



TAMPEREEN
AMMATTIKORKEAKOULU

LANNERANGAN NATIIVIRÖNTGENTUTKI- MUSTEN SÄTEILYANNOKSET JA KUVAN- LAATU

Fantomitutkimus Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä

Antti Hakkarainen

Riku Lamminen

Opinnäytetyö
Marraskuu 2016

Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

TIIVISTELMÄ

Tampereen ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

HAKKARAINEN ANTTI & LAMMINEN RIKU:
Lannerangan natiiviröntgentutkimusten säteilyannokset ja kuvanlaatu
Fantomitutkimus Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä

Opinnäytetyö 44 sivua, joista liitteitä neljä sivua
Marraskuu 2016

Lannerangan natiiviröntgentutkimus on yksi yleisimmistä tutkimuksista, joiden säteilyannokseen kiinnitetään erityistä huomiota, koska lannerangan alueella sijaitsee monia säteilyherkkiä elimiä. Opinnäytetyön tarkoituksena on kuvailla lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa käytettyä laitetekniikkaa, selvittää minkälaisia säteilyannoksia fantomi saa lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa, ja arvioida fantomista otettujen natiiviröntgenkuvien kohinaa.

Radiologinen laitetekniikka ja käytetyt kuvausparametrit (kV, mAs, kenttäkoko, etäisyys ym.) vaikuttavat säteilyannokseen ja natiiviröntgenkuvien laatuun. Säteilyannosta tarkasteltiin natiiviröntgenlaitteisiin asennettujen DAP-mittarien avulla. Kohina on yksi kolmesta röntgenkuvan laatuun vaikuttavasta tekijästä. Kohina tarkoittaa kuvassa näkyvää paikallista tummuusvaihtelua kuvan keskimääräisen tummuustason ympärillä, mikä suurissa määrin hankaloittaa kuvantulkintaa.

Opinnäytetyön aineisto kerättiin kahdeksalta eri röntgenlaitteelta. Kunkin yksikön röntgenhoitajat kuvasivat kaksi kuvaa fantomista, AP/PA- ja LAT-suunnan, kunkin paikan vakiintuneiden kuvauskäytäntöjen mukaan. Opinnäytetyön tekijät kuvasivat ennalta sovitulla fiksoidulla parametreilla PA- ja LAT-kuvat jokaisessa kuvantamisyksikössä mahdollisimman samalla tavalla. Aineisto analysoitiin Microsoft Excel –taulukkolaskentaohjelmalla, ja kohinan keskihajonta mitattiin Carestream PACS-ohjelman analysointityökaluilla kiinteiltä alueilta natiiviröntgenkuvista L3-nikamasta luuston alueelta ja sen vierestä taustan alueelta.

Tuloksissa huomattiin, että kuvantamisyksiköissä käytetty radiologinen laitetekniikka vastasi pääosin Euroopan komission antamia suosituksia. Kuvantamisyksikön ja fiksoidulla tavalla fantomille tehdyn lannerangan natiiviröntgentutkimuksen röntgenkuvien kohinan keskihajonnan erotuksen määrä vaihteli luun alueelta mitattuna välillä 1-125 ja taustan alueelta mitattuna välillä 1-79.

Fantomien saamat säteilyannokset vaihtelivat kuvantamisyksikön ja fiksoidulla tavalla otetuissa kuvissa pääosin kenttäkoon ja kuvausjännitteen vuoksi. DAP:n vaihteluväli kuvantamisyksikön tavalla otetuissa projektioissa oli AP/PA-projektioissa 13,2-29,6 cGy*cm² ja LAT-projektioissa 30,2-79,7 cGy*cm². Vaihteluväli fiksoidulla tavalla AP/PA-projektiossa oli 13-23,4 cGy*cm² ja LAT-projektioissa 22,6-61,8 cGy*cm².

Asiasanat: lannerangan röntgentutkimus, DAP, kuvanlaatu, kohina, röntgenhoitaja

ABSTRACT

Tampere University of Applied Sciences
Degree Programme in Radiography and Radiotherapy

HAKKARAINEN ANTTI & LAMMINEN RIKU:

Radiation doses and image quality in X-ray examination of lumbosacral spine
A Phantom study in Pirkanmaa's radiology departments

Bachelor's thesis 44 pages, four attachments
November 2016

The X-ray examination of lumbosacral spine is one of the most common examinations, in which radiation doses are paid special attention to, because so many radiation sensitive organs are located in the area. The purpose of this study was to describe the radiologic imaging systems and imaging practices used, clarify what kind of radiation doses a phantom receives, and assess the imaging noise of X-ray images taken from a phantom.

The radiologic equipment and used imaging parameters (kV, mAs, field area, distance etc.) affect the radiation dose and image quality of X-ray images. The radiation dose was measured with DAP-meters installed to the X-ray machines. Noise is one of the three main parameters which affect the image quality. Noise means a local density variation around a mean density in an image, which in great amounts make diagnosis more challenging.

The material of the study was collected from eight different x-ray units. Each radiologic unit's radiographers took two x-rays from the phantom, AP/PA and LAT projections, according to each radiologic department's established imaging customs. The authors took two x-rays with fixed parameters which were determined beforehand, as same way as feasible in every radiologic department. The material was analyzed with Microsoft Excel, and the standard deviation of noise was measured with Carestream PACS' analyze tool from a fixed region of interest from predetermined areas of the X-ray images: at L3 vertebra representing bone area, and next to it, representing background area.

The results tell that the the radiologic equipment in imaging units chiefly followed European Commission's guidelines. The phantom's X-ray examination of lumbosacral spine produced different amounts of noise depending on if it was made with imaging unit's protocols or with a fixed protocol. The standard deviation of imaging noise varied between 1-125 in bone area and 1-79 in background area.

The radiation doses received by phantom varied between imaging unit's and fixed protocols mainly because of variations in field area and imaging current. DAP with imaging unit's AP/PA projections varied between 13,2-29,6 cGy*cm² and 30,2-79,7 cGy*cm² in LAT projections. The variation of fixed protocol was 13-23,4 cGy*cm² in AP/PA projections, and 22,6-61,8 cGy*cm² in LAT-projections.

Keywords: lumbar spine x-ray, DAP, image quality, noise, radiographer

SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	7
2	LANNERANGAN NATIIVIKUVANTAMINEN	8
	2.1 Anatomia ja kuvausindikaatiot	8
	2.2 Radiologinen laitetekniikka	8
	2.3 Säteilyannokseen vaikuttavat tekijät.....	11
	2.4 Säteilyannoksen määrittäminen	13
3	KOHINA JA IHMISENKALTAISEN FANTOMI.....	14
	3.1 Natiiviröntgenkuvan kohina	14
	3.2 Kuvakohinaan vaikuttavat muuttujat	16
	3.3 Fantomikuvantaminen	17
4	OPINNÄYTETYÖN TAVOITE, TARKOITUS JA TEHTÄVÄT	19
5	OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS	20
	5.1 Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä.....	20
	5.2 Aineiston keruu.....	20
	5.3 Aineiston analysointi	22
6	TULOKSET	25
	6.1 Radiologinen laitetekniikka	25
	6.2 Natiiviröntgenkuvien kohina	27
	6.3 Fantomin säteilyannokset lannerangan natiiviröntgentutkimuksessa.....	29
7	POHDINTA.....	31
	7.1 Tulosten tarkastelu	31
	7.2 Luotettavuus ja eettiset kysymykset	33
	7.3 Oppimiskokemukset ja jatkokehitysehdotukset.....	35
	LÄHTEET.....	37
	LIITTEET	41
	Liite 1. Tietojenkeruulomake	41
	Liite 2. Saatekirje	42
	Liite 3. DAP-mittarin virhelukemat	43
	Liite 4. Kohinan keskihajonta-arvot.....	44

LYHENTEET JA TERMIT

AEC	Automatic Exposure Control, valotusautomaatiikka (Fauber 2009, 270).
Algoritmi	Yksityiskohtainen kuvaus tai ohje, siitä miten jokin tehtävä tai prosessi suoritetaan (Kowalski 1979, 424).
AP	Anteroposteriorinen, vatsan puolelta tuleva kuva (Duodecim 2015).
Bitti	Informaatiotekniikassa tiedon määrän mitta, ja tietotekniikassa tiedon pienin käsiteltävä osa. Yhdellä bitillä on kaksi mahdollista toisensa poissulkevaa tilaa, jotka tyypillisesti merkitään nolalla (0) ja ykkösellä (1). (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 276.)
CR	Computed Radiography, laserilla digitoitava kuvalevy (Körner ym. 2007, 675).
DAP	Dose area product, eli pinta-alan ja annoksen tulo ($\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$) (STUK 2004).
DQE	Tarkoittaa kuvareseptorin tehokkuutta muuttava saapuvat säteilykvantit kuvasignaalksi (Körner ym. 2007, 682–683).
DR	Direct Radiography, suoradigitaalinen kuvareseptori (Körner ym. 2007, 675).
ESD	Entrance surface dose, eli pinta-annos (mGy) (STUK 2004).
EI	Exposure index, laitevalmistajakohtainen arvo, joka ilmoittaa reseptorin saaman säteilyaltistuksen (Seibert & Morin 2011).
FDD	Focus to detector distance, fokuksen etäisyys detektorista (STUK 2004).
Fokus	Säteilypään sisällä oleva alue anodilla, joka vastaanottaa katodilta tulevan elektroniparven (Curry, Dowdey & Murry 1990, 12–13).
FSD	Focus to skin distance, fokuksen etäisyys potilaan iholle (STUK 2004).
Gy	Gray, absorboituneen säteilyn mittayksikkö (STUK 2016).
Herkkyys	Kuinka paljon kuvasignaalia joudutaan vahvistamaan. Määritelmä vaihtelee valmistajittain (Carlton & Adler 2013, 368).

Hila	Suodatin, jolla eliminoidaan tehokkaasti hajasäteilyä (Sandborg ym 1993).
Kiinteä suodatus	Pysyvä, tutkimuksesta riippumaton suodatus (Fauber 2013, 33).
Kohina	Kuvassa näkyvä paikallinen tummuusvaihtelu kuvan keskimääräisen tummuustason ympärillä (Tapiovaara ym 2004, 92).
kV	Kilovoltti, kuvausjännite (Fauber 2013, 24).
LAT	Lateraalinen, sivusuunnasta tuleva, sivukuva (Duodecim 2015).
Lisätty suodatus	Vaihteleva, kuvausarvoista riippuva lisäsuodatus (Fauber 2013, 33).
mAs	Milliampeerisekunti, kuvausaika kerrottuna virralla (Fauber 2013, 29).
PA	Posteroanteriorinen, selän puolelta tuleva kuva (Duodecim 2015).
PACS	Picture Archiving and Communication System, digitaalinen kuva-arkisto (Huang 2004).
Pikseli	Yksittäinen pikselimatriisin arvo, jolla on yksi väri- tai harmaasävyarvo (Carlton & Adler 2013, 325).
Pikselimatriisi	Sarja riveittäin ja sarakkeittain olevia pikseleitä, jotka kokonaisuutena muodostavat kuvan (Carlton & Adler 2013, 325).
ROI	Region of Interest, mielenkiinnon alue (Brinkman 1999, 184).
SNR	Signal-to-Noise Ratio, eli signaali-kohinasuhde, eli kyky lukea signaali mahdollisimman häiriöttömästi (Oliveira & Lanca 2011, 64–67).

1 JOHDANTO

STM:n asetuksessa säteilyn lääketieteellisestä käytöstä (2000, 11 §) määrätään, että säteilyn lääketieteellisessä käytössä suuria potilaalle aiheuttavia säteilyannoksia tulee seurata. Säteilylain mukaan (1991, 38 §) säteilyaltistus tulee rajoittaa siihen määrään, jota on pidettävä välttämättömänä tarkoitettun tutkimus- tai hoitotuloksen saavuttamiseksi. Röntgentutkimusten annoksia voidaan optimoida radiologisen laitetekniikan (myöh. laitetekniikka) sekä tutkimusmenetelmien avulla (Aakula 2005, 15–16).

Lannerangan natiiviröntgentutkimus on yksi yleisimmistä tutkimuksista, joiden säteilyannokseen kiinnitetään erityistä huomiota, koska lannerangan alueella sijaitsee monia säteilyherkkiä elimiä (STUK 2014a, 11). Tutkimuksia tehdään Suomessa aikuisille yli 110 000 kappaletta vuodessa (Helasvuo 2013, 29).

STM:n asetuksessa säteilyn lääketieteellistä käytöstä (2000, 33 §) säädetään, että sairaanhoitopiirin kuntayhtymä on velvoitettu ohjaamaan röntgenpalvelujen kehittämistä alueelleen ja valvomaan niiden laatua. Opinnäytetyön toimeksiantajana on Pirkanmaan sairaanhoitopiiri eli PSHP, ja heillä on tarve saada katsaus opinnäytetyössä käsiteltäviin asioihin. Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä ei ole aiemmin tehty vastaavaa työtä fantomia apuna käyttäen.

Tässä opinnäytetyössä kuvaillaan lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa käytettävää laitetekniikkaa ja säteilyannoksia fantomia apuna käyttäen niissä Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä, jotka eivät ole osa Kuvantamiskeskus- ja apteekkiliikelaitosta (myöh. Kuvantamiskeskus).

Opinnäytetyössä tarkastellaan lisäksi röntgenkuvien kuvanlaatua kohinan osalta. Kohina on yksi kolmesta röntgenkuvan laatuun vaikuttavasta tekijästä (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 196). Kohina tarkoittaa kuvassa näkyvää paikallista tummuusvaihtelua kuvan keskimääräisen tummuustason ympärillä, mikä suurissa määrin hankaloittaa kuvantulkintaa (Tapiovaara ym 2004, 92-93).

2 LANNERANGAN NATIIVIKUVANTAMINEN

2.1 Anatomia ja kuvausindikaatiot

Selkäranka jakautuu viiteen eri osaan, joista lanneranka on kolmanneksi alin. Selkäranka koostuu luista ja niitä yhdistävistä kudoksesta, jotka suojelevat selkärangan sisällä kulkevaa selkäydintä. Selkäranka koostuu tyypillisesti 26 selkänikamasta, joista viisi on lannerangan alueella. Nikamien lisäksi lannerangan alapuolella on ristiluu, ja sen jatkona häntäluu. Nikamien välissä ovat välilevyt, jotka koostuvat sipulimaisista syyrustokerroksista ja niiden sisällä olevasta pehmeän elastisesta nucleus pulposuksesta. (Moore, Dalley & Agur 2010, 440; Tortora & Derrickson 2011, 217.)

Ranka liikkuu eteen- ja taaksepäin ja sivuille ja kääntyy akselinsa ympäri, mahdollistaen monipuoliset liikkeet. Selkäranka toimii lisäksi lantion, kylkiluiden, ja selän ja yläraajojen lihasten kiinnityspisteinä. Suoraan edestä- tai takaapäin tarkasteltuna ranka on tavallisesti suora. Sivusuunnassa normaalissa selkärangassa on neljä lievää mutkaa, lannerangan ollessa kupera suhteessa kehon etuosaan. Mutkat vahvistavat selkärankaa, auttavat tasapainossa, vaimentavat tärähdyksiä ja suojaavat selkänikamia murtumilta (Moore ym. 2010, 443; Tortora & Derrickson 2011, 217.)

Lannerangan natiiviröntgentutkimus on perustutkimus epäiltäessä rakennepoikkeavuuksia kuten murtumia, metastaaseja, spondyloosia, skolioosia ja erilaisia kehityshäiriöitä. Tutkimuksessa ei näy välilevytyrää, mutta sillä voidaan sulkea pois muita patologisia muutoksia, kuten neoplasiaa tai nikamasiirtymiä, jotka yleisimmin näkyvät viidennessä lannerangan nikamassa (Ward 2005, 331).

2.2 Radiologinen laitetekniikka

Natiiviröntgenkuvantaminen on perustunut jo monen vuosikymmenen ajan samaan perusideaan: kuvattavan kohteen läpi kulkeutuvan röntgensäteilyn mahdollisimman häiriöttömään taltioimiseen. Tarkoituksena on, että kuvan diagnostinen laatu on riittävä, ja tutkittavalle potilaalle ei aiheudu kohtuutonta säteilyannosta. Aikaisimmin tähän käytettiin röntgenfilmiä, joka oli herkkää näkyvälle valolle, koska suoraan röntgensäteilylle herkkää filmiä oli hankala valmistaa. Kuvakasetissa röntgenfilmin molemmin puolin olivat

fluoresoivat vahvistuslevyt, jotka lähettivät näkyvää valoa röntgensäteilyn osuessa niihin, jolloin filmi valottui. (Carlton & Adler 2013, 279–280.)

Seuraava kehitysaskel olivat kuvalevyt (CR), joissa käytetään termoloistevaloon perustuvia levyjä. Nämä eroavat filmi-vahvistuslevystä siten, että pienempi osa säteilyenergiasta muuntuu suoraan näkyväksi valoksi, ja riittävä määrä energiaa absorboituu levyjen kristallimatriisiin. Kuvan oton jälkeen kuvalevy luetaan kuvanlukijassa laservalon avulla, joka vapauttaa kuvalevyssä varastossa olevan energian näkyvänä valona, ja tätä valosignaalia lukemalla röntgenkuva saadaan digitalisoitua. (Dowsett ym. 2006, 150–151, Fauber 2013, 144–149.)

Nykyään käytetään suurempivolyymisissä kuvantamisyksiköissä suoradigitaalisia kuvantamisjärjestelmiä (DR), jossa tyypillisesti on tavanomainen transistoridetektor. Fluoresoiva vahvistuslevylevy detektorin edessä muuntaa röntgensäteilyn näkyväksi valoksi, mitä detektor pystyy mittaamaan. Suoraa röntgensäteilyä mittaavat detektorit ovat harvinaisia niiden huonon hyötysuhteen ja tarpeettoman teknisen monimutkaisuuden vuoksi. Suoradigitaalisten detektorien etuna vanhempiin teknologioihin on ylimääräinen kuvan kehitys- tai lukuvaiheen jääminen pois kuvantamisketjusta, jolloin luettu signaali pystytään suoraan automaattisen kuvanluennan jälkeen näyttämään röntgenhoitajalle tietokoneen näytöllä. (Fauber 2013, 150–153.)

Käytetystä kuvantamisjärjestelmästä riippumatta natiiviröntgentutkimuksissa käytetään edelleen samoja muuttujia – kilovoltit, milliampeerisekunnit, kuvausetäisyys ym. kuten ennenkin. Yhtenäisten kuvantamiskäytäntöjen edistämisen vuoksi Euroopan komissio on antanut DIMOND III -raportissa (2004, 33–34) suositukset laitetekniikasta lannerangan natiiviröntgentutkimukselle (taulukko 1). Suositukset muodostavat laiteteknisen vähimmäistason johon pyritään, jotta säteilyannokset pysyisivät kohtuullisen alhaisina kuvanlaadun siitä kärsimättä (European Commission 1996, 3). Opinnäytetyön kirjoitushetkellä uudempia suosituksia ei ollut käytettävissä.

TAULUKKO 1. EU:n suositukset laitetekniikasta lannerangan röntgentutkimuksessa. (DIMOND III 2004, 33-34)

	AP	LAT
Radiologinen laite	Kuvauspöytä tai seinäteline joissa kiinteä tai liikuteltava hila	Kuvauspöytä tai seinäteline joissa kiinteä tai liikuteltava hila
Fokuskoko	Pienempi tai yhtäsuuri kuin 1.3mm	Pienempi tai yhtäsuuri kuin 1.3mm
Kokonaissuodatus	Vähintään 3.0 mm alumiinia	Vähintään 3.0 mm alumiinia
Hila	r= 10; 40/cm	r= 10; 40/cm
FFD	115 (100-150)cm	115 (100-150)cm
kV	80-90	80-90
AEC	Keskikammio	Keskikammio
Exponointiaika	Alle 400ms	Alle 1000ms

Digitaalisen kuvantamistekniikan vuoksi kuvalevyiltä tai detektorilta digitoidut kuvat ovat kontrastittomia, harmaita, ja ylipäättään kliiniseen käyttöön kelvottomia (Carter & Vealé 2008, 117). Ratkaisuna tähän ongelmaan radiologisten laitteiden ohjelmistoon määritellään kullekin kuvausprojektiolle omat kuvanluentaparametrit, kuten ROI:it, joissa anatomisesti kiinnostavat luuston alueet oletettavasti sijaitsevat hyvän tavan mukaan tehdyissä natiiviröntgentutkimuksissa (Carter & Vealé 2008, 112).

Röntgenkuvan ottamisen jälkeen ohjelmisto analysoi kuvat parametrien perusteella, sovitaa sävyalan histogrammiin sopivaksi, rajaa kuvan kollimoidun alueen kokoiseksi, sekä säätää kontrastin, terävyyden, ja häivyttää tarvittaessa hilaraitoja. Näiden seikkojen vuoksi kuvantamistutkimuksissa on tärkeää käyttää oikeaa kuvanluentaohjelmaa, sekä kollimoida sädekeila kattamaan vain kiinnostuksen kohteena olevan alueen. (Carter & Vealé 2008, 89).

2.3 Säteilyannokseen vaikuttavat tekijät

Radiologisilla laitteilla on mahdollista päästä diagnostiseen kuvanlaatuun entistä pienemmillä säteilyannoksilla, koska laitetekniikan kyky muuntaa röntgensäteilyä käyttökelpoiseksi kuvasignaaliksi, eli hyötysuhde (DQE, Digital Quantum Efficiency), on kehittynyt huomattavasti filmi-vahvistuslevyajoista (Körner ym. 2007, 676).

Oikean kuvausetäisyyden valinta on myös yksi tekijä säteilyannoksen määrässä. Monet nykypäivän kuvauslaitteista ajavat itsensä automaattisesti etukäteen asetetuille kuvausetäisyyksille, mutta edelleen useissa paikoissa kuvausetäisyyden valinta jää röntgenhoitajan tehtäväksi. Kuvausetäisyyden lisääntyessä säteilyn voimakkuus vaimenee. (Laarne & Nieminen 2006.)

Potilaan sädeannokseen vaikuttaa laitteen kuvausjännitteen eli kilovoltin valinta. Mitä suurempi kilovolttimäärä, sitä nopeammin elektronit liikkuvat katodilta anodille. Tämä nostattaa syntyvien röntgensäteiden energiaa ja vaikuttaa niiden läpätunkevuuteen. Kilovoltit ovat tärkein kontrastierojen tekijä kuvanlaadussa. (Fauber 2013, 24–26.)

Milliampeeri eli mA on yksikkö, jolla mitataan röntgenputken virtaa. Putkivirta tarkoittaa katodilta anodille siirtyvien elektronien määrää tietyssä aikayksikössä. Kuvausaika määrittää ajan, jonka aikana röntgenputki tuottaa röntgensäteitä ja se voidaan ilmaista sekunteina tai millisekunteina. Kuvausaika määrittää ajan, jonka aikana putken virta liikkuu katodilta anodille. Mitä pitempi kuvausaika niin sitä suurempi määrä elektroneja lentää katodilta anodille ja röntgensäteiden määrä kasvaa. (Fauber 2013, 27–28.)

Kun kuvausaika ja kuvauksessa käytettävä milliampeerimäärä kerrotaan, saadaan tulokseksi milliampeerisekunti eli mAs. S edustaa aikaa sekunteina tai sen osina ja mA milliampeereja. Muutokset mAs-arvossa eivät vaikuta röntgensäteiden laatuun, vaan röntgensäteiden määrään. Milliampeerisekunti on tärkein röntgenkuvan tummuuteen vaikuttava tekijä. (Murphy, Popovitch & Geise 2005, 43; Fauber 2013, 29.)

Suuremmilla kuvausarvoilla kuvatessa lisäsuodatuksen käyttäminen vähentää tuntuvasti potilasannosta, koska suodatus poistaa kuvanmuodostuksen kannalta merkityksettömät, mutta potilasannosta kasvattavat, matalaenergiset fotonit säteilykeilasta (Carlton & Adler

2013, 175). Röntgenlaitteiden suodatuksat ovat monilla laitteilla ohjelmoitu projektiokohtaisesti, ja laite vaihtaa käytetyn suodatuksen automaattisesti projektion mukaan. Vanhemmissa kuvauslaitteissa lisäsuodatus pitää yleensä vaihtaa käsin. (Laarne 2007, 17.)

Säteilykeilan oikealla suuntaamisella ja rajauksella on merkitystä siihen, mille alueelle primäärisädekeila osuu, ja mikä alue saa suurimman säteilyannoksen. Automaattivalotusta käytettäessä pitää anatomisen kiinnostuksen kohteen, ionisaatiokammion ja säteilykeilan olla päällekkäin. Jos kohde ei ole kammion kohdalla, saattaa säteilyannos poiketa kohtuuttomasti optimaalisesta annoksesta (Laarne & Nieminen 2006.)

Kuvausteknisistä muuttujista muutoin optimoidussa natiiviröntgentutkimuksessa hilalla on suurin vaikutus potilaan saamaan säteilyannokseen – annos voi jopa kaksinkertaistua hilaa käyttämällä. Vastapainona hilan oikeaoppinen käyttö parantaa kuvanlaatua. Hila estää kuvanlaatua huonontavan sironneen säteilyn pääsyä reseptorille, mutta samalla se absorboi kuvanmuodostukselle tärkeää primäärisäteilyä. Tämän vuoksi jos reseptorille päätyvä säteilyannos halutaan pitää hilaa käytettäessä riittävänä, on kuvausarvoja nostettava, jolloin myös potilasannos kasvaa. (Carlton & Adler 2013, 212, 258–259.)

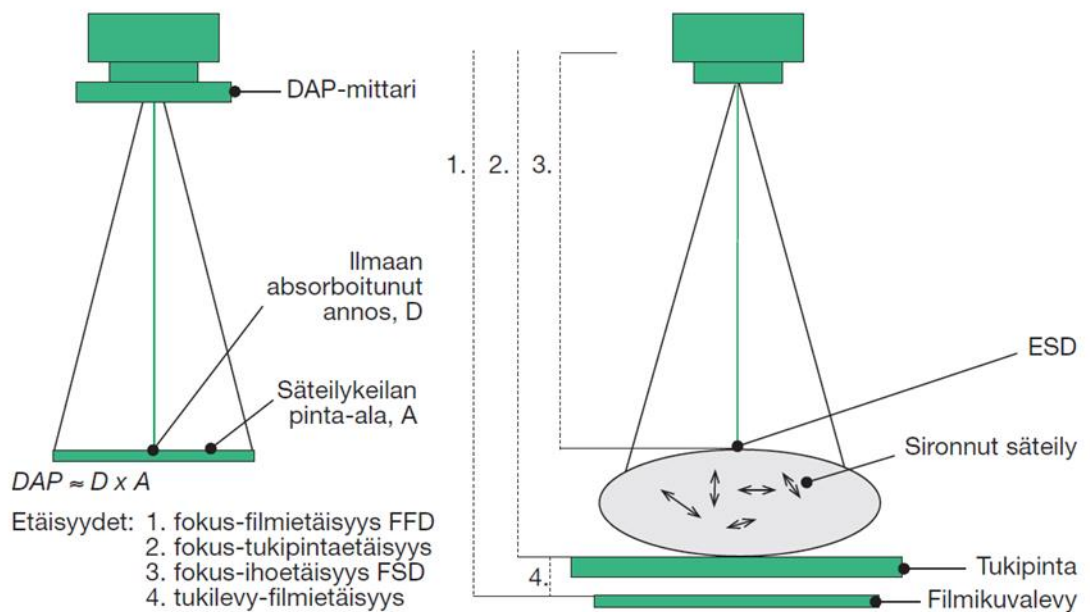
Röntgenhoitajan ammattitaidolla on merkittävä vaikutus säteilyannokseen (Haapala, Suominen & Virko 2012, 45). Kuvausalueen rajaaminen on röntgenhoitajan yksi tärkeimmistä ammattitaidon osa-alueista, jolla pystytään vähentämään säteilyannosta. Kuvausalueen rajaaminen vähentää sironneen säteilyn määrää. (Carlton & Adler 2013, 234.) Kuvausalueen fiksoiminen erilaisilla apuvälineillä liikkeen poissulkemiseksi on säteilyannoksen optimointia - apuvälineillä minimoidaan uusintakuvaamisen tarve, ja kohteen pysyessä paikallaan säteilykeila voidaan rajata tarkemmin (Laarne & Nieminen 2006).

Kuvausetäisyyden vaikutusta säteilyannoksiin ja natiiviröntgenkuvien laatuun on tutkittu Tugwellin ym. (2014) toimesta. He toteavat työssään, että kuvausetäisyyden (SID, Source to Image-receptor Distance) kasvattaminen ei merkittävästi lisää kohinaa, eikä heikennä kuvanlaatua. Kasvatettaessa SID:a 110 cm:stä 140 cm:iin, tilastollista eroa kuvanlaadussa ei havaittu, vaikka SNR laski valotusautomaattikkaa (AEC, Automatic Exposure Chamber) käytettäessä 38 % ja käsiarvoilla 36 %. Samalla kuitenkin pinta-annokset (ESD, Entrance Surface Dose) laskivat AEC:ia käyttäessä 17,3 % ja käsiarvoilla, jotka olivat siis samat kuin 110 cm etäisyydellä, 41,8 %. (Tugwell ym. 2014, 351.)

2.4 Säteilyannoksen määrittäminen

Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, Dose Area Product) on tyypillisin keino arvioida natiiviröntgentutkimuksesta saatua potilaan säteilyannosta. Luotettavien mittaustulosten saamiseksi DAP-mittari pitää kalibroida säännöllisesti. (Komppa, Kosunen & Toroi 2008, 7.) Kalibrointikerroin, eli DAP-mittarin virhe, kuuluu tarkistaa enintään vuoden välein (STUK 2008, 19), ja DAP-mittarin virhe löytyy tyypillisesti kuvantamisyksiköiden huoltopäiväkirjoista. DAP-mittari voi olla kiinteästi asennettuna röntgenlaitteeseen, tai se voidaan kiinnittää jälkikäteen esim. kaihdinkoteloon (STUK 2004, 17).

Esimerkkinä kuva 1 esittää DAP-mittarin sijainnin röntgentutkimuslaitteessa, ESD:n mittauspisteen, ja säteilyn siroamisen potilaan (harmaa ellipsi) sisällä. Efektiivinen annos määritetään laskennallisesti potilaan sisältä.



KUVA 1. Pinta-annoksen (ESD) ja annoksen ja pinta-alan tulon (DAP) määrittely ja mittauseriaatteet (STUK 2004, 18).

3 KOHINA JA IHMISENKALTAISEN FANTOMI

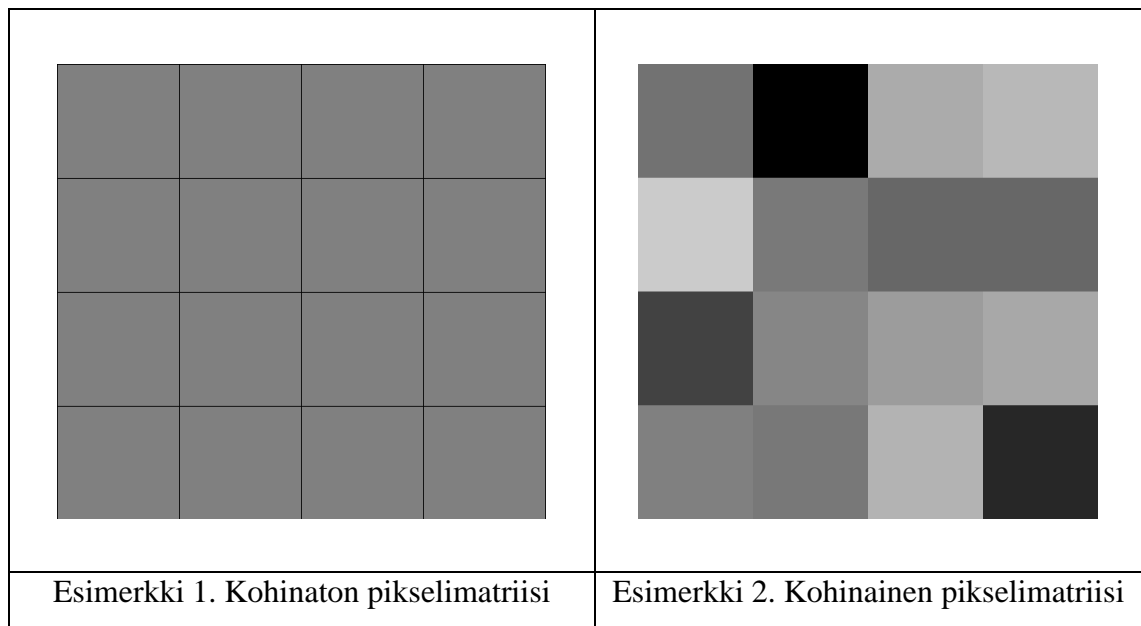
3.1 Natiiviröntgenkuvan kohina

Kuvanlaatuun vaikuttavat kolme muuttujaa: resoluutio, kontrasti sekä kohina. Kaikki kuvat radiologisesta laitetekniikasta – filmi, CR, DR – riippumatta voidaan analysoida tarkastelemalla näitä muuttujia (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 196). Opinnäytetyössä tarkastellaan näistä vain kohinaa, koska kokonaisvaltainen natiiviröntgenkuvien kuvanlaatuun perehtyminen olisi laajentanut opinnäytetyön aiheen liian suureksi. Tässä osiossa käydään ensin läpi tapa, jolla tieto varastoidaan digitaaliseen natiiviröntgenkuvaan, ja sen jälkeen kerrotaan, kuinka sattumanvarainen kohina vääristää kuvaa.

Digitaalinen natiiviröntgenkuva on harmaasävyinen pikselimatriisi, jonka koko riippuu käytetystä radiologisesta laitetekniikasta ja diagnostisista tarpeista (Dowsett ym. 2006, 315). Pikselillä on aina yksi arvo, ja se miten monta vaihtoehtoa on käytettävissä, riippuu siitä, kuinka monta bittiä käytetään tallentamaan pikselin tila (Dowsett ym. 2006, 276). Mitä matalampaa bittimäärää käytetään, sitä suuremmaksi kvantisaatiovirheet kasvavat analogista signaalia digitoidessa. Siksi on mielekästä käyttää laajempaa bittimäärää useampien sävyjen esittämiseen. (Dowsett ym. 2006, 315.)

Tavanomaisesti natiiviröntgenkuvat tallennetaan 12-bittisiksi harmaasävykuviksi, joissa pikselien käytössä oleva harmaasävyskaala on 0-4095 (Carlton & Adler 2013, 326). Skaala tulee siitä, kun yhden bitin tarjoamat vaihtoehdot korotetaan 12:een potenssiin: $2^{12} = 4096$. Näin saadaan tallennettua riittävä määrä sävyjä niin, että kuvaa voidaan vapaasti jälkikäsitellä kuvanluentavaiheessa ilman, että kuvanlaatu silminnähävästi huononee. (Dowsett ym. 2006, 327.)

Kuvattaessa täysin homogeenistä kohdetta ideaalitilanteessa kuvaan tallentuu täsmälleen sama sävyarvo jokaiselle pikselille. Käytännössä jokaisessa kuvantamisvaiheessa on enemmän tai vähemmän sattumanvaraisuutta, jotka kertautuvat ja näkyvät kuvassa niin, että pikselien arvot hieman vaihtelevat (Dowsett ym. 2006, 318).



KUVA 2. Havainnollistavat esimerkit siitä, miten kohina ilmenee kuvassa.

Yllä olevassa kuvassa (KUVA 2) vasemmalla puolella on kohinaton matriisi, ja oikealla kohinainen matriisi. Kohinaisesta matriisista voidaan havaita, kuinka yksittäisten pikselien arvot vaihtelevat keskiharmaan sävyn ylä- ja alapuolella, eli joko tummaan tai vaaleaan päin. Mitä enemmän sävyt vaihtelevat, sitä kohinaisempi kuva siis on. Sävyvaihtelut voivat peittää yksityiskohtia ja hankaloittaa siten kuvien tulkitsemista. (Dowsett ym. 2006, 318).

Kohinaa voidaan mitata kuvasta esimerkiksi avaamalla kuva tarkoitukseen soveltuvassa kuvankatseluohjelmassa, ja rajaamalla ohjelman työkalulla kuvasta alue. Ohjelma analysoi rajatun alueen ja laskee sen pikseleistä keskiarvon, etsii tummimman ja vaaleimman pikselin arvot, ja esittää ne käyttäjälle. Keskihajonta kertoo, kuinka suurta sävyvaihtelu rajatulla alueella on (Dowsett ym. 2006, 23–24).

Kohina on siis kuvassa näkyvä paikallinen tummuusvaihtelu kuvan keskimääräisen tummuustason ympärillä (Tapiovaara ym 2004, 92). Kuvanmuodostukseen tarvittavien röntgenfotonien määrä on suoraan verrannollinen kohinaan, koska hyvästä signaalista, eli suuresta säteilyannoksesta, on helpompi muodostaa vähäkohinainen kuva, kuin matalan säteilyannoksen huonosignaalista kuvasta. Jos säteilyannosta lasketaan muokkaamalla kuvausparametreja, röntgenfotonien määrä vähenee, signaali huononee, ja kohinan määrä siis nousee. (Dowsett ym. 2006, 318.) Natiiviröntgenkuvan kohinaisuus ei kuitenkaan

ole riippuvainen pelkästä säteilyannoksesta vaan koko laitetekninen kokonaisuus vaikuttaa kohinaan. Erityisesti reseptorin DQE ja signaali-kohinasuhde SNR vaikuttavat kohinaan. (Dowsett ym. 2006, 352).

Miksi kohina on siis ei-toivottu muuttuja kuvissa? Liiallinen kohina heikentää kuvien laatua sekä diagnostista arvoa (Matthews & Brennan 2009, 265). Mitä enemmän kuvassa näkyviä rakenteita kohina vääristää, sitä hankalampaa kuvia on tulkita. Vaikka kohinan määrää voidaan mitata, niin sen lääketieteellistä merkittävyyttä on vaikea tarkkaan arvioida, koska sen aiheuttama kuvanlaadullinen haitta riippuu kuvia tulkitsevan lääkärin kokemuksesta (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 204).

3.2 Kuvakohinaan vaikuttavat muuttujat

Kuvausarvot, eli kV ja mAs, vaikuttavat suoraan potilaan saamaan säteilyannokseen, ja siten myös kuvareseptorille saapuvien fotonien määrään. Mitä vähemmän fotoneja on käytettävissä, sitä kohinaisempi kuvasta tulee. Kuvareseptorin pikselimatriisin koko vaikuttaa myös kohinaan, koska mitä pienempi yksittäinen pikseli on, sitä vähemmän fotoneja siihen osuu. (Dowsett ym. 2006, 318.)

Reseptorin herkkyys kertoo, kuinka paljon pikselimatriisin yksittäisen pikselin signaalia vahvistetaan sitä luettaessa. Mitä suurempi herkkyys on, sitä enemmän signaalia vahvistetaan, jolloin kuvanmuodostukseen riittää pienempi säteilyannos, mutta vastapainona kohinan määrä kasvaa. Reseptorin mallista riippuen toiset ovat luontaisesti herkempiä ja siten myös matalampikohinaisia. (Carlton & Adler 2013, 327–328.)

Mustavalkoisen digitaalisen natiiviröntgenkuvan (myöh. kuvan) jokaisella pikselillä on jokin sävyarvo, mustasta keskiharmaan kautta valkoiseen. Kuvan kaikkien pikselien sävyjakauma voidaan esittää histogrammina, mikä kertoo, kuinka paljon eri sävyjä kuvassa on. Käsittelemättömässä kuvassa on tyypillisesti sävyiltään kokonaan mustia tai valkoisia pikseleitä, jotka poistamalla kuvan kontrasti paranee. (Dowsett ym. 2006, 326.)

Riippuen siitä, miten sävyt kuvassa ovat jakautuneet, kuvankäsittely voi korostaa kohinan määrää. Jos detektorille tulleen säteilyn määrä on vähäinen, sävyt painottuvat histogrammin mustaan päähän, jolloin käytettävissä oleva kuvainformaatio on jo valmiiksi varsin

kohinaista. Kuvankäsittely tällöin lisää kontrastia ja kohinaa. Sävyjen painottuessa keskiharmaalle alueelle vaikutus ei ole niin suuri, ja valkoiseen päähän painottuneet kuvat ovat kaikista kohinattomampia. (Carlton & Adler 2013, 329–330.)

3.3 Fantomikuvantaminen

STUKin ohjeen (STUK 2014a, 6) mukaan säteilyaltistukset määritetään potilasannostauksilla. Tässä opinnäytetyössä fantomia käytetään lannerangan kuvantamiseen, koska se vastaa paremmin toimeksiantajan tarpeisiin. Fantomia käyttämällä saadaan standardoitu, muuttumaton ja vertailukelpoinen kuvauskohde (Miettinen 2003, 32–33; STUK 2004, 23).

Fantomeja on monenlaisia, aina täytetystä vesikanisterista ihmisenkaltaiseen fantomiin. Fantomi valitaan tarpeen ja tilanteen mukaan, ja tässä opinnäytetyössä käytetään 50-kiiloista, 155cm pitkää naispuolista ihmistä mallintavaa Radiology Support Devicesin valmistamaa Alderson Radiation Therapy (lyh. ART) -fantomia.

Antropomorfinen fantomi toimii levy- tai vesifantomeita paremmin, koska röntgenkuvien kuvanluenta-algoritmit toimivat silloin optimaalisemmin. Algoritmit tekevät olettamuksia mm. pehmytkudosten ja luisten rakenteiden sijainnista röntgenkuvassa, jolloin ihmiskehoa mallintavaa fantomia käytettäessä röntgenkuvien kuvanlaatu paranee. Näin ollen kuvien perusteella voidaan paremmin arvioida potilasannoksia sekä kuvanlaatua. (Bor, Unal & Uslu 2015, 165).

Fantomi on valmistettu keskimäärin ihmisluuta vastaavasta luurangosta, ja sitä ympäröi ihmisen pehmytkudosta mallintava pehmytkudoskerros. Keinotekoisista materiaaleista valmistetun fantomin materiaalit eivät muutu ajan kanssa., ja se on valmistettu ICRU-44-standardin mukaiseksi. (The Alderson Radiation Therapy Phantom).

Fantomi koostuu 32:sta osasta, joista suurin osa on 2,5cm paksuja leikkeitä. Osia voidaan pinota haluttu määrä päällekkäin jalustalle, jossa kaksi pitkää tappia pitävät osat tarkasti paikallaan (Kuva 3). Tietojenkeruussa käytetään fantomia koko torson mitalta, aina kaulan alaosasta reisien yläosaan asti (leikkeet 10-32).

Fantomia on käytetty lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa mm. Mämmin (2015) ja Niemisen (2012) opinnäytetöissä. Mämmin (2015, 33–36) toteaa työssään, että säätämällä valotusautomaattia olisi mahdollista saada vuosittainen keskimääräinen annostasolannerangan natiiviröntgentutkimuksessa laskemaan 12,5 %. Nieminen (2012, 39–42) toteaa työssään painoindeksin vaikuttavan potilaan saamiin säteilyannoksiin, sekä havaitsi, että samankokoisille ihmisille saattoi laitteesta riippuen tulla erisuuruisia säteilyannoksia. Nieminen (2012, 34–35) havaitsi, että AP-projektion potilaalle tuottama sädeannos kasvaa LAT-projektion tuottamaa annosta suuremmaksi suurella osalla tutkimuksia, joissa potilaan painoindeksi ylittää 28.



KUVA 3. Radiology Support Devices, Inc; Alderson Radiation Therapy Female Phantom (Kuva: Antti Hakkarainen 2016)

4 OPINNÄYTETYÖN TAVOITE, TARKOITUS JA TEHTÄVÄT

Opinnäytetyön tavoitteena on tuottaa PSHP:lle tietoa Kuvantamiskeskukseen kuulumatomien Pirkanmaan kuvantamisyksiköiden lannerangan röntgentutkimusten laitetekniikasta, säteilyannoksista ja kohinasta. Kuvantamiskeskuksen sairaalafyysikko voi hyödyntää kerättyä tietoa työssään.

Tarkoituksena on kuvailla lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa käytettyä laitetekniikkaa, selvittää minkälaisia säteilyannoksia fantomi saa lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa, ja arvioida fantomista otettujen natiiviröntgenkuvien kohinaa.

Tutkimuskysymykset ovat:

- Minkälaista radiologista laitetekniikkaa lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa eri kuvantamisyksiköissä käytetään?
- Miten kuvantamisyksikön ja fiksoidulla tavalla fantomille tehdyn lannerangan natiiviröntgentutkimuksen natiiviröntgenkuvat eroavat toisistaan kohinan määrän suhteen?
- Kuinka suuria fantomin saamat säteilyannokset ovat lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa eri kuvantamisyksiköissä?

5 OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS

5.1 Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä

Kvantitatiivinen, eli määrällinen tutkimus on menetelmä, joka antaa yleisen kuvan mitattujen muuttujien välisistä suhteista ja eroista. Kvantitatiivisen tutkimuksen lähtökohtana on tehtävä, johon etsitään ratkaisua tai vastausta tilastollisten menetelmien avulla. Tutkimusmenetelmän avulla voidaan löytää vastauksia muun muassa seuraaviin kysymyksiin: *kuinka moni*, *kuinka paljon*, ja *kuinka usein*. Ideana on yleistää osajoukosta kerätyt mitaukset suurempaan joukkoon, eli tehdä johtopäätöksiä. Siksi on tärkeää, että tutkimusta tehdessä tiedetään, mitkä tekijät vaikuttavat tutkittaviin muuttujiin. (Kananen 2011, 12–22; Vilka 2007, 13–17, 36–37.)

Tämän opinnäytetyön tavoitteessa, tarkoituksessa ja tehtävissä esitettyihin tutkimuskysymyksiin peilaten radiologisen laitetekniikan muuttujia, kuten kV, mAs, hila, suodatus, kenttäkoko ym. voidaan kuvailla. Natiiviröntgenkuvien kohinaa voidaan ohjelmien avulla laskea otetuista natiiviröntgenkuvista, ja esittää tieto numeerisesti. Annoksen ja pinta-alan tuloa voidaan mitata mittalaitteella, joka antaa tuloksena numeerista tietoa. Numeerista tietoa pystytään analysoimaan ja laskemaan, jolloin voidaan saada vastauksia esitettyihin kysymyksiin (Hirsijärvi ym. 1997, 137). Koska kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä soveltuu numeeriseen mittaukseen paremmin kuin muut tutkimusmenetelmät, tämä opinnäytetyö toteutettiin kvantitatiivisena tutkimuksena, ja aineisto kerättiin ennalta laadittujen lomakkeiden avulla.

5.2 Aineiston keruu

Onnistunut kvantitatiivinen tutkimus perustuu huolellisesti tehtyyn tietojenkeruuseen. Tietojenkeruu voidaan toteuttaa esimerkiksi lomakkeen avulla, jotta saadaan tarkka listaus kaikista tutkimuksessa käsiteltävistä muuttujista. Lomakkeiden laatiminen edellyttää tarkkuutta ja perehtymistä teoriaan, koska lomakkeen täytyy sisältää kaikki kysyttävät tiedot, joita tutkimuksen tulosten tulostamiseen tarvitaan. Lomakkeissa esiintyvät muuttujat tulee käsitellä teoreettisessa viitekehyksessä. (Vilka 2007, 19, 85–87; Kananen 2008, 79–85.)

Kuvausparametreistä kerättiin natiiviröntgenkuvan muodostuksen kannalta olennaiset muuttujat, kuten kV, mAs, hila, suodatus, kenttäkoko ym. Lisäksi kerättiin tietoja kuvantamisyksiköiden radiologisesta laitetekniikasta sekä lannerangan natiiviröntgentutkimusten kuvauskäytänteistä – miltä etäisyydeltä projektiot kuvataan, kuvataanko potilaat makuulla vai seisten, onko kuvaussuunta anteroposteriorinen vai posteroanteriorinen ym. Myös säteilyannoksista ja kuvanlaadusta oltiin kiinnostuneita, joten annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) ja kaikki tietojenkeruun yhteydessä otetut natiiviröntgenkuvat kerättiin jatkoanalysointia varten. (LIITE 1.)

Tutkimusaineisto kerättiin käymällä vuorotellen jokaisessa kuvantamisyksikössä. Ajan kohta sovittiin etukäteen sähköpostitse tai puhelimitse kunkin yksikön röntgenhoitajien kanssa. Mukana kuljetettiin fantomia, tietojenkeruulomakkeita, pehmeää mittanauhaa ja muistiinpanovälineitä.

Lomakkeet suunniteltiin edeltävän tutkimuksen (Innanmaa ja Petäjäjärvi 2002, liitteet 2 ja 3; Nieminen 2012, liitteet 1 ja 3), Euroopan Unionin suositusten (DIMOND III, 2004, 33-34) ja STUK:n ohjeiden (STUK 2004, liite 4) perusteella. Edellä mainitut tahot kysyivät lomakkeissaan samoja asioita, joten vaikutti mielekkäältä kysyä niitä myös tässä opinäytetyössä. Fiksoidun tavan kuvausparametrit saatiin soveltamalla DIMOND III:n (2004, 33–34) suosituksia. Kuvausparametreistä PA-suunnassa FFD oli 150cm, kuvausjännite 80 kV, iso fokus ja kenttäkoko fantomin pinnalla 14*30 cm. LAT-suunnassa kuvausjännite asetui 90 kV:iin, ja kentän rajaukseen ei koskettu fantomia uudelleen asetellessa. Kenttäkoko reseptorilla pysyi siis samana kummassakin projektiossa, mutta luonnollisesti LAT-projektiossa kenttäkoko iholla pieneni jonkin verran FSD:n lyhentyessä. Kenttäkoko valittiin niin suureksi, että anatomisesti kiinnostavat alueet näkyvät varmasti kuvissa. Kenttäkoon riittävyys varmistettiin TAMK:n röntgenharjoitusluokassa otettujen koeröntgenkuvien avulla.

Paikan päällä röntgenhoitajille kerrottiin tietojenkeruutapahtuman kulusta. Heitä ohjeistettiin kuvaamaan fantomia testipotilaana käyttäen, kuvantamisyksikön vakiintuneiden kuvantamiskäytäntöjen mukaan (myöh. paikan tavalla), lannerangan natiiviröntgentutkimuksen perusprojektiot, eli AP/PA ja LAT. Seuraavaksi opinäytetyön tekijät kuvasivat vastaavat projektiot fiksoidulla tavalla, eli samalla tavalla joka kuvantamisyksikössä. Suurimmassa osassa yksiköitä röntgengeneraattorin säätöpöydästä ei saanut valittua tasan

80 kV:n jännitettä, joten näissä tapauksissa käytettiin 81 kV:n jännitettä. Yhdellä röntgenlaitteella sai valittua vain 80 kV:n jännitteen, ei 81 kV:a.

Tietojenkeruun aikana tulokset kirjattiin ylös tietojenkeruulomakkeelle (liite 1). Kenttäkoko mitattiin fantomin pinnalta mittanauhalla, ja etäisyys fokuksesta fantomin pinnalle röntgenlaitteen omalla mittanauhalla. Huoltopäiväkirjoista otettiin kopiot DAP-mittarin virheprosenttimittauksista. Taulukossa 2 esitetään selventävästi tietojenkeruutilanteeseen osallistuneiden henkilöiden roolit.

TAULUKKO 2. Työnjako rooleittain tietojenkeruupäivänä

	Röntgenhoitaja	Opinnäytetyön tekijät
Kuvaus AP/PA ja LAT paikalla tavalla:	X	
Fantomien siirtely:		X
Kuvaus fiksoidulla tavalla:		X
Laitetietojen kerääminen:		X
Tietojen kirjaaminen:		X

Kaikki natiiviröntgenröntgenkuvat, lähetettiin PSHP:n PACS:iin ennalta luodulle testipotilaalle, josta kuvat saatiin jälkikäteen analysoitaviksi. Jokaisella röntgenlaitteella kuvattiin neljä kuvaa, laitteita ollessa mukana kahdeksan, eli yhteensä 32 kuvaa. Aineisto kerättiin seitsemästä kuvantamisyksiköstä.

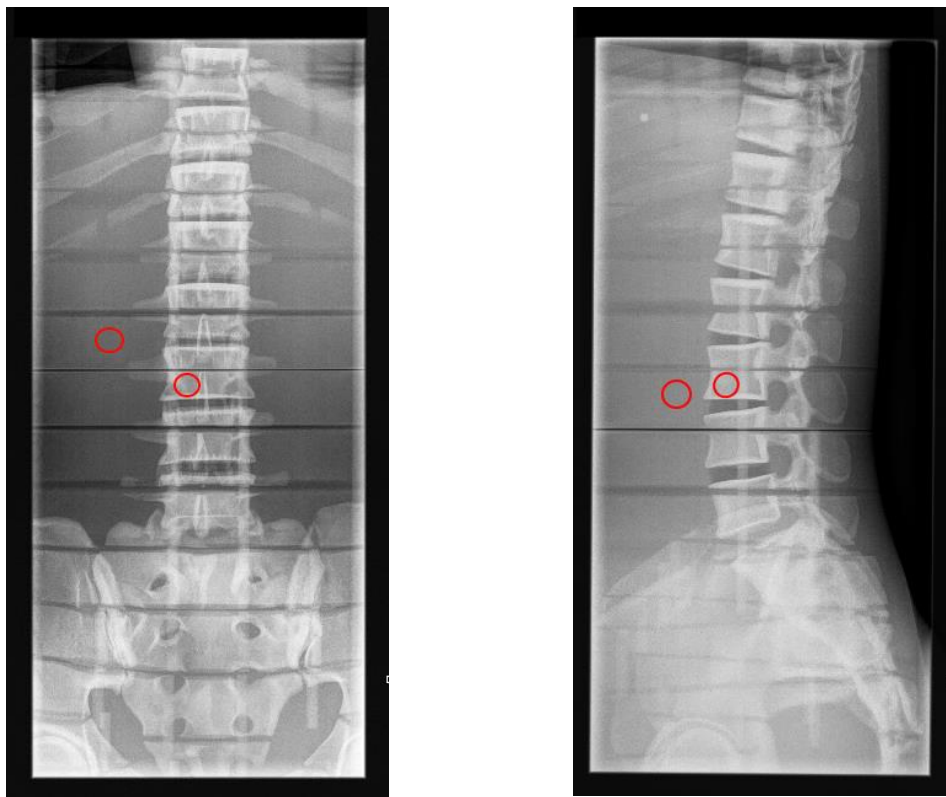
5.3 Aineiston analysointi

Vilkan mukaan määrällisessä tutkimuksessa tutkimusaineiston kerääminen, tutkimusaineiston käsittely sekä analysointi ja tulkinta ovat erillisiä vaiheita. Aineiston käsittely alkaa, kun kyselyllä, haastattelulla tai havainnoinnilla kerätty aineisto on saatu koottua. Aineiston käsittely tarkoittaa, että lomakkeilla saatu aineisto tarkistetaan, tiedot syötetään ja tallennetaan sellaiseen muotoon tietokoneelle, että sitä voidaan tutkia numeraalisesti käyttäen apuna taulukko- tai tilasto-ohjelmia. (Vilka 2007, 106.)

Analysoinnissa käytettiin tunnettujen yritysten maailmanlaajuisessa käytössä olevia tietokoneohjelmia, Microsoft Exceliä ja Carestream PACS:ia. Ohjelmia päädyttiin käyttä-

mään niiden saatavuuden, monipuolisuuden ja helppokäyttöisyyden vuoksi. Kerätty tutkimusaineisto vietiin tietokoneelle Excel-taulukkoon havaintomatriisiksi. Kuvien kohinaisuus laskettiin ohjelmallisesti PSHP:n PACS:iin tallennetuista natiiviröntgenkuvista. Kuvat analysoitiin Tampereen yliopistollisen sairaalan tietokoneella Carestreamin PACS-kuvankatseluohjelman avulla. Ohjelmaa käytetään mm. Kuvantamiskeskus – ja apteekkiliikelaitoksen kuvantamisyksiköissä kuvien katseluun ja analysointiin. Radiologit käyttävät kuvia lausudessaan ohjelman työkaluja mm. erilaisten mittausten tekemiseen.

Carestream PACS -ohjelman avulla jokaiseen kuvaan rajattiin kaksi ympyränmuotoista mielenkiinnon aluetta (ROI) (KUVA 4): L3-nikamasta sekä L3-nikaman tasolta, nikaman vierestä pehmytkudosvastaavalta alueelta. Tarkoituksena oli valita ROI, joissa fantomin anatomiset rakenteet aiheuttavat mahdollisimman vähän pikselien harmaasävyjen vaihtelua. Näin saadaan parempi käsitys sattumanvaraisesta vaihtelusta. Ohjelma laski kustakin rajatusta ROI:sta kolme arvoa: pikselien harmaasävyjen keskiarvon, pikselien harmaasävyjen keskihajonnan ja pikselien harmaasävyjen ääriarvot. Harmaasävyjen keskiarvo tarkoittaa ROI-alueen pikselien harmaasävyjen keskimääräistä sävyä.



KUVA 4. ROI-alueet taustan ja L3-nikaman tasolla AP/PA- ja LAT-kuvissa.

Keskihajonta tarkoittaa välimatka- ja suhdeasteikon muuttujille sopivaa hajontalukua. Se kuvaa yksittäisen muuttujan, tämän opinnäytetyön tapauksessa pikselin sävyjen jakautumista. Keskihajonta ilmaisee, kuinka kaukana yksittäisen muuttujan arvot ovat keskimääräisen muuttujan arvosta. (Vilka 2007, 124.) Ääriarvot ovat ROI:n pikselien tummimman ja vaaleimman pikselin arvot. Tässä opinnäytetyössä analyysi kohdistuu pikselien harmaasävyjen keskihajontaan, koska siten saadaan opinnäytetyön tekijöiden käytettävissä olevien menetelmien puitteissa paras käsitys harmaasävyjen vaihtelusta ROI:n keskimääräisen tummuustason ympärillä, lyhyemmin ilmaistuna kohinasta.

Kohina analysoitiin laskemalla paikan tavan ja fiksoidun tavan röntgenkuvien kohinan keskihajontalukujen erotukset. Tulosten tekstissä esitetään pienin ja suurin erotus. Kohinan keskihajonnasta projektioittain laskettiin myös suhdeluku, eli miten suuri ero kuvan kohinaisuudessa on, esimerkiksi $135 / 134 = 1,01$.

6 TULOKSET

6.1 Radiologinen laitetekniikka

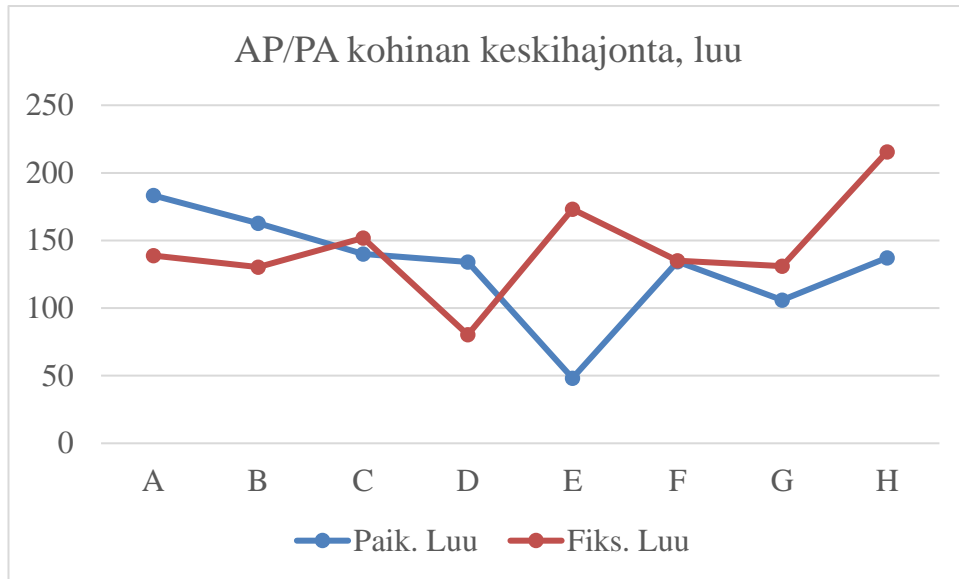
Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä käytössä oleva radiologinen laitetekniikka on esitetty alla olevassa taulukossa. (TAULUKKO 3.) Radiologinen laitetekniikka ja käytössä oleva kuvantamislaitteisto Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä on pääsääntöisesti hyvin samankaltaista.

TAULUKKO 3. Pirkanmaan kuvantamisyksiköiden aikuisen potilaan lannerangan röntgentutkimuksessa käytössä oleva radiologinen laitetekniikka

Yksikkö	Reseptori	Röntgenputki	Generaattori	Fokuskoko	Kokonaissuodatus	Hila	FFD	AEC
<i>A</i>	DR Agfa	Philips SRO 0951-150	Philips Optimus 50	AP 1,0mm LAT 1,0mm	Kiinteä 2,8mm Al Lisä 2mm Al	AP Maaten F 110cm R12 N36 LAT F 180cm R12 N36	110cm	kyllä
<i>B</i>	CR Agfa	Philips RO 1750 ROT 350	Philips Optimus 50	PA 1,2mm LAT 1,2mm	Kiinteä 2,75mm Al Lisä 2mm Al	F 180cm R12 N36	150cm	kyllä
<i>C</i>	CR Agfa	Philips RO 1750-150	Philips Optimus 50	PA 1,2mm LAT 1,2mm	Kiinteä 2,8mm Al Lisä 2mm Al	F 180cm R12 N36	150cm	kyllä
<i>D</i>	CR Agfa	Philips RO 1750 ROT 350	Philips Optimus 50	PA 0,6mm LAT 1,2mm	Kiinteä 2,72mm Al Lisä 2mm Al	F 180cm R12 N36	150cm	kyllä
<i>E</i>	CR Fuji	Philips SRO 0951-350	Philips Optimus 50	Autom. 0,3/1,0mm	Kiinteä 2,8mm Al Lisä 2mm Al	F 180cm R12 N36	150cm	kyllä
<i>F</i>	CR Agfa	Philips RO 1750 ROT 350	Philips Optimus 50	PA 0,6mm LAT 1,2mm	Kiinteä 2,72mm Al Lisä 2mm Al	F 180cm R12 N36	150cm	kyllä
<i>G</i>	CR Agfa	Philips SRO 0951-150	Philips Optimus 50	PA 0,3mm LAT 1,0mm	Kiinteä 2,72mm Al Lisä 2mm Al	F 180cm R12 N36	150cm	kyllä
<i>H</i>	CR Agfa	Philips SRO 2550-15	Philips Optimus 50	PA 0,6mm LAT 1,0mm	Kiinteä 2,8mm Al Lisä 2mm Al	F 180cm R12 N36	150cm	kyllä

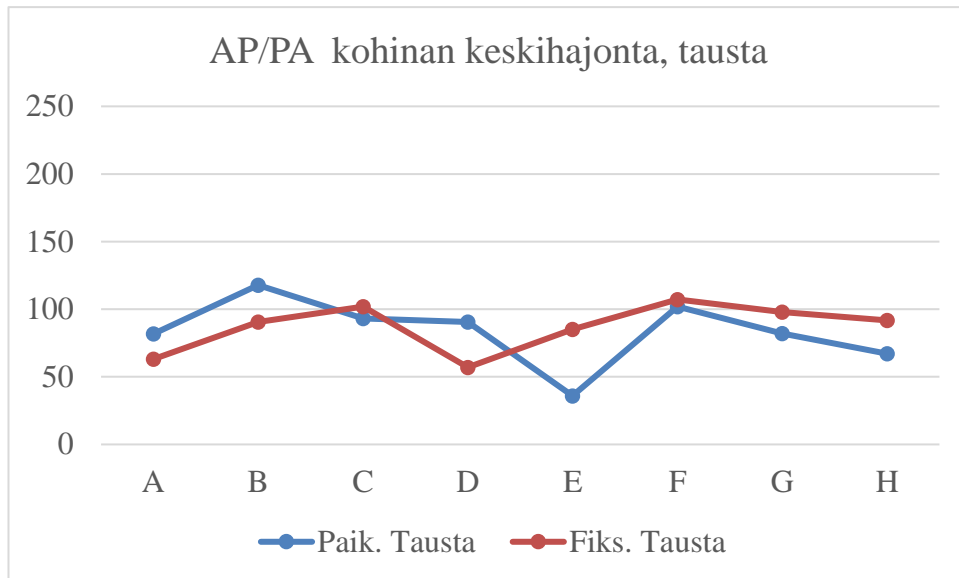
6.2 Natiiviröntgenkuvien kohina

Pirkanmaan kuvantamisyksikössä fantomille tehdyssä lannerangan röntgentutkimuksessa, AP/PA-projektion luun alueen kohinan keskihajonnan ero mittausalueella, paikan tavan ja fiksoidun tavan välillä, oli pienimmillään 1, yksikössä F, ja suurimmillaan 125, yksikössä E. (KUVIO 1, LIITE 4 TAULUKKO 7.)



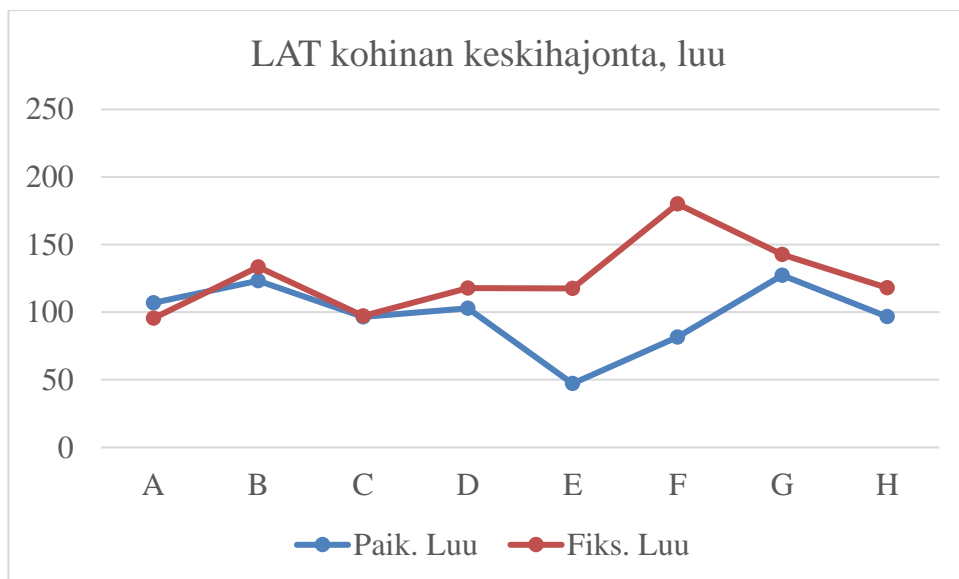
KUVIO 1. AP/PA-projektion paikan ja fiksoidulla tavalla otettujen natiiviröntgenkuvien luun alueen kohinan keskihajonta.

AP/PA-projektion taustan alueen kohinan keskihajonnan ero mittausalueella, paikan tavan ja fiksoidun tavan välillä, oli pienimmillään 5, yksikössä F, ja suurimmillaan 49, yksikössä E. (KUVIO 2, LIITE 4 TAULUKKO 7.)



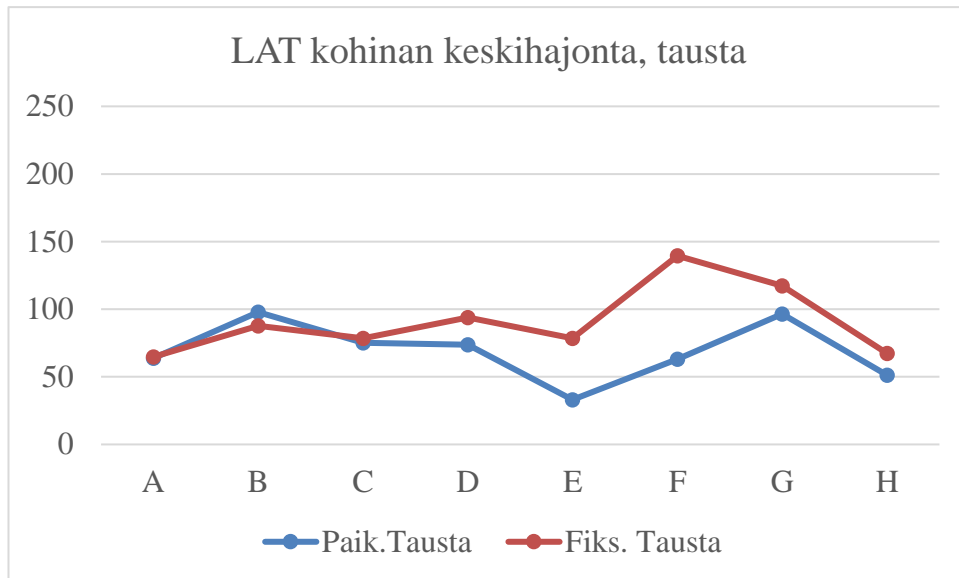
KUVIO 2. AP/PA-projektion paikan ja fiksoidulla tavalla otettujen natiiviröntgenkuvien taustan alueen kohinan keskihajonta.

LAT-projektion luun alueen kohinan keskihajonnan ero mittausalueella, paikan tavan ja fiksoidun tavan välillä, oli pienimmillään 1, yksikössä C, ja suurimmillaan 98, yksikössä F. (KUVIO 3, LIITE 4 TAULUKKO 7.)



KUVIO 3. LAT-projektion paikan ja fiksoidulla tavalla otettujen natiiviröntgenkuvien luun alueen kohinan keskihajonta.

LAT-projektion taustan alueen kohinan keskihajonnan ero mittausalueella, paikan tavan ja fiksoidun tavan välillä, oli pienimmillään 1, yksiköissä A, ja suurimmillaan 76, yksikössä F. (KUVIO 4, LIITE 4 TAULUKKO 7.)



KUVIO 4. LAT-projektion paikan ja fiksoidulla tavalla otettujen natiiviröntgenkuvien taustan alueen kohinan keskihajonta.

Paikan tavan ja fiksoidun tavan kuvien kohinan keskihajonnan suhdeluku projektiioittain esitetään liitteessä 4 taulukossa 8.

6.3 Fantomin säteilyannokset lannerangan natiiviröntgentutkimuksessa

Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä fantomille paikan tavalla tehdyssä lannerangan röntgentutkimuksessa AP/PA-projektioissa kuvausjännitteen vaihteluväli oli 70-96 kV ja mAs 7,1-27,3 mAs. DAP oli 13,2-29,6 cGy*cm². Fiksoidulla tavalla kuvattuna kuvausjännite oli laiteteknisistä syistä johtuen 80-81 kV ja mAs vaihteli 13,4-24,4 mAs:n välillä. Säteilykeilan kenttäkoko fantomin pinnalta mitattuna oli aina 14 * 30 cm ja DAP 13-23.4 cGy*cm². (TAULUKKO 4.) DAP-mittarin virhettä ei ole otettu huomioon tuloksissa, mutta virhelukemat löytyvät liitteestä 3.

TAULUKKO 4. AP/PA-projektio paikan ja fiksoidulla tavalla kuvattuna. kV, mAs, säteilykeilan koko fantomin pinnalla (leveys x * korkeus y, cm) ja annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, cGy*cm²).

Yksikkö	Paikan tapa				Fiksoitu tapa			
	AP/PA				PA			
	kV	mAs	x*y cm	DAP	kV	mAs	x*y cm	DAP
A	90	7,95	14 * 24	13,8	81	24,4	14 * 30	23,4
B	81	19,8	15 * 28	18	81	19,7	14 * 30	17,5
C	81	16,3	13 * 33	15,2	81	16,8	14 * 30	15,4
D	96	7,1	15 * 29	10,6	81	13,4	14 * 30	13,3
E	75	27,3	16,5 * 30	29,6	80	19,2	14 * 30	21,2
F	85	12,5	16 * 31	13,2	81	14,6	14 * 30	13
G	85	11,2	17 * 28	15,4	81	14,4	14 * 30	15,2
H	70	31	15,5 * 30	24,7	81	14,3	14 * 30	13,8

Paikan tavalla LAT-projektioissa kuvausjännitteen vaihteluväli oli 81-96 kV ja mAs 22,2-79,7 mAs. DAP oli 30,2-79,7 cGy*cm². Fiksoidulla tavalla kuvattuna kuvausjännite oli 90 kV ja mAs vaihteli 17,8-47,8 mAs:n välillä. Säteilykeilan kenttäkoko fantomin pinnalta mitattuna oli aina 13 * 27,5 cm ja DAP 22,6-61,8 cGy*cm². (TAULUKKO 5.)

TAULUKKO 5. LAT-projektio paikan ja fiksoidulla tavalla kuvattuna. kV, mAs, säteilykeilan koko fantomin pinnalla (leveys x * korkeus y, cm) ja annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, cGy*cm²).

Yksikkö	Paikan tapa				Fiksoitu tapa			
	LAT				LAT			
	kV	mAs	x*y cm	DAP	kV	mAs	x*y cm	DAP
A	96	23,7	11 * 22	53,7	90	47,8	13 * 27½	58,9
B	90	43,8	10,5 * 26	44,9	90	39,2	13 * 27½	36,3
C	90	49,8	10,5 * 26	41,5	90	26,9	13 * 27½	31,6
D	96	22,2	12,5 * 25	30,2	90	17,8	13 * 27½	22,7
E	85	56,7	13 * 25	61,9	90	24,9	13 * 27½	36,3
F	90	79,7	13 * 29	79,7	90	56,8	13 * 27½	61,8
G	90	26,8	14 * 24,5	35,2	90	44,4	13 * 27½	60,3
H	81	46,4	10,5 * 25	33,3	90	18,3	13 * 27½	22,6

7 POHDINTA

7.1 Tulosten tarkastelu

Innanmaan ja Petäjajärven (2002) tutkimuksessa laitetekniikka oli Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä pääosin EU:n suositusten mukaista. Laitekanta oli myös silloin keskenään hyvin samankaltaista. Tähän opinnäytetyöhön osallistuneissa Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä käytetty radiologinen laitetekniikka on Innanmaan ja Petäjajärven (2002) tutkimuksen jälkeen uudistunut, mutta on samaan tapaan keskenään hyvin samankaltaista.

Vain yhdessä yksikössä käytettiin Agfan suoradigitaalista järjestelmää, muiden käyttäessä Agfan tai Fujin kuvalevyjärjestelmää. Kuvaustelineet ja tutkimuspöydät, säätöpaneelit, kuvanlukijat, kuvalevyt, hilat ym. olivat pääasiassa samanlaisia. Opinnäytetyöhön osallistuneissa Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä käytössä oleva radiologinen laitetekniikkaa vastaa hyvin EU:n suosituksia laitetekniikasta lannerangan natiiviröntgentutkimuksessa. Haapalan, Suomisen ja Virkon opinnäytetyössä (2012) lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa AP-projektiossa röntgenhoitajien käyttämä kilovolttimäärä vaihtelevat välillä 73-90 kV ja LAT-projektioissa välillä 70-96 kV. Myös tässä opinnäytetyössä ilmenneet kilovolttivaihtelut projektioittain sijoittuvat edellä mainitulle vaihteluvälille, pois lukien tämän työn LAT-projektioiden pienimmän kuvausjännitteen ollessa 80 kV.

Kuvantamisyksiköiden ja fiksoidulla tavalla kuvatuissa projektioissa kohinan määrässä ei suurimmassa osassa yksiköitä ole merkittäviä eroja (LIITE 4). Kuten kuvausvirta-ajan kanssa, suuremmat erot kohinassa voivat johtua kuvausjännitteen lisäksi säteilykeilan keskityksestä. Koska selkäranka on tihein, eli säteilyä huonoiten läpäisevä osa fantomin keskivartaloa, säteilyannos laskee etenkin LAT-projektiossa, jos AEC-kammio ei osu aivan selkärangan kohdalle. Tällöin kohinan määrä lisääntyy, ja kuvanlaatu heikkenee. Tulosten perusteella kohinan määrä laskee säteilyannoksen kasvaessa. Luun alueella kuva on kohinaisempi, koska luu absorboi tiheänä materiaalina röntgensäteilyn energiaa. Heikompa signaalia luettaessa kohina korostuu, kun taas pehmytkudosalueella signaalin ollessa parempi, kohinaa on vähemmän.

Kuten tämän opinnäytetyön teoriassa todetaan, kohinan numeerinen analysointi on haastavaa: koska natiiviröntgenkuvaa voidaan sanoa kohinaiseksi? Onko kohinalle olemassa jotain kiinteää tai edes häilyvää raja-arvoa, ja mistä kaikista tekijöistä mahdollisen raja-arvon määrittäminen riippuu? Jassam toteaa tutkimuksessaan digitaalisten natiiviröntgenkuvien kohinanpoistosta (Jassam 1992, 117), että kohinan numeerisen mittaamisen sijasta diagnostiikan kannalta tarkin tapa arvioida natiiviröntgenkuvan kohinaisuutta on arvioida kuvia kokeneilla radiologeilla. Samaa toteavat Uffmann & Schaefer-Prokop tutkimuksessaan (2009, 204). Tässä opinnäytetyössä ei löydetty vastausta edellä esitettyihin kysymyksiin, joten numeeriset arvot esitetään sellaisenaan.

Nieminen (2012) toteaa opinnäytetyössään, että samankokoisen potilaan sädeannokset saattavat vaihdella eri kuvauslaitteiden välillä. Saaduista mittaustuloksista käy sama myös ilmi: sädeannokset vaihtelevat annoksen ja pinta-alan tulon suhteen AP/PA-suunnan projektioissa välillä 13,2-29,6 cGy*cm², ja LAT-suunnan projektioissa välillä 30,2-79,7 cGy*cm². Yhtenä syynä annosten eroavaisuuksiin voidaan pitää kuvantamisyksiköiden välisiä eroja kuvausparametrien suhteen. Kun kuvausjännitettä lasketaan, kuvausvirta- ja -aika kasvavat. Niissä paikoissa, missä kuvausjännite oli korkea, oli kuvausvirta eli mAs matala ja tällöin myös sädeannokset jäivät pienemmiksi. On mahdollista, että pienikokoista ihmisenkaltaista fantomia kuvatessa optimaalisempaan kuvanlaatuun päästään kasvattamalla fantomiin kohdistuvaa säteilyannosta.

Tuloksissa havaittu kuvausvirta-ajan vaihtelu voi johtua monesta eri syystä, kuten miten hyvin fantomin lanneranka osui röntgenlaitteen AEC-kammion kohdalle, käytetystä kuvausjännitteestä ja mahdollisesta generaattorin säätöpöydän valituksenkompensaatioasetukset, kuten ”+1” tai ”-1”. Niissä yksiköissä, joissa kuvausjännite oli korkea, mAs oli matala. Tulosten perusteella kenttäkoon vaihtelu vaikuttaa jonkin verran annoksen ja pinta-alan tuloon, mutta huomattavasti enemmän siihen vaikuttaa käytetty kuvausjännite. Niissä eksponoinneissa, joissa annoksen ja pinta-alan tulo on suuri, on kuvausjännite pieni, mutta kuvausvirta-aika suuri. Opinnäytetyössä kuvakenttien pinta-alat eri eksponointien välillä eivät vaihtelee merkittävästi, ja siksi kuvausjännite on tässä työssä kenttäkoko oleellisempi annoksen ja pinta-alan tuloon vaikuttava tekijä.

7.2 Luotettavuus ja eettiset kysymykset

Tutkimuksen luotettavuutta kuvataan reliabiliteetilla ja validiteetilla. Mittauksen luotettavuus edellyttää, että tutkimus on tehty hyvää tieteellistä käytäntöä ja normistoa noudattaen. Reliabiliteetti tarkoittaa mittausten kykyä tuottaa ei-sattumanvaraisia tuloksia, eli miten toistettavissa mittaus on. Jos mittaus toistetaan riippumattoman tutkijan toimesta ja tulokset ovat täsmälleen samat, voidaan sanoa tutkimuksen olevan luotettava ja tarkka. Validiteetti tarkoittaa sitä, kuinka hyvin tutkimuksessa on onnistuttu mittaamaan sitä, mitä pitääkin mitata. (Vilka 2007, 149; Heikkilä 2014, 16, 185–187.)

Aineiston luotettavuutta alentavat virheet, joita syntyy aineistoa hankittaessa, kuten käsittely- ja mittausrvirheet (Heikkilä 2014, 185, 188). Aineistonkeruun yhteydessä opinäytetyön tekijät pyrkivät olemaan tarkkana, ja kirjaamaan huolellisesti tietojenkeruumaakelle tarvittavat tulokset. Opinäytetyön tekijät seurasivat ja ohjeistivat paikan päällä röntgenhoitajien tekemää osaa tutkimuksesta, ja tekijät kuvasivat fiksoidun tavan kuvat ja kirjasivat kaikki mittaustulokset heti ylös. Tekijät kirjasivat kuvatekstit ja muut merkinnät otettuihin röntgenkuviin, ja varmistivat, että kaikki projektiot on otettu suunnitellusti, ja että ne lähtevät oikealle testipotilaalle PACS:iin. Aineiston siirrossa havaintomatriiseihin kiinnitettiin erityistä huomiota huolellisuuteen, jotta matriiseihin siirrettävät tiedot olisivat oikeellisia.

Teoriassa röntgenputken säteilyntuotto ei vaihtelee merkittävästi laitteiden ollessa kunnossa. Hyväksyttävyyssvaatimuksissa annosten keskihajonta ei saa ylittää 10%:a (STUK 2013, 5). Röntgenputken säteilyntuottoa ei mitattu, joten tuloksissa oletetaan, että edellisen määräaikaishuollon jälkeen laitteissa ei ole tapahtunut tuloksia merkittävästi vääristäviä muutoksia. DAP-mittarin luotettavuutta olisi voinut varmistaa erillisellä fantomiin kiinnitettävällä säteilyannosmittarilla, koska kuten vuosihuollon mittauspäiväkirjoista näkyy, annoksen ja pinta-alan tulossa heitto voi yksiköstä riippuen olla jopa 10 prosenttisyksikköä. Fiksoidun tavan suuri kenttäkoko vaikutti jonkin verran mittaustuloksiin, sillä kenttäkoon kasvaessa, myös DAP-arvo nousee, ja hankaloittaa vertailua. Säteilykeilan valokentän heitto sädekeilaan suhteutettuna aiheuttaa pienen virheen rajausten kanssa.

Yleisesti kohinaa mitataan vertailemalla kahta tai useampaa identtisen kuvan sattumanvaraista vaihtelua matemaattisesti toisiinsa, joten kuvanlaadun arvioinnin luotettavuutta heikentää kohinan mittaaminen vain yhden kuvan pienistä, yksittäisistä mittausalueista.

Suuremmat mittausalueet tai useampi mittausalue, joiden arvoista laskettaisiin keskiarvo, antaisivat luotettavampia tuloksia.

Osa hyvää tieteellistä käytäntöä on se, että tutkittavat kohteet, kuten yksilöt, ryhmät ja paikkakunnat pidetään tuntemattomina. Määrällisessä tutkimuksessa tunnistamisriskiä ei pitäisi olla, koska tutkimustuloksia ei kirjata yksilöiden. Tutkijan tulee tarkasti harkita sanallista esittämistapaansa. Tutkijan tulisi välttää käyttämästä ilmaisutapoja, jotka saattavat olla loukkaavia ja tyypitteleviä, yksipuolisia, halveksuvia tai muuten vain epäkuntoittavia. Tutkijan täytyy muistaa, ettei hän edusta vain itseään vaan koko tiedeyhteisöä, ja tässä tapauksessa myös koululaitosta. (Vilka 2007, 164.)

Tunnisteellista aineistoa käytettiin niin, että ihmiset tai paikat eivät ole yksilöitävissä raportista. Kuvantamisyksiköiden niminä käytetään ”A”, ”B” jne; ja jälkikäteen kuvantamisyksiköille toimitetaan tieto siitä, mikä heidän oma numeronsa raportissa on, jotta he voivat hyödyntää tuloksia toiminnassaan. Opinnäytetyön tekijöiden hallussa oleva aineisto hävitetään heti, kun ne ovat tarpeettomia tutkimuksen toteuttamiseksi, eli käytännössä opinnäytetyön hyväksymisen ja esitysseminaarien jälkeen.

Tutkimus oli osallistujille vapaaehtoinen, ja se tehtiin hyvää tieteellistä käytäntöä noudattaen (Kuula 2006, 34). Tutkimusvälineenä käytettiin fantomia, koska on eettisesti väärin altistaa ihmisiä lääketieteellisesti perusteettomalle röntgensäteilylle (STUK 2014b, 4). Potilastutkimus olisi vaatinut suuria otoskokoja tulosten luotettavuuden varmistamiseksi (Holopainen & Pulkkinen 2006, 36).

Mahdollisina epämukavuus- ja haittavaikutustekijöinä tietojenkeruu varasi kuvantamisyksiköiden potilaskuvausaikoja. Röntgenhoitajat joutuvat näkemään ylimääräistä vaivaa ja aikaa tavanomaisesta työnkuvastaan poikkeavaan toimintaan, auttamaan opinnäytetyön tekijöitä löytämään tietoa käytettävistä laitteista ym. PACS-järjestelmää rasitetaan ylimääräisillä kuvilla, jotka eivät ole osana mitään potilastutkimusta. Vaikka edellä mainitut seikat ovatkin käytännössä vähäisiä, niin ne ovat silti kohteliasta ottaa huomioon.

7.3 Oppimiskokemukset ja jatkokehitysehdotukset

Kokemuksena opinnäytetyö oli haastava, mutta opettavainen. Syväluotaava perehtyminen radiologisen laitetekniikan perusteisiin vahvisti teknisen puolen osaamista, ja opinnäytetyön suunnittelu ja toteuttaminen kehittivät pitkäjänteisyyttä, suunnitelmallisuutta ja myös sosiaalisia taitoja. Tämän opinnäytetyöprosessin aikana jo ennestään hyvin hallussa ollut englanninkielen ammattisanasto karttui runsaasti, koska pääsääntöisesti käytettiin lähteinä ulkomaisia tieteellisiä julkaisuja.

Erityisen mielenkiintoiseksi tämänkaltaisen opinnäytetyön teki se, että vaikka radiologinen laitekanta on tietojenkeruuseen osallistuneissa Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä hyvin samankaltainen, säteilyannosten jakautuma oli silti melko laajaa. Mielenkiintoista oli myös päästä tutustumaan monipuolisesti erilaisiin kuvantamisyksiköihin ja niiden henkilökuntaan.

Opinnäytetyöprosessin aikana erityisesti opinnäytetyöntekijöiden tietojenkäsittelytaidot kehittyivät. Jatkuva työskentely Microsoft Excel-taulukointiohjelman kanssa kartutti osaamista matriisien, erilaisten taulukoiden ja kuvioiden tuottamisessa. Opinnäytetyöntekijöiden tietämys Carestream PACS:n työkaluvalikoimasta koheni huomattavasti opinnäytetyöprosessin aikana.

Aineistonkeruuvaiheessa oletettiin, että fiksoidussa tavassa tärkeintä on käyttää samoja arvoja joka paikassa. Aineistonkeruun jälkeen ilmeni, että säteilykeilan kenttäkoko olisi voinut olla mielekkäämpää optimoida fantomin anatomian mukaan sopivaksi. Nyt se on kohtuuttoman suuri pienikokoiselle fantomille. Kohinan määrän laskeminen ohjelmallisesti, ja kohinaan liittyvät termit, niiden määrittely ja teoriapohja olivat haastavin osa opinnäytetyötä. Jälkikäteen tarkasteltuna opinnäytetyöhön valittu kohinanmittaustapa ei ollut paras mahdollinen. Parempi tapa voisi olla esimerkiksi ottaa kaksi identtistä valotusta samasta projektiosta, jolloin matemaattisesti voisi laskea kuvien välisiä eroja, kuten kohinaa. Lisäksi kohinan määrittämistä olisi helpompi tehdä kuvanlaatumittauksissa käytettävän testifantomien avulla, jossa on eri tiheyksisiä alueita. Näin eri harmaasävyjen kohinan määrää olisi helpompi laskea.

Jatkona tälle työlle voisi olla vastaavanlainen, oikeilla potilaille tehty tutkimus, jossa kuvausmäärät olisivat suurempia ja näin ollen tulosten johtaminen tosielämään olisi luotettavampaa. Tämä antaisi myös todennäköisesti paremman kuvan kuvantamisyksiköiden välisistä eroista säteilyannoksen suhteen, jolloin samankaltaista laitekantaa olisi helpompi vertailla. Innanmaa ja Petäjäjärvi tekivät 2002 Pro gradu –tutkielmansa aiheesta vuosituhatien alkupuolella, mutta laitekanta on vaihtunut sen aikaisista filmi-vahvistuslevyjärjestelmistä CR-järjestelmiin 2000-luvun alussa. Tämän opinnäytetyön tutkimustulokset eivät todennäköisesti pysy ajankohtaisena kovin pitkään, sillä paineet siirtyä taukuvailmaisimiin kasvavat kuvalevyjen ikääntyessä ja laitetekniikan tullessa mekaanisen käyttöikänsä päähän.

LÄHTEET

Aakula, U-M. 2005. Optimointi tavanomaisissa röntgentutkimuksissa. Teoksessa Järvinen, H. (toim.) Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa 2005. STUK-C4. Vantaa: Dark Oy. 15–16.

The Alderson Radiation Therapy Phantom. Radiology Support Device Inc. Esite luettu 3.3.2016.

Bor, D., Unal, E. & Uslu, A. 2015. Comparison of Different Phantoms Used in Digital Diagnostic Imaging. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research –julkaisu. A 795.

Brinkman, R. 1999. The Art and Science of Digital Compositing. Yhdysvallat: Elsevier

Carlton, R. R., Adler A. A. 2013. Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science. 5.painos. Yhdysvallat: Thomson Delmar Learning, The Thomson Corporation.

Carter, C., Vealé, B. 2008. Digital Radiography and PACS. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier.

Curry, T. S., Dowdey, J. E., Murry, R. C. 1990. Chistensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4.painos. Yhdysvallat: Lippincott William & Wilkins.

DIMOND III. 2004. Image Quality and Dose Management for Digital Radiography. Final Report.

Dowsett, D., Kenny, P., Johnston, R. E. 2006. The Physics of Diagnostic Imaging. Second edition. Lontoo: Hachette UK

Duocidem 2015. Terminologian tietokannat. Luettu 28.1.2016.

European Comission 1996. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. EUR 16260 EN, Luxembourg

Fauber, Terri L. 2013. Radiographic Imaging & Exposure. 4. painos. Yhdysvallat: Elsevier Mosby

Finne, A. 2012. Potilaiden saamat sädeannokset lannerangan röntgentutkimuksessa. Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma. Tampereen ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.

Haapala, A., Suominen, L. & Virko, M. 2012. Röntgenhoitajien keinot optimoida potilaan säteilyaltistusta lannerangan natiivikuvantamisessa. Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma. Turun ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.

Heikkilä, T. 2014. Tilastollinen tutkimus. 9. uudistettu painos. Helsinki: Edita Publishing Oy.

Helasvuo, T. (toim.). 2013. Säteilyturvakeskus. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2011. Luettu 2.12.2015.

- Hirsjärvi, S., Remes, P., Sajavaara, P. 1997. Tutki ja kirjoita. 1.–2. painos. Tampere: Kirjayhtymä Oy.
- Holopainen, M., Pulkkinen, P. 2006. Tilastolliset menetelmät. 1.–4. painos. Suomi: Werner Söderström Osakeyhtiö.
- Huang, H. K. 2004. PACS and Imaging Informatics: Basic Principles and Applications. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc.
- Innanmaa, L, Petäjälä, M. 2002. Lääketieteellisen säteilyn aiheuttama säteilyannos lannerangan röntgentutkimuksessa: tutkimus Pirkanmaan sairaanhoitopiirin terveystieteiden tutkimuskeskuksessa. Oulun yliopisto. Hoitotieteen ja terveystieteiden laitos. Pro gradu –tutkielma.
- Jassam, K & Carr, M. 1992. Removal of Random Noise from Conventional Digital X-Ray Images. Luento. XVIIth ISPRS Congress. Washington, D.C.: Yhdysvallat.
- Kananen J. 2008. Kvantti: Kvantitatiivinen tutkimus alusta loppuun. Jyväskylä: Jyväskylän yliopiston paino.
- Kananen J. 2011. Kvantti: Kvantitatiivisen opinnäytetyön kirjoittamisen käytännön opas. Tampereen Yliopistopaino Oy - Juvenes Print.
- Komppa, T., Kosunen, A., Toroi, P. 2008. Annoksen ja pinta-alan tulon mittaaminen: DAP-mittarin kalibrointi röntgensäteilykeilassa. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- Kowalski, R. 1979. Algorithm= Logic+Control: Communications of the ACM. London: Imperial College of Science and Technology.
- Kuula, A. 2006. Tutkimusetiikka. Tampere: Osuuskunta Vastapaino.
- Körner, M., Pfeifer, K.-J., Reiser, M. F., Treitl, M., Weer, C. H., Wirth, S. 2007. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. RadioGraphics –julkaisu, vol. 27, nro. 3.
- Laarne, P. & Nieminen, K. 2006. Asemoinnin ja rajauksen vaikutus kuvanlaatuun. Säde- turvapäivien luentolyhennelmä 26.10.2006.
- Laarne, P. 2007. Potilaan säteilyannoksen vertailutasot. Järvinen, H. (toim.) 2007. Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa. STUK-C6. 15.
- Nieminen, S. 2012. Potilasannokset lannerangan natiiviröntgenkuvauksessa. Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma. Turun ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.
- Matthews. K. & Brennan P.C. 2009. Optimisation of X-ray examinations: principles and an Irish perspective. Radiography. 2009; Vol.15, 265.
- Miettinen, A. Potilasannoksen mittauksissa käytettävät fantomit. 2003. Teoksessa Järvinen, H (toim.). 2003. Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa. STUK-C2. Vantaa: Säteilyturvakeskus, 32–34.
- Moore, K., Dalley, A. & Agur, A. 2010. Clinically Oriented Anatomy. 6th edition. Yhdysvallat: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business.

Murphy, C., Popovitch, J. & Geise, R. 2005. Image Quality, Digital Technology, and Radiation Protection. Teoksessa Bontrager, K. & Lampignano, J. (toim.) Radiographic positioning and related anatomy. 6th edition. Missouri, St. Louis: Mosby Inc. 43–53

Mämmi, J. 2015. Fantom-tutkimus kuvausjännitteen vaikutuksesta kuvanlaatuun lannerangan tutkimuksessa taulukuvailmaisimella. Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma. Oulun ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.

Nieminen, S. 2012. Potilasannokset lannerangan natiiviröntgenkuvauksessa. Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma. Turun ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.

Oliveira, L. & Lanca, C. 2011. Radiological imaging in digital systems: the effect of exposure parameters in diagnostic quality and patient dose. Doctoral dissertation, Universidade de Aveiro.

Pukkila, O. 2004. Säteilynkäyttö. Säteilynturvakeskus. Hämeenlinna: Karisto Oy.

Sandborg, M., Dance, D. R., Carlsson, G. A., Persliden, J. 1993. The Choice of Anti-scatter Grids in Diagnostic Radiology: the Optimization of Image Quality and Absorbed dose. Universitetet i Linköping. Department of Medicine and Care Radio Physics. Faculty of Health Sciences. 13–14. <http://liu.diva-portal.org/smash/get/diva2:327703/FULLTEXT01.pdf>

Seibert, A. J., Morin, R. L. 2011. The Standardized Exposure Index for Digital Radiography: an Opportunity for Optimization of Radiation Dose to Pediatric Population. Luettu 28.1.2016. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3076558/>

STM:n asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä. 423/2000. Annettu Helsingissä 10.5.2000.

Säteilylaki. 592/1991. Annettu Helsingissä 27.3.1991.

Tapiovaara, M., Pukkila, O., Miettinen, A. 2004. Säteilyn käyttö röntgendiagnostiikassa. Teoksessa Pukkila, Olavi (toim.): Säteilyn käyttö. Helsinki: Säteilyturvakeskus 93–94

STUK 2004. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004.

STUK. 2008. Terveysthuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. STUK tiedottaa 2/2008

STUK 2013. Terveysthuollon röntgenlaitteiden käytönaikaiset hyväksyttävyyssvaatimukset. Päätös 11/3230/2013.

STUK. 2014a. Säteilyaltistuksen enimmäisarvojen soveltaminen ja säteilyannoksen laskemisen perusteet. Ohje ST 7.2. / 8.8.2014.

STUK. 2014b. Röntgentutkimukset terveysthuollossa. Ohje ST 3.3. / 8.12.2014.

STUK 2016. Mitä säteily on. Sanasto. Luettu 28.1.2016 <http://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/sanasto>

Tortora, G., Derrickson, B. 2011. Principles of Anatomy & Physiology Volume 2, 13th edition. Aasia: John Wiley & Sons, Inc.

Tugwell, J., Everton, O., Kingma, A., Oomkens, D., Pereira, G., Pimetinha, D., Rouiller, C., Stensrud, S., Kjelle, E., Jorge, J., Hogg, P. 2014. Increasing source to image distance for AP pelvis imaging – Impact on radiation dose and image quality. *Radiography*; 2014, Vol 20, 351-355

Uffmann. M. & Schaefer-Prokop. C. 2009. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. *European journal of radiography*. Vol. 72, 204.

Vilkka, H. 2007. Tutki ja mittaa. Määrällisen tutkimuksen perusteet. Helsinki: Kustannusosakeyhtiö Tammi.

Vilkka, H. 2015. Tutki ja kehitä. 4., uudistettu painos. Jyväskylä: PS-kustannus.

Ward, P. 2005. Lumbar Spine, Sacrum, and Coccyx. Teoksessa Bontrager, K. & Lampignano, J. (toim.) *Radiographic Positioning and Related Anatomy*. 6th edition. Missouri, St. Louis: Mosby Inc.

LIITTEET

Liite 1. Tietojenkeruulomake

Paikka: _____ Päivämäärä: _____

Paikan tapa:

Tutkimus/projektio	Lanneranka AP/PA	Lanneranka LAT
FFD		
FSD		
Kenttäkoko fantomin pinnalla		
Kuvausarvot		
kV		
mAs (AEC)		
Kammio		
DAP, muista yksikkö!		
Kiinteä suodatus		
Lisätty suodatus		
Fokuskoko (mm)		
Hilasuhde, lamellia/cm		
EI		
Herkkyyys		

Fiksoitu tapa:

Tutkimus/projektio	Lanneranka PA	Lanneranka LAT
FFD	150cm	150cm
FSD		
Kenttäkoko fantomin pinnalla	14cmx30cm	14cmx30cm
Kuvausarvot		
kV	80	90
mAs (AEC)		
Kammio	Keski	Keski
DAP, muista yksikkö!		
Kiinteä suodatus		
Lisätty suodatus		
Fokuskoko (mm)		
Hilasuhde, lamellia/cm		
EI		
Herkkyyys		

Röntgenputki: _____

Generaattori: _____

DAP-mittarin virhe: _____

Liite 2. Saatekirje

Hei,

Olemme kaksi röntgenhoitajaopiskelijaa Tampereen ammattikorkeakoulusta, ja teemme Pirkanmaan sairaanhoitopiirille opinnäytetyötä lannerangan natiiviröntgentutkimusten säteilyannokista, radiologisesta laitetekniikasta sekä röntgenkuvien kohinasta Pirkanmaan kuvantamisyksiköissä fantomin avulla. Tarkoituksena on fantomin avulla kuvailla, mitä laitetekniikkaa ja kuvauskäytänteitä kuvantamisyksiköissä käytetään, kuinka suurina säteilyannokset ovat, ja miten kohinaisia röntgenkuvat ovat.

Opinnäytetyön tietojenkeruu tapahtuu niin, että ensin röntgenhoitaja kuvaa fantomia apuna käyttäen lannerangan AP/PA – ja LAT -projektiot paikan tavalla, jonka jälkeen kuvaamme vastaavat projektiot ennalta määritellyllä kiinteällä tavalla. Keräämme samalla myös laiteteknisiä tietoja. Tiedot käsitellään luottamuksellisesti.

PSHP:llä on lakisääteisesti Pirkanmaan alueen terveydenhoidon koulutus- ja ohjausvastuu, jonka vuoksi ainoastaan PSHP:lle luovutetaan alkuperäiset tiedot, jotta PSHP saisi paremman käsityksen Pirkanmaan kuvantamisyksiköiden nykyisistä toimintatavoista ja laitetekniikasta.

Jokainen kuvantamisyksikkö saa opinnäytetyön hyväksymisen jälkeen tiedon omista tuloksistaan. Liitteenä on käyttämämme tietojenkeruulomake.

Terveisin,

Antti ja Riku

Röntgenhoitajaopiskelija

Antti Hakkarainen

TAMK

Röntgenhoitajaopiskelija

Riku Lamminen

TAMK

Liite 3. DAP-mittarin virhelukemat

Alla olevassa taulukossa (TAULUKKO 6) on kerätty vuosihuoltopöytäkirjoista 80kV:lla ja 2 mm Al -suodatuksella ilmoitetut DAP-mittarin virhelukemat. Natiiviröntgenlaitteiden DAP-mittareilla suurin sallittu heitto on ± 25 %. Pirkanmaan kuvantamisyksiköiden DAP-mittareiden virheannos 80 kilovoltilla kuvatessa oli pienimmillään yksikössä A, jossa se oli 1,9% ja suurimmillaan yksikössä D, jossa virheannos oli 10,6%. DAP-mittareiden virheannos 80 kilovoltilla kuvatessa oli pienimmillään yksikössä G, jossa se oli 0,3% ja suurimmillaan yksikössä F, jossa virheannos oli 11,1%. DAP-mittareiden virheannos 125 kilovoltilla kuvatessa oli pienimmillään E, jossa se oli -0,1% ja suurimmillaan yksikössä F, jossa virheannos oli 8,5%.

TAULUKKO 6. Pirkanmaan kuvantamisyksiköiden DAP-mittarin vuosihuollossa mitatut virheprosentit.

Yksikkö	DAP-mittarin virhe (%)		
	50kV	80kV	125kV
A	1,9	-1,5	-1,4
B	4,3	-1,8	-0,2
C	2,3	-3,5	-1,4
D	10,6	7,9	7
E	-3,4	-2,7	-0,1
F	6,1	11,1	8,5
G	2,1	0,3	1,5
H	4	1,5	-0,5

Liite 4. Kohinan keskihajonta-arvot.

Alla olevissa taulukoissa ovat Carestream PACS-ohjelman tuottamat harmaasävyjen keskihajonnan numeeriset arvot, eli kohinan määrä (TAULUKKO 7), sekä niistä laskettu suhdeluku (TAULUKKO 8). Suhdeluvun ollessa 1 eroa ei ole, 0,5 kohinaa on fiksoidun tavan kuvissa puolet vähemmän kuin paikan tavan kuvissa. Luvun ollessa 2 kohinaa on fiksoidun tavan kuvassa tuplasti enemmän kuin paikan tavan kuvassa jne.

PACS-ohjelmasta ja käytetyistä mittausalueista kerrotaan lisää osiossa 5.3. Analysointitavan luotettavuutta pohditaan tarkemmin osiossa 7.2. Tulokset ovat suuntaa antavia, eikä niistä ole suotavaa tehdä pitkälle ulottuvia johtopäätöksiä.

TAULUKKO 7. Kohinan keskihajonta-arvot.

Yksikkö	AP/PA				LAT			
	Paik. Luu	Fiks. Luu	Paik. Tausta	Fiks. Tausta	Paik. Luu	Fiks. Luu	Paik. Tausta	Fiks. Tausta
A	183	139	82	63	107	96	64	65
B	163	130	118	91	123	133	98	88
C	140	152	93	102	96	97	75	78
D	134	80	91	57	103	118	74	94
E	48	173	36	85	47	118	33	79
F	134	135	102	107	82	180	63	139
G	106	131	82	98	127	143	97	117
H	137	216	67	92	97	118	51	67

TAULUKKO 8. Fiksoidun tavan kuvien kohinan suhde paikan tavan kuviin.

Yk-sikkö	AP/PA		LAT	
	Ero luu	Ero tausta	Ero luu	Ero tausta
A	0,76	0,77	0,89	1,01
B	0,80	0,77	1,08	0,90
C	1,08	1,09	1,01	1,04
D	0,60	0,63	1,14	1,27
E	3,59	2,37	2,49	2,38
F	1,01	1,05	2,21	2,21
G	1,24	1,19	1,12	1,22
H	1,57	1,37	1,22	1,32