	Mittaus 1	Mittaus 2
Kammion pituus (cm)	9,45	9,34
Kammion leveys (cm)	3,56	3,00
Kammion tilavuus (ml)	53,0	35,00

Seuraavassa kuvassa 28 on tilavuuden mittaus valtimon malliin jättämästä aukosta (kuva 24, B). Vasen kammio näkyy kuvan keskellä tummempana alueena.



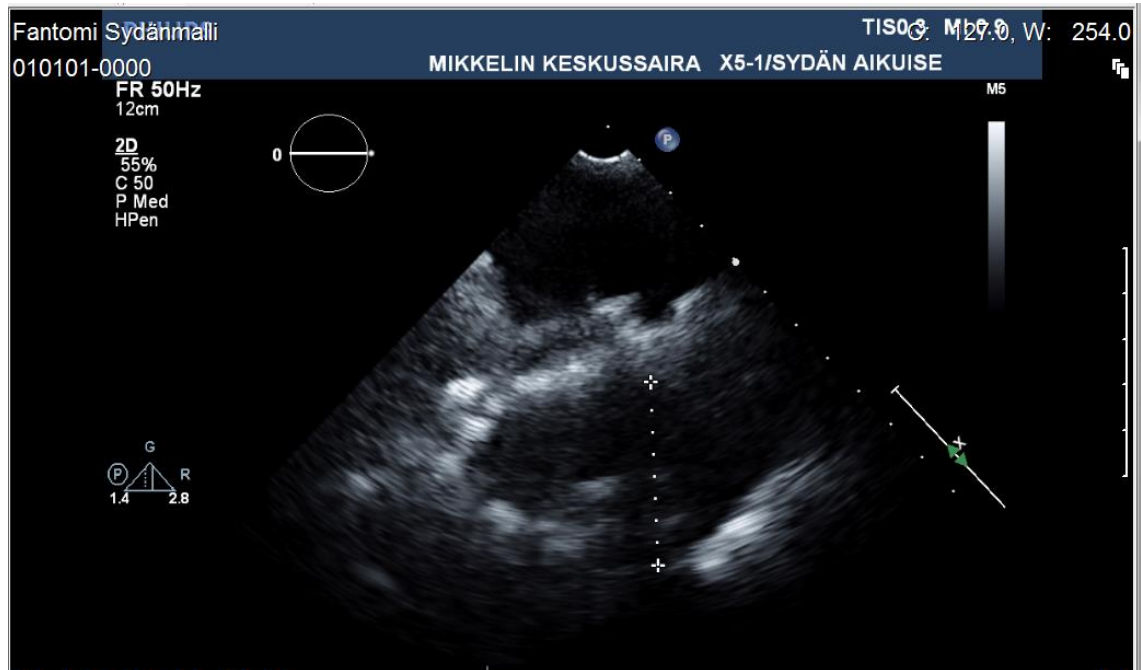
Kuva 28. Vasemman kammion tilavuuden mittaus valtimon malliin jättämästä aukosta sydämen kärkeä kohti. Vasen kammio on kuvan keskellä oleva tumma alue.

Vasemman kammion parametrit ja niistä lasketut tilavuudet tästä mittaussuunnasta on esitetty alla olevassa taulukossa 14.

Taulukko 14. Sydänmallin vasemman kammion parametrit ja niistä lasketut tilavuudet valtimon aukosta mitattuna.

Parametri	Mittaus 1	Mittaus 2
Kammion pituus (cm)	9,72	9,10
Kammion leveys (cm)	4,93	3,14
Kammion tilavuus (ml)	114,43	39,12

Kolmas mittaussuunta oli oikean kammion päältä vasempaan kammioon päin (kuva 24, C). Alla olevassa kuvassa 29 on kuva ultraäänilaitteen näytöltä, kun mittaus on tehty tästä suunnasta. Kuvassa alempi tumma alue on mallin vasen kammio. Ylempi tumma alue on mallin ontto sisus.



Kuva 29. Vasemman kammion tilavuuden mittaus oikean kammion päältä kuvattuna. Ylempi tumma alue on mallin ontto sisus.

Tulokset näistä mittauksista ja niistä lasketut tilavuudet on esitetty alla olevassa taulukossa 15.

Taulukko 15. Vasemman kammion parametrit ja niistä lasketut tilavuudet oikean kammion päältä mitattuna.

Parametri	Mittaus 1	Mittaus 2
Kammion pituus (cm)	8,32	7,92
Kammion leveys (cm)	4,03	3,70
Kammion tilavuus (ml)	71,25	58,13

Neljännessä mittauksessa käytettiin ultraäänilaitteen sydämen tilavuudenmittausohjelmaa. Anturi asetettiin sydämen kärkeen, kuten kuvassa 24, A. Kuva UÄ-laitteen näytöltä on alla kuvassa 30.



Kuva 30. Sydämen tilavuuden mittaus sydämen kärjestä käyttämällä ultraäänilaitteen tilavuudenmittausohjelmaa.

Ultraäänilaitteen automaattista tilavuudenmittausohjelmaa käyttämällä vasemman kammion tilavuudeksi saatiin 46 ml ja 45 ml. Tilavuusmittausohjelma ilmoitti myös kammion pituuden ja pinta-alan 2D-kuvasta. Tilavuudenmittausohjelma on tarkoitettu vasemman eteisen tilavuuksien mittaamiseen. Alla olevaan taulukkoon 16 on koottu tilavuusmittausohjelman ilmoittamat parametrit sydämen vasemmasta kammioista.

Taulukko 16. Ultraäänilaitteen tilavuudenmittausohjelmalla saadut tulokset sydämen vasemman kammion pituudesta, pinta-alasta ja tilavuudesta.

Parametri	Mittaus 1	Mittaus 2
Kammion pituus (cm)	9,67	8,49
Kammion pinta-ala (cm ²)	28,4	21,2
Kammion tilavuus (ml)	46	45

Alla olevaan taulukkoon 17 on koottu yhteenveto ultraäänellä mitatuista tilavuuksista eri mittaussuunnista. Arvot ovat keskiarvoja (ka) mitatuista arvoista.

Taulukko 17. *Yhteenvetotaulukko ultraäänellä mitattujen parametrien keskiarvoista.*

Parametri	Mittaus sydämen kärjestä	Mittaus valtimon aukosta	Mittaus oikean kammion päältä	Automaattinen tilavuuden mittaus
Kammion pituus (cm)	9,40	9,41	8,12	9,08
Kammion leveys (cm)	3,28	4,04	3,87	-
Kammion tilavuus (ml)	43,49	71,67	64,71	45,5

Tilavuudenmittausohjelma ei laskenut automaattisesti vasemman kammion leveyttä ja se on jätetty pois taulukoista 16 ja 17.

8. POHDINTA

Tämän työn tarkoituksena oli tutkia 3D-tulostuksen sopivuutta ultraäänikuvauksen fantomien valmistukseen. Työssä valmistettiin TT-kuviin pohjautuva anatominen fantomi sydäimestä. Fantomin sopivuutta testattiin mittaamalla sen vasemman kammion tilavuus ultraäänellä eri suunnista. Näitä mittaustuloksia verrattiin muihin tilavuuden mittausmenetelmiin ja aineistona käytetyn TT-pakan tuloksiin vasemman kammion tilavuudesta.

3D-tulostettu malli oli sydämen muotoinen ja kokoinen. Kappaleen muotoon aiheutti virhettä 3D-tulostimen resoluutio. Käytetyn tulostimen z-suuntainen resoluutio oli 100 μm ja xy-suunnan tarkkuus 11 μm [53]. Virhe näkyi kappaleen pinnassa olevina terävinä kohtina. Tämä rosainen pinta aiheutti ilmakuplien tarttumisen kappaleen ulko- ja sisäpintaan, kun kappale asetettiin veteen.

Veden avulla tehdyt tilavuuden mittaukset (ka 95 ml) olivat lähimpänä TT-pakasta saatua referenssitilavuutta (118 ml). Tässä tilavuusmittauksessa oli haasteena 3D-mallin huokoinen rakenne, jonka takia vettä saattoi tihkua mittauksen aikana mallin sisälle. Tämä pyrittiin minimoimaan suorittamalla mittaukset ripeästi. Mallin annettiin myös kuivua mitausten välissä, jotta mahdollinen mallin sisällä oleva vesi valuisi pois. Toisaalta mallin vasemman kammion sisäpinta oli rosainen ja täynnä erilaisia ulokkeita, mikä aiheutti ilmakuplien juuttumisen mallin sisäpintaan täyttövaiheessa.

3D-mallista otettiin TT-kuvat, joista laskettiin vasemman kammion tilavuus. Tilavuus laskettiin käyttämällä Teichholzin kaavaa (4.11), jotta menetelmä olisi sama, kuin ultraäänikuvauksessa vasemman kammion tilavuutta laskettaessa. TT-kuvauksessa saatiin tilavuudeksi 90,53 ml. Arvo on noin 5 ml pienempi, kuin veden avulla laskettu tilavuus. Teichholzin kaava ei kuitenkaan ota huomioon, että sydämen vasen kammion ei ole symmetrinen. Tämä voi aiheuttaa virhettä saatuun tilavuuteen.

Ultraäänimittauksia tehdessä kappaleen pinnoista pyrittiin poistamaan ilmakuplat mekaanisesti ennen mittauksia. Ultraäänellä saadut tulokset tilavuuksista vaihtelivat paljon mitaussyuntien välillä. Pienimmät tilavuudet saatiin, kun mittaukset tehtiin sydämen kärjestä (ka 43,49 ml). Tulokset jäivät muista mittauskohdista yli 20 ml. Tässä mittauspisteessä anturia ei saatu kokonaan kiinni mallin pintaan pinnan muodon takia, mikä saattoi aiheuttaa mittauksiin virhettä.

Sydämen vasemman kammion tilavuus mitattiin sydämen kärjestä myös automaattisella tilavuudenmittausohjelmalla. Ohjelma antoi sydämen vasemmalle kammiolle tilavuudeksi 45,5 ml, joka eroaa manuaalisesta mittauksesta vain noin 2 ml. Tilavuusmittausoh-

jelma on kuitenkin tarkoitettu vasemman eteisen tilavuuksien mittauksiin. Eteinen on kuitenkin erimuotoinen, kuin kammio, minkä takia näitä tuloksia ei voida vertailla luotettavasti keskenään.

Oikean kammion päältä tehdyistä mittauksista saadut tulokset olivat suurempia (ka 64,71 ml), kuin sydämen kärjestä mitatut. Toisaalta näissä mittauksissa kammion pituus oli lyhyin käytetyistä mittaussuunnista. Tässä mittaustavassa anturi oli kohtisuorasti muita mittaussuuntia kohtaan, mikä saattaa selittää erot pituusmittausten tuloksissa. Leveysmittauksissa yhtä selvää eroa muihin mittaussuuntiin ei kuitenkaan ollut.

Valtimon jättämästä aukosta tehdyistä mittauksista saatiin suurin keskiarvolukema ultraäänimittauksista (71,67 ml). Toisaalta tässä mittaussuunnassa kahden eri mittauksen tilavuudet erosivat huomattavasti toisistaan (114,43 ml ja 39,12 ml). Ero voi johtua anturin etäisyydestä fantomiin, jolle se asetettiin mittauksia tehdessä. Tämä mittaussuunta oli ainoa, jossa anturi oli vedessä ilman fyysistä kontaktia fantomiin ja näin ollen se oli haastavaa asettaa samalle etäisyydelle molemmilla mittauskerroilla.

Kaikissa ultraäänimittauksissa mittaustulokset olivat keskenään erilaisia eri mittauskerrojen ja suuntien välillä. Lähimpänä toisiaan olivat sydämen kärjestä tehdyt manuaalinen mittaus ja automaattinen tilavuuden mittaus. Voidaan päätellä, että tilavuusmittaukset käytetyillä fantomilla eivät ole hyvin toistettavia keskenään. Tähän voi vaikuttaa PLA:n ja veden akustisten impedanssien ero. Ultraääniaallot heijastuivat fantomin pinnalta niin paljon, ettei luotettavia mittauksia saatu sen takia tehtyä. Toisaalta mittauksissa nähtiin, että ultraääniaallot eivät pysähtyneet täysin PLA-muoviin, koska fantomin tyhjä sisus voidaan nähdä kuvassa 29.

Fantomi oli tarkka kopio sydäimestä ja sen vasemmasta kammioista. Näin ollen myös mallin vasemman kammion sisäpinta oli täynnä erilaisia epäsymmetrisiä ulokkeita. Tästä johtuen, pinta näytti erilaiselta jokaisesta mittaussuunnasta, mikä saattoi aiheuttaa osaltaan eroja ultraäänimittauksien tuloksiin eri suuntien välillä. Anturista lähtevä ultraääni sirotui ulokkeisiin ja kammioista ei saada selville sen oikeaa tilavuutta. Tämä voitaisiin välttää tekemällä fantomin kammion sisäpinta tasaiseksi.

Referenssinä käytettyä TT-kuvista laskettua loppudiatolista tilavuutta (118 ml) ei saavutettu millään käytetyistä mittausten menetelmistä. Mallin TT-kuvasta lasketulla ja veden avulla mitatulla tilavuudella saatiin kuitenkin keskenään lähes samat tilavuudet. Tulostetun fantomin vasemman kammion tilavuus ei ollut niin suuri johtuen tulostuksen virheestä. 3D-tulostettu kappale on usein erikokoinen, kuin sen suunniteltu malli. Tämä nähdään myös, kun verrataan Slicer-ohjelman vasemman kammion leveyttä (4,99 cm) tulostetun mallin vasemman kammion leveyteen (4,46 cm), jotka eroavat 0,56 cm.

3D-tulostusta on käytetty jo paljon lääketieteellisissä sovelluksissa. Sitä on käytetty esimerkiksi fantomien valmistukseen opetuskäyttöön radiologian yksikköön [52]. Tällai-

seen tarkoitukseen laadunvalvontafantomina 3D-tulostusta ei ole aikaisemmin kuitenkaan käytetty. Tämän työn tarkoitus oli tutkia, soveltuuko 3D-tulostus myös laadunvalvontafantomien valmistukseen. 3D-tulostusta voisi käyttää kudosta mallintavien fantomien valmistukseen, jos tulostusmateriaali vaihdettaisiin sopivaksi. Tällainen materiaali olisi jokin materiaali, jossa ultraäänellä olisi sama nopeus kuin kudoksessa. Tällöin tulee kuitenkin fantomin geometria suunnitella sellaiseksi, että kaikki AIUM:n vaatimat mitaukset voidaan suorittaa. Sydämen anatominen malli ei tällaiseen käyttöön sovellu.

Tästä fantomista ultraäänellä tehdyt mittaustulokset tilavuudesta eivät vastanneet veden ja TT-kuvien perusteella tehtyjä tilavuuden mittauksia. Tämä voitaisiin kuitenkin ratkaista käyttämällä tulostuksessa materiaalia, jonka akustinen impedanssi on lähempänä kudoksen akustista impedanssia. Malliin voisi myös sisällyttää aortan, että sydämen kärjen suunnasta tehdyissä mittauksissa olisi takapinta vasemmalle kammiolle. Toisaalta mallista voisi tulla käytettävämpi, jos kammion sisäpinnasta tehtäisiin tasainen, jolloin ultraääni ei siroaisi ulokkeisiin edetessään kammion sisällä.

Fantomiin tehtävien muutosten jälkeen, muokattua fantomia voitaisiin käyttää lisänä sydämen tutkimuksiin käytettävien ultraäänilaitteiden laadunvalvonnassa. Näissä laiteissa erityisesti ultraäänilaitteen mittaustarkkuus on kriittinen parametri. Fantomin avulla voitaisiin testata näiden laitteiden pituusmittauksen tarkkuutta. Sydämenkuvauksen UÄ-laitteet eivät sijaitse sairaalassa radiologian yksikössä, minkä takia ne eivät ole tehokkaimman laadunvalvonnan piirissä. Laadunvalvontamittauksen olisi hyvä olla nopea ja helppo, että sitä tehtäisiin usein. Sydänmalli olisi hyvä tähän tarkoitukseen, koska se on oikean sydämen muotoinen ja näin ollen helposti käsiteltävä.

9. YHTEENVETO

Työn tarkoitus oli tutkia 3D-tulostuksen sopivuutta sydämen ultraäänikuvauksen fantomien valmistukseen. Sydäimestä valmistettiin PLA-muovista 3D-tulostamalla anatominen fantomi. Fantomin vasemman kammion tilavuus mitattiin ultraäänellä kolmesta eri mittaussuunnasta, että saataisiin selville sen toimivuus ultraäänen tilavuusmittauksissa. Vasemman kammion tilavuus mitattiin myös siihen mahtuvan veden tilavuuden perusteella. Lopuksi fantomista otettiin TT-kuvapakka, josta laskettiin vasemman kammion tilavuus ultraäänikuvauksessa käytettävällä kaavalla. Alla olevaan taulukkoon 18 on koottu yhteenveto kaikkien eri mittausten tilavuuksista sydämen vasemmalle kammiolle.

Taulukko 18. *Yhteenveto vasemman kammion tilavuusmittauksista eri mittausmenetelmillä.*

Mittausmenetelmä	Vasemman kammion tilavuus (ml)
Täyttö vedellä	95
UÄ sydämen kärjestä tilavuusmittausohjelmalla	46
UÄ sydämen kärjestä	43
UÄ valtimon aukosta	72
UÄ oikean kammion päältä	65
TT-kuvaus	91

Tuloksista nähdään, että veden ja TT-kuvien perusteella lasketut tilavuudet olivat suurimmat. Ne olivat myös lähimpänä referenssinä käytettyä tilavuutta (118 ml). Referenssitilavuus oli paljon suurempi kuin mitatut tilavuudet. Tämän selittää, se että mallin vasen kammiot ei ollut niin suuri, kuin sen tietokonemallin. Tämä aiheutui 3D-tulostimen virheestä tulostuksessa. Ultraäänellä saadut tilavuudet vaihtelivat mittauksista eniten. Ne olivat myös paljon pienempiä, kuin muilla mittaustavoilla saadut tulokset. Tästä nähdään, että fantomi ei sellaisenaan sovellu ultraäänilaitteiden tilavuusmittausten testaukseen.

Fantomi ei ole sellaisenaan sopiva UÄ-laitteiden laadunvalvontaan, koska mittaustulokset UÄ:llä vaihtelivat niin paljon. 3D-tulostus on kuitenkin nopea ja mukautuva tapa valmistaa erilaisia malleja. Ultraäänen mittaustulokset voisivat olla parempia, jos fantomin sisäpinnasta tehtäisiin tasainen, jolloin ultraääni ei siroaisi niin paljon kammion sisällä. Toisaalta myös toinen valmistusmateriaali tekisi fantomista käytettävämmän. Kudosta enemmän muistuttava materiaali voisi antaa luotettavampia mittaustuloksia. 3D-tulostus soveltuu fantomien valmistukseen, kun nämä asiat otetaan huomioon.

LÄHTEET

- [1] The top 10 causes of death, World Health Organization, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 5.1.2017): <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>.
- [2] K. Groundstroem, Kaikukardiografia, in: J. Heikkilä, M. Kupari, J. Airaksinen, H. Huikuri, M.S. Nieminen, K. Peuhkurinen (ed.), *Kardiologia*, 2 ed., Kustannus Oy Duodecim, PL 874, 00101 Helsinki, 2008, pp. 181–215.
- [3] U. Hakulinen, Laadunvarmistusmenetelmien kehittäminen ultraäänikuvantamisessa, liseniaatintyö, Tampereen teknillinen yliopisto, Tampere, 2014, 1–60 p.
- [4] J. R. Jacquet, F. Levassort, F. Ossant, J. M. Grégoire, 3D printed phantom for high frequency ultrasound imaging, 2015 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), pp. 1–4.
- [5] K. Amstrong, M. Petch, P. Rovelo, E. Adams, E. Chavez, The Free Beginner's Guide, The authority of 3D printing industry, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 30.12.2016): <https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/materials/>.
- [6] F. Rengier, A. Mehndiratta, H. von Tengg-Kobligk, C.M. Zechmann, R. Unterhinninghofen, H.-. Kauczor, F.L. Giesel, 3D printing based on imaging data: review of medical applications, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 5, No. 4, 2010, pp. 335–341.
- [7] A. Fedorov, R. Beichel, J. Kalpathy-Cramer, J. Finet, J. Fillion-Robin, S. Pujol, C. Bauer, D. Jennings, F.M. Fennessy, M. Sonka, J. Buatti, S.R. Aylward, J.V. Miller, S. Pieper, R. Kikinis, 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network, *Magn Reson Imaging*, Vol. 30, 2012, pp. 1323–1341.
- [8] In Vesalius 3.0, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 10.4.2017): <https://www.cti.gov.br/invesalius>.
- [9] 3D Doctor, Able Software Corp., verkkosivu. Saatavissa (viitattu 10.04.2017): <http://www.ablesw.com/3d-doctor/>.
- [10] P. Amorim, T. Moraes, J. Silva, H. Pedrini, InVesalius: An Interactive Rendering Framework for Health Care Support, in: G. Bebis, R. Boyle, B. Parvin, D. Koracin, I. Pavlidis, R. Feris, T. McGraw, M. Elenndt, R. Kopper, E. Ragan, Z. Ye, G. Weber (ed.), *Advances in Visual Computing: 11th International Symposium, ISVC 2015, Las Vegas, NV, USA, December 14–16, 2015, Proceedings, Part I*, Springer International Publishing, Cham, 2015, pp. 45–54.

- [11] Heart 1: Size, Shape and Location of the Heart, MacMaster University, Health Sciences, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 9.2.2017): http://macanatomy.mcmaster.ca/index.php?option=com_content&id=219:heart-1&Itemid=111.
- [12] E. Haug, O. Sand, ØV. Sjaastad, K.C. Toverud, Verenkiertoelimistö, in: Ihmisen fysiologia, 1.–5. ed., Sanoma Pro Oy, Oslo, Norge, 2012, pp. 254–300.
- [13] Your pericardium, Cardiac Health, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 7.2.2017): <http://www.cardiachealth.org/your-pericardium>.
- [14] R. Kettunen, Sydämen läppäviat, Terveyskirjasto-Duodecim, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 10.10.2016): http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk00081.
- [15] R. Kettunen, Sydämen johtoratajärjestelmä, Kustannus Oy Duodecim, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 9.3.2017): http://www.ebm-guidelines.com/dtk/syd/avaa?p_artikkeli=syk00003.
- [16] R. Kettunen, I. Hassinen, K. Peuhkurinen, M. Kupari, Sydämen ja verenkiertoelinten fysiologia, in: J. Heikkilä, M. Kupari, J. Airaksinen, H. Huikuri, M.S. Nieminen, K. Peuhkurinen (ed.), Kardiologia, 2 ed., Kustannus Oy Duodecim, PL 874, 00101 Helsinki, 2008, pp. 24–51.
- [17] R. Kettunen, Sydämen pumppaustoiminta, Kustannus Oy Duodecim, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 13.3.2017): http://www.ebm-guidelines.com/dtk/syd/avaa?p_artikkeli=syd00006.
- [18] W.R. Hendee, E.R. Ritenour, Computed Tomography, in: Medical Imaging Physics, 4 ed., Wiley-Liss, Inc., New York, 2002, pp. 251–264.
- [19] Milestones of Computed Tomography, in: T. Buzug (ed.), Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2008, pp. 75–99.
- [20] W.A. Kalender, Computed Tomography, 2nd ed. Publics Corporate Publishing, Erlangen, 2005, 5–304 p.
- [21] J. Cooper, CT Window Level, ImageJ, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 1.4.2017): <https://imagej.nih.gov/ij/plugins/ct-window-level/index.html>.
- [22] I. D’Angeli, P. Pavone, CT of the Coronary Arteries: Identification and Characterization of the Atherosclerotic Plaque, in: M. Fioranelli, G. Frajese (ed.), Sports Cardiology: From Diagnosis to Clinical Management, Springer Milan, Milano, 2012, pp. 75–86.

- [23] M. Dewey, L.J.M. Kroft, Anatomy, in: M. Dewey (ed.), *Cardiac CT*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2011, pp. 13–28.
- [24] Angiography, in: G. Mostafa, L. Cathey, F.L. Greene (ed.), *Review of Surgery: Basic Science and Clinical Topics for ABSITE*, Springer New York, New York, NY, 2006, pp. 45.
- [25] H. Ukkonen, P. Keto, J. Knuuti, Sydämen magneettikuvaukset ja tietokonetomografiat, in: J. Heikkilä, M. Kupari, J. Airaksinen, H. Huikuri, M.S. Nieminen, K. Peuhkurinen (ed.), *Kardiologia*, 2 ed., Kustannus Oy Duodecim, PL 874, 00101 Helsinki, 2008, pp. 246–264.
- [26] P.N.T. Wells, Ultrasound imaging, *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 51, No. 13, 2006, pp. R83–R98.
- [27] Ultraäänikuvantamisen hyödyt ja haitat verrattuna muihin kuvantamismenetelmiin. Metropolia, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 5.2.2017): <https://wiki.metropolia.fi/pages/viewpage.action?pageId=109449826>.
- [28] J.W. Olin, J.A. Kaufman, D.A. Bluemke, R.O. Bonow, M.D. Gerhard, M.R. Jaff, G.D. Rubin, W. Hall, Atherosclerotic Vascular Disease Conference, *Circulation*, Vol. 109, No. 21, 2004, pp. 2626–2633.
- [29] P. Laugier, G. Haïat, Introduction to the Physics of Ultrasound, in: P. Laugier, G. Haïat (ed.), *Bone Quantitative Ultrasound*, Springer Netherlands, Dordrecht, 2011, pp. 29–45.
- [30] Basics of Ultrasound, in: H.T. Lutz, H.A. Gharbi (ed.), *Manual of Diagnostic Ultrasound in Infectious Tropical Diseases*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2006, pp. 1–19.
- [31] W.R. Hendee, E.R. Ritenour, Ultrasound Waves, in: *Medical Imaging Physics*, 4 ed., Wiley-Liss, Inc., New York, 2002, pp. 303–316.
- [32] J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt JR, J.M. Boone, Ultrasound, in: C.W. Mitchell (ed.), *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3 ed., Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2001 Market Street, Philadelphia, PA 19103 USA, 2012, pp. 500–576.
- [33] J.C. Bamber, *Ultrasound in Medicine*, 1st ed. Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, London, UK, 1998, 1–323 p.
- [34] J.C. Bamber, N.R. Miller, M. Tristram, Diagnostic Ultrasound, in: M.A. Flower (ed.), *Webb's Physics of Medical Imaging*, 2 ed., CRC Press, 6000 Broken Sound Parkway, NW, Suite 300, 2012, pp. 351–486.

- [35] J. Brnjas-Kraljevis, Physical Bases of Medical Ultrasound, Donal School Journal of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, Vol. 3, No. 2, 2009, pp. 1–9.
- [36] E.D. Folland, A.F. Parisi, P.F. Moynihan, D.R. Jones, C.L. Feldman, D.E. Tow, Assessment of Left Ventricular Ejection Fraction and Volumes by Real-time, Two-dimensional Echocardiography, Circulation, Vol. 60, No. 4, 1979, pp. 760–766.
- [37] Assessment of LV systolic function, ICU Synography, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 5.3.2017): <http://www.criticalecho.com/content/tutorial-5-assessment-lv-systolic-function>.
- [38] S. Tanaka, T. Hayashi, Y. Kihara, K. Takenaka, M. Akaishi, H. Ito, N. Ishizuka, N. Ohte, Y. Otsuji, N. Fukuda, T. Mikami, K. Mizushige, Standard measurement of cardiac function indexes, The Japan Society of Ultrasound in Medicine, Vol. 33, No. 2, 2006, pp. 123–127.
- [39] Ultrasound phantoms, CIRS, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 5.5.2017): <http://www.cirsinc.com/products/modality/m7/ultrasound/>.
- [40] M. Allen, W. Chen, C. Wang, 3D Printing Standards and Verification Services, Applied Innovation Review, No. 2, 2016, pp. 34–44.
- [41] X. Wang, M. Jiang, Z. Zhou, J. Gou, D. Hui, 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective, Composites Part B: Engineering, Vol. 110, 2017, pp. 442–458.
- [42] I. Gibson, D. Rosen, B. Stucker, Generalized Additive Manufacturing Process Chain, in: I. Gibson, D. Rosen, B. Stucker (ed.), Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing, Springer New York, New York, NY, 2015, pp. 43–61.
- [43] J. Horvath, Mastering 3D Printing, 1st ed. Heinz Weinheimer, New York, NY, 2014, 1-196 p.
- [44] C. Wu, R. Yi, Y. J. Liu, Y. He, C. C. L. Wang, Delta DLP 3D printing with large size, 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pp. 2155–2160.
- [45] C.R. Deckard, J.J. Beaman, J.F. Darrah, Selective laser sintering with layerwise cross-scanning, WO 1992008567 A1, PCT/US1991/008339, 7.11.1991, (29.5.1992), 1–36 p.
- [46] S.S. Crump, Apparatus And Method For Creating Three-dimensional Objects, US 5121329 A, US 07/429,012, 30.10.1989, (9.6.1992), 1–15 p.

- [47] I. Gibson, D. Rosen, B. Stucker, Extrusion-Based Systems, in: I. Gibson, D. Rosen, B. Stucker (ed.), *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing*, Springer New York, New York, NY, 2015, pp. 147–173.
- [48] P. Lambert, SLS method & FDM process for 3D printing with Plastic, Sculpteo, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 8.2.2017): <https://www.sculpteo.com/blog/2014/05/13/right-plastic-production-method/>.
- [49] Plastic Properties Table, Curbell Plastics, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 6.1.2017): <https://www.curbellplastics.com/Research-Solutions/Plastic-Properties>.
- [50] R. White, Material Drying Temperatures, Thermal Tech Equipment Co. Inc., <http://www.ttequip.com/knowledgelibrary/KnowledgeLibraryMaterialDryingTemperatures.htm>.
- [51] C.L. Ventola, Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses, *P&T*, Vol. 39, No. 10, 2014, pp. 704–711.
- [52] A. Marinov, D. Ivanov, Z. Bliznakov, H. Bosman, I. Buliev, K. Bliznakova, Application of Computational Phantoms and their 3D Print-outs for Educational Purposes, in: V. Sontea, I. Tiginyanu (ed.), *3rd International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering: ICNBME-2015*, September 23–26, 2015, Chisinau, Republic of Moldova, Springer Singapore, Singapore, 2016, pp. 493–496.
- [53] Technical Specs, MakerBot® Industries, verkkosivu. Saatavissa (viitattu 20.4.2017): <https://www.makerbot.com/replicator/>.

LIITE A: TT-KUVAPAKAN PARAMETRIT

Taulukossa 19 on esitetty aineistona käytetyn TT-kuvapakan parametrit.

Taulukko 19. Aineistona käytetyn TT-pakan parametrit.

Parametri	Arvo
Bit depth	16
Filtteri	Pääfiltteri
Formaatti	DICOM
Kokonais kollimoinnin paksuus (mm)	40
Kontrastiaine	DR 0 SS 40 & VA 90 ml
Korkeus	512
Kuvatyyppi	original/primary/axial
Kuvausalue	Rintakehä
Kuvauspäivä	29.7.2016
Kuvauspöydän korkeus (mm)	158,5
Kuvauspöydän nopeus (m/s)	25,14
Leikepaksuus (mm)	0,625
Leikkeiden sijainti (mm)	-83,875
Leveys	512
Modaliteetti	TT
Näytteitä pikseliä kohti	1
Putken etäisyys potilaaseen (mm)	541
Putken ja ilmaisimen etäisyys (mm)	949,147
Putkivirta (mA)	601
Pyörimissuunta	myötäpäivään
Rivejä	512
Sarakkeita	512
Skaalaustyyppi	HU
Tutkimuskuvaukset	Sydämen laaja TT
Valmistaja	GE Medical Systems
Valmistajan koneen tyyppi	LightSpeed VCT
Valotuksia	14
Valotusaika (s)	227
Väri tyyppi	Harmaasävy