Opinnäytetyö (AMK)

Röntgenhoitajakoulutus

2020

Kalle Salminen & Jali Verha

FUJI FDR NANO® OSASTOKUVAUSLAITTEEN SOVELTUVUUS AIKUISTEN KUVANTAMISEEN

TURKU AMK
TURKU UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

OPINNÄYTETYÖ (AMK) | TIIVISTELMÄ

TURUN AMMATTIKORKEAKOULU

Röntgenhoitajakoulutus

2020 | 27 sivua, 3 liitesivua

Kalle Salminen & Jali Verha

FUJI FDR NANO® OSASTOKUVAUSLAITTEEN SOVELTUVUUS AIKUISTEN POTILAIDEN KUVANTAMISEEN

Osastokuvauslaitteet ovat tarpeellisia tapauksessa, jolloin kuvattavaa henkilöä ei saada siirrettyä röntgenosastolle kuvattavaksi. Eri laitevalmistajien laitteilla on erilaisia ominaisuuksia. Tämän opinnäytetyön toimeksiantajana toimi Varsinais-Suomen sairaanhoitopiiri VSSHP. Opinnäytetyön tarkoituksena on selvittää, soveltuuko tällä hetkellä Tyksissä lasten kuvantamisessa käytössä oleva Fuji FDR Nano® osastokuvauslaite aikuisten kuvantamiseen. Tarkoituksen selvittämiseksi radiologi arvioi ennalta määriteltyjen kriteerien pohjalta useita, eri kuvausarvoilla otettuja röntgenkuvia (n = 56). Röntgenkuvia otettiin kahdessa eri vaiheessa. Sovittuna kuvauspäivänä, ja toimeksiantajan toimesta myöhemmin lisää.

Opinnäytetyön kirjallisuuskatsauksessa perehdyimme testattavien laitteiden ominaisuuksiin, keuhkokuvien tulkintaan liittyviin olennaisiin anatomisiin kohtiin sekä ihmiskudosta säteilyn vaimenemisen kannalta vastaavan gelatiinin valmistukseen.

Johtopäätöksenä opinnäytetyön tuloksista voidaan todeta, että Fuji FDR Nano® soveltuu tietyin ehdoin myös aikuisten kuvantamiseen. Jatkokehitysehdotuksena voisi olla lisäkuvien ottaminen eri kuvausarvoilla, säteilyannokseen perehtyminen tarkemmin, tutustuminen kuvan luennan tarjoamiin mahdollisuuksiin, sekä näiden perusteella laitteen optimointi. Opinnäytetyön tuloksia voidaan käyttää selvittämään Fuji FDR Nano®n käyttömahdollisuuksia muissa, kuin lasten kuvantamisissa.

ASIASANAT:

Osastokuvauslaite, fantomi, keuhkot, thorax, gelatiini.

BACHELOR´S THESIS | ABSTRACT

TURKU UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Radiography and Radiotherapy

2020 | 27 pages, 3 pages in appendices

Kalle Salminen & Jali Verha

SUITABILITY OF FUJI FDR NANO® COMPACT DIGITAL X-RAY CART SYSTEM FOR ADULT PATIENT IMAGING

The digital x-ray cart systems are necessary in cases where the person cannot be moved to x-ray department for imaging. The digital x-ray cart systems from different manufacturers have different qualities and properties. Our principal in this thesis was the Health Care District of Southwest Finland (VSSHP). The purpose of this thesis was to find out whether the compact digital x-ray cart system used for imaging of children in Tyks (Fuji FDR Nano®) is suitable for adult imaging. To facilitate this a radiologist assessed the quality of several x-ray images (n = 56) with different imaging parameters, according to predetermined criteria. The images were taken in two different phases.

The focus in the literature review part of this thesis was on specifications of the systems, the essential parts of thorax image interpretation and manufacturing gelatin with radiation attenuation properties similar compared to human tissue.

As a conclusion of the results from this thesis we can say that Fuji FDR Nano® is suitable for adult imaging with certain conditions. Further development could include taking additional images with different imaging parameters, focusing on radiation doses and the optimization of the system based on these. The results from this thesis can be used to find out other imaging possibilities for the Fuji FDR Nano®.

KEYWORDS:

Digital x-ray cart system, phantom, lungs, thorax, gelatin

SISÄLTÖ

KÄYTETYT LYHENTEET JA SANASTO **6**

1 JOHDANTO **7**

2 TARKOITUS JA TUTKIMUSKYSYMYS **8**

3 MENETELMÄLLISET RATKAISUT **9**

3.1 Fantomi 10

3.2 Gelatiini 11

3.3 Kuvien laadun arviointi 13

4 TOIMINTAYMPÄRISTÖ **15**

4.1 Osastokuvauslaitteet 15

4.2 Virtuaalihila ja detektorit 16

5 TOTEUTUS **17**

5.1 Suunnittelu ja valmistelut 18

5.2 Aineiston keruu 18

5.3 Aineiston analysointi 20

6 TULOKSET **22**

7 POHDINTA **25**

LÄHTEET **27**

LIITTEET

Liite 1. Image criteria (Tingberg 2000)
Liite 2. Mitatut tulokset
Liite 3. Radiologin arviot kuvien laadusta

KUVAT

Kuva 1. Fantomi aseteltuna ja kuvausalue rajattuna. 10
Kuva 2. Lisägelatiini aseteltuna fantomin päälle. 12
Kuva 3. Verrokkilaite Carestream DRX Revolution®. 15
Kuva 4. Vasemmalla perinteinen detektorirakenne. Oikealla Fujifilm ISS -rakenne. (FDR D-EVO II C35®) 16
Kuva 5. Aineiston keruun ja analyysin vaiheet 17
Kuva 6. Verrokkilaitteella fantomista otettu kuva, jossa arvioitavat kohdat näkyvissä. 21

TAULUKOT

Taulukko 1. Säteilyannoksen ja kuvanlaatukeskiarvon muutos suhteessa säteilymäärän (mAs) kasvuun. 23
Taulukko 2. Kuvanlaatukeskiarvon muutos suhteessa kuvattavan kohteen kokoon. 23
Taulukko 3. Kuvanlaatukeskiarvon vaihtelu suhteessa lisäsuodatuksen muutokseen. 24

KÄYTETYT LYHENTEET JA SANASTO

Lyhenne	Lyhenteen selitys (Lähdeviite)
Attenuaatio	Säteilyn vaimeneminen
Carestream	Carestream DRX Revolution® - osastokuvauslaite
Fantomi	Multipurpose Chest Phantom N1 “Lungman” ® (Kyoto Kagaku Co., Japan) keuhkofantomi
Indikaatio	Aihe, hoidonaihe, syy
Kostofreeninen kulma	Röntgenkuvassa keuhkojen alareunassa olevat kohdat, missä palleankaari ja kylkiluut kohtaavat.
kV	Kilovoltti, kuvausjännite
mAs	Milliampeerisekunti, kuvausvirran ja ajan tulo
Mediastinum	Välikarsina. Keuhkokuvan keskellä oleva alue, missä sijaitsevat mm. sydän, isoimmat verisuonet, henki- ja ruokatorvi.
Nano	Fuji FDR Nano® - osastokuvauslaite
Natiivikuvaus	Röntgenkuvaus ilman varjoainetta
STUK	Säteilyturvakeskus
Tyks	Turun Yliopistollinen Keskussairaala
VSSHP	Varsinais-Suomen sairaanhoitopiiri

1 JOHDANTO

Osastokuvauslaitteet ovat tarpeellisia tapauksessa, jolloin kuvattavaa kohdetta tai ihmistä ei saada siirrettyä röntgenosastolle kuvattavaksi. Osastokuvauslaitteita on monenlaisia, valmistajasta ja mallista riippuen jokaisella on erilaisia ominaisuuksia.

Röntgenkuvauksen yksi keskeisimpiä kuvauskohteita on rintaontelon alue, jonka kuvauksesta käytetään arjessa termiä keuhkokuvaus. Keuhkokuvaus on yksi yleisimmistä lääketieteellisistä kuvauksista. Suomessa tehtiin vuonna 2012 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta, joista 1,2 miljoonaa oli keuhkokuvauksia, eli noin 31% kaikista röntgentutkimuksista. Keuhkokuva on yleinen kuvaus, koska sillä saadaan anatomista tietoa elimistä ja rakenteista rintaontelossa laajasti, potilasta vähän rasittamalla, ja pienellä säteilymäärällä. (Järvenpää 2012)

Aiheita eli indikaatioita keuhkokuvan ottamiselle on hyvin monia. Indikaatiot voivat olla esimerkiksi keuhkosairauksien, kuten keuhkokuumeen tai astman, toteamista ja poissulkemista. Myös vierasesineiden ja erilaisten lääkinnällisten katetrien ja letkujen paikanvarmistus voi olla indikaationa. (Korppi & Seuri 2016, Johansson & Wiklund 2020)

Yleisimmin keuhkojen natiivikuvantamisessa käytettävä putkijännite vaihtelee 115 ja 130 kV:n välillä riippuen kuvaussuunnasta ja asennosta (seisten/makuulla). Opinnäytetyömme kohteena olevan osastokuvauslaitteen maksimiputkijännite on kuitenkin vain 100 kV. Oleellisin kysymys opinnäytetyössämme olikin, riittääkö jännite hyvälaatuisen röntgenkuvan aikaansaamiseksi aikuispotilaasta.

2 TARKOITUS JA TUTKIMUSKYSYMYS

Tämän opinnäytetyön tarkoitus on selvittää, miten hyvin Tyksissä lasten kuvauksissa käytettävä osastokuvauslaite Fuji FDR Nano®n (jatkossa Nano) soveltuu aikuisten kuvantamiseen. Keskeisenä tutkimuskysymyksenä on:

- Miten 100 kV:n jännitteellä otetut kuvat vastaavat aikuisen thorax-kuvalle asetettuja laadullisia kriteereitä?

Opinnäytetyön tuloksia voidaan käyttää selvittämään Nanon käyttöä muissa, kuin lasten kuvantamisissa. Verrokkilaitteena käytettiin Tyksissä yleisessä käytössä olevaa Carestream DRX Revolution® (jatkossa Carestream) osastokuvauslaitetta.

3 MENETELMÄLLISET RATKAISUT

Opinnäytetyö on luonteeltaan tutkimuksellinen. Tutkimuskysymykseen vastataksemme otimme useita röntgenkuvia eri kuvausparametreilla sekä eri massaisista kuvauskohteista. Kuvien laadun arvioimiseksi laadittiin kriteerit kirjallisuuden perusteella - arvioinnissa sovellettiin aikaisemmin laadittuja kriteereitä (Tingberg 2000). Otettujen kuvien arvioinnin suoritti radiologi edellä mainittujen kriteerien perusteella. Opinnäytetyön aineistona on tutkittavalla ja verrokkilaitteella otetut röntgenkuvat, radiologin arvioinnit, sekä toimeksiantajan kanssa yhteistyössä mitatut säteilyannokset.

Kuvausfantomina oli Turun AMK:n omistama Multipurpose Chest Phantom N1 “Lungman” ® (Kyoto Kagaku Co., Japan) keuhkofantom (jatkossa fantomi). Valmistaja ilmoittaa fantomin vastaavan 168 cm pitkää ja 65,4 kg:n painoista aikuista. Mukana olevilla saman valmistajan lisäosilla saadaan paino vastaamaan 82 kg:n painoista aikuista (BMI 29.1). Opinnäytetyön kannalta fantomi piti saada vastaamaan noin 100 kg:n painoista aikuista, Saadaksemme fantomin vastaamaan n. 100 kg:n painoista kohdetta, valmistimme gelatiinilevyn reseptillä 200 g jauhetta 1800 ml vettä kohden. Tämän sekoitussuhteen on todettu vastaavan lihaskudosta ballistisissa testeissä (Jussila 2003). Gelatiinin on todettu vastaavan lihaskudosta kohtalaisen hyvin röntgensäteilyn vaimenemisen kannalta (Fadhil ym. 2017).

3.1 Fantomi

Opinnäytetyössä kuvattavana kohteena oli keuhkofantomi. Fantomi vastaa röntgenkuvauksen kannalta ihmisen ylävartaloa, joten kuvat näyttävät oikeasta ihmisestä otetuilta kuvilta. Fantomi aseteltiin ja kuvausalue rajattiin merkkien kanssa samanlaiseksi tutkimuksen eri kuvauksissa (KUVA 1).

Kuva 1. Fantomi aseteltuna ja kuvausalue rajattuna.

3.2 Gelatiini

Opinnäytetyössä tarvitsimme gelatiinia, jotta saimme fantomin vastaamaan vielä isompaa kohdetta, kuin valmistajan lisäosilla oli mahdollista. Gelatiini on liivatejauhosta ja vedestä tehtyä tiheää hyytelöä. Valmistimme kaksi erillistä levyä 10% konsentraationa (200 g liivatejauhoa, 1800 ml vettä) yleisen käytössä olevan ohjeen mukaisesti (Jussila 2003). Muotiksi valikoitui yleinen pizzalaatikko, jonka avulla saimme valmistettua keuhkokuvaukseen sopivan kokoiset gelatiinilevyt (310 mm x 310 mm x 18 mm).

Gelatiinin valmistus aloitetaan sekoittamalla liivatejauho haaleaan veteen. Tämän jälkeen seoksen annetaan jähmettyä noin 4 tunnin ajan. Toisessa vaiheessa gelatiini sulatetaan hitaasti kuumassa vesihauteessa ja kaadetaan muottiin. Lopuksi gelatiinin annetaan jähmettyä jääkaapissa 48 tunnin ajan ennen käyttöä. Opinnäytetyössä valmistusprosessin opettelemiseksi teimme gelatiinista kolme testipalaa ennen varsinaisten levyjen valmistusta.

Kuvauksessa käytimme sekä yhtä, että kahta levyä lisäämään kuvattavan kohteen suuruutta. Ohjeen mukaan valmistettu gelatiini vastaa ihmiskudosta, joten tässä opinnäytetyössä emme suorittaneet erillisiä tiheysmittauksia gelatiinille. Gelatiini aseteltiin fantomin päälle, joko yksittäin tai molemmat levyt kerralla. (KUVA 2)

Kuva 2. Lisägelatiini aseteltuna fantomin päälle.

3.3 Kuvien laadun arviointi

Laadimme opinnäytetyössä kuvien laadun arviointilomakkeen pohjautuen kirjallisuudesta löytyviin malleihin. Päädyimme valitsemaan pohjaksi lomakkeen, joka perustuu kuvissa olevien anatomisten kohteiden näkyvyyden arviointeihin (Image criteria). Täta muokkasimme toimeksiantajan pyynnöstä, poistaen yes/no-kriteerin ja lisäämällä neliportaisen numeraalisen arvioinnin. Visuaalisen arvioinnin suoritti radiologi, täyttäen kyseisen arviointilomakkeen jokaisesta kuvasta erikseen. (LIITE 1).

Kuvan laadun kannalta tärkeimmät kuvausparametrit tässä opinnäytetyössä olivat kuvausjännite, kuvausvirta, röntgenputken lisäsuodatus, sekä fokuskoko. Kuvausetäisyys sekä kuvattavan alan koko pysyivät vakiona tehtyjen kuvausten aikana, joten niillä ei ollut suurta merkitystä eri kuvien laadun arvioinnin kannalta.

Kuvausjännite on röntgenissä käytettävä röntgenlaitteen putkijännite. Siitä käytetään yksikköä kilovoltti (kV). Kuvausjännitteen ansiosta yhdessä kuvausvirran kanssa röntgenputki tuottaa röntgensäteilyä. Tämän opinnäytetyön kuvauksissa käytettiin kahta eri kuvausjännitettä, 100kV (Nano) ja 117kV (Carestream). Kuvausjännite kuvaa tuotettavan röntgensäteilyn voimakkuutta, eli kuinka läpitunkevaa säteily on. Suurempi kohde tarvitsee yleensä suuremman kuvausjännitteen. Jännitteen lisäys kasvattaa myös säteilyannosta ja vähentää kuvan kontrastia. (Jurvelin 2005.)

Kuvausvirta on röntgenputken läpi kulkeva sähkövirta. Sillä kuvataan putkessa kiihdytettyjen elektronien määrää. Sen yksikkö on milliampeerisekunti (mA). Tässä opinnäytetyössä käytimme kuvausvirran ja ajan tuloa (mAs). Kuvausvirralla kuvataan tuotetun säteilyn määrää. Opinnäytetyössä käytettiin useaa eri putkivirtaa, riippuen kuvauskohteen koosta tai suhteellisesta massasta (LIITE 2). Putkivirran nostaminen lyhentää kuvan valotusaikaa, jolloin liikeartefaktoja ilmenee vähemmän. (Jurvelin 2005.)

Lisäsuodatuksella pyritään poistamaan röntgenputkesta tulevasta säteilystä pienienergisin osa pois. Tämä säteily ei merkittävästi vaikuta kuvan muodostukseen, mutta aiheuttaa potilaalle lisää säteilyannosta. Lisäsuodatuksena käytetään yleisimmin alumiinia. Myös kuparia käytetään, jos tarvitaan vahvempaa suodatusta (Tapiovaara ym, 2004). Tässä opinnäytetyössä käytettiin neljää eri kombinaatiota, jotka ovat listattuna taulukossa (LIITE 2).

Käyettävä **fokuskoko** riippui laitteesta. Kummallakin laitteella fokuskoko pysyi vakiona**.** Testattavana olevassa Nanossa käytettiin pientä fokuskokoa ja verrokkilaitteena olevassa Carestreamissa isoa fokuskokoa Tyksissä käytössä olevien kuvausprotokollien mukaisesti. Nykyisin käytössä olevissa röntgenputkissa fokuskoot ovat esimerkiksi 0,6 mm x 0,6 mm (pieni fokus) ja 1 mm x 1 mm (iso fokus) (Tapiovaara ym. 2004). Jos käytetään isompaa fokusta, saadaan käytettyä isompaa tehoa, joka lyhentää kuvausaikaa, mutta samalla kuvan terävyys kärsii, mikä voi haitata etenkin pienten kohteiden kanssa.

Etäisyys oli kaikissa kuvauksissa vakio 120 cm. Etäisyydellä tässä tapauksessa tarkoitetaan matkaa röntgenputken fokuspisteestä detektorille. Kuvaskohteen (fantomi, joko lisäpainoilla tai ilman) pinnalta etäisyyttä fokuspisteeseen ei tässä opinnäytetyössä ole raportoitu, koska absorboituneen säteilyannoksen suuruus ei ollut tutkimuskysymyksenä.

Kuvakentän ala oli kaikissa kuvauksissa vakio 350 mm x 355 mm. Riittävän kokoisella kuvakentän alalla saatiin varmistettua, että röntgenkuvassa on näkyvissä kaikki diagnostiset osat fantomin keuhkoista. Kuvakentän ala mitattiin detektorin kohdalta ennen fantomin asettelua paikoilleen. Kohdistus varmistettiin huolella jokaisen kuvan kohdalla.

4 TOIMINTAYMPÄRISTÖ

Toimintaympäristönä toimi Turun Yliopistollinen Keskussairaala. Aineisto kerättiin AMK:n fantomia, ja Tyks:n UB2 -kuvausyksikköä hyödyntäen. Kuvauslaitteena toimi ensisijaisesti Nano-osastokuvauslaite, ja verrokkilaitteena Carestream-osastokuvauslaite.

4.1 Osastokuvauslaitteet

Osastokuvauslaite on pyörien päällä liikuteltava röntgenkuvauslaite. Sitä käytetään, jos kuvattavaa kohdetta ei ole mahdollista saada esimerkiksi potilaan kunnon vuoksi röntgenosastolle kuvattavaksi kiinteällä röntgenputkella. Tässä opinnäytetyössä oli käytössä kaksi erillistä osastokuvauslaitetta, varsinainen testattava Fuji FDR Nano® sekä verrokkilaitteena toimiva Carestream DRX Revolution®. Molempia käytetään päivittäin Tyksin eri osastoilla röntgenkuvaukseen, Nanoa pelkästään lasten osastoilla. Molemmat osastokuvauslaitteet aseteltiin samalle etäisyydelle fantomista kuvaushetkellä. (KUVA 3)

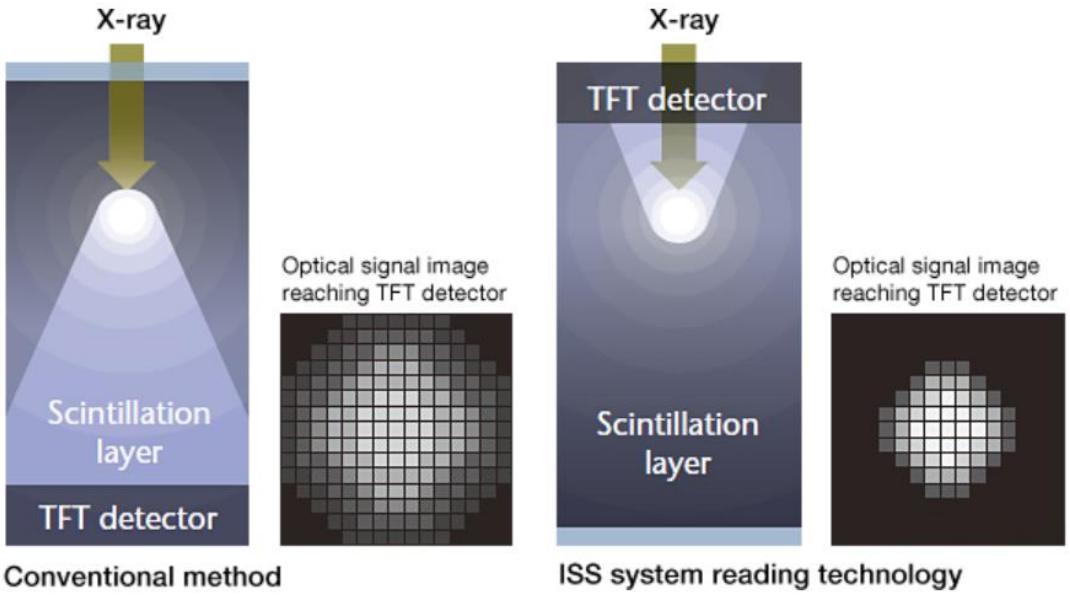
Kuva 3. Verrokkilaite Carestream DRX Revolution®.

4.2 Virtuaalihila ja detektorit

Virtuaalihila on laskennallinen menetelmä hajasäteilyn poistamiseksi röntgenkuvasta. Muiden kuvausparametrien pysyessä samana saadaan virtuaalihilan käytöllä tarkempia, parempilaatuisia kuvia. Virtuaalihilaa käyttämällä voidaan pudottaa muita kuvausarvoja, jonka tuloksena on hyvän tasoinen kuva pienemmällä säteilyannoksella. Nanossa on käytössä virtuaalihila.

Nanon detektori, FDR D-EVO II®, hyödyntää tavallisesta poikkeavaa ISS (Irradiated Side Sampling) -rakennetta, jonka ansiosta kuvausarvoja voidaan pudottaa edelleen potilasannoksen pienentämiseksi kuvanlaadun pysyessä samana. Perinteisessä detektorirakenteessa detektorielementit ovat sijoitettuna tuikeaineen taakse. ISS-järjestelmässä detektorielementit ovat tuikeaineen edessä. Tällöin röntgensäteiden ei tarvitse päästä yhtä syvälle tuikeaineeseen tuottaakseen tarkan kuvan, jolloin voidaan jälleen pudottaa kuvausarvoja ja pienentää potilasannosta. Oheisessa kuvassa (KUVA 4) on havainnollistettu ISS-detektorirakennetta.

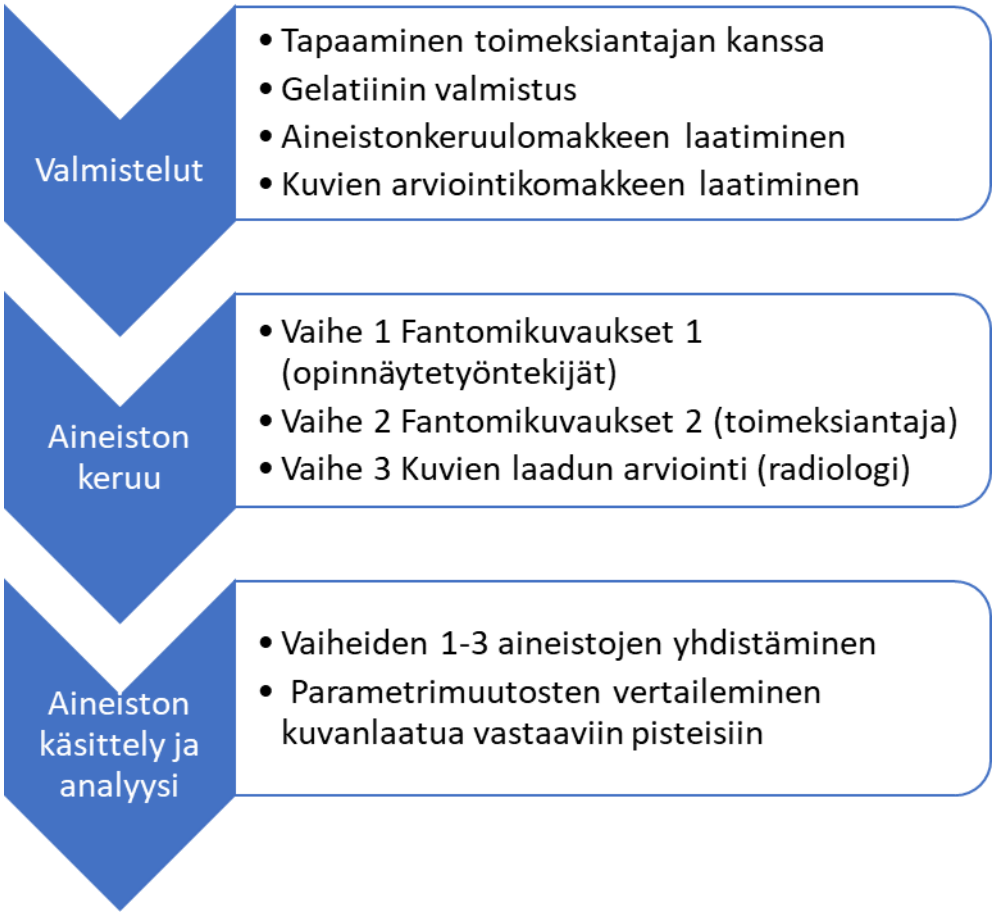
Carestreamin vertailulaitteessa ei ole virtuaalihilaa, ja sen detektorirakenne on perinteistä mallia. Nanon pitäisi näillä ominaisuuksilla tuottaa samanlaatuisia kuvia pienemmillä arvoilla, kuin Carestream.



Kuva 4. Vasemmalla perinteinen detektorirakenne. Oikealla Fujifilm ISS -rakenne. (FDR D-EVO II C35®)

5 TOTEUTUS

Opinnäytetyö jaettiin selkeisiin eri osiin, suunnitteluun ja valmisteluun, varsinaiseen kuvauspäivään ja aineiston keräämiseen, sekä tulosten analysointiin ja raportin kirjoittamiseen. Opinnäytetyön tekeminen aloitettiin syksyllä 2019 ja varsinainen kuvauspäivä oli joulukuussa 2019. Aineiston analysointi radiologin toimesta tapahtui keväällä 2020 samanaikaisesti raportin kirjoittamisen kanssa. (KUVA 5)



Kuva 5. Aineiston keruun ja analyysin vaiheet

5.1 Suunnittelu ja valmistelut

Esivalmisteluna sovittiin tapaaminen toimeksiantajan kanssa. Tapaamisen aikana tarkennettiin toimeksiantoa ja alustavasti suunniteltiin kuvauspäivän kulkua. Myös päivämäärä kuvauspäivälle asetettiin ja keskusteltiin mahdollisuuksista fantomin suhteellisen painon lisäämiseksi.

Kuvauksia varten laadittiin taulukko, johon kirjattiin käytetyt kuvausarvot ja mitatut arvot kuten potilaan säteilyaltistus (LIITE2). Itse kuvat tallennettiin anonymisoituna PACS-järjestelmään, jonka kautta ne saatiin radiologille arvioitavaksi. Arviointilomakkeena käytettiin kirjallisuuskatsauksen perusteella laatimaamme kymmenen kohdan arviointilomaketta (LIITE 1). Kuvat merkittiin tunnuksella, jotta kuvista saatu arvio voitiin yhdistää kuvausarvoja vastaavaan taulukkoon (LIITE 2).

Fantomin painon lisääminen toteutettiin valmistajan omilla lisäpainoilla sekä valmistamalla itse gelatiinilevyjä. Gelatiinin on todettu vastaavan ihmisen lihaskudosta säteilyn vaimenemisen suhteen (Fadhil ym. 2017). Gelatiinilevyt valmistettiin Jorma Jussilan tutkimuksen reseptin mukaan (Jussila 2003). Reseptiä yksinkertaistettiin, jotta kotona valmistaminen olisi mahdollista. Muun muassa käytetyn veden pH -arvon mittaaminen jätettiin tekemättä välineistön puutteen vuoksi.

Kuvauspäivä saatiin sovittua joulukuulle 2019. Sovittiin myös mahdollisuus lisäpäivään, jos kuvaukset eivät olisi valmistuneet yhden päivän aikana. Valmistelut kuvausta varten oli aloitettu hyvissä ajoin. Saimme varmistettua kuvauspaikan, käytössä olevat osastokuvauslaitteet, fantomin, sekä itse valmistetun gelatiinin. Kuvauspaikkana toimi UB2-röntgenin kokoustila, joka on aiemmin toiminut kuvaushuoneena ja on siten edelleen asianmukaisesti säteilysuojattu.

5.2 Aineiston keruu

Aineiston keruu toteutettiin fantomikuvauksilla. Kuvaukset suoritettiin käyttämällä 100kV:n kuvausjännitettä Nanolla, jotta saatiin tutkimuskysymykseen vastaavaa dataa, eli miten hyvin 100 kV:n jännitteellä otetut kuvat vastaavat aikuisen thorax -kuvalle asetettuja laadullisia kriteereitä. Carestreamin vertailukuvat otettiin käytössä olevan protokollan mukaisella 117kV:n kuvausjännitteellä.

Kuvausprosessin aluksi ajoimme kuvauslaitteen paikalleen ja asetimme detektorin pöydälle. Detektorin paikka merkittiin pöytään teipillä, jotta mahdolliset detektorin liikkeet fantomin asettelusta saatiin helposti korjattua. Detektorin asettelun ja paikan merkitsemisen jälkeen mitattiin kuvausetäisyys 120 cm säteilylähteestä detektorin pintaan. Etäisyyden määrittämisessä käytettiin kummankin laitteen kohdalla laitteesta itsestään löytyvää mittanauhaa. Kuvausetäisyyden asettamisen jälkeen asetettiin fantomi detektorin päälle ja rajattiin kuvausalue. Kuvausalue rajattiin 350 mm kertaa 355 mm kokoiseksi. Kuvausalueen ja -etäisyyden asettamisen jälkeen olimme tarkkoja siitä, että ne pysyivät vakiona. Nanossa suodatuslevyt olivat ulkoisia ja ne piti manuaalisesti vaihtaa kuvausten välissä, joten varovaisuus oli tärkeää, ettei kuvausetäisyys tai alue muuttunut.

Fantomia kuvattiin makuuasennossa, sillä tutkimuksen kohteena oli osastokuvauslaite, jolla pääasiassa kuvataan makuulla olevia potilaita. Kuvia otettiin kahdessa vaiheessa yhteensä 56 kappaletta, joista 46 Nanolla ja 10 Carestreamilla.

Kuvat otettiin aloittaen fantomista ilman lisäpainoja. Kohteen suhteellista massaa lisättiin vähitellen (fantomin oma lisäpaino, yksi tai kaksi gelatiinilevyä). Jokaisessa painoluokassa otettiin röntgenkuvat usealla eri suodatuksella ja putkivirralla.

Opinnäytetyöntekijöiden tekemien mittausten (n = 28) lisäksi myös VSSHP:n fyysikko teki vielä myöhemmin vastaavia kuvauksia (n = 28) ja mittauksia yrittääkseen pudottaa säteilyannosta enemmän alle STUK:n vertailutason. Näissä kuvauksissa käytettiin samoja kiinteitä arvoja, kuin meidän toteuttamissamme kuvauksissa (etäisyys, kuva-ala, kV), samaa fantomia, sekä samoja gelatiinilevyjä. Näiden kuvausten tiedot olivat opinnäytetyöntekijöiden käytössä (LIITE 2).

5.3 Aineiston analysointi

Kuvista vertailtiin tiettyjen valittujen anatomisten kohtien näkyvyyttä, sekä säteilyannosta toisesta opinnäytetyössä mukana olevasta laitteesta saatuihin arvoihin (LIITE 2). Opinnäytetyön tutkimuskysymykseen vastaaminen perustui fantomikuvausten laadun arviointiin. Laadun arvioinnissa olevat kohdat on määritelty Tingbergin lopputyössä (Tingberg 2000) käytetyssä muokatussa CEC:n (Commission of European Communities) arviointikaavakkeessa (LIITE 1). Arviointikaavakkeella pisteytettiin jokainen arviointikohde arvoilla 1-4. Arvolla 1 arviointikohde ei erotu kuvasta lainkaan, arvolla 2 kohde erottuu huonosti, arvolla 3 kohde erottuu riittävän hyvin, ja arvolla 4 kohde erottuu erittäin hyvin. Arviointikohteita on yhteensä kymmenen ja ne ovat:

1 Verisuonituksen näkyvyys koko keuhkon alueella, etenkin perifeeriset suonet.

2 Henkitorven ja proksimaalisten keuhkoputkien, sydämen, ja aortan rajojen visuaalisesti terävä erottuminen.

3 Pallean ja kostofreenisten kulmien visuaalinen terävyys

4 Sydämen taakse jäävän keuhkon osuuden ja mediastinumin näkyvyys

Parenkyymin yksityiskohtien terävä näkyvyys:

5 Ohuet (0,5-2mm) lineaariset rakenteet, kuten uurteet ja perifeeriset suonet

6 Pyöreät rakenteet (2-6mm), kuten keuhkojen suuremmat verisuonet

Mediastinumin yksityiskohtien näkyvyys:

7 Henkitorven haara ja pääbronkukset

8 Rintaranka

9 Mediastinumin ja keuhkon rajapinta

10 Kylkiluiden ja pleuran rajapinta

Kuvien laadun arvioinnin suoritti radiologian erikoislääkäri kaikista tutkimuksessa otetuista kuvista sokkona, eli tietämättä, millä kuvausarvoilla tai millä osastokuvauslaitteella kuvat olivat otettu. Radiologin arvioinnista (LIITE 3) laskettiin kullekin kuvalle pistekeskiarvo kuvanlaadun ja kuvausarvojen vertailun helpottamiseksi. Oheisessa, opinnäytetyössä verrokkikoneella otetussa röntgenkuvassa (KUVA 6) arvioinnissa olevat kohteet (10kpl) ovat kaikki selkeästi näkyvissä. Arvioinnin kohteita ei ole merkitty alla olevaan kuvaan.

Kuva 6. Verrokkilaitteella fantomista otettu kuva, jossa arvioitavat kohdat näkyvissä.

6 TULOKSET

Radiologin laadun arvioinnin perusteella saatiin vastaus tutkimuskysymykseen: ”Miten 100 kV:n jännitteellä otetut kuvat vastaavat aikuisen thorax-kuvalle asetettuja laadullisia kriteereitä?”

Kuvien laatutaso vaihteli heikosta todella hyvään. Kuvien runsaan määrän ansiosta saatiin hyvä lähtökohta vertailulle kuvausparametrien ja kuvanlaadun välillä. Otettujen röntgenkuvien perusteella Nanon 100kV:n maksimijännite riittää tietyin edellytyksin aikuisten kuvantamiseen. Kuvattavan potilaan tulee olla maksimissaan lievästi lihava ja olla kykenevä hengityspidätykseen. Todellisuudessa useat osastoilla kuvattavat aikuiset eivät täytä edellä mainittuja kriteerejä.

Aineiston perusteella (LIITE 2, LIITE 3) voidaan sanoa, että testattavan laitteen 100kV:n maksimijännite riittää painoindeksin mukaisen normaalipainoisen (BMI 18,50 – 24,99) tai lievästi lihavan (25,00 – 29,99) aikuisen kuvantamiseen. Tästä suurempikokoisiin aikuisiin siirryttäessä kuvien laatukeskiarvon pistemäärä putoaa alle hyvän tasoisen kuvan arvon. Kuitenkaan yksikään arviointikohta ei saanut huonointa pisteytystä minkään kuvan kohdalla (LIITE 3). Normaalipainoisissa ja lievästi lihavissakin kohteissa kuvauksen DAP-arvot lähestyvät tai ylittävät STUK:n antaman 1 $dGycm^2$ vertailutason yli kolmen pisteen kuvauksissa. Carestreamin verrokkilaitteella noustiin maksimissaan arvoon 0,686 $dGycm^2$. DAP-arvoja vertaillessa on syytä kuitenkin pitää mielessä, että Nanon DAP-mittari sijaitsee lisäsuodatuksen takana ja Carestreamin DAP-mittari suodatuksen jälkeen. Tämä käy ilmi liitteen 1 taulukosta vertaillessa DAP-arvoja kuvauksissa, joissa ainut muuttuja oli lisäsuodatuksen määrä. Tarkkaa säteilyaltistuksen muutosta Nanon kuvauksissa suodatuksen vaikutuksesta emme pysty arvioimaan.

Kuvausten valotusaika isompikokoisten potilaiden kohdalla Nanolla kuvattaessa saattaa tuottaa ongelmia niiden potilaiden kanssa, jotka eivät pysty hengityspidätykseen. Tällöin kuvaan voi ilmaantua hengitysliikkeestä johtuvia liikeartefaktoja, jonka seurauksena laatu kärsii. Valotusaika yli kolmen pisteen laatukeskiarvoisista kuvista oli 100-160ms, kun vastaava aika verrokkilaitteella samanlaatuisissa tai paremmissa kuvissa oli 3-4ms.

Säteilyn määrää (mAs) nostamalla saadaan keskimäärin parempilaatuisia kuvia potilaan säteilyannoksen ja valotusajan (ET, Exposure Time) kasvaessa (Taulukko 1). Kuvan keskimääräisen laadun nousu säteilyn määrän kasvaessa näkyy selkeimmin suuremmilla mAs-arvoilla.

Taulukko 1. Säteilyannoksen ja kuvanlaatukeskiarvon muutos suhteessa säteilymäärän (mAs) kasvuun.

Kuvan ID	Kohde (fantomi)	kV	Lisäsuodatus	mAs	Sädeannos (DAP)	Kuvanlaatukeskiarvo	ET
H5	65,4kg	100	0,1Cu	0,63	0,4 dGy x cm2	2,8	24,6ms
H6	65,4kg	100	0,1Cu	0,8	0,51 dGy x cm2	2,8	31,2ms
H7	65,4kg	100	0,1Cu	1	0,66 dGy x cm2	2,6	39ms
H8	65,4kg	100	0,1Cu	1,25	0,83 dGy x cm2	2,6	49,1ms
12	65,4kg	100	0,1Cu	2,50	0,99 dGy x cm2	3,8	100ms
12A	65,4kg	100	0,1Cu	4,00	1,59 dGy x cm^2	3,6	160ms

Kohteen koon lisääminen muiden parametrien pysyessä samana tuotti keskimäärin heikompilaatuisia kuvia. Tämä pitää paikkansa myös vertailulaitteella otetuissa kuvissa (Taulukko 2).

Taulukko 2. Kuvanlaatukeskiarvon muutos suhteessa kuvattavan kohteen kokoon.

Kuvan ID	Laite	Kohde (fantomi)	kV	Lisäsuodatus	mAs	Sädeannos (DAP)	Kuvanlaatukeskiarvo	ET
12	Fuji FDR Nano	65,4kg	100	0,1Cu	2,50	0,99 dGy x cm2	3,8	100ms
62	Fuji FDR Nano	82kg	100	0,1Cu	2,50	0,99 dGy x cm2	2,8	100ms
42	Fuji FDR Nano	82kg + gelatin	100	0,1Cu	2,50	0,99 dGy x cm^2	2,8	100ms
72	Fuji FDR Nano	82kg + 2xgelatin	100	0,1Cu	2,50	0,99 dGy x cm^2	2,3	100ms
8A	Carestream DRX	65,4kg	117	2Al	0,90	0,488 dGy x cm^2	4	4ms
2A	Carestream DRX	82kg	117	2Al	0,90	0,489 dGy x cm^2	3,9	4ms
5A	Carestream DRX	82kg + gelatin	117	2Al	0,90	0,489 dGy x cm^2	3,1	4ms
3A	Carestream DRX	82kg + 2xgelatin	117	2Al	0,90	0,489 dGy x cm^2	2,7	4ms

Pelkkää suodatusta vaihtamalla saavutettiin myös erilaatuisia kuvia (Taulukko 3). Joissain tapauksissa vain suodatuksen muuttuessa kuvat saavuttivat saman laatukeskiarvon. Nanon DAP-annokset ovat laskennallisia, joten suodatuksen vaihtaminen ei vaikuta ilmoitettuun säteilyannokseen.

Taulukko 3. Kuvanlaatukeskiarvon vaihtelu suhteessa lisäsuodatuksen muutokseen.

Kuvan ID	Laite	Kohde (fantomi)	kV	Lisäsuodatus	mAs	Sädeannos (DAP)	Kuvanlaatukeskiarvo	ET
H8	Fuji FDR Nano	65,4kg	100	0,1Cu	1,25	0,83 dGy x cm2	2,6	49,1ms
H3	Fuji FDR Nano	65,4kg	100	0,1Cu + 1 Al	1,25	0,83 dGy x cm2	2,8	49,1ms
7B2	Fuji FDR Nano	82kg + 2xgelatin	100	0,1Cu	5,00	1,99 dGy x cm^2	2,7	199ms
7B	Fuji FDR Nano	82kg + 2xgelatin	100	0,1Cu + 1 Al	5,00	1,99 dGy x cm^2	2,3	199ms
4A	Fuji FDR Nano	82kg + gelatin	100	0,1Cu	4,00	1,59 dGy x cm^2	2,8	160ms
4A2	Fuji FDR Nano	82kg + gelatin	100	0,1Cu + 1 Al	4,00	1,59 dGy x cm^2	2,8	160ms
5A2	Carestream DRX	82kg + gelatin	117	-	0,90	0,676 dGy x cm^2	3,4	4ms
5A	Carestream DRX	82kg + gelatin	117	2Al	0,90	0,489 dGy x cm^2	3,1	4ms

7 POHDINTA

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, soveltuuko Fuji FDR Nano® -osastokuvauslaite aikuisten kuvantamiseen ja siihen tämä opinnäytetyö antaa suuntaa antavan vastauksen, mutta jättää myös mahdollisuuden lisätutkimuksille. Opinnäytetyön mittaukset saatiin tehtyä sopivasti ennen SARS-CoV-2 koronaviruspandemian leviämistä, mahdollistaen Nanon käyttämisen laajemmalla kohderyhmällä.

Kirjallisuuskatsauksen perusteella saatiin selville, että 100kV:n pitäisi riittää keuhkojen kuvantamiseen, vaikkakin suuremmilla jännitteillä saadaan parempilaatuista kuvaa (Zheng ym. 2016). Myös toisenlaista tietoa oli saatavilla, joissain tapauksissa jopa suositellaan käyttämään alle 100kV:n jännitettä (Vodovatov ym. 2017).

Opinnäytetyön aihe oli erittäin motivoiva, sillä prosessin aikana pääsi syventämään ymmärrystä kuvanmuodostukseen ja eri parametrien osuutta kuvan laatuun sekä potilasannoksiin. Suuntaviivat työlle olivat suhteellisen selkeitä heti, mistä lähtisimme liikkeelle ja miten opinnäytetyöprojekti tulisi etenemään, jopa ennen tapaamista toimeksiantajan kanssa. Tapaaminen kuitenkin selvitti asioita paljon lisää. Yhteistyö toimeksiantajan kanssa oli sujuvaa ja kommunikointi oli nopeaa ja säännöllistä. Opinnäytetyössä edettiin suunnitelman mukaisesti, selkeiden sovittujen askelmerkkien mukaisesti.

Raportin kirjoittamisen aikatauluun vaikutti toisen opinnäytetyön tekijän vaihto-opinnot sekä radiologilta saatujen kuvien laadun tulkintojen viivästyminen.

Opinnäytetyössä sovellettiin tieteelliselle tutkimukselle tunnusomaista eettistä perustaa (TENK 2012) häiritsemättä normaalia sairaalan päivätoimintaa. Tärkeimmät eettiset näkökulmat kohdistuivat tässä opinnäytetyössä haetun tiedon luotettavuuteen sekä tietoturvaan, lähinnä salassapitovelvollisuuteen. Osastokuvauslaitteilla otetut röntgenkuvat myös anonymisoitiin, vaikka potilaita ei kuvattukaan. Suurin hyöty tästä oli se, että radiologi ei tiennyt etukäteen, millä laitteella ja minkälaisilla kuvausarvoilla kuvat oli otettu, joten kuvien laadun arviointi perustui täysin annettuihin kriteereihin.

Kuvien laadun arvioinnista löytyi monta eri tieteellistä dokumenttia vuosien varrelta. Yleisesti voidaan määritellä, että röntgenkuvan laatu on hyvä, jos se täyttää sille annetut diagnostiset laatuvaatimukset (Tingberg 2000). Osassa dokumentteja otettiin kantaa säteilyannoksen vaikutuksesta kuvanlaatuun (Veldkamp ym. 2009.), kun taas osassa keskityttiin pelkästään visuaaliseen vertailuun. Päädyimme käyttämään kuvanlaadun

arvioimisen lähtökohtana muokattua CEC:n (Commission of European Communities) kuvanlaadun arviointitaulukkoa. (Tingberg 2000.) Tingbergin työssä käsiteltiin kuvan laadun arvioimista kahdesta eri näkökulmasta: anatomisten kohteiden erottuvuudesta, sekä tutkimuksessa olevan kuvan vertailusta toiseen aikaisemmin otettuun verrokkikuvaan. Vaikka kriteerit ovat jo suhteellisen vanhoja, ovat ne edelleen käyttökelpoisia. Samat asiat ovat kuvissa edelleen kiinnostuksen kohteena.

Gelatiinin valmistuksen ohjeena käytettiin ballistisen geelin valmistusohjetta (Jussila 2003.), koska oheisessa artikkelissa oli todettu kyseisen geelin vastaavan hyvin ihmiskudosta. Tarkkaa kudosvastaavuutta säteilyn attenuaation kannalta ei gelatiinille tehty, mutta kuvausten tuloksien perusteella gelatiinilevyt toimivat halutulla tavalla.

Tietyt kuvausarvot näyttäisivät vaikuttavan kuvien laatuun odotetulla tavalla. Säteilyn määrän (mAs) nostaminen johti tässä otannassa keskimäärin parempiin kuviin jokaisen suhteellisen massan kohdalla. Nousu ei kuitenkaan ollut aivan lineaarista. Tämä on linjassa ajatuksen kanssa, että jokaiselle kohteelle on oma optimaalinen kuvausvirtansa. Kuvausjännitteen muuttamisen vaikutusta ei testattu, koska tutkimuskysymys oli asetettu nimenomaan 100kV:n kuvausjännitteelle. Suodatuksen rooli tuloksien kannalta yllätti, sillä sen vaikutus kuvien laatuun ei vaikuttanut johdonmukaiselta. Välillä suurempi suodatus tuotti paremman kuvanlaadun muiden parametrien pysyessä samana, välillä vaikutus oli päinvastainen, ja välillä suodatus ei vaikuttanut kuvan laatuun ollenkaan. Aihetta on siis myös lisätutkimuksille suodatuksen suhteen.

Tässä opinnäytetyössä testattiin vain kuvausvirran ja ajan tulon (mAs), ja suodatuksen vaikutusta kuvan laatuun. Kuvan lopullisen laadun määrittäviä tekijöitä on useampia kuin mitä meillä oli mahdollisuutta testata. Opinnäytetyössä löydettiin kuvausparametreista tietty alue, joilla kuvien laatu voitaisiin saada riittävän hyväksi kuvien jälkikäsittelyllä. Esimerkiksi kuvan luennalla kuvien lopullinen laatu voisi muuttua paljonkin paremmaksi. Myös virtuaalihilaa optimoimalla voidaan kenties saavuttaa parempi kuvanlaatu. Aluksi tutkimuskysymyksenä oli myös virtuaalihilan vaikutus kuvanlaatuun. Opinnäytetyön edetessä tästä kuitenkin luovuttiin, koska kuvausvaiheessa Nanosta ei saatu tätä ominaisuutta pois käytöstä.

Jatkokehitysehdotuksina voisi olla lisätutkimuksia suuremmalla otannalla, keskittyen säteilyannoksiin, eri kuvausparametreihin, kuvan luennan tarjoamiin mahdollisuuksiin, sekä osastokuvauslaitteiden optimointiin ja tarkennettujen kuvausarvojen käyttöön erikokoisten potilaiden kuvantamisessa.

LÄHTEET

Fadhil, F; Abdalsattar, H. & Rajaa, M. 2017. Calculating the X-ray attenuation coefficients of gelatin as human tissue substitute, Australian journal of basic and applied sciences 11, 21-29

FDR D-EVO II C35®. Viitattu 29.4.2020. https://www.fujifilm.com/products/medical/digital_radiography/fdr_devo_ii_c35/#features

Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. Viitattu 14.5.2020. https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK_ohje_2012.pdf

Johansson, K. & Wiklund, C. 2020. Putket ja piuhat keuhkokuvassa. Duodecim 136(5):544-53 https://www.duodecimlehti.fi/duo15433

Jurvelin, J. S. 2005. Röntgenkuvaus. Teoksessa Soimakallio. S; Kivisaari, L. Manninen, H. Svedström, E. & Tervonen, O. Radiologia. Helsinki: Sanoma Pro: 32–42

Jussila, J. 2003. Preparing ballistic gelatine—review and proposal for a standard method. Forensic science international 141, 91-98

Järvenpää, R. 2012. Thoraxkuva tänään. Duodecim:128(22):2301-2 https://www.duodecimlehti.fi/duo10626

Korppi, M. & Seuri, R. 2016. Milloin otan lapselta keuhkokuvan? Duodecim:132(1):71–75 https://www.duodecimlehti.fi/lehti/2016/1/duo12921

Tapiovaara, M; Pukkila, O. & Miettinen, A. 2004 Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja, osa 3: Säteilyn käyttö, Säteilyturvakeskus. Viitattu 14.5.2020 https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja3_1.pdf/a825da96-784a-4868-80a7-3a3d33549257

Tingberg, A. 2000. Quantifying the quality of medical x-ray images, Lund University

Veldkamp, W; Kroft, L. & Geleijns, J. 2009. Dose and perceived image quality in chest radiography, European Journal of Radiology 72, 209–217

Vodovatov, A; Kamishanskaya, I. Drozdov, I. & Bernhardsson, C. 2017. Quality assessment of digital X-ray chest images using an anthropomorphic chest phantom, IOP Conf. Series: Journal of Physics: Conf. Series 808

Zheng, X; Kim, M. & Yang, S. 2016. Optimal kVp in chest computed radiography using visual grading scores: a comparison between visual grading characteristics and ordinal regression analysis, SPIE proceedings vol. 9783

Liite 1: Image criteria (Tingberg 2000)

Image criteria **Image no:**

Does the X-ray image comply with the following criteria (1-4)?

(1 = not visible, 2 = poorly reproduced, 3 = adequately reproduced, 4 = very well reproduced) **Answer**

1 Reproduction of the vascular pattern in the whole lung, particularly the peripheral vessels

2 Visually sharp reproduction of the trachea and proximal bronchi, the borders of the heart and aorta

3 Visually sharp reproduction of the diaphragm and costo-phrenic angles

4 Visualisation of the retrocardiac lung and mediastinum

Details to be sharply visualised in the parenchyma:

5 Thin linear structures (0.5 - 2 mm): fissures, peripheral vessels

6 Rounded structures (2 - 6 mm): vessels seen en face

Details to be reproduced in the mediastinum

7 The carina with main bronchi

8 The thoracic vertebrae

9 The interface mediastinum – lung

Details to be sharply visualised in the costo-pleural junction:

10 The costo-pleural junction

Comments/Summary:

Liite 2: Mitatut tulokset

Kyoto N1 "Lungman" fantomin kuvaus osastokuvauslaitteilla

Kuvauslaite	Kuvan ID	Kuvauskohde	Focus	kV	mAs	Lisäsuodatus	Sädeannos (DAP)	ET
Fuji FDR Nano	H5	65,4kg	P	100	0,63	0,1Cu	0,4 dGy x cm2	24,6ms
	H6	65,4kg	P	100	0,8	0,1Cu	0,51 dGy x cm2	31,2ms
	H2	65,4kg	P	100	1	0,1Cu + 1 Al	0,66 dGy x cm2	39ms
	H7	65,4kg	P	100	1	0,1Cu	0,66 dGy x cm2	39ms
	H3	65,4kg	P	100	1,25	0,1Cu + 1 Al	0,83 dGy x cm2	49,1ms
	H8	65,4kg	P	100	1,25	0,1Cu	0,83 dGy x cm2	49,1ms
	H4	65,4kg	P	100	1,6	0,1Cu + 1 Al	1,06 dGy x cm2	78,9ms
	1	65,4kg	P	100	2,50	0,1Cu + 1 Al	1,70 dGy x cm2	100ms
	12	65,4kg	P	100	2,50	0,1Cu	1,71 dGy x cm2	100ms
	1A	65,4kg	P	100	4,00	0,1Cu + 1 Al	2,73 dGy x cm2	160ms
	12A	65,4kg	P	100	4,00	0,1Cu	1,59 dGy x cm2	160ms
	H9	82kg	P	100	0,80	0,1Cu + 1 Al	0,51 dGy x cm2	31,2ms
	H12	82kg	P	100	0,80	0,1Cu	0,51 dGy x cm2	31,2ms
	H10	82kg	P	100	1,00	0,1Cu + 1 Al	0,66 dGy x cm2	39ms
	H13	82kg	P	100	1,00	0,1Cu	0,66 dGy x cm2	39ms
	H11	82kg	P	100	1,25	0,1Cu + 1 Al	0,83 dGy x cm2	49,1ms
	H14	82kg	P	100	1,25	0,1Cu	0,83 dGy x cm2	49,1ms
	6	82kg	P	100	2,50	0,1Cu + 1 Al	0,99 dGy x cm2	100ms
	62	82kg	P	100	2,50	0,1Cu	0,99 dGy x cm2	100ms
	6A	82kg	P	100	4,00	0,1Cu + 1 Al	1,59 dGy x cm2	160ms
	6A2	82kg	P	100	4,00	0,1Cu	1,59 dGy x cm2	160ms
	H15	82kg + gelatin	P	100	0,80	0,1Cu + 1 Al	0,51 dGy x cm2	31,2ms
	H18	82kg + gelatin	P	100	0,80	0,1Cu	0,51 dGy x cm2	31,2ms
	H16	82kg + gelatin	P	100	1,00	0,1Cu + 1 Al	0,66 dGy x cm2	39ms
	H19	82kg + gelatin	P	100	1,00	0,1Cu	0,66 dGy x cm2	39ms
	H17	82kg + gelatin	P	100	1,25	0,1Cu + 1 Al	0,83 dGy x cm2	49,1ms
	H20	82kg + gelatin	P	100	1,25	0,1Cu	0,83 dGy x cm2	49,1ms
	4	82kg + gelatin	P	100	2,50	0,1Cu + 1 Al	0,99 dGy x cm2	100ms
	42	82kg + gelatin	P	100	2,50	0,1Cu	0,99 dGy x cm2	100ms
	4A	82kg + gelatin	P	100	4,00	0,1Cu + 1 Al	1,59 dGy x cm2	160ms
	4A2	82kg + gelatin	P	100	4,00	0,1Cu	1,59 dGy x cm2	160ms
	H25	82kg + 2xgelatin	P	100	0,80	0,1Cu + 1 Al	0,51 dGy x cm2	31,2ms
	H21	82kg + 2xgelatin	P	100	0,80	0,1Cu	0,51 dGy x cm2	31,2ms
	H26	82kg + 2xgelatin	P	100	1,00	0,1Cu + 1 Al	0,66 dGy x cm2	39ms
	H22	82kg + 2xgelatin	P	100	1,00	0,1Cu	0,66 dGy x cm2	39ms
	H27	82kg + 2xgelatin	P	100	1,25	0,1Cu + 1 Al	0,83 dGy x cm2	49,1ms
	H23	82kg + 2xgelatin	P	100	1,25	0,1Cu	0,83 dGy x cm2	49,1ms
	H28	82kg + 2xgelatin	P	100	1,60	0,1Cu + 1 Al	1,06 dGy x cm2	78,9ms
	H24	82kg + 2xgelatin	P	100	1,60	0,1Cu	1,06 dGy x cm2	78,9ms
	7	82kg + 2xgelatin	P	100	2,50	0,1Cu + 1 Al	0,99 dGy x cm2	100ms
	72	82kg + 2xgelatin	P	100	2,50	0,1Cu	0,99 dGy x cm2	100ms
	7A	82kg + 2xgelatin	P	100	4,00	0,1Cu + 1 Al	1,59 dGy x cm2	160ms
	7A2	82kg + 2xgelatin	P	100	4,00	0,1Cu	1,59 dGy x cm2	160ms
	7B	82kg + 2xgelatin	P	100	5,00	0,1Cu + 1 Al	1,99 dGy x cm2	199ms
	7B2	82kg + 2xgelatin	P	100	5,00	0,1Cu	1,99 dGy x cm2	199ms
Carestream DRX	8	65,4kg	I	117	0,63	2Al	0,332 dGy x cm2	3ms
	82	65,4kg	I	117	0,63	-	0,46 dGy x cm2	3ms
	8A	65,4kg	I	117	0,90	2Al	0,488 dGy x cm2	4ms
	8A2	65,4kg	I	117	0,90	-	0,676 dGy x cm2	4ms
	2A	82kg	I	117	0,90	2Al	0,489 dGy x cm2	4ms
	2A2	82kg	I	117	0,90	-	0,686 dGy x cm2	4ms
	5A	82kg + gelatin	I	117	0,90	2Al	0,489 dGy x cm2	4ms
	5A2	82kg + gelatin	I	117	0,90	-	0,676 dGy x cm2	4ms
	3A	82kg + 2xgelatin	I	117	0,90	2Al	0,489 dGy x cm2	4ms
	3A2	82kg + 2xgelatin	I	117	0,90	-	0,686 dGy x cm2	4ms

Ennalta määrätyt arvot valkoisella pohjalla. Kuvauksista mitatut arvot sinisellä pohjalla.

ET = Exposure Time

gelatin = 310mm x 310mm x 18mm ballistista geeliä (200g/1800ml)

Kuvausetäisyys kaikissa kuvauksissa 120cm

Kuva-ala kaikissa kuvauksissa 350mm x 355mm

Liite 3: Radiologin arviot kuvien laadusta

Kuvan ID	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	KA
8A	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
82	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
2A	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	3,9
8	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	3,9
12	4	4	4	4	4	4	4	2	4	4	3,8
8A2	4	4	4	4	3	3	4	3	4	4	3,7
12A	4	4	4	4	4	3	4	2	3	4	3,6
1	4	3	4	4	4	3	3	2	4	4	3,5
5A2	4	3	4	3	4	4	3	2	3	4	3,4
1A	4	4	4	4	3	2	3	2	3	3	3,2
5A	3	3	4	3	3	3	3	2	3	4	3,1
2A2	3	3	4	3	3	3	3	2	3	3	3
6A2	2	3	4	3	3	2	3	3	3	4	3
H1	4	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,9
H2	4	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,9
6A	3	3	3	3	3	2	3	3	3	3	2,9
6	3	3	3	3	3	3	3	2	3	3	2,9
H3	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
H4	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
H5	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
H6	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
H14	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
H20	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
4A2	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
4	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
42	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
4A	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
62	3	3	3	3	3	2	3	2	3	3	2,8
3A	2	3	4	3	2	2	3	2	2	4	2,7
7B2	3	3	3	3	2	2	3	2	3	3	2,7
H7	3	2	3	3	3	2	2	2	3	3	2,6
H8	3	2	3	3	3	2	2	2	3	3	2,6
H13	2	3	3	3	2	2	3	2	3	3	2,6
7A	3	2	3	3	3	2	2	2	3	3	2,6
H11	2	3	3	2	2	2	3	2	3	3	2,5
H19	2	3	3	2	2	2	3	2	3	3	2,5
H17	2	2	3	2	2	2	3	2	3	3	2,4
H18	2	2	3	2	2	2	3	2	3	3	2,4
7	2	2	3	3	2	2	2	2	3	3	2,4
H9	2	2	3	2	2	2	2	2	3	3	2,3
H10	2	2	3	2	2	2	2	2	3	3	2,3
H12	2	2	3	2	2	2	2	2	3	3	2,3
H16	2	2	3	2	2	2	2	2	3	3	2,3
3A2	2	2	3	2	3	2	2	2	2	3	2,3
7B	2	2	3	2	2	2	2	2	3	3	2,3
72	2	2	3	2	2	2	2	2	3	3	2,3
H15	2	2	3	2	2	2	2	2	2	3	2,2
7A2	2	2	3	2	2	2	2	2	2	3	2,2
H21	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
H22	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
H23	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
H24	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
H25	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
H26	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
H27	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
H28	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2