



Osaamista
ja oivallusta
tulevaisuuden
tekemiseen

Joonas Halonen, Niko Saarinen, Suvi Sippola

Kuvausarvojen määrittäminen Whole Body Phantom PBU-50 -fantomnukelle

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Röntgenhoitaja (AMK)

Radiografia ja sädehoito

Opinnäytetyö

14.11.2018

Tekijä(t) Otsikko	Joonas Halonen, Niko Saarinen, Suvi Sippola Kuvausarvojen määrittäminen Whole Body Phantom PBU-50-fantomnukelle
Sivumäärä Aika	23 sivua + 1 liite 14.11.2018
Tutkinto	Röntgenhoitaja (AMK)
Tutkinto-ohjelma	Radiografia ja sädehoito
Suuntautumisvaihtoehto	Radiografia ja sädehoito
Ohjaaja(t)	Lehtori Sanna Törnroos Lehtori Päivi Blomqvist
<p>Opinnäytetyön tarkoituksena oli määrittää optimaaliset kuvausarvot Whole Body Phantom PBU-50 –fantomnukelle Metropolia Ammattikorkeakoulun toimeksiantona. Metropolia Ammattikorkeakoulu on hankkinut opetuskäyttöön uuden fantomin 2017, jolle vastaavaa määrittäystä ei ole tehty.</p> <p>Opinnäytetyö toteutettiin toiminnallisena opinnäytetyönä ja sen tuotoksena on opetuskäyttöön tarkoitettu kuvausarvotaulukko. Taulukosta ilmenee optimaalisten kuvausarvojen lisäksi kuvauksessa käytetty etäisyys, suodatus ja hilan käyttö. Fantomilta kuvattiin yleisimmät laboraatioissa harjoiteltavat projektiot, jotka saatiin järkevästi ja sujuvasti aseteltua. Projektiosta otettiin useita röntgenkuvia eri kuvausarvoilla ja niiden laatua vertailtiin keskenään. Asettelussa ja kuvien arvioinnissa hyödynnettiin HUSin hyvän kuvan kriteereitä sekä raporttiin koottua teoretistä tietoa, joka koostuu asianmukaisista lähteistä ja alan kotimaisesta ja kansainvälisestä kirjallisuudesta.</p> <p>Produktimme jää Metropolialle hyödynnettäväksi natiivikuvantamisen laboraatio-opetuksessa. Opinnäytetyön kohderyhmä, eli röntgenhoitajaopiskelijat, hyötyvät valmiiksi määritetyistä kuvausarvoista. He saavat käsityksen kuvausarvojen suuruusluokasta, sädeannoksesta sekä diagnostisesti riittävästä kuvanlaadusta samalla, kun he opiskelevat asettelua ja kuvattavan alueen anatomiaa.</p>	
Avainsanat	Fantomi, natiivikuvantaminen, kuvausarvot, optimointi, opetusmateriaali

Author(s) Title	Joonas Halonen, Niko Saarinen, Suvi Sippola Determining imaging parameters for Whole body phantom PBU-50 anthropomorphic phantom
Number of Pages Date	23 pages + 1 appendix 14 November 2018
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Radiography and radiotherapy
Specialisation option	Radiography and radiotherapy
Instructor(s)	Sanna Törnroos, Senior Lecturer Päivi Blomqvist, Senior Lecturer
<p>The purpose of this thesis was to determine optimal imaging parameters for Whole body phantom PBU-50 antropomorphic x-ray phantom. Metropolia University of applied sciences purchased the phantom in 2017 for plain radiography teaching and the parameters were yet to be determined.</p> <p>This practice-based thesis was commissioned by Metropolia University of applied sciences and the final product is a parameter chart for educational purposes. The chart comprises of optimal imaging parameters including distance, additional filtering and whether an anti-scatter grid was used. The parameters were determined for common projections that are practiced in plain radiography simulation studies. Multiple x-ray images with different parameters were acquired per projection and their image quality were compared with each other. The positioning of the phantom and evaluation of images was guided by HUS criteria of good x-ray images and the theoretical framework, comprised of recent national and international literature and expert publications in radiography.</p> <p>The final product can be utilized by Metropolia in plain radiography simulation studies. Radiography students will benefit from having predetermined imaging parameters. They can focus more on practising radiographic positioning and anatomy, while also getting a grasp of parameters used in the field and their effect on image quality and radiation dose.</p>	
Keywords	Antropomorphic phantom, plain radiography, imaging parameters, optimization, learning material

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Opinnäytetyön tarkoitus, tavoite ja kehittämistehtävä	2
3	Kuvanlaatu ja siihen vaikuttavat tekijät	2
3.1	Kuvanlaatuun vaikuttavia tekijöitä	2
3.2	S-arvo ja L-arvo	5
3.3	Röntgenkuvien arviointi	5
4	Toteutusympäristö	6
4.1	Whole Body Phantom PBU-50 -fantomnukke	6
4.2	Digitaalinen kuvantaminen	8
4.3	Röntgenlaitteisto	8
5	Säteilyturvallisuus	9
5.1	Annosoptimointi	10
5.2	Oikeutusarviointi	10
6	Toteutus	11
7	Tulokset	13
8	Pohdinta	18
8.1	Luotettavuus ja eettisyys	19
8.2	Kehittämisehdotus	20
	Lähteet	21
	Liitteet	
	Liite 1. Kuvausarvotaulukko	

1 Johdanto

Metropolia ammattikorkeakoulun radiografia- ja sädehoitotyön koulutusohjelmaan sisältyy paljon käytännön harjoittelua. Ennen kliinistä harjoittelua röntgenhoitajaopiskelijat harjoittelevat perusröntgentutkimuksia sekä säteilyturvallista työskentelyä simuloitussa oppimisympäristössä koulun röntgentutkimusluokassa. (Metropolia 2014.) Käsitys optimaalisista kuvausarvoista kuuluu jokaisen röntgenhoitajana työskentelevän pätevyysvaatimuksiin. Optimaalisilla kuvausarvoilla minimoidaan potilaan säteilyaltistus ja tutkimukselle asetettu tavoite saavutetaan riittävällä diagnostisella kuvanlaadulla. Optimointia seurataan laadunvarmistuksilla sekä kolmen vuoden välein määritetään säteilyaltistus vähintään kymmenen normaalikokoisen potilaan otoksen keskiarvona, joita verrataan Säteilyturvakeskuksen vertailutasoihin. (STUK 2014.)

Natiiviröntgentutkimusten harjoittelu aloitetaan luuston anatomian opiskelulla ja säteilyn käytön teoriaopinnoilla, jonka jälkeen siirrytään käytännön harjoitteluun koulun laboraatioihin. Osana radiografia- ja sädehoitotyön koulutusohjelmaa röntgenhoitajaopiskelijat harjoittelevat kuvausta fantomeilla, jotka muistuttavat ihmisen anatomiaa. Metropolia on hankkinut opetuskäyttöön antropomorfisen Whole Body Phantom PBU-50 -röntgenfantomin vuonna 2017, eikä sille ole vielä tehty optimaalisten kuvausarvojen määrittämistä.

Opinnäytetyömme toiminnallisessa osuudessa yhdistimme raporttiimme kokoamme teoriatiedon ja käytännön toteutuksen hakemalla fantomille optimaaliset kuvausarvot. Raporttimme teoreettinen viitekehys koostuu röntgenkuvien laatuun vaikuttavista tekijöistä, säteilyturvallisuudesta ja digitaalisesta kuvantamisesta.

Toiminnallinen vaihe toteutettiin elo-, syys- ja lokakuun aikana 2018. Toteutusympäristö sijaitsee Metropolian Mannerheimintien toimipisteessä. Otimme yhteensä 250 röntgenkuvaa 42:sta eri projektiosta. Röntgenkuvien kuvanlaatua arvioimme käyttämämme Shimadzu-röntgenlaitteiston kautta, sekä radiologin työssään käyttämältä kuvanäytöltä. Optimaalisten kuvausarvojen määrittämiseen tarkastelimme röntgenkuvista kohinan, kontrastin ja paikkaerotuskyvyn määrää asteikolla 1–3. Jokaiselle projektiolle määrityksi kV, mAs, etäisyys, mahdollinen lisäsuodatus, hilan käyttö, fokuksen koko, sekä S- ja L-arvo. Optimaalisten kuvausarvojen määrittämiseen käytimme apuna HUSin hyvän kuvan kriteerejä ja natiivikuvantamisopasta.

2 Opinnäytetyön tarkoitus, tavoite ja kehittämistehtävä

Opinnäytetyömme tarkoituksena on tuottaa Metropolia Ammattikorkeakoulun toimeksiannosta optimaaliset kuvausarvot Whole Body Phantom PBU-50 -röntgenfantomille. Natiiviharjoittelut sijoittuvat röntgenhoitajaopintojen alkuvaiheisiin, joten optimaaliset kuvausarvot ovat hyvä olla valmiiksi määritetty, jotta opiskelijat voivat keskittyä asetteluun ja anatomian opiskeluun sekä saavat ymmärryksen eri projektoiden kuvausarvojen vaikutuksesta potilasannokseen. Opinnäytetyömme mahdollistaa laboraatio-opiskelun sujuvuuden uutta fantomia hyödyntäen. Tavoitteena on luoda opetuskäyttöön taulukko, josta ilmenee laboraatioissa harjoiteltavissa röntgentutkimuksissa käytettävät optimaaliset kuvausarvot, etäisyys, suodatus ja hilan käyttö. Samankaltainen toiminnallinen opinnäytetyö on toteutettu Metropolialle 2010 Damaged Debbie -fantomnukelle ja tuotos toteutettiin kuvausohjekirjan muodossa.

Toiminnallisessa opinnäytetyössä tärkeää on yhdistää käytännön toteutus ja sen raportointi tutkimusviestinnän keinoin. (Vilka – Airaksinen 2003: 9). Tämän opinnäytetyön tarkoitus on tukea opiskelijan ammatillista kasvua ja syventää opiskelijan ammatillista tietämystä natiiviröntgentutkimusten osalta.

3 Kuvanlaatu ja siihen vaikuttavat tekijät

Röntgenkuvien laatu voidaan jaotella diagnostiseen ja fysikaaliseen. Taitava kuvankatselija osaa arvioida röntgenkuvasta, kuinka luotettavasti siitä nähdään haluttu rakenne, jolloin puhutaan kuvan diagnostisen laadun arvioinnista. Fysikaalisen kuvanlaadun arvioinnissa tukeudutaan kvantitatiivisesti mitattaviin tekijöihin. (Saarakkala – Nieminen 2017.) Röntgenkuvan fysikaalinen laatu riippuu useista eri tekijöistä. Fysikaalisella kuvanlaadulla voidaan tarkoittaa kuvan yksittäisiä ominaisuuksia tai niiden yhteisvaikutusta kuvasta saatavaan informaatioon. Tärkeimpiä kuvanlaatutekijöitä ovat kontrasti, paikannerotuskyky ja kohina. (Saarakkala – Nieminen 2017; Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 82.)

3.1 Kuvanlaatuun vaikuttavia tekijöitä

Kontrastilla röntgenkuvassa tarkoitetaan siinä näkyvää harmaasävyjen tummuusvaihtelua. Hyvin matalalla kontrastilla kuvassa on paljon eri harmaasävyjä, jolloin eri rakenteiden välisten erojen havaitseminen vaikeutuu. Diagnostisuuden saavuttamiseksi kuvassa

on oltava kontrastia. Liian suuri kontrasti puolestaan tekee kuvasta enimmäkseen mustavalkoisen, jolloin anatomisten rakenteiden havaitseminen on haastavampaa. Kontrasti on myös suure, jolla voidaan mitata kuvasta kahden eri kohdan kirkkauden suhdetta. (Herrmann ym. 2012: 2; Tapiovaara ym. 2004: 83.) Kuvan kontrasti on monen eri tekijän tulos. Siihen vaikuttavat käytetyn säteilyn voimakkuus ja sen vaimeneminen potilaassa detektorille siirtyessä, sekä potilaasta siroava hajasäteily. Detektorille osuvaan hajasäteilyyn vaikuttaa etenkin potilaan koko ja kuvauksessa käytetty kenttäkoko. Sitä voidaan vähentää käyttämällä hilaa tai ilmahilaa ja käyttämällä mahdollisimman pientä kenttäkoko. (Tapiovaara ym. 2004: 84–85.)

Kohinalla tarkoitetaan röntgenkuvan tummuusvaihtelua eli toisin sanoen rakeisuutta. Jos kohinaa on paljon, se tekee kuvassa olevien pienten kontrastien havaitsemisen mahdottomaksi. Röntgenkuvan rakeisuus pienenee kuvauksessa käytetyn säteilymäärän kasvaessa ja kasvaa, kun säteilymäärää vähennetään. Kuvien kohina aiheutuu yleisesti kvanttikohinasta, eli detektorilla havaittujen kvanttien lukumäärän satunnaisesta vaihtelusta. Kohinaa voi aiheuttaa myös muutkin tekijät, kuten konversiokohina ja pimeään virran kohina. (Tapiovaara ym. 2004: 27, 93–95.)

Paikkaerotuskyvyllä tarkoitetaan röntgenkuvasta pienten yksityiskohtien erottamista. Siihen vaikuttaa moni eri asia useissa kuvausketjun eri vaiheissa. Valotusajan tulee kuvauksessa olla niin lyhyt kuin kuvattavan kohteen kannalta on mahdollista liikeartefaktien vähentämiseksi. Tallennusmenetelmän tarkkuus määrittää parhaan mahdollisen teoreettisen erotuskyvyn. Suuri fokuksen ja ilmaisimen välinen etäisyys minimoi geometristä epätarkkuutta. Kuvattavan kohteen ja ilmaisimen välinen etäisyys tulee minimoida, jotta vääristymät vähenevät ja kuvasta tulee mahdollisimman tarkka. Digitaalisessa kuvantamisessa paikkaerotuskykyyn vaikuttaa pikselikoko. (Jurvelin 2005: 40–42; Seeram 2011: 121.)

Kilovoltti eli kV kuvastaa röntgenlaitteesta syntyvää jännitettä. Jännitteen määrän vähentyessä kontrasti kasvaa. Sen lisääntyessä hajasäteilyn ja säteilyn läpäisevyys kasvaa. Energiatason on oltava oikealla taajuudella kuvattavaan kohteeseen nähden. Oikeaa energiamäärää valittaessa tulee huomioida kohteen koko eli paksuus ja sen sisältämä massan määrä, sekä tiheys. (Körner ym. 2007: 675-686.)

Röntgenlaitteen putkivirta, mA, kuvastaa säteilyn voimakkuutta ja sekunti, s, siinä käytettyä säteilytysaikaa. Näitä voidaan säätää erikseen tai yhdessä, jolloin jälkimmäisessä

kyseessä on putkivirran ja kuvausajan tulo eli *milliampeerisekunti*, mAs. Käsiarvoilla oikeaa mAs:ia valittaessa tulee huomioida, että röntgenkuva on riittävän kohinaton. Virran ja säteilytysajan kasvaessa kohinan määrä vähenee ja potilaan saama säteilyannos kasvaa. (Jurvelin 2005: 41-42.) Aikuisia ihmisiä kuvattaessa käytetään normaalisti valotusautomaattia apuna, joka säätää mAs:ia säteilyannosta mittaamalla (Ruohonen 2010).

Fokusalueen määrittää elektronit, jotka osuvat röntgenputkessa olevan anodilautasen kaltevalle pinnalle sen pyöriessä. Pieni fokus tuottaa hieman terävämpää kuvaa, kun taas suuri fokus mahdollistaa suuremman putkivirran nopeampaa kuvausta varten. (Starck 2014.) Yleisesti pientä fokusta käytetään suuren sijasta esimerkiksi raajojen kuvantamisessa geometrisen epätarkkuuden minimoimiseksi (Ma – Norton – Hogg 2014: 479).

Rajaus tehdään röntgenputkessa olevilla lyijylamelleilla ja *kenttäkoko* määräytyy sen mukaan. Kuvattava alue pyritään rajaamaan mahdollisimman tarkasti, jottei ns. turhaa säteilytystä syntyisi. Useimmiten kohdealue rajataan suorakaiteen muotoiseksi ja kuvattavan alueen kohdistuksessa käytetään apuna kaihtimessa olevaa kenttävaloa. (Jurvelin 2005: 34.) Kuvausalueen tarkka rajaus on tärkeää digitaalisessa kuvantamisessa, koska suoradigitaaliset detektorit ovat erittäin herkkiä pienillekin määrille hajasäteilyä (Hermann ym. 2012: 10).

Hila on ohut levy, jonka sisällä on ohuita, tyypillisesti lyijystä tai muusta säteilyä hyvin absorboivasta aineesta valmistettuja levyjä eli lamelleja. Säteilyn osuessa potilaaseen se vaimenee absorboitumalla ja siroamalla. Hilan tarkoitus on poistaa tätä hajasäteilyä lamellien absorboidessa muun, kuin kohtisuoraan tulevan säteilyn. Lamellit voivat olla joko yhdensuuntaiset eli fokusoimattomat tai ne voidaan fokusoida tietyn etäisyyden mukaan. Lamellien korkeus ja paksuus voi myös vaihdella, mistä muodostuu hilan hila-suhde. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 66.) Hila käytetään yleisesti kuvaustilanteissa, joissa kohteen paksuus on yli 10 senttiä, jolloin säteilyä absorboituu kuvattavalle alueelle suuresti, kuten esimerkiksi keuhkokuvauksessa. Hilan käyttö on myös aiheellista, kun kuvataan yli 70:llä kV:lla. Korkeilla kV-arvoilla myös sekundaarisäteily on läpäisevää ja sitä pääsee potilaasta detektorille runsaasti. (Uffmann – Scahefer-Prokop 2009: 205–206.)

Suodatuksella poistetaan röntgensäteilyn pienenergisisimmät kvantit, jotka muuten absorboituisivat kuvauskohteeseen eivätkä näin ollen osallistuisi kuvanmuodostukseen merkittävästi. Röntgenputken ikkunan eteen asetetaan yleensä alumiinista valmistettu levy, joka päästää lävitseen suurempienergisistä kvantteja. Samalla se absorboi pienenergisistä kvantteja itseensä. Suodattamista voidaan tehostaa käyttämällä lisäsuodatusta, jolloin käytetään kuparia. (Tapiovaara ym. 2014: 24–25.)

3.2 S-arvo ja L-arvo

S-arvo eli herkkyys (sensitivity) kuvastaa kuvanluennan keskitummuutta. S-arvoa voidaan pitää jonkinlaisena suuntaa antavana arvona kuvausannoksesta. Liian suuri S-arvo (>700) kertoo liian pienistä kuvausarvoista. Kuva on tummahko ja rakeinen, sekä sädeannos luonnollisesti pieni. Liian pieni S-arvo puolestaan (<50) kertoo, että kuvausarvoja on ollut liikaa, jolloin sädeannos on suuri ja kuva vaaleahko. Tummuutta ei kuitenkaan tulisi säätää S-arvon avulla vaan käyttää tarvittaessa jälkikäsitteilyparametreja. (Gustafsson 2012.)

L-arvo eli valotusvara (latitude) kertoo kuvauksessa huomioiduista osa-alueista laajemmin. L-arvoon vaikuttaa mm. rajaus, kV, projektio, keskitys, hajasäteilyn eliminointi ja luentaohjelma. Tarkemmin sanottuna L-arvo kuvaa kuvalevylle/detektorille päätynyttä säteilyä logaritmisella asteikolla. L-arvon skaalan leveys on 0,5–4,0 jolloin 0,5 tarkoittaa, että kuvassa on vähän harmaansävyjä, sanotaan että kuva on ”jyrkkä” ja puolestaan 4,0 paljon harmaansävyjä, jolloin puhutaan ”latteasta” kuvasta. Kuvauksessa pyritään yleensä L-arvoon 2,0–2,4. Toisaalta 1,6 L-luvullakin kuva saattaa näyttää hyvältä, mutta kuvan dynamiikka on huonompi ja arkistossa ikkunoimisen pelivara heikompi. Kontrastia ei tulisi kuitenkaan säätää L-lukua muuttamalla vaan kiinnittää huomiota ensinnäkin kuvauksen perusasioihin, kuten kuvausarvoihin ja rajaukseen. (Gustafsson 2012.)

3.3 Röntgenkuvien arviointi

Hyvän röntgenkuvan saamiseen röntgenhoitajan tulee tuntea hyvän kuvan kriteerit. Röntgenhoitajan täytyy tunnistaa kuvattava alue, sen anatomiset rakenteet ja mitä kuvassa kuuluu kokonaisuudessaan näkyä. Hyvän kuvan kriteerit ohjaavat niin vasta valmistuneen, kuin kokeneemmankin röntgenhoitajan työskentelyä asetteluvaiheessa ja ymmärrystä asettelun merkityksestä. Monet yksittäiset asiat vaikuttavat röntgenkuvan

onnistumiseen ja voivat tehdä kuvauksesta haastavan. Potilaan rakenteellisen anatomian poikkeamat tai röntgenhoitajan huono anatomian osaaminen voivat vaikeuttaa oikeaan kuvausasettoon asettelua. Röntgenhoitajan tulee tunnistaa jokaisesta projektioista diagnostisesti riittävä kuva niin tarkastelu-, kuin hyväksymisvaiheessa. Röntgenkuvan ottamisen jälkeen kuvaa tarkastellaan ja sitä verrataan hyvän kuvan kriteereihin. Mikäli nämä eivät täyty, joudutaan kuva uusimaan. Leikkausoperaatioiden jälkeiset kuvat asettavat tiukemmat kriteerit onnistuneen kuvan saamiselle, kuin yleistilanteen selvittämiseen tarvittavat kuvat. Potilaan aiempien kuvien tarkastelu helpottaa potilaan anatomian tuntemista ja auttaa kuvattavan alueen rajauksessa. Röntgenkuvien kriittinen tarkastelu hyvän kuvan kriteerien näkökulmasta kehittää ja ylläpitää röntgenhoitajan ammattitaitoa. Radiologeilta saatu palaute ja sen hyödyntäminen anatomian oikeasta kuvauksesta kehittää röntgenhoitajien ammattitaitoa asettelussa ja kuvien tarkastelemisessa. (Pöyskö 2014.)

Röntgenkuvien arviointi on hyvä aloittaa teknisen laadun arvioinnilla. Natiivikuvan on täytettävä sille asetetut riittävät laatuvaatimukset. Jos natiivikuvan tekninen laatu ei ole riittävä, pyydetään siitä uusintakuva. Teknisesti riittämättömien kuvien käyttö saattaa johtaa täysin väärään tai virheelliseen lausuntoon. Kerran saavutettu hyvä kuvanlaatu ei seuraa koko loppuelämää, vaan edellyttää jatkuvaa kouluttautumista, itsensä kehittämistä ja asiaan perehtymistä. (Järvenpää 2011.)

4 Toteutusympäristö

Opinnäytetyön toiminnallisen osuuden teimme Metropolia Ammattikorkeakoulun Mannerheimintien röntgenopetustiloissa Shimadzun röntgenlaitteella. Opetustiloissa on thorax-teline ja bucky-pöytä. Pyrimme kuvaamaan fantomia mahdollisimman realistisesti ja tarkasti asettelun, kuvausarvojen ja sädeannoksen suhteen. Röntgenkuvien diagnostista riittävyttä tarkastelimme röntgenlaitteen näytön lisäksi radiologin primäärinäytöltä.

4.1 Whole Body Phantom PBU-50 -fantomnukke

Fantomnukke on japanilaisen Kyoto Kagaku Co, Ltd:n tekemä röntgenkuvantamisessa käytettävä fantomi, joka on pyritty tekemään realistisesti ihmisen kehoa muistuttavaksi. Kuviossa 1 se on kuvattuna bucky-pöydän päälle aseteltuna. Fantomin anatomisia ominaisuuksia ovat synteettinen ja realistinen luusto, mediastinen tila, keuhkoverisuonitus,

maksa ja munuaiset. Lisäksi sen raajoissa on hohkaluun tyyppistä ainetta. Röntgenfantomissa olevat liikuteltavat nivelet mahdollistavat röntgentutkimusten realistisen toteuttamisen. Fantomi soveltuu hyvin opetustyöhön ja laboraatioharjoituksiin, sillä sen vartalosta on mahdollista irrottaa raajat ja pää. Materiaaliltaan se on suunniteltu vastaamaan mahdollisimman hyvin ihmiskehoa, eikä se sisällä metallisia tai nestemäisiä rakenteita. (Kyoto kagaku 2015.)

Fantomin pituus on n. 165 cm ja se painaa n. 50 kg. Oikea olkanivel liikkuu sivuttain horisontaaliseen tasoon asti. Vasen olkanivel nousee eteenpäin horisontaaliseen tasoon asti. Kyynär- ja polvinivelet taittuvat 90 astetta. Lonkat taittuvat 90 astetta eteenpäin ja 45 astetta sivusuunnassa ulospäin. (Kyoto Kagaku 2015.)



Kuvio 1. Whole body phantom PBU-50 -fantomnukke.

4.2 Digitaalinen kuvantaminen

Digitaalisessa kuvantamisessa röntgenkuva muodostuu pienistä suorakulmaisista kuva-alkioista, pikseleistä, joista jokaiseen on tallennettu numerona tieto pikselin harmaasävy-erosta. Kuvan matriisikoko määrittää kuva-alkioiden lukumäärän ja vaikuttaa siihen kuinka pieniä yksityiskohtia kuvasta voidaan erottaa. Kuvan bittisyys puolestaan määrittää sen, kuinka monta harmaansävyä kuvassa voi enimmillään olla: Kahdeksanbittisessä 256, kymmenbittisessä 1024. Harmaansävyjen määrään vaikuttaa luonnollisesti myös kuvankatseluohjelma sekä monitorin bittisyys. Suoradigitaalisen kuvauksen etuja verrattuna kuvalevyihin on vaivaton ja nopea kuvanmuodostus, tasaisempi kuvanlaatu ja sähköisen kuvansiirron ja -käsittelyn helppous. Etuina mainittakoon vielä säteilyn määrän pieneneminen jopa 30-50 % kuvanlaadusta tinkimättä. (Matikka 2013.)

Digitaaliset röntgenkuvat voidaan jaotella niiden ilmaisintekniikan perusteella kahteen luokkaan: suoradigitaalisilla taulukuvailmaisimilla tuotettuihin röntgenkuviin ja kuvalevyillä tuotettuihin kuviin. Kuten jo nimityksestä ilmenee, suoradigitaalisessa kuvantamisessa kuvan muodostuminen tapahtuu suoraan ilmaisimelta sähköisessä muodossa. Kuvalevykuvantamisessa puolestaan kuvan muodostaminen vaatii erillistä kuvanlukijaa. Suoradigitaaliset taulukuvailmaisimet voidaan jaotella vielä erikseen sen mukaan, miten ne muuttavat röntgensäteet sähköiseksi signaaliksi. Käytössämme olevassa ilmaisimessa muunnos tapahtuu epäsuorasti, kun ensin tuikeaineena käytetty cesiumjodidi tuottaa valoa, joka muutetaan sähköiseksi signaaliksi. (Lança – Silva 2013: 10–12.)

4.3 Röntgenlaitteisto

Metropolia ammattikorkeakoulun röntgenopetustiloissa on tällä hetkellä kaksi tutkimus-huonetta ja röntgenlaitetta, joissa toisella tehdään kuvalevykuvantamista ja toisella suoradigitaalista kuvantamista. Työmme toteutusvaiheen teimme uudemmalla laitteistolla, jossa käytössämme on Shimadzun RadSpeed-röntgenlaitte, Fujifilmin suoradigitaalinen taulukuvailmaisimien FDR D-evo C35i ja Console Advance -ohjelmisto. Ohjelmistoon on luotu valmiiksi kuvausohjelmat kaikkiin tiloissa harjoiteltaviin projektiioihin. Kuviossa 2 näkyy opinnäytetyön toteutustilat.



Kuvio 2. Osa Metropolian röntgenopetustiloista.

5 Säteilyturvallisuus

Opinnäytetyö toteutettiin säteilylait ja asetukset huomioiden, ja fantomille määritettiin optimaaliset kuvausarvot riittävällä kuvanlaadulla. Kuvausarvot ovat määritetty ainoastaan käytettäväksi opetukseen Whole Body Phantom PBU-50 -röntgenfantomille. Kohderyhmämme hyötyy valmiiksi määritetyistä kuvausarvoista monella tapaa: He saavat näkemys eri projektioiden kuvausarvojen suuruusluokasta, riittävästä kuvanlaadusta sekä eri tutkimusten sädeannoksista.

Säteilytoiminnan turvallisuudesta vastaa säteilytoiminnan harjoittaja, joka on velvollinen huolehtimaan siitä, että ST-ohjeissa esitetyn mukainen turvallisuustaso toteutetaan ja ylläpidetään. Säteilylaki 592/1991 estää ja rajoittaa säteilystä aiheutuvia terveydellisiä ja muita haittavaikutuksia. Säteilylain yleisiin periaatteisiin kuuluu oikeutus-, optimointi- ja yksilönsuojaperiaatteet. Toisin sanoen, toiminnalla saavutettava hyöty tulee olla suurempi kuin toiminnasta aiheutuva haitta (oikeutusperiaate), terveydelle haitallinen säteilyaltistus pidetään niin alhaisena kuin käytännöllisin toimenpitein mahdollista (optimointiperiaate) ja yksilön säteilyaltistus jää alhaisemmaksi kuin asetetut annosrajat (yksilönsuojaperiaate). (Säteilylaki 592/1991 § 2.)

5.1 Annosoptimointi

Annosoptimoinnilla tarkoitetaan halutun diagnostisen informaation saavuttamista pienimmällä mahdollisella säteilyannoksella. Se, kuinka pitkälle annosoptimointi voidaan viedä, riippuu monesta seikasta, kuten tehtävästä tutkimuksesta sekä kuvan tulkitsijan kokemuksesta. Annosoptimointi alkaa jo lähettävän lääkärin arvioinnilla kuvauksen tarpeellisuudesta. Myös röntgenhoitajan tulisi arvioida lähetteen tarpeellisuus ja tarkistaa, ettei kyseistä tutkimusta ole tehty lähiaikoina muussa yksikössä. Annosoptimoinnin perusedellytyksenä on luotettavasti ja oikein toimiva, haluttuun tutkimukseen soveltuva laitteisto. Kuvausarvojen ja -välineiden oikealla valinnalla määritetään röntgenkuvan fysikaalinen laatu ja siitä aiheutuva annos. Laitteiden ja koko kuvausketjun toimintaa seurataan ja varmistetaan säännöllisellä laadunvalvonnalla. (Ruohonen 2013; Koskinen 2015.)

Parhaimpaan annosoptimiin päästään, kun koko kuvausketju on optimoitu kuvausarvoista kuvankäsittelyparametreihin, kuvankatselumonitoriin ja -olosuhteisiin. Laitteiston ja detektorin ominaisuudet määräävät, kuinka pitkälle annosoptimointi voidaan viedä, mutta kuvausarvojen oikealla valinnalla (muun muassa kV, mAs, suodatus, rajaus) on myös suuri merkitys. KV-arvo vaikuttaa erityisesti kuvan fysikaaliseen kontrastiin ja mAs-arvo vastaavasti kuvan kohinaan ja annostasoon. Annosoptimoinnissa on tärkeää rajata säteilykeila tarkasti kuvattavan kohteen mukaan sironnan ja kokonaisannoksen minimoimiseksi. Rajauksesta ei voi kuitenkaan tehdä liian tiukkaa, ettei kuva ”leikkaa” ja päädytä pahimmillaan uusintakuvaukseen. (Ruohonen 2013.) Kuitenkin täytyy muistaa, että yksi tärkeimmistä tekijöistä kohti turvallista säteilytyötä ja annosoptimointia on koulutettu, kokenut ja motivoitunut henkilökunta, joka omalla ammattitaidollaan toteuttaa tutkimuksia säteilyturvallisesti lakeja ja määräyksiä kunnioittaen. (Mäkelä – Katisko 2008).

5.2 Oikeutusarviointi

Oikeutusarviointi on yksi säteilysuojelun peruseriaatteista ja viime vuosina siihen on alettu kiinnittämään entistä enemmän huomiota. Joidenkin tutkimusten mukaan on arvioitu, että jopa kolmasosa säteilylle altistavista tutkimuksista eivät olisi oikeutettuja. Oikeutuseriaatetta arvioidessa tutkimuksen tulisi vaikuttaa potilaan diagnoosiin tai hoidon valintaan, muutoin se aiheuttaa vain turhaa lisäriskiä säteilystä potilaalle. (Oikarinen 2015.) Säteilyaltistuksen oikeutuksen arviointi kuuluu säteilylain mukaan lääketieteen asiantuntijoille eli lääkäreille, mutta röntgenhoitaja voi tarvittaessa puuttua tutkimuksen

oikeutukseen ja konsultoida esimerkiksi radiologian erikoislääkärinä tai hoitavaa lääkäriä. Oikeutusta arvioitaessa lähettävän lääkärin tulisi ensin mahdollisuuksien mukaan perehtyä potilaan aikaisempiin tutkimuksiin ja miettiä onko kyseinen tieto jo olemassa tai vaihtoehtoisin kuvantamismenetelmiin kuten ultraääneen tai magneettiin. Tutkimuksen tekijälle oikeutusta arvioitaessa tärkein on informatiivinen lähete, josta ilmenee tarpeelliset esitiedot kuvausindikaatioineen. Lähettävän lääkärin tulisi myös informoida potilaalle tutkimuksesta aiheutuvista riskeistä suhteessa saatavaan hyötyyn sekä kertoa potilaalle hoidoista, toimenpiteistä tai niiden vaihtoehdoista. (Laki potilaan asemasta ja oikeuksista 1992/785 § 5; Lajunen ym. 2015; Perankoski 2015.)

6 Toteutus

Toteutimme optimaalisten kuvausarvojen määrittämisen Metropolian Mannerheimintien toimipisteen röntgenluokassa elo-, syys- ja lokakuussa 2018. Käytimme apunamme jo valmiina Shimadzu-röntgenlaitteistolle tallennettuja kuvausarvoja suuntaa antavasti. Lisäksi katsoimme HUSin hyvän kuvan kriteereistä ihmisillä käytettäviä kuvausarvoja kuvauskohteesta riippuen. Whole Body Phantom PBU-50 -fantomin osat on tehty muistuttamaan ihmisen kudosta, joten koimme tämän toimintamallin hyväksi. Asettelussa pyrimme noudattamaan mahdollisimman tarkasti realistista asettelutapaa. Välillä fantomin anatomiset rakenteet tekivät tämän haastavaksi. Kuvasimme fantomnukelta yleisimmät projektiot, joita laboraatiotunneilla harjoitellaan. Joitakin jäi kuitenkin puuttumaan, koska fantomin osat ovat raskaat ja jouduimme tyytymään makuuprojektioihin. Kuvasimme yhteensä 42 eri projektiota, joista kertyi 250 röntgenkuvaa. Projektiot ovat listattu liitteen 1 taulukkoon ja siihen on valittu optimaalisimmat arvot.

Optimaalisia kuvausarvoja määrittäessä otimme useita röntgenkuvia kaikista kuvattavista projektiosta mahdollisimman luotettavan lopputuloksen saavuttamiseksi. Aloitimme käyttämällä järjestelmään luotuja kuvausohjelmia ja niiden kuvausarvoja. Sen jälkeen muutimme joko kV- tai mAs-arvoa, kunnes saavutimme halutun S- ja L-arvon. Tämä toistettiin kaikkien projektioiden kohdalla. Fantomi on tehty muistuttamaan ihmistä, joten kiinnitimme huomiota myös sädeannokseen jokaisen kuvan kohdalla. Pyrimme

joka kuvauksessa pääsemään lähelle S-arvoa 200 ja L-arvoa 2,0, mutta muutamia poikkeuksiakin syntyi. Kuviossa 3 on polven AP (Anterior-Posterior eli edestäpäin kuvattu)-suunnan kuva, jossa L-arvo on 1,6, jonka valitsimme optimaaliseksi.



Kuvio 3. Polven AP-kuva, jossa S-arvo on 215 ja L-arvo 1,6.

Otimme erittäin kriittisen asenteen kuvien arviointiin. Tarkastelimme yhdessä jokaista kuvaa, jotta saisimme määritettyä jokaiseen yksittäiseen projektiioon optimaalisimmat kuvausarvot. Tarkastelua toteutimme pääsääntöisesti röntgenlaitteiston kuvanäytöltä. Tarkemman ja luotettavamman lopputuloksen saamiseksi tarkastelimme ottamiamme röntgenkuvia myös radiologin primäärinäytöltä. Ottamistamme kuvista vertailimme kontrastin, paikkaerotuskyvyn ja kohinan vaihtelua. Näiden vertailussa käytimme kolmiportaista asteikkoa, jossa yhden kohdalla arvioitavaa tekijää oli sopivasti ja kolmen kohdalla liikaa. Emme pyrkineet ottamaan täysin niin sanotusti puhtaita, virheettömiä röntgenkuvia, vaan

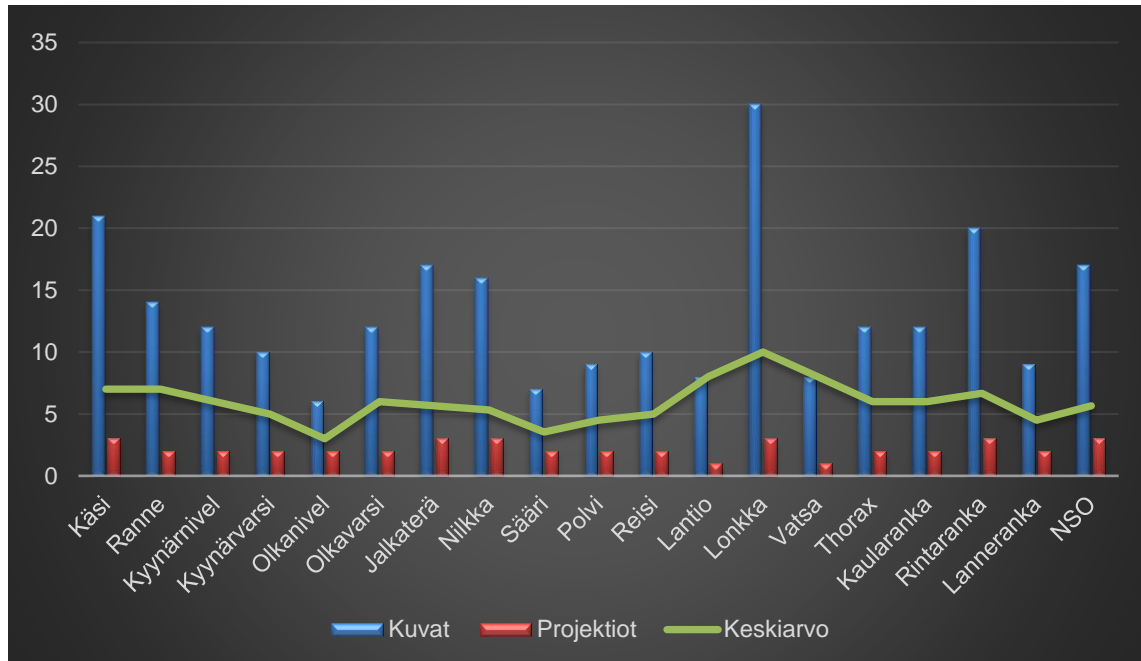
tavoitteemme oli saada oikeaoppisesti riittävä diagnostinen laatu jokaiseen kuvaan. Asettelun ja rajauksen merkitys on erittäin suuri onnistuneen röntgenkuvan kannalta, kuten Pöyskökin artikkelissaan toteaa (Pöyskö 2014). Kuvan rajauksen kanssa olimme hyvin tarkkoja ja noudatimme HUSin hyvän kuvan kriteereitä. Liikeartefaktoista ei tarvinnut huolehtia fantomin koon ja liikkumattomuuden vuoksi, ja käytimme tarvittaessa erilaisia fiksaatiovälineitä. Huomioimme myös sädeannoksen röntgenkuvissa, mutta se ei ollut yhtenä kriteerinä kuvausarvojen määrittämiseen, koska kuvauskohteenamme on fantomi.

Teoreettiseen viitekehykseen haimme tietoa erityisesti kuvausarvoista, säteilyturvallisuudesta, säteilystä, natiivikuvantamisesta ja fantomeista. Tietoa etsiessämme käytimme muun muassa erilaisia tietokantoja, kuten pubmed ja duodecim, jonka lisäksi etsimme tietoa kirjallisuudesta ja internetistä. Turvallisesta säteilynkäytöstä ja kuvausarvojen optimoinnista löytyy hyvin tietoa ja tutkimuksia, sillä niiden tutkimukseen panostetaan koko ajan enemmän ja laitteiden kehitystä viedään jatkuvasti turvallisempaan suuntaan.

7 Tulokset

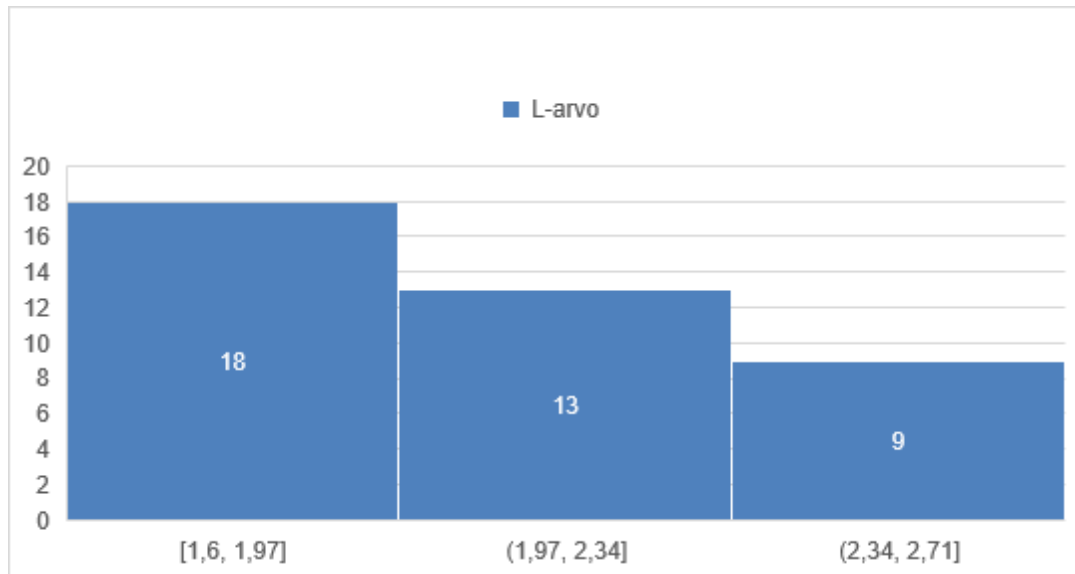
Kaiken kaikkiaan otimme toteutuksen aikana yhteensä 250 röntgenkuvaa fantomin eri osista. Kuvasimme yleisimmät projektiot, joita röntgenhoitajaopiskelijat harjoittelevat laboraatioissa. Kuviossa 4 on kuvattuna eri projektiosta otettujen kuvien määrä ja keskiarvo. Projektiota kertyi yhteensä 42, kun kuvasimme rintarangan sivuprojektion kahdella eri tavalla. Sisällytimme taulukkoon vain uusintakuvat. Keskiarvolta otimme hieman alle kuusi röntgenkuvaa projektiota kohden, jonka jälkeen olimme löytäneet optimaalisimmat kuvausarvot. Yksittäisestä projektiosta eniten kuvasimme lonkan aksiaalia, josta otimme 20 kuvaa. Päätimme kuitenkin ohjauskeskustelussa jättää kyseisen projektion pois lopullisesta kuvausarvotaulukosta, jolloin siihen jäi 40 projektiota, joita kuvattiin 230 kertaa. Kuvioon on otettu mukaan myös lonkan aksiaali, vaikka se puuttuukin lopullisesta

taulukosta. Nilkan viistoprojektio onnistui kahdella kuvalla. Tätä edesauttoi juuri aikaisemmin suoritettu nilkan AP-projektion kuvaus, jossa kuvausarvot olivat hyvin samanlaiset.



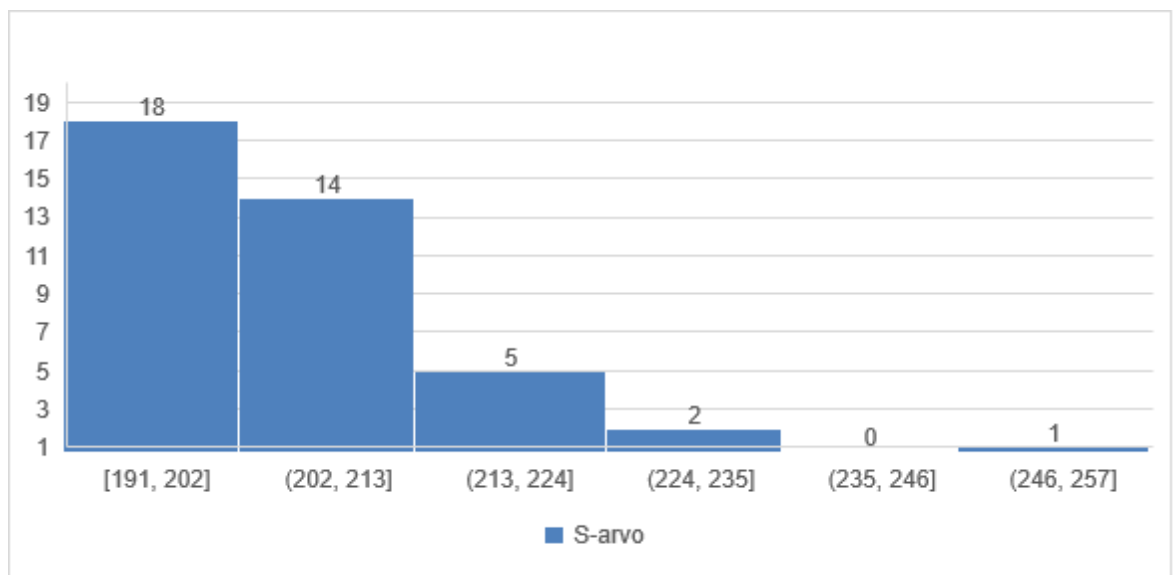
Kuvio 4. Kaavio otetuista kuvista.

Pyrimme saavuttamaan L-arvon 2 samalla, kun S-arvo on lähellä 200:aa. L-arvo vaihteli 1,6–2,7 välillä. Keskiarvoksi saimme 2,1. Korkein arvo 2,7 tuli käden sivukuvassa ja lonkan aksiaaliprojektiossa, joka oli erittäin haastava. Lonkan aksiaaliprojektioista otetut kuvat näyttivät liian tummilta. Diagnostisen kuvan saavuttaminen oli hankalaa, vaikka koekelimme lukuisia eri kV- ja mAs-arvoja. Lopulta saimme diagnostisen kuvan jälkikäsitteilyn avulla, jonka s-arvoksi muodostui 82. Tässä kuvassa oli kV 90 ja mAs 16 ja sen asettelu oli tehty todellisuutta vastaavasti oikealta etäisyydeltä. Päätimme ohjauskeskustelussa jättää tämän projektion pois lopullisesta kuvausarvotaulukosta. Pienin L-arvo 1,6 tuli useammassa kuvassa. Näitä olivat lannerangan AP, kynärnivelen AP ja sivu, kynärvarren AP ja sivu, reiden alaosan AP, polven AP ja säären sivu. Kuviossa 5 nähdään L-arvojen jakauma, jossa 18 projektiossa L-arvo on välillä 1,6–1,97 ja toiseksi suurimmassa joukossa 13 projektiossa välillä 1,97–2,34.



Kuvio 5. Histogrammi projektioiden L-arvoista.

S-arvon saimme pysymään lähellä arvoa 200 ja keskiarvoksi saimme 206,1. Vaihteluväli oli 191–252. Kuvioista 6 nähdään, että suurin osa projektioiden S-arvoista on hyvin lähellä tavoitearvoamme. Käden PA(Posterior-Anterior)-kuvassa saimme S-arvoksi 252. Muissa käden projektioiden S-arvot olivat 225 ja 200, vaikka kuvausarvot olivat hyvin lähellä toisiaan. Kuvausarvot PA-kuvassa olivat hyvin lähellä ihmisillä käytettäviä arvoja ja kuvasta tuli diagnostiikaltaan riittävän hyvä. Sen kohina, kontrasti ja paikkaerotuskyky olivat sopivat ja L-arvoksi tuli 1,6. Pienin S-arvo 191, tuli kaularangan sivukuvassa ja jalkaterän AP-kuvassa.



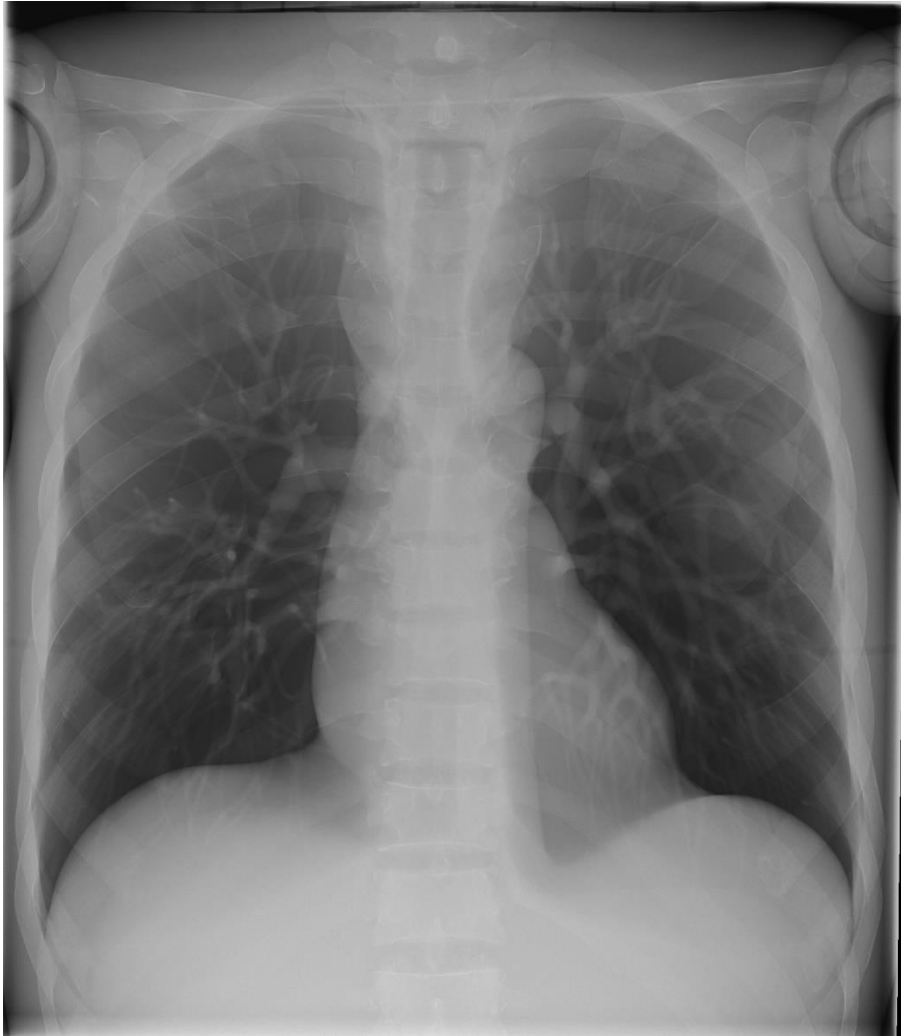
Kuvio 6. Histogrammi projektioiden S-arvoista.

Haasteita ilmeni rintarangan sivukuvauksessa. Ensin yritimme saada sivukuvaa fantomien ollessa maaten sängyllä. Sänky asetettiin thoraxtelinettä vasten niin, että fantomin vasen kylki tuli thorax-telinettä kohti. Rintarangan alue saatiin rajattua hyvin ja kuvausta kokeiltiin monilla eri kuvausarvoilla. Röntgenkuvasta tuli silti epäonnistunut joka kerta. Konsultoimme aiheesta opinnäytetyön ohjaajiamme ja he totesivat, että kuvanlukuohjelmasta saattaa puuttua tietynlaiset parametrit ja näin ollen se ei ymmärrä tätä asettelutyyliä. Tämän jälkeen teimme rintarangan sivukuvauksen uudestaan. Irrotimme fantomilta kaikki raajat, jotta sen liikuttelu olisi vaivattomampaa ja saisimme sen tuettua thoraxtelinettä vasten. Varmistimme liikkumattomuuden teippaamalla sen kiinni telineeseen, kuten kuviosta 7 ilmenee. Lopulta asento muistutti samaa kuvausasentoa kuin ihmisilläkin käytetään rintarangan sivukuvauksessa. Otimme tästä asennosta kuusi uusin-takuvaa eri kuvausarvoilla, jonka jälkeen olimme saavuttaneet optimaaliset kuvausarvot kyseiselle projektiolle. S-arvoksi muodostui 210, ja L-arvoksi 2,3. KV oli 87 ja mAs 14, jolloin kuvausarvot ovat melko lähellä ihmisillä käytettäviä arvoja. Kuvausarvojen optimaalisen tason saavuttamisen jälkeen vertailimme vielä kuvanlaadullisesti kaikkia kuutta kuvaa. Totesimme yksimielisesti, että S-arvon ollessa lähellä lukua 200, on lopputulos halutun kaltainen, eli riittävän hyvä ja selkeästi diagnostinen.



Kuvio 7. Fantomin asettelun soveltamista rintarangan sivukuvaan.

Nuken röntgenkuvien anatomiset rakenteet ovat kehittyneet huomattavasti ja olimme yllättyneitä miten aidolta esimerkiksi kuviossa 8 esitetty thoraxröntgenkuva näyttää. Fantomin vatsan natiivikuvassa emme kuitenkaan saaneet maksan tai munuaisten ääri viivoja näkyviin. Fantomi on kehittynyt anatomialtaan rangan, kallon, raajojen ja keuhkojen osalta niin huomattavasti, että se sopii anatomiankin opiskeluun.



Kuvio 8. Thoraxkuva maaten 115 cm etäisyydeltä, AP-suunnasta kuvattuna.

8 Pohdinta

Toiminnallinen opinnäytetyömme koostui kolmesta eri vaiheesta: suunnittelusta, toteutuksesta ja raportoinnista. Aiheemme saimme Metropolia Ammattikorkeakoulun toimeksiantona. Toiminnallinen vaihe oli kaikille ryhmämme jäsenistä selkeä, eli määritämme fantomille optimaaliset kuvausarvot, mutta raportin rakenne ja sisältö selkeytyi prosessin edetessä. Päätimme, että keskitymme raportoinnissa optimaalisten kuvausarvojen lisäksi fantomnukkeen. Aloitimme opinnäytetyöprosessin tuntematta toistemme työskentelytapoja, heikkouksia tai vahvuuksia. Koimme kuvanlaadun arvioinnin haasteelliseksi. Epäilimme kykyjämme arvioida kuvan diagnostista riittävyttä. Olisimme toivoneet mielihpidettä kuvien laadusta ohjaavalta opettajalta, mutta harmiksemme emme saaneet aikatauluja sovitettua yhteen. Muita haasteita koimme suunniteltujen aikataulujen kanssa,

kun opinnäytetyöprosessi oli tarkoitus aloittaa ennen kesää ja työstää kesän aikana, jolloin ryhmän jäsenet olivat työssä muun perhe-elämän lisäksi. Suunnitteluvaiheen saimme kuitenkin päätökseen ennen kesää.

Toiminnallisen vaiheen aikana ja sen jälkeen työstimme raporttia. Kirjoittamisen hoidimme suurimmaksi osaksi kukin tahoillamme, johtuen aikataulullisista seikoista. Kirjoitimme Office 365 OneDrive -pilvipalvelun kautta samaan tiedostoon, jotta tekstirakenne pysyisi yhtenäisenä koko kirjoitusprosessin ajan. Yhteyttä pidimme koko prosessin ajan tiiviisti WhatsApp-viestintäpalvelulla ja tapasimme tarpeen vaatiessa. Valitsemamme arvot muistuttavat huomattavasti enemmän ihmisillä käytettyjä arvoja kuin aiemmalle fantomnukelle tehdyssä määrittelyssä. Ryhmämme kolmesta jäsenestä kaksi oli ollut kesätyössä natiiviröntgenissä, josta varmasti oli runsaasti apua kuvien arvioinnissa, asetelussa ja työskentelyssä koulun röntgenopetustiloissa.

Asettelussa käytimme paljon erilaisia fiksaatiovälineitä, kuten hiekkapusseja ja kiilatyynejä. Välillä käytimme myös teippiä oikean kuvausasennon saavuttamiseksi ja liikkumattomuuden varmistamiseksi. Meille oli hyvin tärkeää saada fantomin osat oikeaoppiseen asentoon, jotta kuvaus onnistuisi hyvän kuvan kriteerien mukaisesti. Vaikka fantomi onkin uusi ja huomattavasti taipuisampi sekä liikkuvampi kuin aiempi fantomi, sen osat ovat hyvin raskaat ja sen takia sitä ei ollut aina helppo saada oikeaan asentoon. Raajojen kuvantamista helpotti niiden nopea ja vaivaton irrotettavuus. Onnistuimme kuitenkin apuvälineitä käyttäen saavuttamaan melko realistiset kuvausasennot.

Työskentely ryhmänä sujui ongelmitta ja olimme samaa mieltä kuvausarvoista suhteessa kuvanlaatuun ja annokseen. Kohderyhmämme eli tulevat röntgenhoitajaopiskelijat hyötyvät varmasti enemmän uudesta fantomista ja saavat hyvän pohjan natiivikuvantamisen opiskeluun. Opinnäytetyöprosessi on kehittänyt myös omaa ammattitaitoamme ja tukenut ammatillista kasvuamme röntgenhoitajiksi. Olemme saaneet soveltaa teoriassa oppimaamme käytännössä ja työllämme osoitamme osaamisemme natiiviröntgenkuvauksissa. Opinnäytetyö on kehittänyt ja vahvistanut taitojamme työskennellä ryhmässä, mikä on tärkeää myös tulevan työmme kannalta.

8.1 Luotettavuus ja eettisyys

Opinnäytetyön teoreettinen viitekehys on koottu alan kotimaista ja kansainvälistä kirjallisuutta, tutkimuksia, artikkeleita ja luotettavia internet-lähteitä hyödyntäen. Lähdeviitteet

on merkitty asianmukaisesti ilman suoria lainauksia. Toteutukseen emme ohjaajiemme mukaan tarvinneet tutkimuslupaa.

Opinnäytetyön luotettavuutta olisi lisännyt ulkopuolisen asiantuntijan arviointi valitsemistamme kuvausarvoista, mutta aikataulullisesti tämä ei valitettavasti ollut mahdollista. Työn tulokset menevät Metropolian opetuskäyttöön natiivilaboraatioissa, joten asiantuntijan arviointi olisi ollut suotavaa ennen kuvausarvojen käyttöönottoa. Valitsimme kuvausarvot erittäin kriittisellä otteella suhteessa kuvanlaatuun ja annokseen, sekä asetimme ja rajasimme huolellisesti HUSin hyvän kuvan kriteereitä noudattaen.

Opinnäytetyön prosessin loppuvaiheessa määrittämiämme kuvausarvoja testattiin käytännössä avoimen polun opiskelijoiden toimesta natiivilaboraatioissa. Yksi ryhmämme jäsen järjesti avoimen polun opiskelijoille tutustumisviikon röntgenhoitajan työhön, johon sisältyi koulun natiivilaboraatioon tutustuminen. Tutustumisviikon aikana fantomilta kuvattiin muun muassa thorax-, käsi- ja rankaprojektiot. Optimaalisimmat arvot suhteessa kuvanlaatuun ja annokseen saatiin valitsemillamme arvoilla, joka lisää työn luotettavuutta.

8.2 Kehittämisehdotus

Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelman on tarkoitus siirtyä Myllypuron kampukselle vuonna 2019. Nykyisestä Mannerheimintien toimipisteen kahdesta röntgenkuvauslaitteesta todennäköisesti vain toinen siirretään uusiin tiloihin. Myllypuroon muuttaisi käyttämämme Shimadzu-röntgenlaitteisto ja kuvalevylaitteisto korvattaisiin uudella. Näin ehdotammekin, että tulevaisuudessa opiskelijat voisivat tehdä optimaalisten kuvausarvojen määrityksen uudella laitteistolla Myllypuron kampuksella. He pystyvät hyödyntämään opinnäytetyötämme optimaalisia kuvasarvoja määrittäessään Whole Body Phantom PBU-50 -fantomukelle. Jatkotöissä tulosten luotettavuuden lisäämiseksi kuvanlaadun arviointiin olisi hyvä ottaa mukaan alan ammattilaisen kommentit kuvanlaadusta.

Lähteet

Gustafsson, Jan 2012. Onemed. Pikaohje v1.1.

Herrman, Tracy – Fauber, Terri – Gill, Julie – Hoffman, Colleen – Orth, Denise – Peterson, Paulette – Prouty, Randy – Woodward, Andrew – Odle, Teresa 2012. Best Practices in Digital Radiography. American Society of Radiologic Technologists. Luettavissa myös sähköisesti osoitteessa <https://www.asrt.org/docs/default-source/publications/whitepapers/asrt12_bstpracdigradwhp_final.pdf>.

Jurvelin, Jukka 2005. Röntgenkuvaus. Teoksessa Soimakallio, Seppo – Kivisaari, Leena – Manninen, Hannu – Svedström, Erkki – Tervonen, Osmo (toim.): Radiologia. Helsinki: WSOY.

Järvenpää Ritva 2011. Miten kliinistä kuvaa tulisi arvioida. Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <<http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?688>>. Luettu 11.10.2018.

Koskinen, Seppo 2015. Onko natiiviröntgenkuva riittävä? (oikeutusarviointi). Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <www.sadeturvapaivat.fi/file.php?863>. Luettu 27.10.2018.

Kyoto Kagaku 2015. Whole Body Phantom PBU-50 Instruction manual. Verkkodokumentti. <[https://www.kyotokagaku.com/products/detail03/pdf/PH-2%20PBU-50\(E\)20150402.pdf](https://www.kyotokagaku.com/products/detail03/pdf/PH-2%20PBU-50(E)20150402.pdf)>. Luettu 25.4.2018.

Körner, Markus – Weber, Christof – Wirth, Stefan – Pfeifer, Klaus-Jürgen – Reiser, Maximilian – Treitl, Markus 2007. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview 1. Radiographics 27, 675–686. Luettavissa myös sähköisesti osoitteessa <<https://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rg.273065075>>.

Lajunen ym. 2015. Oikeutus säteilylle altistavissa tutkimuksissa - opas hoitaville lääkäreille. Säteilysäilytyskeskus. Verkkodokumentti. <www.julkari.fi/handle/10024/126288>. Luettu 30.10.2018.

Laki potilaan asemasta ja oikeuksista 1992/785. Annettu Helsingissä 17.8.1992.

Lança, Luís – Silva, Augusto 2013. Digital imaging systems for plain radiography. New York: Springer. Luettavissa myös sähköisesti osoitteessa <<https://www.dawsonera.com/readonline/9781461450672>>.

Ma, Wang Kei – Norton, Sue – Hogg, Peter 2014. Effect of Kilovoltage, Milliampere Seconds, and Focal Spot Size on Image Quality. Radiologic Technology 85 (5). 479–485. Luettavissa myös sähköisesti osoitteessa <<https://www.researchgate.net/publication/262147344>>.

Matikka, Hanna 2013. Digitaalisen natiivikuvauksen perusteet. Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <<http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?753>>. Luettu 23.4.2018.

Metropolia 2014. Opinto-opas. Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma. Verkkodokumentti. <<http://opinto-opas-ops.metropolia.fi/index.php/fi/16183/fi/70311/SXM14S1/year/2014>>. Luettu 25.1.2018.

Mäkelä, Timo – Katisko, Jani 2008. Säteilyannokseen vaikuttavat asiat - perusasioita. Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <www.sadeturvapaivat.fi/file.php?255>. Luettu 19.10.2018.

Oikarinen, Heljä 2015. Oikeutus säteilylle altistavissa tutkimuksissa - julkaistu opas hoitaville lääkäreille ja uudet suositukset ovat tekeillä. Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <www.sadeturvapaivat.fi/file.php?970>. Luettu 30.10.2018.

Perankoski, Merja 2015. Thoraxin kuvantaminen - miten hyvä kuva saadaan? Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <www.sadeturvapaivat.fi/file.php?970>. Luettu 30.10.2018.

Pöyskö, Heli 2014. Nilkan ja polven kuvantaminen. Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <<http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?873>>. Luettu 10.10.2018.

Ruohonen, Jyrki 2013. Säteilyannoksen optimointi ja kuvankäsittely. Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <<http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?743>>. Luettu 19.4.2018.

Ruohonen, Jyrki 2010. Perusfysiikkaa: Mitä pitää muistaa tehdä eri tavalla kun lapsipotilasta kuvataan? Sädeturvapäivät. Abstraktit. Verkkodokumentti. <http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x82x#cat82>. Luettu 9.10.2018.

Saarakkala, Simo – Nieminen, Miika 2017. Radiologinen kuvan laatu. Teoksessa Sequieros, Roberto Blanco – Koskinen, Seppo, – Aronen, Hannu – Lundbom, Nina – Vanhinen, Ritva – Tervonen, Osmo (toim.): Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim.

Seeram, Euclid 2011. Digital Radiography: An Introduction. New York: Delmar.

Starck, Tuomo 2014. Digitaalisen kuvan synty ja anatomia. Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <<http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?865>>. Luettu 15.10.2018.

STUK 2014. ST-ohje 3.3. Röntgentutkimukset terveydenhuollossa. Verkkodokumentti. <<https://www.stuklex.fi/fi/ohje/ST3-3>>. Luettu 25.1.2018.

Säteilylaki 592/1991. Annettu Helsingissä 27.3.1991.

Tapiovaara, Markku – Pukkila, Olavi – Miettinen Asko 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa Pukkila, Olavi (toim.): Säteilyn käyttö. Hämeenlinna: Karisto Oy:n kirjapaino.

Uffman, Martin – Schaefer-Prokop, Cornelia 2009. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. European journal of radiography 72

(2). 205–206. Luettavissa myös sähköisesti osoitteessa <[https://www.ejradiology.com/article/S0720-048X\(09\)00354-4/fulltext](https://www.ejradiology.com/article/S0720-048X(09)00354-4/fulltext)>.

Vilka, Hanna – Airaksinen, Tiina 2003. Toiminnallinen opinnäytetyö. Jyväskylä: Gummerrus Kirjapaino Oy.

Kuvausarvotaulukko

Projekti	Detektorin paikka	Hila	kV	mAs	Fokus	Lisäsuodatus	FFD	S-arvo	L-arvo
Käsi PA	Pöydän päällä	ei	50	2	pieni	ei	115cm	252	1,6
Käsi viisto	Pöydän päällä	ei	49	2,5	pieni	ei	115cm	225	1,7
Käsi sivu	Pöydän päällä	ei	50	3,2	pieni	ei	115cm	200	2,7
Ranne PA	Pöydän päällä	ei	53	3,6	pieni	ei	115cm	210	1,7
Ranne sivu	Pöydän päällä	ei	60	4	pieni	ei	115cm	196	2,3
Kyynärnivel AP	Pöydän päällä	ei	52	3,6	pieni	ei	115cm	210	1,6
Kyynärnivel Sivu	Pöydän päällä	ei	55	3,6	pieni	ei	115cm	210	1,6
Kyynärvarsi PA	Pöydän päällä	ei	52	3,6	pieni	ei	115cm	200	1,6
Kyynärvarsi sivu	Pöydän päällä	ei	55	4	pieni	ei	115cm	205	1,6
Olkaniivel AP sis. Rot.	Bucky	kyllä	70	11	pieni	0,1Cu	115cm	210	2,5
Olkaniivel AP ulk. Rot.	Bucky	kyllä	71	11	pieni	0,1Cu	115cm	215	2,5
Olkavarsi AP	Bucky	kyllä	69	10	iso	0,1Cu	115cm	200	2,5
Olkavarsi sivu	Bucky	kyllä	73	11	iso	0,1Cu	115cm	205	2,5
Jalkaterä AP	Pöydän päällä	ei	55	3,2	pieni	ei	115cm	191	1,9

Jalkaterä viisto	Pöydän päällä	ei	55	4	pieni	ei	115cm	215	2,2
Jalkaterä sivu	Pöydän päällä	ei	60	3,2	pieni	ei	115cm	225	1,8
Nilkka AP	Pöydän päällä	ei	53	5	pieni	ei	115cm	205	1,8
Nilkka mortise	Pöydän päällä	ei	53	5	pieni	ei	115cm	205	1,8
Nilkka sivu	Pöydän päällä	ei	55	5	pieni	ei	115cm	196	2
Sääri AP	Pöydän päällä	ei	58	4	pieni	ei	115cm	200	1,7
Sääri sivu	Pöydän päällä	ei	58	4	pieni	ei	115cm	200	1,6
Polvi AP	Bucky	kyllä	66	8	pieni	ei	115cm	215	1,6
Polvi sivu	Bucky	kyllä	68	9	pieni	ei	115cm	200	1,7
Reisi AP yläosa	Pöydän päällä	kyllä	75	7,1	iso	0,1Cu	115cm	205	2
Reisi AP alaosa	Pöydän päällä	kyllä	74	7,1	iso	0,1Cu	115cm	200	1,6
Lantio AP	Bucky	kyllä	80	10	iso	0,1Cu	115cm	210	2,4
Lonkka AP	Bucky	kyllä	80	9	iso	0,1Cu	115cm	200	2,7
Lonkka lauenstein	Bucky	kyllä	81	9	iso	0,1Cu	115cm	210	2,6
Keuhkot AP	Bucky	kyllä	125	2	iso	0,2Cu	115cm	200	2,2
Keuhkot sivu	Thorax-te-line	kyllä	130	4,5	iso	0,2Cu	200cm	215	2,2
Natiivivatsa AP	Bucky	kyllä	87	10	iso	0,1Cu	115cm	205	1,9
Kaularanka AP	Bucky	kyllä	77	5	pieni	0,1Cu	115cm	196	2,2

Kaularanka sivu	Thorax-te-line	kyllä	85	7,1	pieni	0,1Cu	150cm	191	2,3
Rintaranka AP	Bucky	kyllä	78	10	iso	0,1Cu	115cm	210	2,5
Rintaranka sivu "seisten"	Thorax-te-line	kyllä	87	14	iso	0,1Cu	150cm	215	2,3
Lanneranka AP	Bucky	kyllä	90	16	iso	0,1Cu	115cm	196	1,6
Lanneranka sivu	Thorax-te-line	kyllä	100	50	iso	0,1Cu	150cm	200	2,3
NSO PA	Thorax-te-line	kyllä	90	32	pieni	0,1Cu	150cm	205	2,2
NSO kuutamo PA	Thorax-te-line	kyllä	89	32	pieni	0,1Cu	150cm	200	2,2
NSO sivu	Thorax-te-line	kyllä	97	6,3	pieni	0,1Cu	150cm	196	2,2