

Jussi Mämmi

**Fantom-tutkimus kuvausjännitteen vaikutuksesta kuvanlaatuun lann-
rangan tutkimuksessa taulukuvailmaisimella**

**FANTOM-TUTKIMUS KUVAUSJÄNNITTEEN VAIKUTUKSESTA KUVAN-
LAATUUN LANNERANGAN TUTKIMUKSESSA TAULUKUVAILMAI-
SIMELLA**

Jussi Mämmi
Opinnäytetyö
Kevät 2015
Radiografian- ja sädehoidon
tutkinto-ohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma

Tekijä: Jussi Mämmi

Opinnäytetyön nimi: Fantom-tutkimus kuvausjännitteen vaikutuksesta kuvanlaatuun lannerangan tutkimuksessa taulukuvailmaisimella

Työn ohjaaja: Anja Henner

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2015

Sivumäärä: 47 + 13 liitesivuja

Putkijännite on yksi röntgenkuvantamisessa käytettävä parametri, joka vaikuttaa röntgenkuvan kontrastiin ja kuvanmuodostukseen. Röntgenhoitajien on työssään ymmärrettävä säteilyparametrien vaikutukset kuvanlaatuun ja päivitettävä tietämystään ja osaamistaan kuvantamisen alalla.

Tutkimuksen tarkoitus oli kuvailla ja vertailla kontrastin muutoksia kuvanlaadussa lannerangan röntgenkuvassa eri alueilla, kun putkijännitettä muutettiin. Harmaasävykeskihajontoja ja efektiivisiä annoksia verrattiin radiologien kuvanlaadun tarkastelujen tuloksiin. Tutkimuksen tavoitteena on löytää optimaalisin kuvausjännite lannerangan natiivitutkimukselle.

Tutkimuksen aineisto muodostui fantomista otetuista lannerangan natiivikuvista. Kuvien analysoimisessa ja tarkastelemisessa käytettiin radiologien vastauskaavakkeita, ImageJ-ohjelmalla laskettuja kuvien harmaasävykeskihajontia ja PCXMC-ohjelmalla laskettuja efektiivisiä annoksia. Tutkimus on määrällinen ja laadullinen, käyttäen triangulaatiomenetelmää. Määrällisen tutkimuksen tulkintaan käytettiin ImageJ-ohjelmaa ja efektiivisen annoksen laskentaohjelmaa PCXMC:tä. Laadullisen tutkimuksen toteuttivat kolme radiologia arvioiden lannerankakuvien kuvanlaatua. Radiologien havaintoja verrattiin ImageJ-ohjelmalla saatuihin harmaasävyjen keskihajontaan. Myös efektiivisiä annoksia vertailtiin toisiinsa.

Tutkimuksessa huomattiin että harmaasävyjen keskihajonnat tukivat radiologien havaintoja, vaikka stdDev-arvojen ero oli vain 1,6 prosentista 8,5 prosenttiin. Kun kuvan kohdetta rajattiin, huomattiin harmaasävykeskihajonnan paranevan verrattuna kokonaan rajattuun lannerangan natiivikuvaan. Matalilla putkijännitteen muutoksilla ei huomattu olevan eroja kuvanlaadussa. Tutkimuksessa kuvanlaatu ja kontrastiskaala oli parempi alemmilla putkijännitteillä. Putkijännitteen valinnan lannerangan kuvaamisessa tulee olla indikaatiolähtöistä.

Jatkotutkimuksena verrattaisiin kuvanlaadun muutoksia, kun muutetaan lisäsuodatusta ja valotusautomaatin herkkyyttä. ImageJ voi olla erinomainen opetustyökalu röntgenopiskelijoille kuvanlaadun tutkimisessa. Tutkimuksen tuloksilla on potentiaalia saada tulevaisuudessa pienennettyä potilasannosta lannerangan natiivitutkimuksissa. Tutkimuksesta hyötyvät röntgenhoitajaopiskelijat, röntgenhoitajat, radiologit ja erityisesti röntgentutkimuksissa käyvät potilaat.

Asiasanat: röntgenhoitaja, kontrasti, kohina, putkijännite, lanneranka, fantomi

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree programme in Radiography and Radiation Therapy

Author: Jussi Mämmi

Title of thesis: Phantom Study of Tube Voltage Impact on Image Quality in Lumbar Spine Study with Flat Panel Detector

Supervisor: Anja Henner

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2015

Number of pages: 47 + 13 appendix pages

Tube voltage is one of the imaging values in x-ray examinations which greatly affects the x-ray image contrast and image formation. Radiographers must know and understand the effects on image quality when changing the x-ray values and update their knowledge and skills in imaging area.

Purpose of this study was to examine the image quality of lumbar spine x-rays when tube voltage was changed and especially examine the contrast and average value and standard deviation in x-ray images compared to radiologist's questionnaire answers. The objective of the study is to find the optimal imaging tube voltage for lumbar spine x-ray.

The study is qualitative and quantitative, using triangulation method. ImageJ-program and PCXMC program were used to exam the quantitative part of the study. ImageJ program was used to examine the standard deviation scale of contrast in the x-ray images and PCXMC program was used to calculate the effective doses of the x-ray images. The lumbar spine x-rays were taken from the phantom with different tube voltages and the pictures were compared to each other in image pairs. Qualitative research was carried out by three radiologists who chose the pictures with better image qualities. Radiologist's answers in questionnaire were compared with the ImageJ software derived from the standard deviation scale in the x-ray images. The effective doses were also compared to each other.

It was observed that the standard deviations of the gray scale values was supported by the radiologists' answers, even if the difference in stdDev values were only scaled to 1,6 % to 8,5 %. When the region of interest were limited, it was noticed that the stdDev.value was improved in the limited size of the image. There seemed to be no differences in image quality when tube voltage was changed lightly. The best images were the ones with the lowest tube voltages. The tube voltage should be decided according to the indication of physical examination.

For further study one can change filtrations and change the automatic exposure and then compare the image qualities. Also ImageJ software showed potential as how it can be used as an image quality research in studies. This research has the potential to receive reduced patient doses in the future in lumbar spine x-rays. Radiographer students, radiographers, radiologists and particularly the patients who goes through x-ray examinations will benefit of this study.

Keywords: radiographer, contrast, noise, tube voltage, lumbar spine, phantom

SISÄLLYSLUETTELO

1	JOHDANTO	2
2	KUVAUSJÄNNITTEEN VAIKUTUS KONTRASTIIN LANNERANGAN NATIIVITUTKIMUKSESSA	3
2.1	Kuvanmuodostus digitaalisilla taulukuvailmaisimilla	3
2.1.1	Suoran konversion taulukuvailmaisimilla	4
2.1.2	Epäsuoran konversion taulukuvailmaisimilla	4
2.2	Kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät natiivikuvantamisessa	5
2.2.1	Kuvausjännitteen vaikutus röntgenkuvassa	6
2.2.2	Kuvausvirta ja kuvausaika	8
2.3	Kontrasti ja harmaasävyskaala	8
2.4	Kohina röntgenkuvissa	9
2.5	Lannerangan hyvän kuvan kriteerit Dimond 3 suosituksilla	10
2.6	Säteilyannoksen mittaaminen natiivitutkimuksissa	11
2.7	Efekttiivisen annoksen määrittäminen PCXMC-ohjelmalla	12
3	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	13
4	TUTKIMUSMETODOLOGIA	15
5	TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN	17
5.1	Aineiston kerääminen	17
5.2	Aineiston analysointi	19
6	TULOKSET JA JOHTOPÄÄTÖKSET	22
6.1	Ero harmaasävykeskihajonnassa putkijännitteen muutoksilla eri alueilla lannerangan kuvassa	23
6.2	Putkijännitteen muutoksien havaittavuus kuvanlaadussa	26
6.3	Havaintojen ja harmaasävykeskihajontojen kohtaaminen	30
6.4	Optimaalisin putkijännite lannerangan natiivitutkimuksessa	30
7	TUTKIMUSTULOSTEN TARKASTELU JA POHDINTA	33
7.1	Tutkimustulosten tarkastelu	33
7.2	Tutkimuksen etiikka	36
7.3	Tutkimuksen luotettavuus	38
7.4	Tutkijan pohdinta ja jatkotutkimukset	39
8	LÄHTEET	43
9	LIITTEET	48

1 JOHDANTO

Kuvalevyjen ja taulukuvailmaisimien käyttö lääketieteellisessä röntgenkuvantamisessa on syrjäyttänyt filmikuvantamisen 1990-luvun lopussa. Taulukuvailmaisimissa käytettävät kuvan syntyyn vaikuttavat materiaalit ja kuvankaappaukseen käytettävä teknologia voi olla epäsuoran konversion tekniikka tai suoran konversion tekniikka (Busch 2004, 11, 13).

Röntgenkuvien kuvanlaatuun vaikuttaa mm. kuvausjännite, mikä vaikuttaa fotonien liike-energiaan. Kuvausjännitteen muuttamisella saadaan nostettua tai laskettua säteilyn läpäisevyyttä. Jännitteen noustessa fotoneilla on suurempi energia läpäistä paksumpia kohteita, jolloin suurempi määrä fotoneja saavuttaa kuvantamiskohteen kasvattaen potilaan säteilyannosta. Kuvausjännite vaikuttaa oleellisesti röntgenkuvan kontrastiin eli kuvan harmaasävyihin, mikä on erityisen tärkeä röntgenkuvien tarkastelussa. (Tapiovaara, Pukila & Miettinen, 2008, 26.) Röntgenkuvassa yksityiskohdan näkymiseen ei vaikuta yksinomaan kontrasti, vaan siihen vaikuttavat myös kuvan kohina ja terävyys. Jos nämä kaikki muut asiat pysyvät muuttumattomina, tekee suurempi kontrasti kuvan yksityiskohdasta näkyvämmän. (Tapiovaara ym. 2008, 83.)

Röntgenhoitajien on työssään ymmärrettävä kuvausparametrien vaikutukset kuvanlaatuun ja päivitettävä tietämystään ja osaamistaan kuvantamisen teknologian muuttuessa. Tämä tutkimus on laadullinen ja määrällinen. Tutkimus tarkastelee kuvausjännitteen muutoksilla kontrastin muutoksia röntgenkuvassa eri alueilla ja näiden tulosten yhteyttä radiologien kuvanlaadun tarkastelujen tuloksiin. Tavoitteena on löytää optimaalisin putkijännite lannerangan natiivitutkimukseen.

2 KUVAUSJÄNNITTEEN VAIKUTUS KONTRASTIIN LANNERANGAN NATIIVITUTKIMUKSESSA

Röntgenfilmille kuvantaminen on nopeasti väistynyt digitaalisen kuvantamisen tieltä. Tämä johtuu siitä, että taulukuvailmaisimet ovat kuvantamisessa käytännöllisempiä ja niillä saadaan parempi kuvanlaatu kuin kuvattaessa röntgenfilmille. Digitaalisten taulukuvailmaisimien suosio perustuu eritoten näihin kuuteen asiaan: uusintakuvien määrä on vähentynyt, korkeakontrastisia kuvia syntyy, suuri potentiaali saada säteilyannokset pienemmäksi, kuvanlaadun parantaminen jälkikäsittelyllä onnistuu, röntgenkuvat ovat heti nähtävissä ja kuvadatan tallentaminen, siirtäminen ja saatavuus ovat mahdollista. (Busch 2004, 18.)

2.1 Kuvanmuodostus digitaalisilla taulukuvailmaisimilla

Röntgenkuvantamisessa tarvitaan röntgensäteilyä muodostamaan kuva halutusta objektista. Röntgensäteily on sähkömagneettista säteilyä, mikä muodostuu fotonin energiasta, värähtelytaajuudesta ja aallonpituudesta. Röntgensäteilyä syntyy, kun elektronien liike-energia pienentyy nopeasti synnyttäen jarrutussäteilyä. Elektronien liike-energia vapautuu röntgensäteilynä, kun elektroni siroaa atomiytimen sähkökentästä ja muuttaa suuntaansa. Säteilyn tulee läpäistä kuvattava objekti ja saavuttaa riittävällä energialla kuvadektoori. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 19–22.)

Taulukuvailmaisimen kuvanmuodostusketju koostuu kuvan hankinnasta, kuvankäsittelystä ja kuvan muodostumisesta näyttöön. Kuvanmuodostuksessa radiologisilla laitteilla suurin ero toisiinsa nähden on detektoreiden ero ja kuvanmuodostusprosessi (Busch 2004, 12).

Taulukuvailmaisimien teknologia perustuu taulukuvailmaisimessa olevaan tuikeaineen kykyyn kaapata säteilyfotonit muuttaen ne valon tuikeeksi. Taulukuvailmaisimissa on ohutkalvotransistorimatriisi (TFT, Thin Film Transistor), joka on valmistettu amorfisesta piistä (a-Si:H). Tämä aktiivimatriisidetektorien kuvanmuodostus voidaan jakaa suoran

konversion ja epäsuoran konversion detektoreihin. (Carlton & Adler 2012, 353.) Ohutkalvotransistorimatriisissa elektronit siirtyvät digitaaliseen muotoon, missä pikselit luetaan rivi riviltä ja data lähetetään eteenpäin kuvankatselumonitorille (Kotter & Langer 2002, 2563–2564).

2.1.1 Suoran konversion taulukuvailmaisoin

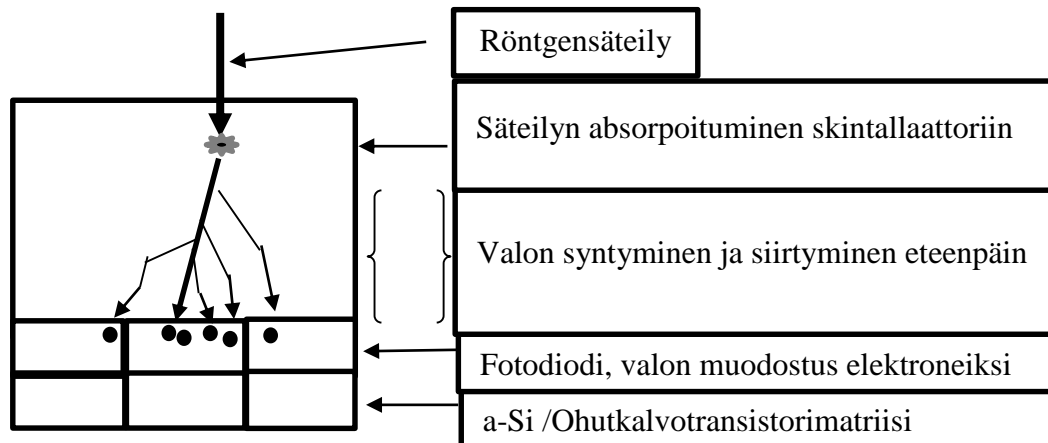
Yleisin suoran konversion detektorien materiaali on amorfinen seleeni (a-Se). Suorassa konversiossa elektronit muutetaan suoraan sähkövaraukseksi. Taulukuvailmaisimessa on 500 mikromillin paksuinen seleniumkerros, jonka takana on kuvamatriisi. Jokaisessa kuvamatriisin pikseleissä on varaustunnistin, kondensaattori ja transistori. Säteilykeila muuntuu sähkövaraukseksi, varaus muuttuu elektroneiksi ja tallentuu kondensaattoriin, josta transistori siirtää elektronit digitaalimuuntimeen, missä digitaalinen kuva syntyy rivi riviltä. (Busch 2004, 14.) Seleeni sopii paremmin mammografiatutkimuksiin, sen alhaisen K-reunan takia. Lisäksi seesiumin alhaisen atomiluvun takia riittävä absorptio saadaan saavutettua kuvauksissa. (Spahn 2005, 1937.)

2.1.2 Epäsuoran konversion taulukuvailmaisoin

Epäsuorassa konversiossa tukeaineen materiaali on joko gadoliniumoksisulfaatti (Gd_2O_2S) tai cesiumjodi (CsI). Gadoliniumoksisulfaatti on sameaa loisteainetta, jossa kristallit ovat puuterimaista ja kiteistä ainetta. Cesiumjodissa on neulanmuotoisia kristalleja (Carlton & Adler 2005, 353-354). Epäsuorassa konversiossa detektorissa oleva lasilevy on päällystetty amorfisella piillä, jonka paksuus on 500 μm . Cesiumjodin tuikelevykerros on silikoonielementtien edessä. Tässä kerroksessa säteilystä tulevat fotonit muutetaan valon tuikkeeksi. Neulan muotoiset cesiumjodikristallit keskittävät valon tuikkeen detektorin elementteihin, missä amorfisesta piistä valmistettu fotodiodi muuntaa valon tuikkeen sähköiseksi signaaliksi (Tapiovaara ym. 2008, 60). Fotodiodissa oleva varaus luetaan ja siirretään analogiseen/digitaaliseen muuntimeen, mikä näkyy röntgenkuvana näytöllä. (Busch 2004, 14.)

Cesiumjodin etuna verrattuna muihin taulukuvailmaisimissa käytettäviin materiaaleihin, on sen kyky absorboida hyvin vähäisetkin fotonisignaalit ja luoda signaalista tarkka kuva vähäisellä sironnalla (Spahn 2005, 1936). Cesiumjodissa on neulanmuotoisia kristalleja,

jotka voivat olla halkaisijaltaan 5–10 mikrometriä. Näiden neulojen tehtävänä on saattaa valon tuikahdus fotodiodille. Neulanmuotojen takia valon leviäminen tuikeaineessa sivusuunnassa vähenee ja näin ollen parantaa tarkkuutta kuvanmuodostumisessa (Kotter & Langer 2002, 2565). Etenkin natiivikuvantamisessa ja läpivalaisututkimuksissa cesiumjodidetektorit ovat suosittelavien väline. (Spahn 2005, 1936.)



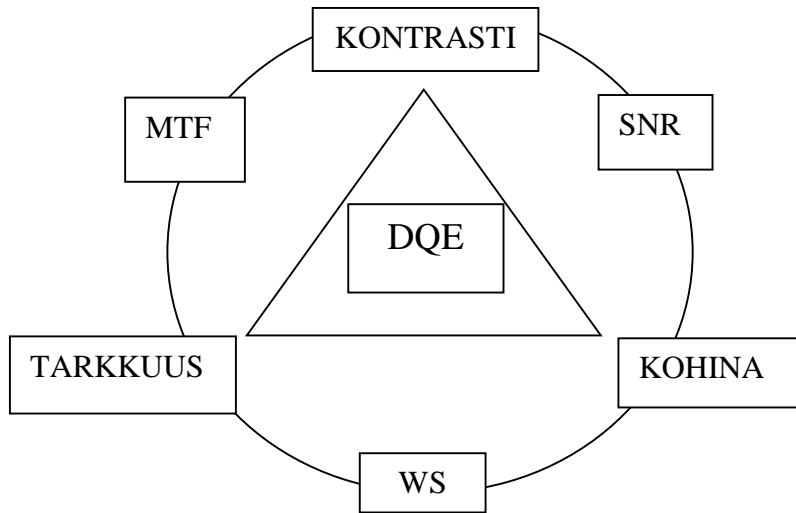
Kuvio 1. *Epäsuoran konversion taulukuvailmaisimen toimintaperiaate. Mukailten Spahn 2005.*

2.2 Kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät natiivikuvantamisessa

Tarkasteltava kvanttiefektiviisyys perustuu taulukuvailmaisimen tehokkuuteen muuntaa röntgensäteilyn signaali sen sisäänmenoikkunassa käytettäväksi kuvasignaaliksi. Tarkasteltavan kvanttiefektiviisyyden lyhenne on DQE (Detective Quantum Efficiency) ja sitä käytetään kuvanlaadun mittausparametrinä. (Spahn 2005, 1940.)

Hyvä kuvanlaatu lääketieteellisessä kuvantamisessa on tärkeää diagnostiikan kannalta ja kolme fysikaalisesti tärkeintä parametriä ovat kontrasti, avaruudellinen resoluutio ja kohina. Näitä parametrejä tarkastellaan kuviossa 1, mikä ilmentää DQE:n. Kolme asiaa vaikuttaa DQE:n muodostukseen: Modulaation siirtofunktio (MTF) kertoo, kuinka hyvin kuvantaminen tuottaa korkeakontrastisia objekteja verrattaessa kuvan kokoon eli tarkkuuden ja kontrastin suhteeseen. Signaali-kohina-suhte (SNR) kertoo kontrastin ja kohinan suhteen kuvassa isoissa kohteissa. Wiener Spectra (WS), toiselta nimeltään kohinan tehosppektri, kertoo kohinan voimakkuuden taulukossa. Kohina onkin tärkeä laadun tarkas-

telun kannalta. Yhdessä MTF, SNR ja WS määrittävät kuvanlaadun sisällyttäen tärkeimmät kuvanlaadun parametrit eli kontrastin, avaruudellisen resoluution ja kohinan. (Oliveira & Lanca 2011, 64–67.)



Kuvio 2. Tarkasteltavan kvantitefektiiivisyyden määrittäminen. Mukailten Lanca & Silva 2008.

Spahnin (2005, 1940) tutkimuksessa cesiumjodia käyttävät taulukuvailmaisimet saavuttivat korkeimmat DQE-arvot, ja Strozerin (2002, 169) tutkimuksessa cesiumjodia käyttävät taulukuvailmaisimet kärsivät kuvanlaadussa vähiten kun säteilyannosta laskettiin.

2.2.1 Kuvausjännitteen vaikutus röntgenkuvassa

Putkijännite määrittää röntgenlaitteesta tulevien fotonien liike-energian. Tutkimusta tehtäessä röntgensäteiden spektriin voidaan usein vaikuttaa putkijännitteen muutoksilla ja kuvailla säteilyä sen läpätunkevuuden avulla. Läpätunkevuutta voidaan mitata puoliintumispaksuuden avulla (Half Value Layer). Tällöin mitataan sen ainekerroksen paksuus, joka tarvitaan pienentämään säteilyn annosnopeus puoleen alkuperäisestä arvosta. Mitä suurempi putkijännite sitä parempi läpäisevyys fotoneilla on. Suodatuksen noustessa ja fotonien edetessä kohteessa säteily kovenee (beam hardening). Kohteessa tapahtuva vaimennus absorboi pienienergisiiä kvantteja enemmän kuin suurenergisiä. Näin ollen säteily suodattuu samalla, kun se vaimenee. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2008, 26.)

Natiiviröntgenkuvantamisessa voidaan nähdä potilaan anatomisia rakenteita esittäviä kirkkauseroja eri puolilla kuvaa. Kirkkauspisteiden ero riippuu säteilyn vaimenemisesta potilaassa tämän pisteen ja kuvausetäisyyden välisellä matkalla (Tapiovaara ym. 2008, 62). Tähän vaimenemiseen potilaassa riippuu säteilyn spektristä, ja potilaan kehon alkuainekoostumuksesta, tiheydestä ja paksuudesta. Röntgenkuvantamisessa putkijännite vaikuttaa kuvanlaadussa sen kontrastiin eli eri harmaasävyjen eroon. Kontrasti syntyy kohteeseen absorboituneen säteilyn vaimennuseroista.

Yksityiskontrastia alentaa röntgenkuvassa detektorille potilaasta tuleva siroava säteily. Siroava säteily kasvaa etenkin, kun kohde on paksu ja säteilykeila iso. Detektorille saapuvan hajasäteilyn alentamiseksi voidaan käyttää siroavaa säteilyä absorboivaa hilaa. Muita keinoja ovat detektorin ja kohteen etäisyyden kasvattaminen, säteilykeilan pienentäminen ja kohteen paksuuden alentaminen kompressiolla. (Tapiovaara ym. 2008, 65.)

Taulukko 1. *Kuvausjännitteen vaikutus säteilyyn (Jokela 2006,17).*

Kuvausjännite	
LASKEE	NOUSEE
Elektronin nopeus laskee	Elektronin nopeus kasvaa
Fotonin läpäisevyys laskee	Fotonin läpäisevyys kasvaa
Kontrasti paranee	Kontrasti pienenee
Sähkömagneettinen taajuus pienenee	Sähkömagneettinen taajuus kasvaa

Jännitteen pienentyessä pehmytosien kontrastit tulevat paremmin esille, kun taas korkean jännitteen ansiosta saadaan lyhennettyä kuvausaikaa ja pienennettyä mahdollisten liikeartefaktujen syntymistä (Uffman ym. 2005, 642). Thorax-kuvantamisessa korkealla kuvausjännitteellä saadaan kylkiluiden kontrastia himmennettyä. Keuhkojen kaasu edesauttaa keuhkojen pehmytosien havaitsemista. (Carroll 2007, 89.) Thorax-kuvien ottamisessa teho-osastoilla voidaan käyttää 90 kV putkijännitettä normaalin 120 kV sijaan. Näin saadaan teho-osaston laitteiden, kuten nenämaahaletkujen tai sydäntahdistimien johtojen, näkyvyys paremmaksi röntgenkuvassa. (Uffmann, Neitzel, Prokop ym. 2005, 648–649.)

2.2.2 Kuvausvirta ja kuvausaika

Kuvausvirta (mA) ja kuvausaika (s) yhteenlaskettuna tuottaa yksikön milliampeereja per sekunti, joka kertoo elektronien määrän tietyssä ajassa. (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 138.) Toisin sanoen mAs kertoo fotonien määrän eksponoinnissa. Kun muut kuvausparametrit pysyvät muuttumattomina ja mAs kaksinkertaistetaan, niin säteilyannos kaksinkertaistuu. Mitä suurempi määrä fotoneja saapuu detektorille, sitä parempi on röntgenkuvan kuvanlaatu ja tarkkuus. Kuvausvirta ja kuvausaika ovat siis yhteydessä kuvan kohinaan, mutta myös kuvausannokseen. Kuvausaikaan vaikuttaa valotusautomaatti, mikä on kuvailmaisimen edessä oleva ionisaatiokammio, jossa voi olla 1-5 mittauskenttää. Kun ionsaatiokammio saa kalibroidun määrän säteilyä, se katkaisee säteilyn tuoton (Järvinen, Karppinen & Komppa ym. 2008,24-25). Kun fotonien määrä laskee, niin kohina kasvaa röntgenkuvassa, mutta potilaan saama säteilyannos laskee. (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 318.) Cesiumjodia käyttävissä taulukuvailmaisimissa on huomattu niiden laatu havaita pienetkin rakenteet röntgenkuvissa. Tämä johtuu cesiumjodin korkeasta matalakontrastin erottelukyvystä. Matalakontrastisen erottelukyvyn takia saavutetaan lyhyempiä tutkimusaikoja, jolloin potilaan säteilyannoskin pienenee. (Spahn 2004, 1943-1944.)

2.3 Kontrasti ja harmaasävyskaala

Kontrasti röntgenkuvassa näkyy eri harmaasävysten erona. Kun kuvassa on paljon eri tummuusvaihteluita ja vaaleita alueita, on kuvan kontrasti suuri. Kun kuvan harmaasävyskaala on kapea, on kuva kontrastiltaan pieni. (Carroll 2007, 88.) Röntgenkuvassa yksityiskohdan näkymiseen ei vaikuta yksinomaan kontrasti. Sen sijaan siihen vaikuttavat myös kuvan kohina ja terävyys. Jos nämä kaikki muut tekijät pysyvät muuttumattomina, tekee isompi kontrasti kuvan yksityiskohdasta näkyvämmän. (Tapiovaara ym. 2008, 83.)

Digitaalisen röntgenkuvan harmaasävyskaala esitetään histogrammin avulla. Histogrammissa nähdään pikseleiden määrä, joissa on eri harmaasävy, osan ollessa valkoisia ja osan ollessa mustia. Harmaasävyskaalaa voidaan muuttaa muokkaamalla osa pikseleiden harmaasävyarvoista pois. Tällä toiminnolla osa harmaasävyskaalasta ei tule röntgenkuvaan,

mitkä sisältävät kontrastiltaan diagnostista informaatiota. (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 326.)

Röntgenkuvan ikkunoinnilla tarkoitetaan röntgenkuvan kontrastin parantamista muuttamalla kuvan kirkkautta ja jyrkkyyttä. Ikkunoinnilla voidaan muokata harmaasävyskaalaa oman mielen mukaan, mikä tekee siitä erittäin optimaalisen kuvantarkastelun työkalun. Ikkunoinnin keskityksen ja laajuuden voi määrittää ja näin ollen asettaa minkä tahansa harmaasävyn näkyville kontrastin resoluutiolle monitoriin. Harmaasävyskaalan maksimi ikkunoinnissa 12 bittisyvyudessa on 4096 harmaasävyä valkoisesta mustaan. (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 327.)

Ikkunointia voidaan käyttää muuttamaan kuvan kontrastin kirkkautta ja jyrkkyyttä. Kontrastin resoluutio nykyajan taulukuvailmaisimissa on kymmenestä kahteentoista bittiin, jolloin harmaasävyskaalan maksimi on 2048:sta 4096:teen. Ikkunointia voidaan käyttää näyttämään vain pieni alue kontrastista, missä matalan kontrastin vaihtelut paranevat. Tämä tarkoittaa sitä, että kuvasta voidaan tarkastella vaimennuseroiltaan kapeaa aluetta ja erottaa hyvinkin pieniä vaimennuseroja kohteessa. (Tapiovaara ym. 2008, 45; Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 327.)

Eri modaaliteetit radiologisissa kuvantamisessa tuottavat harmaasävymäärältään nykyään 12–16 bittisiä kuvia. Tämä vastaa 4096–65536 eri harmaasävyä radiologisessa kuvassa. Radiologisissa näytöissä käytetään vähintään 10 bitin näytönohjainta (512 harmaasävyä), jotta saadaan varmasti esille vähintään 254 harmaasävyn kuva (8 bit). (Liukkonen 2010, 30.)

2.4 Kohina röntgenkuvissa

Kohina tarkoittaa röntgenkuvassa satunnaista tummuusvaihtelua ja rakeisuutta kohteessa. Kohina on usein informaatiota haittaava tekijä röntgenkuvassa, sillä se tekee kuvassa olevien yksityiskontrastien havaitsemisen mahdottomaksi. Nämä ei-halutut visuaalisuutta haittaavat kohinailmiöt jaetaan anatomiseen kohinaan ja radiograafiseen kohinaan. Anatomiseen kohinaan vaikuttaa kohteen kudosten ei-halutut päällekkäisyydet, kuten keuhkon ja kylkiluun projisoituminen. Sen sijaan anatomisen kohinan karakterisoituminen ei

vaikuta olennaisesti detektorin suorituskykyyn. Radiograafiseen kohinan syntyyn vaikuttaa detektorin suorituskyky ja eritoten kuvanmuodostusprosessin hankintapa. (Samei 2003, 39.)

Röntgenkuvissa oleva kohina aiheutuu yleensä kuvareseptorille havaittujen kvanttien lukumäärän satunnaisesta vaihtelusta ja kuvareseptorin ominaisuuksista. Kohinaa ei pysty täysin poistamaan röntgenkuvasta, eikä eliminoimaan kuvankäsittelyllä, joten tärkeää on saada hyvä signaali detektorille jo kuvanmuodostuksen vaiheessa. Signaalin suhde kohinaan onkin kuvanlaadun suhteen oleellisempi asia kuin kontrasti, sillä kohinaa ei voi jälkikäteen säätää mielivaltaisesti, kuten kontrastia pystyy. Digitaalisilla kuvanmuokkausvälineillä ei pystytä lisäämään kuvan informaatiota, mutta kuvan manipulointi antaa usein mahdollisuuden saada kuvassa näkyvä informaatio ihmissilmälle näkyväksi. Kohinaa voidaan pienentää kasvattamalla annosta, mutta kohinan huomaamattomuus kertoo liian suuresta potilasannoksesta. (Tapiovaara ym. 2004, 27, 82–94.)

2.5 Lannerangan hyvän kuvan kriteerit Dimond 3 suosituksilla

Dimond3 suosituksissa AP- ja LAT-projektiossa kuvausjännite on 80–90 kV, kuvausetäisyys maaten säteilylähteestä detektorille (SID) on 115 cm, hilaa käytetään ja kokonais-suodatuksena on 3mmAl. Valotusautomaatti tulee olla päällä ja keskikammio valittuna. Valotusautomaatin herkkyuden valinnassa Dimond3-raportissa ohjeistetaan valitsemaan valotusautomaatin herkkyys indikaation mukaan. Tässä tutkimuksessa käytetään valotusautomaatin herkkyytensä 800, eli keskimääräisen annos-/kuvanlaadun röntgenkuvan tasona. (Busch 2004, 33–34.)

Jokainen röntgenkuva arvioidaan ja jokaiselle kuvausindikaatiolle määritetään hyvän kuvan kriteerit. Optimointi on ehdoton hyvän kuvanlaadun saavuttamiseen pienellä säteilyannoksella (McVey, Sandborg, Dance & Carlsson 2003, 177). Tavallisessa lannerangan kuvantamisessa otetaan yleensä kaksi kuvaa, AP- ja lateraalikuva (sivukuva). Lannerangan kuvauksessa käytetään suhteellisen isoa kuvausjännitettä kuvattavan kohteen koon, paksuuden ja luiden takia. Lannerangan AP-projektiossa tulee näkyä koko lanneranka, viimeisen rintanikaman (T12) ja ensimmäisen ristiluun nikaman (S1) tulee olla myös kuvassa. Okahaarakkeet ovat suorassa linjassa toisiinsa nähden ja SI-nivelet ja lateraaliset

poikkihaarakkeet näkyvät. Välilevyt ovat suorassa ja linjassa, ei mutkia. (Busch 2004, 33; Moeller & Reif 2009, 56–58.)



Kuvio 3. Lannerangan AP- ja LAT-kuva Oysin NeaView-arkistosta.

LAT-projektiossa tulee myös näkyä koko lanneranka T12 ja ensimmäisen ristiluun nikaman (S1) tullessa myös kuvaan. Okahaarakkeiden peräkkäisten nikama-aukkojen tulee näkyä ja koko lannerangan tulee olla välilevyihin nähden suorassa. (Busch 2004, 34. Moeller & Reif 2009, 56–58.)

2.6 Säteilyannoksen mittaaminen natiivitutkimuksissa

DAP-mittari on röntgenputken kaihtimiin säteilykeilan eteen kiinnitettävä, litteä, suuri-pinta-alainen ionisaatiokammio, joka kuvaa potilaan pinnalle saapuvien fotonien määrää, mitaten potilaan säteilyaltistusta. DAP (Dose Area Product) on annoksen ja pinta-alan tulo, ja sen yksikkö on Gy cm². Annoksen ja pinta-alan tulon annosta on hyvä tarkastella, kun tarkoituksena on verrata annostasoa valtakunnallisiin vertailutasoihin (ks. STUK 2004, 4-5, viitattu 28.3.2015). DAP-mittari huomioi myös kenttäkoon muutokset, kun kenttäkoko kaksinkertaistuu niin DAP-kaksinkertaistuu myös. (Tapiovaara ym. 2008, 122–125.) DAP-näyttämä voi olla myös laskenta-ohjelman määrittämä arvo, joka perustuu röntgenlaitteen säteilytuotto-ominaisuuksiin, kuvausasetuksiin ja kenttäkokoasetuk-

siin. Säteilykeilan ilmakerman ja säteilykeilan pinta-alan määrittämisellä erikseen voidaan kerman ja pinta-alan tulo arvioida. Kuvausasetusten ja kenttäkoon kaihtimien ja paikan ja asennon perusteella röntgenlaitteen mahdollinen DAP-laskentaohjelman ilma-kerma voidaan määrittää. (Toroi, Komppa & Kosunen 2008, 9-10.)

Philips-röntgenkuvauslaite käyttää kahta annosindikaattoria kuvaamaan valotusta ja annosmäärää; EI ja EI_S. R1.x ilmoittaa jokaiselle valotukselle EI-arvon, joka on kääntäen verrannollinen ilmaisimen/kuvalevyn tulopinnan annokseen. R2.x ilmoittaa jokaiselle valotukselle EI_s-arvon, joka on suoraan verrannollinen ilmaisimen/kuvalevyn tulopinnan annokseen. Näin ollen, jos EI_S on 250, on ilmaisinnan annos 2,5 mikrograytä. Jos kuvantamisessa EI_S-arvo on matala, tulee tarkastaa, että kuva on diagnostinen ja tarvittaessa nostaa annosta. Jos EI_S-arvo on korkea, tulee laskea kuvausannosta. (Baston 2009, 36.)

2.7 Efektiivisen annoksen määrittäminen PCXMC-ohjelmalla

Efektiivinen annos tarkoittaa säteilyn aiheuttamaa terveydellistä kokonaisuutta. Efektiivistä annosta käytetään stokastisten haittojen laskemisessa väestössä, ei niinkään yksilön annoksen laskemisessa. (Mustonen, Sjöblom, Bly & ym. 2009, 43-44.) Suomessa ihmisen saama taustasäteilyannos vuodessa on keskimäärin 3,2 millisieverttiä (STUK, päivitetty 6.3.2014).

PCXMC on MONTE CARLO ohjelma, jolla voidaan laskea potilaaseen tuleva efektiivinen annos. Ohjelma laskee myös eri elimille tulleen säteilyannoksen, kuten virtsarakolle, munuaisille ja rinnoille. PCXMC laskee annokset matemaattisella laskurilla fotonien etenemisellä kohteeseen ja vuorovaikutuksella materiaan. Ohjelmalla voidaan muokata potilaan painoa, pituutta, ikää, rotua, säteilyparametrejä ja säteilyn keilaa. (Tapiovaara, & Lakkisto & Servomaa 1997, 2.)

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimus voi olla kartoittava, selittävä, kuvaileva tai ennustava. Tämä tutkimus on kuvaileva ja vertaileva. Kuvaileva tutkimus esittää tai luonnehtii tapahtuman, ilmiön, tilanteen, toiminnan, asian keskeiset, näkyvimmat tai kiinnostavimmat piirteet. Tutkitun asian kehityssuunnista tai eri tekijöiden asemasta voi itse muodostaa kuvauksen avulla oman näkemyksensä. Vertailevassa tutkimuksessa tavoite on vertailla samanlaisia ihmistä koskevia asioita tai luontoa koskevia ilmiöitä eri aikoina tai eri paikoissa. Vertailun tavoitteena on ymmärtää paremmin tarkasteltavaa asiaa kahden tai useamman tutkimuskohteen avulla ja tuoda asioiden välisiä eroja selkeämmin esille. (Vilka 2007, 19-21.) Tutkimuksen tarkoitus oli tarkastella kuvausjännitteen muutoksilla kontrastin muutoksia röntgenkuvassa eri alueilla ja näiden tulosten yhteyttä radiologien kuvanlaadun tarkastelujen tuloksiin. Tutkimus tarkasteli vaikuttavatko putkijännityksen muutokset silmiin nähtävästi kuvanlaatuun. Eli kuinka paljon kontrastiskaalan suureminen tai aleneminen vaikutti kuvantarkastelijoiden arviointiin kuvanlaadusta. (ks. Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 1997, 128–130.)

Tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla ja vertailla kontrastin muutoksia kuvanlaadussa lannerangan röntgenkuvassa eri alueilla, kun putkijännitettä muutettiin, ja näiden tulosten yhteyttä radiologien kuvanlaadun tarkastelujen tuloksiin. Tutkimuksen tavoitteena on löytää optimaalisin kuvausjännite lannerangan natiivitutkimukselle, jolloin tutkimuksesta hyötyvät röntgenhoitajat, radiologit, alaa opiskelevat ja eritoten röntgentutkimuksissa käyvät potilaat. Tutkimuksen tuloksilla on potentiaalia saada pienennettyä potilasannosta tulevaisuudessa optimoinnin takia, jolloin potilaaseen kohdistuvat säteilyannokset pienevät. Henkilökohtaisena tavoitteena oli laajentaa tutkijan omaa tietämystä kuvanlaadun laadusta ja sen tarkastelusta, kasvattaa osaamista tieteellisen tutkimuksen suunnittelemisessa ja suorittamisessa. Tutkimus ja siitä saadut tulokset antavat myös tietoa alaa opiskeleville kuvausjännitteen vaikutuksesta kuvanlaatuun, säteilyannokseen ja kuvausjännitteen vaikutuksesta kuvan kontrastiin.

Tutkimusongelmat tutkimuksessa ovat

1. Kuinka suuri ero kontrastissa on eri putkijännitteen muutoksilla eri alueilla lannerangan kuvissa?
2. Kuinka hyvin kuvien harmaasävyjen keskihajonta ja radiologien kuvanlaadun arvioinnit kohtaavat toisensa?
3. Kuinka pienillä putkijännitteen muutoksilla on havaittavaa eroa kuvanlaadussa?
4. Millä putkijännitteellä saadaan optimaalisin kuvanlaatu lannerangan natiivitutkimuksessa?

4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Tutkimuksessa tulee olla ongelmanasettelu, toisin sanoen tutkimuskysymykset, joihin pyritään löytämään vastaus. Kvantitatiivinen tutkimus jakautuu usein selkeästi erottuviin vaiheisiin ja asettaa tutkimusongelmat selkeämmin näkyviin. Tutkimuksen pitäisi löytää juoni tai johtoajatus, jolloin voidaan nimittää myös tutkimuksen pääongelma. Pääongelma on yleisluontoinen kysymys, jossa koko tutkittava kokonaisuus hahmottuu. Pääongelman analysoinnista saadaan osaongelmat, joita kutsutaan myös alaongelmiksi. Alaongelmiin saadut vastaukset auttavat vastaamaan pääongelmaan. Tutkimuksessa sanaa ”ongelma” ei usein haluta käyttää, vaan puhutaan mieluummin tutkimustehtävästä. (Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 1997, 117–118.)

Opinnäytetyöni on kvantitatiivinen tutkimus eli määrällinen tutkimus. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa tarkastellaan syy- ja seuraussuhteita, ja vertailusta numeerisiin tuloksiin perustavista ilmiön selittämisestä. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa keskeisesti aineisto saatetaan numeraaliseen ja taulukkomaiseen muotoon. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa keskeisenä piirteenä on korostaa yleispäteviä syyn ja seurauksen lakeja ja että kaikki tieto on peräisin suorasta aistihavainnosta ja loogisesta päättelystä. (Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 1997, 130–131; Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 2009, 139–140.)

Tutkimuksessa tarkastellaan silmämääräisesti parasta lannerangan röntgenkuvaa verraten kuvissa kohteiden antamaa harmaasävykäyrää ja harmaasävyskaalaa eri putkijännitteillä. Tutkimus on myös siis laadullinen, eli kvalitatiivinen. Laadullisessa tutkimuksessa ilmiön tarkasteluun vaikuttaa tarkastavien tahojen näkökulma, kuten tässä työssä henkilön subjektiivisesta näkemyksestä arvioidessa lannerangan kuvia. Kvalitatiivisessa tutkimuksessa suositaan ihmistä tiedon keruun instrumenttina ja tutkimuksen aineisto kootaan luonnollisissa, todellisissa tilanteissa, kuten radiologit näyttöjensä edessä arvioimassa lannerangan kuvanlaatua. (Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 1997, 155.)

Määrällisessä tutkimuksessa on aina tiedettävä täsmällisesti, mitä tutkitaan. Radiologit arvioivat röntgenkuvapareista parasta kuvanlaatua silmämääräisesti. Määrällisen tutki-

muksen mittaus edellyttää käsitteiden määrittelemistä ennen kuin tutkija kerää tutkimusaineistonsa. Hyvä kuvanlaatu on radiologien arvioitavissa, tutkija vertaa radiologien arvioita numeraaliseen harmaasävyjen arvoon, mitkä tarkastellaan ImageJ-ohjelmalla. (ks. Vilka 2007, 36–37.)

Kvantitatiivinen ja kvalitatiivinen tutkimus voidaan nähdä toisiaan täydentäviksi lähestymistavoiksi ja niitä voidaan käyttää rinnakkain tulosten tarkastelussa, johon on muutoin vaikea saada otetta (Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 1997, 127–128). Käytettävä tutkimusmetodologia on siis määrällinen ja laadullinen, missä kummatkin täydentävät toisiaan harmaasävykäyrän ja harmaasävy skaalan numeraalisessa vertailussa ja radiologien silmämääräisessä tarkastelussa röntgenkuvien kuvanlaadun arvioimisessa.

Kun määrällistä ja laadullista tutkimista käytetään yhdessä vastausten saamiseen, voidaan käyttää tästä nimitystä triangulaatio. Triangulaatiolla tarkoitetaan erilaisten aineistojen, teorioiden ja menetelmien käyttöä samassa tutkimuksessa. Triangulaatiossa on usein monta eri tutkijaa, joiden näkemykset tutkittavasta kohteesta tai tutkimuksen eri alueen tärkeydestä voivat poiketa toisistaan. Tämän vuoksi triangulaatiota kyseenalaistetaan. Tämä tutkimus on tehty itsenäisesti joten tätä vaaraa ei ole. Tosin aineiston hankinnassa ja tuloksissa tutkija joutuu tekemään päätöksiä onko pääpaino mielenkiintoisilla tuloksilla vai metodisten ratkaisujen puhtasoppisuudella. Kun tutkimuksessa yhdistetään kvalitatiivista ja kvantitatiivista näkökulmaa, voidaan tutkimusta kutsua metodiseksi. Metodinen lähestymistapa yhdistää kaksi eri tutkimustapaa, jolloin niistä saatavat edutkin yhdistyvät. Metodisen monipuolisuuden on väitetty myös tuottavan luotettavampaa tutkimusta (Eskola & Suoranta 1998, 68-74; Leino-Kilpi 1997, 223-225.)

Metodologiana tutkimuksessa siis käytetään laadullista ja määrällistä tutkimustapaa, jotta tutkimuskysymyksiin voitaisiin vastata. Triangulaatiossa tutkija ei voi sitoutua vain yhteen näkökulmaan, vaan triangulaatiossa käyttötarkoitus on tutkittavan ilmiön kokonaisuuden hahmottaminen (Tuomi & Sarajärvi 2009, 143-144). Analysoinnissa tarkastellaan kuinka harmaasävyjen keskihajonta kohtaa radiologien havainnot kuvanlaadun tarkastelussa. Eli valitsevatko radiologit vertailtavista kuvista paremmaksi kuvanlaaduksi sen kuvan, missä on korkeampi stdDev-arvo. PCXMC-ohjelmaa efektiivisen annoksen laske-
misessa käytetään arvioimaan, mikä putkijännite on optimaalisin.

5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN

5.1 Aineiston kerääminen

Menetelmien tulisi olla sellaisia, joilla saadaan vastaus parhaiten tutkimusongelmaan (Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 2009, 124). Tutkimuksen suorittaja on radiografian ja sädehoidon opiskelija, joka tekee yhteistyötä yliopettajan kanssa ja kuvia tarkastelevien radiologien kanssa.

Tutkimuksessa haettiin optimaalisinta kuvausjännitettä lannerangan natiivitutkimukseen Dimond3-suositusten mukaan. Kuvauksissa muutettiin vain putkijännitettä ja tarkasteltiin muiden säteilyparametrien ja kuvanlaadun muutoksia (ks. Liite 1).

Tutkimuksen lannerankakuvat otettiin Oulun ammattikorkeakoulussa sosiaali- ja terveysyksikön röntgenluokassa potilasfantomista. Tutkimuksen toteuttajalla on säteilyn käytöstä vastaavan johtajan lupa käyttää itsenäisesti luokkaa ja röntgenlaitteita. Valvonta- ja tarkkailuhuone ovat Säteilyturvakeskuksen (STUK) hyväksymät. Säteilyvaaraa ei tule olemaan, kun vain alueen varoituskylttejä ja varoitusvaloja noudatetaan. Kuvantamisen kriteereinä käytettiin Dimond3 raportin lannerangan maaten AP- ja LAT-tutkimuksen kriteerejä. Dimond 3 loppuraportin taulukossa, missä verrataan eri detektoreille ja filmeille valotusherkkyyden valintaa, taulukuvailmaisimen herkkyydeksi valittiin tässä tutkimuksessa lannerangan kuvaamiselle 800 (ks. Busch 2004, 53).

OAMK:n natiivikuvauslaite on Philipsin BuckyDiagnost CS, missä verkkovirta on 230 V ja 50/60 Hz ja virrankulutus 1,8 A. Kollimaattori putkessa on manuaalinen ja automatisoitu ja sisäinen suodatus on 2,73mmAl. Lisäsuodatukset ovat 0mmAl, 2mmAl, 0,1mmCu+1mmAl ja 0,2mmCu+2mmAl. Bucky-pöytä on malliltaan Philipsin Digital-Diagnost VM, ja siirrettävä malli. (Digital Diagnost käyttöohje 2010, 8;3-8;17.) Taulukuvailmaisimena on malliltaan TRIXELL Pixium 4600 ilmaisimena, mikä käyttää cesiumjodia ja amorfista piitä. Lukueloktroniikka on integroitu täysin ilmaisinkoteloon ja kuituoptiikalla on dataliitännät. Tukeaineena on cesiumjodi, jonka paksuus on 500 µm ja neulan läpimitta on 6 µm. Fotodiodimatriisi on amorfista piitä. Kuva-alaan koko on 43cm X 43cm.

Pikselikoko 143 μm , tietosyvyys 14bit/pikseli. Kuvamatriisi 3000 X 3000 ja paino on 18 kg (Baston 2009, 1-2).

Fantomina käytettiin OAMK:n omaa PIXY Full Body Phantom RS-102:sta. Pixy-fantomin malli on läpikuultamaton, anatomialtaan nainen ja sitä käytetään demonstroimaan kuvattavan kohteen anatomiaa ja kuvantamisasentoa opetusmielessä. Pixy-fantomi on rakennettu vastaamaan tiheydeltään ihmisen kehoa ja röntgenkuvissa saatavaa kontrastia kohteissa. (Supertechx-ray kotisivut, hakupäivämäärä 2.4.2015.)

Kuvantaminen tapahtui käyttäen Dimond3-suositusten kuvantamisarvoja ja tutkimuksen toteuttamista. AP-projektiossa kuvantaminen tapahtui fantomin ollessa selällään, röntgenputki ylhäällä etäisyys 115 cm säteilylähteestä detektorille, lisäsuodatus 0 Al, ja rajaus lannerangan hyvän kuvan kriteerien mukaisesti. Perussuodatuksena Philips-laitteistossa on kalibroituina 2,74 mm Al ja DIMOND3-suosituksissa käytetään totaalista 3 mm Al-suodatusta (Busch 2004, 33). Kuvauksen etäisyys, suodatus, kuva-alueen rajaus (blendat), valotusautomaatti päällä, valotusautomaatin herkkyys 800 ja keskikammio oli valittuna ja nämä arvot pysyivät kuvauksissa samana, ainoastaan putkijännitettä muutettiin. LAT-projektiossa potilasfantomi käännettiin vasemmalle kyljelle, rajattiin kuvausalue hyvän kuvan kriteerien mukaisesti ja käytettiin samoja säteilytys- ja mittausparametrejä kuin AP-projektiossa. LAT-projektiossa kuva-alueen rajaaminen muuttui (ks. Taulukko 2).

Tutkimuksessa jokainen kuva tallennettiin Philipsin keskusyksikön koneelle ja valitut kuvat poltettiin CD-levyille. Säteilytysparametrit kirjattiin paperille ja kirjoitettiin puhtaaksi tietokoneella (ks. Liite 1). Tutkimuksen aikana kiinnitettiin erityistä huomiota eksponointiin. Röntgenputki voi antaa useammalla peräkkäisellä eksponoinnin toistamisella eri annoksen. Nämä 'piikit' tulee huomioida tarkastelussa ja johtopäätöksissä tarkastella kriittisesti. Säteilyturvakeskuksen antaman laadunvalvontaoppaan mukaan röntgenputken antamissa arvoissa saa olla 10 % heitto suuntaan tai toiseen. (Järvinen, Karppinen & Komppa ym. 2008, 15–16.) Röntgenlaitteen huolto oli 21.10.2014, ja huoltoraportissa röntgenputken toistettavuuden virheprosentti säteilyntuotossa oli 0,1 %, kun suurin sallittu poikkeama säteilyntuoton keskiarvosta saa olla 5 %. Pinta-ala annoksen virhemarginaali ilman lisäsuodatusta ja 80 kV:n alueella oli -0,4 % ja EI_S-arvon poikkeamat olivat 0 %. Valotusindeksin toistettavuuden suurin sallittu poikkeama saa olla maksimissaan 20 %, ja huollossa saatiin mittaukseksi 0,76 %. Röntgenlaite oli kunnossa.

Putkijännitteinä käytettiin 80 kV, 83 kV, 85 kV, 87 kV ja 90 kV. Putkijännitteiden muuttamisessa on 15 % kV sääntö, missä $\pm 15\%$ kV:n muutos tuplaa tai puolittaa mAs-arvon (Carroll 2007, 103). Tämä 15% kv:n sääntö tunnetaan myös kymmenen kV:n sääntönä, minkä rajoissa tutkimuksen kuvausjännitteet ovat. Bowmanin vähemmän tunnettu 7½% kV-sääntö, mikä puolittaa 15%-säännön (Digital Radiography Solutions-kotisivu. 28.10.2014), toimii myös samalla periaatteella. Samalla jännitteellä otettavia kuvia otettiin kymmenen, jotta huomattiin parametrien heitot ja luotettavuus. Yhteensä kuvia otettiin sata. Annosten poikkeavuudet ja heitot voivat olla merkki väärin toimivasta röntgenlaitteesta tai säteilyaltistuksen kannalta huonosta tutkimustekniikasta (Tapiovaara 2004, 117). Kuvat ja parametrit kirjattiin ylös ja tallennettiin koulun koneelle ja varmuuskopioitiin CD:lle ja muistitikulle.

Tutkimuksessa valittiin tarkastelussa jokaiselta putkijännitteen alueelta kaksi kuvaa, jotka määräytyivät kymmenen kuvan DAP-arvojen mediaanista (ks. Liite 1). DAP-arvoja verrattiin vielä annosindikaattorin EI_s arvoihin luotettavuuden parantamiseksi. Valitut lanterangan kuvat poltettiin CD-levylle Philipsin omalta kuvankatseluohjelmalta.

5.2 Aineiston analysointi

ImageJ-ohjelma on tietokoneelle asennettava kuvankäsittely ja kuvanlaadun parametrien tarkasteluun käytettävä työkalu, joka toimii Java-sovelluksella. ImageJ-ohjelman on luonut National Institutes of Health -järjestö. Java mahdollistaa ImageJ:n toimimisen Linux-, Windows-, ja MAC OS X -käyttöjärjestelmillä. ImageJ on täysin ilmainen ohjelmisto ja sillä on laaja käyttäjä-, arvostelija-, ja kehittämissyhteisö. ImageJ on tämän hetken nopein Javaa käyttävä kuvanlaadun tarkasteluohjelma. Se voi suodattaa 2048 X 2048 kuvan 0,1 sekunnissa, mikä vastaa 40 miljoonaa pikseliä sekunnissa. (ImageJ kotisivut. Hakupäivä 27.5.2013.)

ImageJ-kvantitarkasteluohjelmassa pystyy tarkastelemaan kuvan harmaasävykäyrää ja harmaasävyskaalaa. ImageJ-ohjelma antaa kuvalle stdDev-arvon, mikä kertoo harmaasävyyden hajonnan kohteessa. Tähän hajontasuhteeseen vaikuttaa kohina, eli signaali-kohina-suhde (SNR).

Kuvankäsittelytyökaluissa 'keskimääräinen arvo' (average value), joka määräytyy signaalin mukaan ja 'keskihajonta' (standard deviation), joka määräytyy kohinan mukaan, lasketaan automaattisesti harmaasävyasteitten eri määrästä. Jos röntgenkuvan laatu muuttuu, muuttuvat myös keskimääräinen arvo ja keskihajonta. (Busch 2004, 125–126.)

Kuvien tarkastelu tapahtui tietokonenäytöltä ja kuvista tutkittiin kontrastien harmaasävykäyrää ja harmaasävyskaalaa ImageJ-ohjelmalla. Röntgenkuvat siirrettiin polteltulta CD-levyltä tietokoneelle, johon oli asennettu ImageJ-ohjelma. Valitut kaksikymmentä kuvaa siirrettiin ImageJ-ohjelmaan, jonka avulla tutkittiin koko kuvan harmaasävykäyrää ja harmaasävyskaalaa. Kuvista rajattiin myös lanneranka TH12–L5 asti (ks. Kuvio 4), joista myös tehtiin harmaasävykäyrähistogrammit ja stdDeviant-arvot (ks. Taulukko 3). Histogrammeista tarkasteltiin Measure-työkalulla stdDev-arvoa, jota vertailtiin muiden kuvien stdDev-arvoihin, ja niiden eroavaisuutta prosenttein. Tämä stdDev-arvo siis mittaa kontrastin keskiarvon kohteessa, ja tätä arvoa tarkastellaan. Mitä isompi stdDev-arvo, sitä suurempi kontrastiskaala rajatussa kohteessa on. Tässä tutkimuksessa yhdistyy tilastollisten lukujen vertailu ja kuvien laadun tarkastelu silmämääräisesti.

CD:llä olevat lannerangan kuvat vietiin OYS:n PACS-vastuuhenkilöille, missä valitut kuvat siirrettiin OYS:n NeaView-kuvankatseluohjelmaan. Kolme kokenutta radiologia tarkastelivat ja arvioivat valittuja kuvia itsenäisesti kuvankatselunäytöiltään. Kuvatarkastelutilat ja valaistus olivat samat jokaiselle radiologille. Radiologit vertasivat kuvia pareittain toisiinsa. Radiologit merkitsivät vastauslomakkeelle rastin sille kuvalle, kummassa oli heidän mielestään parempi kuvanlaatu. Radiologit pystyivät rastittamaan myös kohdan, missä kuvanlaatu kummassakin kuvassa heidän mielestään oli yhtä hyvä (ks. Liite 3). AP- ja LAT-kuvien tarkastelu tapahtui kaksi kertaa, jotta huomattiin valintojen toistettavuus. Kuvat olivat toisella tarkastelukerralla eri järjestyksessä, mutta samoilla putkijännite-pareilla. Radiologit saivat käyttää kuvankatselutyökaluja tarkastelussaan, esimerkiksi kuvakohteen suurentamista. Radiologit kirjasiivat valintansa omiin vastauslomakkeisiin. Kyselykaavakkeen valintoja verrattiin niiden kuvissa antamiin harmaasävykäyrän histogrammeihin ja stdDeviant-arvoon ja tehtiin johtopäätökset.

Röntgenkuvat tulkitsee ihminen, joten diagnoosin onnistuminen kuvasta riippuu viime kädessä ihmisestä eli siitä kuinka hän saa informaatiota kuvasta. Kun kontrasti on riittävä

tavanomaisessa röntgenkuvassa, tiedon välittyminen ihmissilmälle on hyvä, eikä kuvankäsittelyoperaatioilla voida olettaa olevan yleensä suurta merkitystä havaitsemistarkkuuden lisäämisessä (Tapiovaara ym. 2004, 114–116). Ihmissilmä pystyy havaitsemaan noin 35 eri harmaasävyä, mikä on vain pieni osa röntgenkuvan harmaasävyjen skaalasta (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 327). Radiologit ovat röntgenkuvien ja diagnostiikan tarkasteluun koulutettuja ammattilaisia. Kuvan laadun arviointi on aina kunkin radiologin subjektiivinen näkemys. Luotettavuutta ja vertailukelpoisuutta pyritään parantamaan vakiomalla ulkoiset tekijät, kuten valaistus ja näytön ominaisuudet kullekin radiologille.

6 TULOKSET JA JOHTOPÄÄTÖKSET

Tutkimus toteutettiin ottamalla ensin potilasfantomin lannerangan natiivikuvat Oulun ammattikorkeakoulun röntgenluokassa. Kuvia otettiin samalla putkijännitteellä kymmenen, joista DAP-arvojen mediaanista valittiin kaksi kuvaa tarkasteltaviksi (ks. Liite 1). AP- ja LAT-projektiossa säteilylähteen ja detektorin etäisyys (SID) oli 115 cm, valotusautomaatin herkkyys 800 ja kokonaissuodatus 2,7 mmAl. AP-projektiossa säteilykeilan suuruus oli 16 cm X 32 cm ja LAT-projektiossa säteilykeilan suuruus oli 14 cm X 36 cm.

Taulukko 2. Säteilytuoton ja pinta-alan annoksien muutokset putkijännitteen muuttuessa.

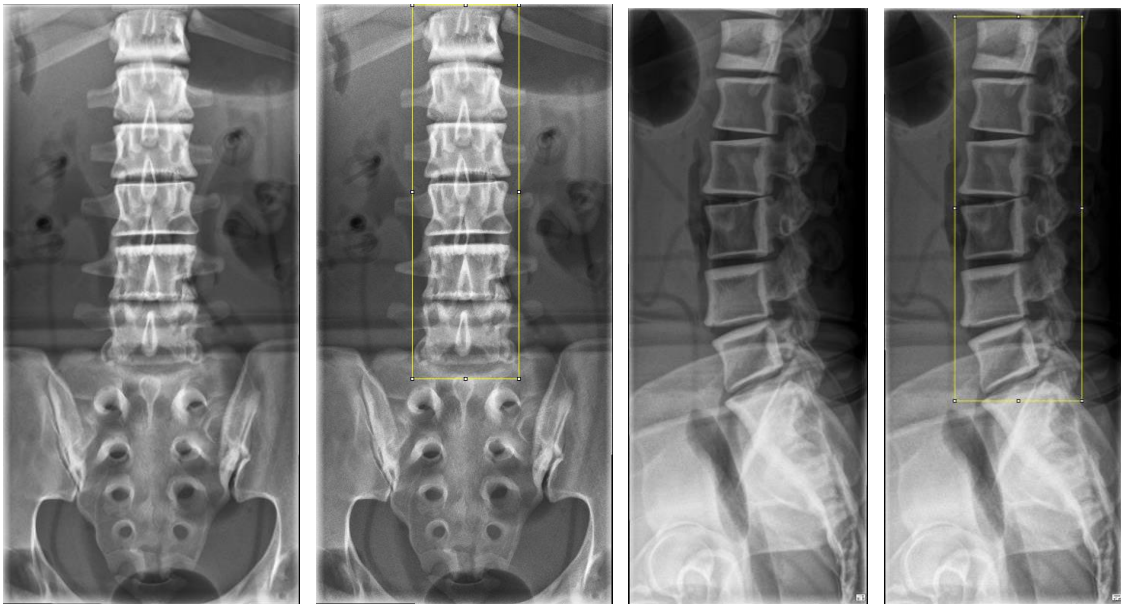
kV	mAs	Aika	EI_S	DAP	kV	mAs	Aika	EI_S	DAP
AP		(s)		μGycm^2	LAT		(s)		μGycm^2
80	4,7	15,8	87	11,89	80	20,9	70,5	49	52,36
80	4,7	15,9	87	11,92	80	20,9	70,4	49	52,36
83	3,9	13,1	86	10,61	83	16,9	56,9	47	45,47
83	3,9	13,1	86	10,61	83	16,8	56,7	46	45,33
85	3,4	11,7	86	9,92	85	14,9	50,2	46	42,07
85	3,4	11,7	86	9,95	85	14,9	50,2	46	42,07
87	3,0	10,2	84	9,12	87	13,0	43,9	46	38,60
87	3,0	10,3	84	9,15	87	13,1	44,0	46	38,62
90	2,6	8,8	83	8,32	90	11,2	37,6	47	35,20
90	2,6	8,8	83	8,32	90	11,1	37,5	46	35,13

Säteilytuotto pysyi luotettavana kymmenen peräkkäisen eksponoinnin aikana. Kymmenen prosentin muutosta suuntaan tai toiseen ei tapahtunut tutkimuksen aikana DAP-arvoissa. Taulukosta 2 nähdään, että putkijännitteen kasvaessa mAs laskee ja annoksen ja pinta-alan tulo pienenee myös. Tämä johtuu siitä, että valotuskammiot täyttyvät nopeammin, koska fotoneissa on suurempi energia isommilla putkijännitteillä, jolloin fotonit läpäisevät kuvauskohteen ja tämän johdosta säteilyn tuotto katkeaa nopeammin. Lannerangan sivukuvassa mAs-arvot ja DAP-arvot ovat paljon korkeammat verrattuna AP-kuviin,

jopa yli neljä kertaa suuremmat. Tämä johtuu siitä, että fantomin anatomian vuoksi paksumuus kasvaa sivukuvassa verrattuna AP-kuvaan. Sivukuvassa fotonien tulee päästä paksumman kohteen läpi detektorille, jolloin säteilytysaika suurenee, jotta valotusautomaatin kammiot täytyisivät. AP- ja LAT-kuvauksissa 80 kV:n ja 90 kV:n erossa mAs-arvo puollittuu (ks. Taulukko 2).

6.1 Ero harmaasävykeskihajonnassa putkijännitteen muutoksilla eri alueilla lannerangan kuvassa

Saadut lannerangan kuvat poltettiin cd-levyille, joihin tallentui myös Philipsin oma kuvankatseluohjelma. Kuvat siirrettiin levyiltä tietokoneeseen, missä on asennettuna ImageJ-ohjelma, jolla voitiin aukaista lannerangan kuvat ja tarkastella kuvien harmaasävyjä. Koska kohina on satunnaista, tarkasteltiin ja mitattiin kummankin samalla putkijännitteellä olevan kuvan harmaasävyjen keskihajontaa. Samalla kuvausjännitteellä olevien kahden kuvan harmaasävyjen keskihajonnan eroavaisuus toisiinsa oli korkeintaan vain 0,7 %. Ainoa ”piikki” on T12–L5 rajatussa 80 kV sivukuvassa oleva 2,8 %:n ero toisiinsa.



Kuvio 4. Rajaukset AP- ja LAT-kuvissa ImageJ-ohjelmalla.

ImageJ-ohjelmalla rajattiin ensin jokaisen kuvan koko kuva-alue, josta saatiin harmaasävyasteikko ja harmaasävyjen keskihajonta. Tämän jälkeen rajattiin kahdennentoista rintarangan nikaman yläpuolelta viidennen lannerangan nikaman alapuolelle alue,

josta saatiin harmaasävyasteikko ja harmaasävyjen keskihajonta (ks. Liite 2). Kahdella samalla kuvausjännitteellä olevien stdDev.-arvot laskettiin yhteen ja otettiin saadusta luvusta mediaani. Näin saatuja mediaaneja verrattiin toisiinsa (ks. Taulukko 3).

Taulukko 3. *ImageJ-ohjelmasta saadut harmaasävyjen keskihajonnat (stdDev.)*

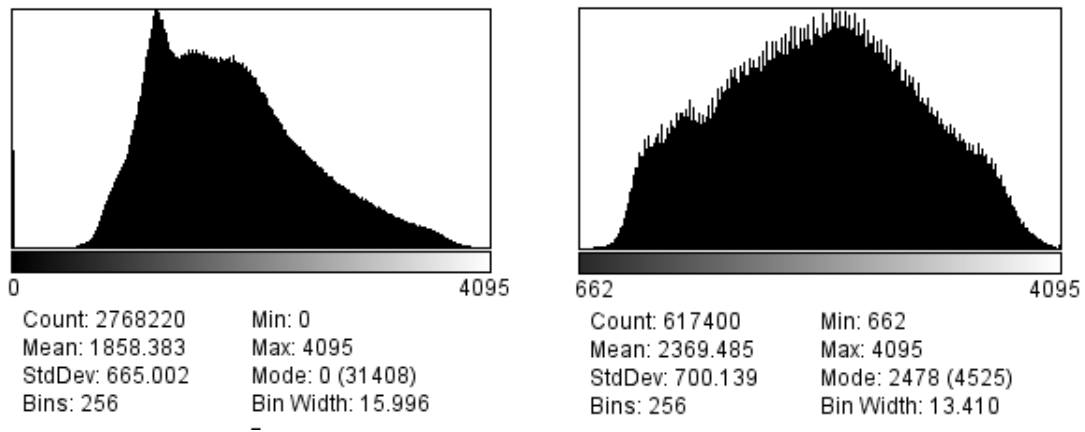
Kuvausjännite	Koko Kuva	T12-L5	Kuvausjännite	Koko kuva	T12-L5
AP	stDev.	stDev.	LAT	stDev.	stDev.
80	710,482	753,788	80	1044,165	593,020
83	693,325	735,436	83	1035,707	567,425
85	686,953	723,474	85	1028,481	556,165
87	678,058	712,349	87	1022,135	548,192
90	665,746	699,701	90	1014,051	542,780

Suuremmassa DAP-annoksisessa kuvassa stdDev-arvo on suurempi kuin pienemmässä DAP-annoksisessa kuvassa. AP-kuvissa putkijännitteen noustessa 2-3 yksikköä harmaasävykeskihajonta laskee keskimäärin 1,6 %. Kuvissa viiden kV:n erossa harmaasävykeskihajonta tippuu keskimäärin 3,2 %. Suurimmassa putkijännitteen erossa 80 kV:n kuvasta 90 kV:een kuvaan harmaasävyn keskihajonta on 6,3 %. T12-L5 rajatuissa kuvissa keskimääräinen hajonta 2-3 kV:n muutoksissa on 1,8 %. Kun 80 kV:n kuvaa verrataan 90 kV:n kuvaan, harmaasävyjen keskihajonta tippuu 7,2 % suuremmassa putkijännitteen kuvassa. LAT-kuvissa parin kV:n muutos harmaasävyn keskihajonnassa verrattuna seuraavaan kV-luokkaan on keskimäärin 0,7 %. Suurimman putkijänniteluokan (90 kV) harmaasävyhajonnan keskiarvo tippuu 2,9 % verrattuna 80 kV:n kuvaan. T12-L5 rajatussa kuvassa keskimääräinen 2-3 kV-yksikön nousu laskee harmaasävyn keskihajontaa 2,2 %. 80 kV:n ja 90 kV:n kuvan erossa stdDev-arvo on 8,5 % pienempi 90 kV:n kuvassa.

Harmaasävyjen keskihajonta on suurempi pienemmällä putkijännitteellä, kuin suuremmalla putkijännitteellä otetussa lannerangan kuvassa. Pienemmällä putkijännitteellä säteilyannos on isompi kuin suuremmalla putkijännitteellä. Pienemmällä putkijännitteellä kohinaa eliminoituu röntgenkuvassa. Mitä suurempi säteilyannos on, sitä vähemmän syntyy kohinaa ja kuva on tarkempi. AP-kuvissa koko alueen rajauksessa harmaasävyhajonta

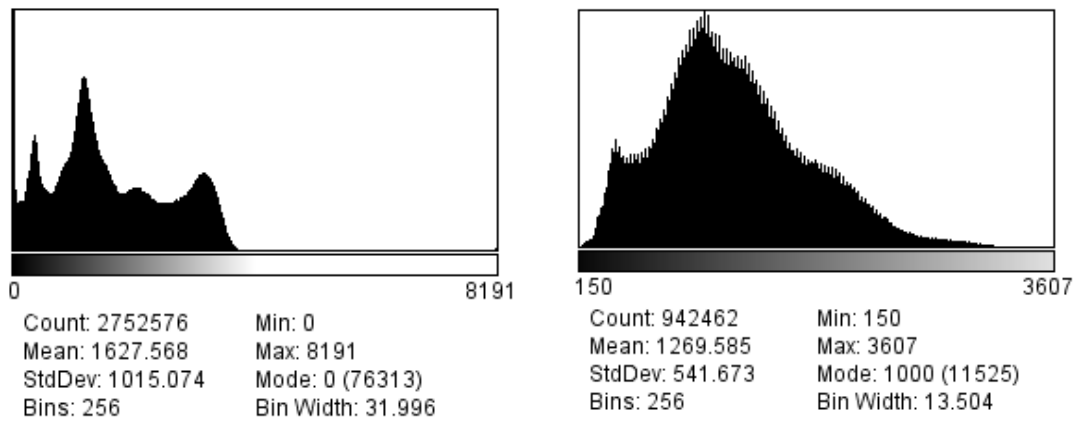
on pienempi kuin LAT-kuvissa. Koko alueen rajatuissa LAT-kuvissa annokset ovat paljon suuremmat kuin AP-kuvissa, jolloin harmaasävyjen hajonta on paljon laajempi ja kohinaa eliminoituu.

T12–L5 rajatuissa AP-kuvissa huomataan mielenkiintoinen ero verrattuna kokonaan rajattujen kuvien harmaasävyn keskihajontaan. Lannerangan nikamien rajatuissa kuvissa harmaasävyjen keskihajonta paranee verrattuna koko kuva-alueen rajattuun hajontaan (ks. Kuvio 5). Lannerangan nikamien rajatussa kohteessa on suhteessa parempi kontrasti ja pienempi kohina kuin koko kuvan rajatussa kohteessa. Vaaleat sävyt pysyvät kontrastissa muuttumattomina ja tummien sävyjen kontrasti muuttuu vain hiukan. Harmaasävykeskihajonta kasvaa rajatussa nikamien kohteessa keskimäärin 5,5 %.



Kuvio 5. Histogrammit koko kuvan alueesta ja T12–L5 rajatusta alueesta lannerangan etuprojektiossa 90 kV putkijännitteellä.

T12–L5 rajatuissa LAT-kuvissa harmaasävyjen keskihajonta on päinvastainen. Koko kuvan rajatussa kohteessa verrattuna lannerangan nikamien rajattuun kohteeseen harmaasävyjen keskihajonta tippuu parhaimmillaan 46,5 %. LAT-projektiossa nikamien kohdalla on hyvin tummanharmaat sävyt, jolloin harmaasävyjen keskihajonta ei ole laaja vaalean ja tumman sävyn kannalta rajatussa kohteessa (ks. Kuvio 6). Kuten LAT-projektiossa T12–L5 rajatussa kohteessa histogrammissa vaaleat sävyt häviävät dramaattisesti ja histogrammin keskitys on painokkaammin tummien sävyjen kohdalla.



Kuvio 6. Histogrammit koko kuvan alueesta ja T12–L5 rajatusta alueesta lannerangan sivuprojektiossa 90 kV putkijännitteellä.

Lannerangan LAT-kuvassa nikamat ovat hyvin tummassa kontrastissa ja kontrastiskaalaa ei ole vaaleisiin sävyihin kuten AP-kuvassa, joten kuvan tarkastelijoilla on vaikeampaa diagnosoida LAT-kuvaa, ja he joutuvat todennäköisesti käyttämään apunaan ikkunointia kuvan tarkastelussa.

6.2 Putkijännitteen muutoksien havaittavuus kuvanlaadussa

Valitut lannerangan kuvat poltettiin CD-levylle ja siirrettiin PACS:issa NeaView-kuvankatseluohjelmaan. Radiologeille annettiin viikkoa ennen tutkimuksen suorittamista tutkimuksen esittelykirje ja ohjeet tutkimuksen suorittamiseen. Kolme kokenutta radiologia tarkasteli kuvapareja itsenäisesti ja vastasi itsenäisesti kyselylomakkeisiin kahtena eri päivänä (ks. Liitteet 3 ja 4). Saadut vastaukset ovat taulukossa 4 (ks. Taulukko 4).

Radiologit vastasivat kyselyihin anonymisti. Tutkija sai vastauskirjekuoret nimettöminä, mutta saman vastaajan vastaukset olivat omassa kirjekuoressa, jolloin pystyi tarkastelemaan vastausten toistettavuutta. Radiologit nimettiin RAD1, RAD2 ja RAD3 nimillä. Taulukossa kk1 tarkoittaa ensimmäistä tarkastelukertaa ja kk2 toista tarkastelukertaa. Raksi on siinä kohdassa taulukkoa, minkä kuvan radiologi on valinnut paremmaksi kuvanlaaduksi. Yhtä kuin merkki (=) tarkoittaa, että radiologi on arvioinut kuvien kuvanlaadun yhtä hyväksi tai ettei eroa kuvanlaadussa ole.

Taulukko 4A-4E. Röntgenkuvaparien kuvanlaatu radiologien arvioimana lannerangan etukuvassa putkijännitteen (kV) vaihtuessa.

Taulukko 4A, ero 2kV

Kuvaujännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
AP	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
85		x			x	x	3/6
87							-
=	x		x	x			3/6

Taulukko 4B, ero 4kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
AP	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
83			x	x	x	x	4/6
87	x						1/6
=		x					1/6

Taulukko 4C, ero 5kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
AP	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
80		x	x		x		3/6
85				x		x	2/6
=	x						1/6

Taulukko 4D, ero 7kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
AP	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
83					x		1/6
90						x	1/6
=	x	x	x	x			4/6

Taulukko 4E, ero 10kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
AP	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
80			x	x	x	x	4/6
90							-
=	x	x					2/6

Taulukko 4F-4J. Röntgenkuvaparien kuvanlaatu radiologien arvioimana lannerangan sivukuvassa putkijännitteen (kV) vaihtuessa.

Taulukko 4F, ero 2kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
LAT	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
85					x		1/6
87						x	1/6
=	x	x	x	x			4/6

Taulukko 4G, ero 4kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
LAT	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
83			x		x	x	3/6
87				x			1/6
=	x	x					2/6

Taulukko 4H, ero 5kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
LAT	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
80		x	x	x	x		4/6
85						x	1/6
=	x						1/6

Taulukko 4I, ero 7kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
LAT	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
83					x	x	2/6
90							-
=	x	x	x	x			4/6

Taulukko 4J, ero 10kV

Kuvausjännite	RAD 1		RAD 2		RAD 3		
LAT	kk1	kk2	kk1	kk2	kk1	kk2	
80	x		x		x	x	4/6
90							-
=		x		x			2/6

AP-lannerangan tarkasteluissa radiologien valinnat painottuvat kuviin, joissa on pienempi putkijännite. Pienemmällä putkijännitteellä oleva kuva on valittu viisitoista kertaa 30:nestä valintakerrasta (ks. Taulukko 5). Kuvapareista suuremmalla putkijännitteellä oleva kuva on valittu paremmaksi kuvanlaaduksi vain neljä kertaa 30 valintakerrasta. Yhtä hyvän kuvanlaadun rasti on laitettu 11 kertaa. Suurin hajonta radiologien havainnoimisessa on 5 kV:n erossa (Taulukko 4C), missä jokainen radiologi on toisella tarkastelukerralla valinnut eri vastauksen kuin ensimmäisellä vastauskerralla. Paras toistettavuus ja luotettavuus oli suurimmalla putkijännitteen erolla olevalla kuvaparilla (Taulukko 4E), mutta seuraavaksi suurimmalla kV:n erolla olevasta kuvaparista on valittu kuvanlaatuja olevan yhtä hyvät (Taulukko 4E). Erikoista on huomata toistettavuuden olevan parempi 2 kV:n erossa kuin suuremmilla 4 kV:n ja 5 kV:n eron kuvaparien tarkastelussa.

Taulukko 5. Radiologien valinnat kyselykaavakkeessa numeroina.

Putkijännite	AP	LAT	YHT.
KV ↓	15	14	29
KV ↑	4	3	7
KV =	11	13	24
YHT.	30	30	60

LAT-kuvaparien tarkastelussa radiologien havainnot kallistuvat vain hiuksen hienosti pienemmän putkijännitteen kuville. Pienemmällä putkijännitteellä oleva kuva on valittu 14 kertaa 30:stä ja yhtä hyvän kuvalaatu on valittu 13 kertaa. Suuremmalla putkijännitteellä oleva kuva on valittu vain kolme kertaa (Taulukot 4F-4J). LAT-kuvapareissa on verrattuna AP-kuvaparien valintoihin haastavampaa huomata kuvanlaadun erot. Pienemmän kV:n erossa ei huomattu eroa kuvanlaadussa ja 4 kV:n erossa valinnoissa on paljon hajontaa. Kun putkijännitteen ero kasvaa, myös toistettavuus paranee. Tosin 5 kV:n erossa valinnat ovat pienemmän putkijännitteen kuvassa, kun taas 7 kV:n erossa ei huomata eroa kuvanlaadussa kahden radiologin tulkinnassa (Taulukot 4H & 4I). 2-3 kV:n putkijännite-eroissa kuvissa ei ollut kuvanlaadussa havaittavissa suuria muutoksia. Kun tarkasteltavassa kuvaparissa on 4–5 kV:n putkijännitteen ero toisiinsa, niin radiologit pysyivät havaitsemaan kuvanlaadun erot todennäköisemmin.

Taulukosta 6 näemme, että radiologien vastaus on muuttunut toisella tarkastelukerralla 12 kertaa 30 toiston aikana. Tämä kertoo, että kuvaparin tarkastelussa paremman kuvanlaadun omaavan kuvan valinta ei ole muuttunut 60 % havainnointikerroista.

Taulukko 6. *Radiologien mielipiteen muuttuminen kuvaparien tarkastelussa.*

	Valinta muuttunut kertaa	Kuvaparien tarkastelujen määrä
RAD1	5	10
RAD2	3	10
RAD3	4	10
YHT.	12	30

6.3 Havaintojen ja harmaasävykeskihajontojen kohtaaminen

Radiologien havainnoinnit ja stdDev-arvot kohtasivat toisensa. Radiologit valitsivat todennäköisemmin sen kuvan kuvaparista, missä harmaasävykeskihajonta oli parempi. Pienemmällä putkijännitteellä otetussa kuvassa harmaasävykeskihajonta oli suurempi kuin suuremmalla putkijännitteellä otetussa lannerangan kuvassa. Suuremman putkijännitteen kuvaa ei ole valittu paremmaksi kuvanlaadun omaavaksi kuvaksi kuin yhteensä seitsemän kertaa 60 valinnan aikana. Pienemmällä putkijännitteellä oleva kuva on valittu paremmaksi kuvanlaaduksi 29 kertaa 60 kerrasta ja yhtä hyväksi kuvanlaaduksi tarkastellut kuvaparit on valittu 24 kertaa.

6.4 Optimaalisin putkijännite lannerangan natiivitutkimuksessa

Säteilyannokset tulee ottaa huomioon missä tahansa radiologisessa tutkimuksessa. Tässä alaluvussa tarkastellaan putkijännitteen muutoksilla potilaaseen tulevia efektiivisiä annoksia ja arvioidaan niiden suhteesta optimaalisinta putkijännitettä.

PCXMC-ohjelmaan kirjattiin säteilyparametrit: suodatus, säteilyn keila, säteilylähde-detektorin-etaisyys, potilaan ja detektorin välinen etäisyys, putkijännite, mAs-arvo ja fantomin pituus, paino ja ikä. Fantomin pituus on 160 cm, painoksi asetettiin 50 kg ja iäksi 30 vuotta. Yllä olevassa taulukko 7:ssä on seuraavat efektiiviset säteilyannoslaskelmat, jotka

ohjelma sai laskettua sekä odotettava eliniän lyheneminen (LLE/Lost of Life Expectance). Liitteessä 5 on efektiiviset annokset elimille, jotka ovat lähellä säteilykeilaa ja herkkiä säteilylle (ks. Liite 5).

Taulukko 7. *Efektiiviset annokset ja odotettava eliniän lyheneminen (LLE).*

	AP	LAT	Yht.	Naiset	Miehet
kV	ICRP103 (mSv)	ICRP103 (mSv)	(mSv)	LLE	LLE
80	0,027400	0,044074	0,071474	0,5 h	0,3 h
83	0,025396	0,040472	0,065868	0,5 h	0,3 h
85	0,023759	0,038685	0,062444	0,5 h	0,3 h
87	0,022444	0,036767	0,059211	0,5 h	0,3 h
90	0,021459	0,035154	0,056613	0,5 h	0,3 h

Taulukosta 7 nähdään, että naisilla odotettava elinikä lyhenee enemmän kuin miehillä. Tämä johtuu siitä, että naisilla keilaan osuvat säteilyherkät elimet, kuten kohtu ja munasarjat. Miehillä sukurauhaset, kivekset, eivät osu säteilykeilaan. ICRP103 mukaan sukurauhasten painotuskerroin on 0,08 ja eturauhasen ja kohdun painotuskerroin on 0,12 (Mustonen, Sjöblom, Bly ym. 2007, 40-44). Kahden ja kolmen kV-yksikön nousemisella efektiivinen annos tippuu keskimäärin noin 5,6 %. Putkijännitteen noustessa 80 kV:stä 90 kV:hen efektiivinen annos tippuu jopa yli 20 %. Prosentteina luku on todella suuri, yksi viidesosa pois efektiivisestä annoksesta.

Kuvanlaatu on paras pienimmällä putkijännitteellä ja säteilyannos on pienin suurimmalla putkijännitteellä. Näistä tulee arvioida optimaalisin putkijännite 80–90 kV:n sisällä, mikä vastaa tarpeeksi hyvää kuvanlaatua verrattuna potilaaseen tulevaan säteilyannokseen. 20 %:n ero efektiivisessä annoksessa alimmalla ja ylimmällä putkijännitteellä on suuri. Tutkimuksessa ei arvioitu lannerangassa mitään indikaatiopohjaista tarkastelua, kuten murtumaa, kompressiota tai nikamien siirtymistä tai nikamien asentoa. On vaikea arvioida, millä tutkimuksen putkijännitteellä röntgenkuvasta saatava hyöty verrattuna säteilyannoksesta tulevaan haittaan on suurempi kuin toisessa tutkimuksessa käytetyn putkijännitteen vastaava suhde.

Tutkimus ei vastaa siihen, millä putkijännitteellä 80–90 kV:n sisällä saadaan aina optimaalisin kuvanlaatu lannerangan natiivitutkimuksessa. Tutkimus ei vastaa, millä putkijännitteellä saadaan tarpeeksi hyvä kuvanlaatu verrattuna potilaaseen kohdistuvaan säteilyannokseen. Putkijännitteen valinnan tulisi olla indikaatiopohjainen. Kokeneet radiologit pystyvät näkemään pienetkin kuvanlaadun erot vähäisilläkin harmaasävykeskihajontojen muutoksilla ja putkijännitteen muutoksilla. Kun halutaan korkealaatuista kuvanlaatua, niin putkijännitteen tulee olla matala. Kun halutaan matalalaatuista kuvanlaatua, niin putkijännitteen tulee olla korkea. Pienemmällä putkijännitteellä saadaan aina parempi kuvanlaatu, kun valotusautomaatti on päällä, mutta potilaan saama säteilyannos kasvaa.

7 TUTKIMUSTULOSTEN TARKASTELU JA POHDINTA

7.1 Tutkimustulosten tarkastelu

Radiologien havainnoinneissa nähdään selvä ero pienemmän ja suuremman putkijännitteen kuvapareissa. Suuremmalla putkijännitteellä valittua kuvaa ei ole valittu paremmaksi kuvanlaadun omaavaksi kuvaksi kuin yhteensä seitsemän kertaa 60 valinnan aikana. Matalammalla putkijännitteellä oleva kuva on valittu paremmaksi kuvanlaaduksi 29 kertaa 60 kerrasta ja yhtä hyväksi kuvanlaaduksi kuvaparit on valittu 24 kertaa. Tulokinnassa on selvää, että radiologit näkevät tarkemman kuvanlaadun omaavan kuvan eron. Mitä suurempi ero putkijännitteessä on kuvaparilla, sitä selvemmin kuvantarkastelijat ovat valinneet pienemmän putkijännitteen kuvan paremmaksi kuvanlaaduksi. Mitä pienempi ero putkijännitteessä on kuvaparilla, sitä suurempi on kuvantarkastelijoiden valintojen hajonta ja rasti painottuu yhtä hyvän kuvanlaadun vaihtoehtoon. Tulkinta on tosin ollut vaikeaa radiologeille, sillä työssään he etsivät epäilyä vammaa tai poikkeamaa kohteessa, kuten murtumaa, kulumaa, rappeumaa tai siirtymää nikamissa. Tässä tutkimuksessa kysymyksen asettelussa oli valita kuvapareista paremman kuvanlaadun omaava kuva tai valita yhtä hyvän kuvanlaadun omaava vaihtoehto.

Putkijännitteen muutoksissa stdDev-arvo tippui korkeintaan 1,6 prosenttia alemmaksi, kun putkijännite nousi 2–3 kV-yksikköä. Suurimmalla putkijännitteen erolla (80 kV ja 90 kV) eroa tuli keskihajonnassa koko alueen AP-kuvassa 6,3 %, LAT-kuvassa 2,9 % ja T12–L5 rajatussa AP-kuvassa 7,2 % ja LAT-kuvassa 8,5 %. 2–3 kV-yksikön putkijännitemuutoksilla ei ollut kuvanlaadussa havaittavissa suuria muutoksia. Vaikka harmaasävyjen keskihajonnassa ei ollut suuria heittoja prosentuaalisesti, niin silti vaikutuksen huomaa radiologien vastauksissa. Jo kolmen prosentin stdDev-arvon erossa pystyttiin huomaamaan kuvanlaadun erot. Tämä tarkoittaa, että putkijännitteiden ero on 5 kV:n luokkaa. Tässä tulee kuitenkin huomioida kuvassa kiinnostuksen kohde mitä tutkitaan, joten mielenkiinto ja tarkastelu kohdistuvat enemmänkin, niin kuvantarkastelijoilla kuin tutkimuksen toteuttajalla, T12–L5-nikamiin ja siitä rajattuihin stdDev-arvoihin. Isompi kontrasti tekee kuvan yksityiskohdasta näkyvämmän (Tapiovaara ym. 2008, 83), mutta tulee

ymmärtää, että vaikka kuvissa olisi sama kontrasti, mutta kohina lisääntyy, niin kiinnostuksen kohdetta on vaikeampi havainnoida (ks. Busch 2004, 126).

Efektiivisen annoksen erossa on vaikea arvioida stokastisen haitan nousua. Vaikka 10 kV:n erossa efektiivinen annos tippui suuremmalla putkijännitteellä yli 20 %, yksilön saamaan säteilyannokseen tällä ei ole suurtakaan vaikutusta. Kun lasketaan lääketieteellisestä säteilyn käytöstä, radonilmasta ja taustasäteilystä saatava annos, suomalaisen henkilön keskimääräinen vuosittainen säteilyannos on 3,2 mSv (STUK, suomalaisen keskimääräinen säteilyannos, päivitetty 6.3.2014). AP- ja LAT- projektiossa yhteenlaskettu efektiivinen annos on 0,071474 mSv. Taustasäteily pääkaupunkiseudulla Suomessa oli 0,15 μ Sv/h (STUK, säteilytilanne tänään, viitattu 31.3.2015). Tämä vastaa 19,85 päivän taustasäteilyannosta 80 kV:n lannerangan projektiossa. Efektiivinen annosmäärä 90 kV:n projektiossa on 15,73 taustasäteilypäivää. Mutta kuinka suuri vaikutus väestön saamaan säteilyannoksiin saataisiin tiputettua, jos lannerangan tutkimus otettaisiin aina 90 kV:n putkijännitteellä. Kuinka suuri ero lopulta on 80 kV:n kuvassa verrattuna 90 kV:n kuvaan? Voidaanko mennä alemmille putkijännitetasoille tai ylemmille, kuitenkin että muilla säteilyparametrien säädöillä saataisiin pidettyä kuvanlaatu hyvänä ja annos samalla tasolla? Geijerin, Norrmanin ja Persliden tutkimuksessa saatiin laskettua putkijännitettä ja säteilyannosta säätämällä valotusautomaatin herkkyyttä (Geijer, Norrman & Persliden 2009, 66–68). AP-projektiossa ja LAT-projektiossa efektiivisen annoksen erot johtuvat säteilykeilan eri suuruudesta ja säteilytysajasta ja säteilyn määrästä. Vaikka LAT-projektiossa säteilyannos on suurempi kuin AP-projektiossa, niin efektiivinen annos pienenee kohdussa ja virtsarakossa. Tosin keilan suunnan takia ja sivusuunnassa olevan paksuuden takia myös lannerangan säteilyannos nousee ja munuaisten, maksan ja munasarjojen säteilyannos kasvaa (ks. Liite 5).

Dimond3-raportissa ohjeistettiin käyttämään valotusautomaatin eri herkkyyskuvattavan indikaation mukaan. Taulukuvailmaisimmalle kuvattaessa herkkyudet on kategorioitu alhaisen kuvan laatutasoon (1600), keskimääräisen kuvan laatutasoon (800) ja korkean kuvan laatutasoon (400). Tutkimuksessa valittiin laatutasoksi keskimääräinen, herkkyys 800, jolloin annos on puolessa välin alhaisen kuvan laadun ja korkean kuvanlaadun tason välillä. Keskimääräisen kuvan laadun kuvassa nähdään kohinaa enemmän verrattuna 400 herkkyysasteeseen ja harmaasävykeskihajontaa voidaan tarkastella lannerangan

keskitasoisen annoksen kuvista. Tutkimuksessa ei ollut valittuna ja määriteltynä tutkimusindikaatiota. Radiologeja ohjeistettiin ainoastaan valitsemaan kuvapareista paremman kuvanlaadun omaava kuva. Dimond3-raportissa tarkasteltiin eri Euroopan kaupunkien käyttämiä annoslaatusoja eri indikaatiotutkimuksissa. Lannerangan tutkimuksissa melkein kaikki indikaatiot olivat kuvan laatusoltaan keskimääräistä luokkaa, esim. traumojen, välilevytyrän, tulehduksellisten, kroonisten selkäkipujen ja synnynnäisten häiriöiden tutkimukset. Ainoastaan metastaasien, tuumoreiden ja SI-nivelten indikaatioissa kuvien laatuso oli korkeassa luokassa. (Busch 2004, 7, 56–61.)

Tutkimuksessa huomattiin radiologiensa vastausten ja kuvissa harmaasävyjen keskihajontojen kohtaavan toisensa. Vaikka stdDev-arvojen erot olivat prosentuaalisesti pieniä toisiinsa verrattuna, ne tukivat radiologiensa valintoja paremman kuvanlaadun valinnassa. Jos vertailtavien kuvien putkijännitteiden ero oli pieni, kuvanlaadussa ei huomattu olevan juuri eroa. Kontrasti muuttui suuresti T12–L5 kohteen rajaamisessa, etenkin LAT-kuvassa. AP-kuvassa kontrastiskaala ei muuttunut juurikaan ja harmaasävyjen keskihajonta jopa parani nikamien rajaamisessa. Tutkimus ei tosin vastaa siihen, mikä putkijännite olisi aina optimaalisin lannerangan natiivitutkimukseen 80–90 kV:n sisällä. Tutkimus ei vastaa, missä putkijännitteessä on tarpeeksi hyvä kuvanlaatu verrattuna annokseen. Kuvanlaatu on sitä parempi mitä pienempi putkijännite on, mutta annoskin kasvaa sen myötä. Valotusautomaatin ollessa päällä kuvanlaatu on aina sitä parempi, mitä matalampi putkijännite on.

Tutkimuksesta voidaan kuitenkin päätellä, että putkijännite tulee optimoida kuvausindikaation mukaan. ALARA-periaatteella (As Low As Reasonably Achievable) tarkoitetaan optimointiperiaatetta, jonka mukaan säteilyaltistus on aina pidettävä niin pienenä kuin käytännön toimin on mahdollista. Kuvausarvojen tulee olla diagnoosipohjaisia: annoksen tulee olla korkeampi ja kuvanlaadun korkeatasoinen, kun halutaan tarkastella murtumaa tai kulumaa nikamissa. Säteilyannos voi sen sijaan olla pienempi ja kuva kohinaisempi, kun tarkastellaan proteesin ja ruuvien asentoa. DIMOND3-suosituksissa lannerangan natiivitutkimuksessa käytetään putkijännitettä 80–90 kV:n alueella. Hyvässä kuvanlaadussa voitaisiin käyttää 80 ja 83 kV:n putkijännitettä ja suurinta 90 kV:n putkijännitettä käytettäisiin nikamissa olevien rautojen tarkasteluun. Putkijännite tulee säätää tutkimuskohtaisesti potilaan mukaan ja myös tutkimusindikaation mukaan. Huomioon tulee ottaa erityi-

sesti valotusautomaatin herkkyys. Nykyajan röntgenkuvantamisessa kaikki on automatisoitunutta ja luotetaan liikaa valotusautomaattiin, tai ei ymmärretä mitä valotusautomaatin herkkyyden säädöillä voidaan tehdä. Röntgenyksiköissä natiivikuvantamislaitteet on kalibroitu usein tutkimuksissa niin, että valotusautomaattia ei voida säätää. Voimme arvioida, kuinka paljon Suomessa lannerangan natiivitutkimuksessa käyvien potilaiden efektiivinen annos voisi laskea. Suomessa tehdään vuodessa noin 130 000 lannerangan natiivikuvantamistutkimusta (STUK, röntgentutkimuksien säteilyannokset, päivitetty 8.12.2014). Olettaen, että määrästä 20 % olisi kontrollimurtumien kuvantamisia ja toiset 20 % olisi ruuvien ja metallilevyjen tarkastelua, ja kuvausarvot säädettäisiin Dimond3-raportin suosituksissa valotusautomaatin mukaan, niin keskimääräinen efektiivinen annos tippuisi Suomessa lannerangan natiivitutkimuksissa 12,5 %. Tämä tarkoittaisi vuodessa keskimääräisen lannerangan natiivitutkimuksien efektiivisten annosten tippuvan 2,0 millisievertistä 1,75 millisieverttiin. Jos valotusautomaattia ei säädetä, niin putkijännitteen optimoimisella voidaan kuvanlaatua ja kuvausannosta nostaa tai laskea. Tässä tutkimuksessa voidaan olettaa, että jos lannerangan natiivitutkimuksen kuvausarvot asetettaisiin indikaation mukaisesti, eli putkijännitteinä käytettäisiin 80–90 kV:ta halutun annoslaatu-tason saavuttamiseksi, voi vuosittainen keskimääräinen annostaso lannerangan natiivitutkimuksissa pudota 6 %, eli 2,0 millisievertistä 1,88 millisieverttiin.

7.2 Tutkimuksen etiikka

Tutkijat ja tiedeyhteisö ovat vastuussa yhteiskunnalle ja itselleen tutkimuksensa eettisistä ratkaisuista. Tutkimuseettiset kysymykset voidaan jakaa tiedonhankintaa ja tutkittavien suojaa koskeviin normeihin ja tutkijan vastuuta tulosten soveltamisesta koskeviin normeihin. (Vehviläinen-Julkunen 1997, 26.)

Tutkimuksessa säteilylle altistui ainoastaan PIXY-fantomi ja kuvantamisessa toimitettiin säteilysuojelun oppien mukaisesti, kuten siinä, että varoitusvalot olivat päällä ja kuvantamishuoneen ovet olivat lukittuna. Optimoinnilla saadaan kuvanlaaduista diagnoosisesti tulkittavia matalammilla säteilyannoksilla, joten tulevaisuudessa hyöty on taatusti suurempi kuin haitta. Radiologit osallistuivat vapaaehtoisesti kuvien kuvanlaadun tarkastelamiseen ja kuvanlaadun arviointiin. Tutkimukseen osallistujien anonymiteetin säilyttäminen on tärkeää, ja tutkimuksessa ei julkaista radiologien nimiä. Radiologit saivat viik-

koa ennen haltuunsa lähestymiskirjeen tutkimukseen ja ohjeet tutkimuksen suorittamiseen. Radiologeille myös kerrottiin, mitä tutkimus koskee ja ettei heidän nimiänsä tule esille ja vastaukset käsitellään anonyymisti. Suositeltua kyselyn onnistumisen kannalta on, että tiedonantajat voivat tutustua etukäteen kysymyksiin (ks. Liite 3 ja 4), teemoihin tai tutkimuksen aiheeseen (Tuomi & Sarajärvi 2009, 73). Radiologeihin ei ole voitu vaikuttaa kuvien tarkastelujen aikana, eli tutkijavaikutusta ei ole päässyt tapahtumaan (ks. Vehviläinen-Julkunen & Paunonen 1997, 211-212). Kuvankatselutila on ollut jokaiselle radiologille samanlainen.

Tutkijan itsensä kehittäminen sekä tutkimusmenetelmien ja tutkimustehtävien oikea valinta on eettisyyttä tutkimuksessa (Vehviläinen-Julkunen 1997, 32). Laadullista tutkimusta en olisi voinut tehdä tarkastellessani itse kuvanlaatua lannerangan kuvissa. Kokee neet radiologit olivat paras tapa tulkita ja vertailla kuvanlaatua röntgenkuvissa, sillä heillä on silmä tottunut kuvien tulkintaan, koska he tulkitsevat kuvia joka päivä työssään. Ennen lannerangan kuvien rajaamista tutkija on keskustellut kahden radiologin kanssa, mihin lannerangassa mielenkiinto kohdistuu, ja rajaus tehtiin sen mukaisesti T12–L5-nikamista. Myös lannerangan kuvien tarkastelutavasta on sovittu yhdessä radiologin kanssa. Näin päädyttiin kuvapareittain vertailuun. Tutkija on keskustellut ja oppinut fyysikon kanssa ImageJ-ohjelmasta ja sen käytöstä ja harmaasävyn keskihajonnasta. Oppia on saatu jopa valokuvaamisen ammattilaiselta histogrammien tulkitsemisesta ja lukemisesta taulukossa. Alun perin on ollut vaikeuksia rajata tutkimus laadulliseen tai määrälliseen. Tutkimus on laadullinen ja määrällinen. Tutkimuskysymyksiin ei olisi voitu saada vastauksia ilman laadullisten ja määrällisten tutkimustulosten yhdistämistä. Tulokset tukevat toisiaan.

Tässä tutkimuksessa eettinen näkökulma on otettava vakavasti huomioon. Tutkimuksessa tarkastellaan röntgenkuvantamisessa putkijännitettä, mikä vaikuttaa olennaisesti röntgenkuvan kuvanlaatuun ja myös säteilyannokseen. Putkijännitteen optimoimisessa ja tulosten tarkastelussa, arvioimisessa ja tulosten julkaisussa tutkijan on raportoitava tuloksensa avoimesti ja rehellisesti. Tulevaisuudessa tuloksia voidaan käyttää kliinisissä tutkimuksissa ja tieteellisissä jatkotutkimuksissa, eikä virheisiin ja väärään tietoon ole varaa, sillä seuraus voi olla turha ja liiallinen säteilyannoksen kasvaminen tutkittavissa potilaissa.

7.3 Tutkimuksen luotettavuus

Olen suorittanut tutkimukseni käyttämällä tieteellistä toteutustapaa ja luotettavaa analysointia saaduissa tuloksissa. Fantomin kuvauksissa on kirjattu tulokset heti muistiin ja harmaasävyhajonnan rajauksissa on tehty laskelmat kahdesti. Luotettavuutta lisää lannerankakuvista otetut kymmenen kuvaa per putkijännite, jolloin huomattiin röntgenputken säteilyn tuoton toiston olevan hyväksytyissä rajoissa. Röntgenlaitteen huolto oli 21.10.2014, ja huoltoraportissa röntgenlaitteen toistettavuuden virheprosentti säteilyntuotossa oli 0,1 %, kun suurin sallittu poikkeama säteilyntuoton keskiarvosta saa olla 5 %. Pinta-alan annoksen virhemarginaali ilman lisäsuodatusta ja 80 kV:n alueella oli -0,4 % ja EI_S-arvon poikkeamat olivat 0 %. Valotusindeksin toistettavuuden suurin sallittu poikkeama saa olla maksimissaan 20 %, ja huollossa saatiin mittaukseksi 0,76 %. Kuvauksissa käytetty röntgenlaite oli kunnossa. Fantomin kuvaukset tehtiin tammikuussa 2015. Myös kahta samalla putkijännitteellä olevaa kuvaa tarkasteltiin sen kuvanlaadun ja harmaasävykeskihajonnan tarkastelussa. Kvantitatiivisen tutkimuksen mittarin luotettavuus on sen tärkeimpiä asioita, sillä tulokset ovat juuri niin luotettavia kuin siinä käytetyt mittarit (Vehviläinen-Julkunen & Paunonen 1997, 206–207). Näillä mittausten toistoilla voitiin parantaa tutkimuksen luotettavuutta.

Kvalitatiivisessa tutkimuksen luotettavuuden arvioimiseksi ei ole luotu yhtä selkeitä kriteereitä kuin määrällisestä tutkimuksesta, vaan tutkimuksen arviointi kohdistuu tutkimusaineiston keräämiseen, aineiston analysointiin ja tutkimuksesta saatuun raportointiin. Yleisenä ohjeena kvalitatiiviselle tutkimukselle on, että aineisto kootaan siellä, missä tutkimuksen kohteena oleva ilmiö esiintyy. (Nieminen 1997, 215–216.) Radiologit arvioivat kuvanlaatua omista työpisteistään päivittäisellä työpaikallaan. Mittausten väliajan määrittäminen voi olla vaikeaa, jos mittaus on ajoitettu liian lähelle edellistä kyselyä. Samat henkilöt voivat muistaa kysymykset ja vastata samalla tavalla. Myös mielialan vaihtelut voivat vaikuttaa arviointeihin. (Vehviläinen-Julkunen 1997, 209.) Radiologeille toistettiin kuvaparien tarkastelu toisen kerran, samalla viikolla kaksi päivää myöhemmin ensimmäisen tarkastelukerran jälkeen. Kuvaparit olivat samat, mutta niiden keskinäistä järjestystä muutettiin. Tällä toimella toistettavuutta ja pysyvyyttä parannettiin lannerangan kuvien tarkastelussa.

Tutkimusprosessin etenemisessä havaintoaineiston rakenne selvitetään ja siihen tutustuminen on välttämätöntä. Graafisten havainnollistusten avulla halusin selkeyttää tutkimustani ja pilkkoa havaintoaineisto osiin, jotta riittävän monipuolinen kokonaiskuva syntyy tutkimustulosten vertailussa ja yhdistämisessä. (Laippala, Paavilainen & Koponen 1997, 89–90.) Histogrammit ja taulukot selkeyttivät tuloksia, ja liitteet lopussa hahmottavat selkeästi mittauksista saatuja tuloksia. Kuvailevan tilastotieteen tarkoituksena on selvittää tutkimusraportin lukijoille ja tutkijalle itselleen havaintoaineiston rakennetta ja käyttökelpoisuutta jatkoanalyysiä varten (Laippala, Paavilainen & Koponen 1997, 76).

Tutkimuksen alussa oli vaikeaa kategorioida tutkimus määrälliseen tai laadulliseen tutkimukseen. Tähän auttoi triangulaatiomainen tutkimustapa, missä määrällinen ja laadullinen tutkimus yhdistyvät, jotta tutkimuskysymyksiin voidaan vastata. Määrällisen ja laadullisen tutkimuksen tekeminen oli haastavaa. Kvantitatiivisen ja kvalitatiivisen tutkimuksen yhdistämisellä ja käyttämisestä tutkimuksessa tarvitaan niiden käytännöllistä hallintaa, kokemusta ja kriittisyyttä (Leino-Kilpi 1997, 230). Alun perin kyselykaavakkeessa radiologeille heidän olisi pitänyt järjestää viisi eri putkijännitteellä olevaa lannerangan kuvaa paremmuusjärjestykseen. Keskustelu tutkimukseen osallistuvan radiologin kanssa avasi silmiäni, ettei tuollaisen toteutustavan tuloksia voisi juuri arvioida. Näin päädyimme yhteisymmärryksessä eri putkijännitteellä olevien kuvaparien vertailuun.

7.4 Tutkijan pohdinta ja jatkotutkimukset

Opinnäytetyön tekeminen oli mielestäni haastavaa. Erityisesti vaivaa aiheutti aikataulussa pysyminen. En osannut hahmottaa, kuinka suuresta työstä oli kysymys. Tein ensimmäisen kerran tieteellisen tutkimuksen ja tutkimus muuttui sitä mukaan, kun eteni, ja samalla tuli lisää tarkasteltavia aiheita. Aihealue oli kiinnostava, halusin oppia kuvanmuodostuksesta ja kuvanlaatuun vaikuttavista tekijöistä. Tunsin, ettei minulla ollut tarpeeksi tietoa tästä alueesta ja näin ollen halusinkin tätä heikkouttani vahvistaa tekemällä tästä aiheesta tutkimuksen. Aihe löytyikin Oulun yliopistollisen sairaalan ideapankista nimellä ”Kuvausjännite cesiumjodidetektorille lannerangan kuvantamisessa”. Seuraavassa tutkimuksessani tekisin tutkimussuunnitelman paljon paremmin ja rajaisin sen huolellisemmin heti alussa. ”Hyvin suunniteltu on kuin puoleksi tehty”- kuuluu sanonta ja tutkimukseni toteutustapa muuttui paljon tutkimuksen etenemisen mukana.

Opin paljon aiheesta, erityisesti kontrastista ja siihen vaikuttavasta putkijännitteestä. Opin käyttämään myös ImageJ-ohjelmaa ja efektiivistä annoslaskuriohjelmaa PCXMC:tä. Efektiivisen annoksen laskemisessa ja PCXMC-ohjelman käyttämisessä sain apua ohjaavalta opettajaltani. Säteilyturvakeskuksen sivuilta tarkastelin efektiivisen annoksen keskimääräistä annosta Suomessa natiivilannerangan tutkimuksesta, mikä on 2 mSv (STUK, röntgentutkimuksien säteilyannokset, päivitetty 8.12.2014). Omissa mittauksissa saamani tulokset efektiivisestä annoksesta olivat matalat verrattuna STUK:in taulukossa olevaan 8 kuukauden taustasäteilyannokseen. Tässä vertailussa tulee ottaa huomioon suuren potilasmäärän keskimääräinen paino, ikä, sukupuoli, ja röntgenkuvantamisessa vaikuttava valotusautomaatin herkkyys ja muuttuva säteilykeilan suuruus. Potilaan ikänä oli 30 vuotta, sukupuolena nainen ja pituus 160 cm ja paino 50 kg. Valotusautomaatin herkkyyden puolittuessa 800:sta 400:taan, efektiivinen annos kaksinkertaistuu ja kun paksuus kohteessa kasvaa 3-4 senttimetriä, myös annos kaksinkertaistuu (Kosonen & Lehto 1984, 44–45). ImageJ-ohjelman opetteleminen oli suuresti itsestäni kiinni. Vaikeuksia tuotti lukea englanninkielistä käyttöopasta ja lukea ja tulkita aluksi harmaasävyjen histogrammia. Harmaasävykeskiarvon tarkasteluun sain apua Oulun yliopistollisen sairaalan fyysikolta. Loppujen lopuksi ImageJ:n käyttäminen on yksinkertaista, vaikka en kaikkia ominaisuuksia siitä tarvinnutkaan.

Tutkimuksessa tekisin toisin radiologien kyselyosion. Tulokset olisivat olleet mielestäni luotettavimmat, jos kyselyssä olisi ollut yhteensä viisi radiologia, sillä kolmen vastaajan kohdalla yksikin poikkeava vastaus muuttaa todella paljon jakaumaa, vaikka kuvaparien tarkastelu toistettiin.

Opinnäytetyötäni ja siitä saatuja tuloksia voidaan jatkaa tekemällä samaiset mittaukset, mutta ottamalla mukaan lisäsuodatus ja menemällä putkijännitteellä alle 80 kV:n ja yli 90 kV:n. Lisäsuodatuksella voidaan eliminoida potilaan pinta-annosta ja potilaan elimiin tulevia fotoneja, jotka eivät osallistu kuvanmuodostukseen. Tällä voitaisiin tarkastella, kuinka alas putkijännitteen muutoksilla saataisiin laskettua annosta ilman, että lannerangan natiivikuvan diagnosoiminen hankaloituu tai on mahdotonta. Tähän tulisi ottaa mukaan valotusautomaatin muutokset. Valotusautomaatin herkkyyden säätämällä ja putkijännitteen muutoksilla voitaisiin ottaa saman säteilyannoksen kuvia ja verrata niitä kuvanlaadullisesti toisiinsa. Valotusautomaatin herkkyyden muutoksilla jatkotutkimuksissa otettaisiin mukaan indikaatiopohjainen kuvanlaadun tarkastelu. Tämä vaatisi arvioimaan

lannerangan fantomissa murtumaa, kontrollikuvaa murtumasta tai nikamien siirtymistä, ja metallilevyjen asentojen tarkistamista. Jatkotutkimuksessa esimerkiksi lannerangan murtumaepäilyn ollessa indikaationa, käytettäisiin valotusautomaatin herkkyysnä 400. Putkijännitettä muutettaisiin ja kuvia vertailtaisiin toisiinsa, kunnes huomataan murtumien diagnosoitavuudessa hankaluuksia. Näin voitaisiin määrittellä optimaalisin putkijännite kuvausindikaation mukaan. Metallilevyn asennon tarkistamisessa valotusautomaatin herkkyys muutetaan yli 800:sta 1600:aan ja putkijännitettä muutetaan ja kuvia vertaillaan toisiinsa, kunnes nikamissa oleva kohina ja asentojen määrittely hankaloituu. Tässä tulee huomioida, millä annosrajalla murtuma saattaa jäädä näkymättömiin, kun kontrollimurtumaa kuvataan keskimääräisen kuvanlaadun tasolla valotusautomaatin herkkyysnä 800. Jatkotutkimuksia ja kuvausarvojen optimointia tarvitaan vielä ennen kuin voidaan siirtyä kliinisiin tutkimuksiin.

Tähän tarvitaan tulevaisuudessa jatkokoulutusta radiologeille ja röntgenhoitajille lähetteen tekemisessä ja lukemisessa. Läheteissä tulisi olla selvästi, mitä lannerangassa epäilty indikaatio on, ja kuvausarvot tulisi asettaa indikaation mukaan. Hoitavan lääkärin suorittamassa oikeutusarvioinnissa tulee ottaa huomioon, onko vaihtoehtoinen tai pienemmän säteilyaltistuksen aiheuttava tutkimus mahdollinen. Kuvausarvojen optimoinnilla tämä voidaan saavuttaa. Erityisesti rangan tavanomaisia tutkimuksia pyydetään turhaan. Putkijännitteen muuttamisella ja valotusautomaatin muuttamisella voidaan kulkea lannerangan natiivitutkimuksessa syöpäkuoleman riskin sanallisessa kuvailussa hyvin matalasta minimaaliseen todennäköisyyteen annostasossa. Hyvässä läheteessä tutkimuksen suorittaja hahmottaa selvästi kliinisen kysymyksen ja pystyy tekemään tutkimussuunnitelman optimoiden kuvausarvot tutkimusindikaation mukaan. (STUK Tiedottaa 2015, Oikeutus säteilylle altistavissa tutkimuksissa – opas hoitaville lääkäreille, 7,17, 19.)

Myös efektiivisten annosten tulkintaa syvällisemmin olisi syytä tehdä. Tähän voisi ottaa myös mukaan tarkastelut potilaan iän, pituuden ja painon muutoksilla. PCXMC-ohjelman opetteleminen ja käyttäminen ei ole vaativaa. Opiskelevat röntgenhoitajat ymmärtäisivät paljon laajemmin efektiivisten annosten käsityksen ja säteilyannoksen jakautumisen kehossa eri röntgenkuvantamisilla. Opetusmielessä PCXMC-ohjelman käyttäminen on ehdotonta, sillä se auttaa tarkastelemaan potilaisiin kohdistuvia säteilyannoksia omalla työpaikalla. Näitä säteilyannoksia voidaan verrata annosvertailutasoihin, jotta huomataan, että kuvausarvot tai röntgenlaitteen säteilytuotto on kunnossa.

On tehty kuvanlaadun tarkastelufantomeja, joissa on eri tiheyksillä olevia muotoja, kuten ympyröitä ja viivoja. Näillä on hyvä tarkastella kuvanlaadun tarkkuutta ja tarkastella, mihin taulukuvailmaisoin kykenee erotuskyvyllään. Tutkimuksessani käytettiin fantomia, jossa on tiheydeltään ja kuvasta saatavalta kontrastiltaan vastaava ihmisen luuranko sisällä. Kuvanlaadun tarkastelussa käytettiin kokeneita radiologeja. Tässä tarkastelussa kuvanlaatuisten vertailu ja arviointi on vaikeampaa ja häilyvämpää kuin kuvantarkastelufantomien viivojen hahmottamisessa ja laskemisessa, mutta se antaa realistisemmän lähtötilanteen lannerangan kuvanlaatuisten vertailussa. Indikaatiopohjaisesti murtumia on vaikea arvioida fantomeista, jos niissä ei sellaisia ole. Metallilevyjä ja ruuveja voi asettaa esimerkiksi fantomiin selkäpuolelle tai sivuun kylkeen näyttämään ja vastaamaan oikeaa lannerangan tukilevyä. Myös harmaasävyjen histogrammeja voisi käyttää laajemmin tutkimuksessa ja ottaa ImageJ-ohjelman enemmän käyttöön. Opiskelevien röntgenhoitajien koulutuksessa kuvantamisluokassa voisi tietokoneilla olla ImageJ-ohjelma, joissa voisi tarkastella röntgenkuvien harmaasävykeskihajontaa ja harmaasävyskaalaa histogrammeissa. Myös korkean ja matalan kontrastin kuvan, jyrkkyyden ja skaalan ymmärtäminen selkeytyisi. Tutkimuksessa saadut harmaasävyjen histogrammit voisi muuttaa 8-bittisiksi 16-bitin sijaan, jolloin harmaasävyskaalaa voisi tarkastella 256 harmaasävyn kanssa ja nähtäisiin histogrammin siirtyminen eri röntgenkuvien välillä.

8 LÄHTEET

Baston, K. 2009. Philips Digital Diagnost perehdytysmateriaali. Philips kuvantamislaitteen käyttöopas Oulun ammattikorkeakoulun röntgenluokassa.

Busch, H.P. 2004. Image Quality and Dose Management For Digital Radiography. Dimond 3 Final Report.

Carlton, R. Adler, A. 2012. Principles of radiographic imaging. An Art and science 5th Edition.

Carroll, Q. 2007. Practical radiographic imaging. Charles C Thomas publisher.

Digital Diagnost käyttöohje V.2.1. 2010. Philips Tekniset tiedot, Saksa Hamburg.

Digital Radiography Solutions- kotisivut. Hakupäivämäärä 28.10.2014. <http://digitalradiographsolutions.com/the-15-rule-and-the-not-so-famous-bowmans-7-12-rule/>

Dowsett, D. Kenny, P. & Johnston, R. 2006. The Physics of Diagnostic Imaging Second Edition. CPI Bath. 327.

Eskola, J. & Suoranta, J. 1998. Johdatus laadulliseen tutkimukseen. Gummerus Kirjapaino Oy Jyväskylä 2005.

Geijer, H. Norrman, E. & Persliden, J. 2009. Optimizing the tube potential for lumbar spine radiography with a flat-panel digital detector. The British Journal of Radiography 82; 62-68.

Hirsijärvi, S. Remes, P. & Sajavaara, P. 1997. Tutki ja kirjoita. Tammi 10.painos 2004.

Hirsijärvi S., Remes P. & Sajavaara P. 2009. Tutki ja kirjoita. Tammi.

ImageJ Kotisivut. Hakupäivä 27.5.2013. <http://rsbweb.nih.gov/ij/features.html>.

Jokela, K. 2006. Toim. Nyberg, H. Jokela, K. Salomaa, S. Ikäheimonen, T. Pöllänen, R. Weltner, A. Pukkila, O. Paile, W. Sandberg, J. Marttila, O. Lehtinen, J. & Karvinen, H. 2006, 11-23. Ionisoimaton säteily - sähkömagneettiset kentät. Säteilyselvityskeskus. Karisto Oy Kirjapaino, Hämeenlinna. http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/kirjasarja/fi_FI/kirjasarja6/files/12222632510021200/default/6_1.pdf

Järvinen, H. Karppinen, J. Komppa, T. Miettinen, A. Nieminen, K. Parviainen, T. Pirinen, M. Tenkanen-Rautakoski, P. Tapiovaara, M. Toroi, P. Kortensniemi, M. Kuusela, K. Laarne, P. Nieminen, M. Muotio, P. & Reponen J. 2008. Terveystieteiden tutkimuskeskuksen röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. STUK Tiedottaa.

Kosonen, M. & Lehto, A. 1984. Röntgenkuvauksen perustietoutta. Gummerus Osakeyhtiö Jyväskylä.

Kotter, E. & Langer, M. 2002. Digital Radiography with large-area flat-panel detectors. *European Radiology*, volume 12; 2562–2570.

Laippala, P. Paavilainen, E. & Koponen, H. 1997. Kuvailevaa tilastotiedettä- summa- muuttujien rakentamisen tarkastelua. Teoksessa *Hoitotieteen tutkimusmetodiikka*. Wsoy. toim. Paunonen, M. & Vehviläinen-Julkunen, K. 76-90.

Leino-Kilpi, H. 1997. Kvalitatiivinen ja kvantitatiivinen tutkimus- yhdessä vai erikseen? Toim. Paunonen, M. & Vehviläinen-Julkunen, K. Wsoy, 222-231.

Liukkonen, E. 2010. Radiologisten kuvien katselussa käytettävien näyttöjen laatu. Näyttöjen laitekanta, suorituskyky ja laadunvalvonta sekä kuvankatseluolosuhteet radiologisissa yksiköissä ja terveyskeskuksissa. Oulun yliopisto.

McVey, G., Sandborg, M., Dance, D R. & Carlsson, G. 2003. A study and optimization of lumbar spine X-ray imaging systems. *The British Journal of Radiology*, (76), 177–188.

Moeller, T. & Reif, E. 2009. Pocket Atlas of Radiographic Positioning 2nd edition. Thieme, (2) Spine.

Mustonen, R. Sjöblom, K-L. Bly, R. Havukainen, R. Ikäheimonen, T.K. Kosunen, A. Markkanen, M. & Paile, W. STUK 2009. Säteilysuojelun perussuositukset 2007. Suomenkielinen lyhennelmä julkaisusta ICRP-103.

Nieminen, H. 1997. Kvalitatiivisen tutkimuksen luotettavuus. Teoksessa Hoitotieteen tutkimusmetodiikka. Toim. Paunonen, M. & Vehviläinen-Julkunen, K. Wsoy, 215-221.

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 2011.

Paunonen, M. & Vehviläinen-Julkunen, K. 1997. Hoitotieteen tutkimusmetodiikka. Helsinki WSOY.

Samei E. 2003. Performance of Digital Radiographic Detectors: Quantification and Assessment Methods. Advances in Digital Radiography; RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics.

Spahn, M. 2005. Flat detectors and their clinical applications. European Radiology (9):1934-47.

Strozer, M. Völk, M. Frund, R. Hamer, O. Zorger, N. & Feuerbach, S. 2002. Routine chest radiography using a flat-panel detector image quality at standard detector dose and 33 % dose reduction. American Journal of Roentgenology 178, 169–171.

STUK kotisivut. Päivitetty 6.3.2014. Suomalaisen keskimääräinen säteilyannos. http://www.stuk.fi/ihminen-ja-sateily/ihmisen_radioaktiivisuus/fi_FI/keskimaarainen_sateilyannos/

STUK kotisivut. Päivitetty 8.12.2014. Röntgentutkimuksien säteilyannokset. http://www.stuk.fi/sateilyn-hyodyntaminen/terveydenhuolto/rontgen/fi_FI/index/

STUK kotisivut. Viitattu 31.3.2015. Säteilytilanne tänään. http://www.stuk.fi/sateily-ym-paristossa/sateilytilanne/fi_FI/sateilytilanne/

Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK Tiedottaa 1/2004. Viitattu 28.3.2015. <http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/rontgen-sateily.pdf>

Oikeutus säteilylle altistavissa tutkimuksissa – opas hoitaville lääkäreille. STUK Opastaa 2015. Suomen yliopistopaino Oy 2015.

Supertechx-ray kotisivut, PIXY Full Body Phantom RS-102. Hakupäivämäärä 2.4.2015. <http://www.supertechx-ray.com/Anthropomorphic/FullBodyPhantoms/RSDPIXY.php>

Tapiovaara, M. Pukkila, O. Miettinen, A. Säteily- ja ydinturvallisuus 2008. Kirjasarja 3, Säteilyn käyttö.

Tapiovaara, M. Pukkila, O. & Miettinen, A 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Säteilyturvakeskus tiedottaa kirjasarja.

Tapiovaara, M. Lakkisto, M. & Servomaa, A. 1997. PCXMC. A PC-based Monte Carlo program for calculating patient dose in medical x-ray examinations 2nd edition. Report STUK-A139, Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety. s. 2.

Toroi, P. Komppa, T. & Kosunen, A. 2008. Annoksen ja pinta-alan tulon mittaaminen. DAP-mittarin kalibrointi röntgensäteilykeilassa. STUK-TR 4, Helsinki.

Tuomi, J. & Sarajärvi, A. 2009. Laadullinen tutkimus ja sisällönanalyysi. TAMMI. Gummerus Kirjapaino Oy, Jyväskylä.

Uffman, M. Neitzel, U. Prokop, M. Kabalan, N. Weber, M. Herold, C. & Schaefer-Prokop, C. 2005. Flat panel-detector chest radiography: Effect of tube voltage on image quality. Radiology, 648–649.

Vehviläinen-Julkunen, K. 1997. Hoitotieteellisen tutkimuksen etiikka. Teoksessa Hoitotieteen tutkimusmetodiikka. Toim. Paunonen, M. & Vehviläinen-Julkunen, K. Wsoy, 26-34.

Vehviläinen-Julkunen & Paunonen. 1997. Kvantitatiivisen tutkimuksen luotettavuus. Teoksessa Hoitotieteen tutkimusmetodiikka. Wsoy, 206-214.

Vilka, H. 2007. Tutki ja mittaa. Määrällisen tutkimuksen perusteet. Tammi.

9 LIITTEET

LIITE 1

Mittausparametrit lannerankakuviin, AP Lannerankakuvat. Tummennetut sarakkeet ovat valitut kuvat DAP-arvojen mediaanin mukaan.

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP	SID	Rajaus	AEC	Suodatus
80	4,7	15,8	87	11,89	115	16 x 32	800	2,7
80	4,7	15,9	87	11,94	115	16x32	800	2,7
80	4,7	16,0	88	12,02	115	16x32	800	2,7
80	4,6	15,7	86	11,76	115	16x32	800	2,7
80	4,6	15,8	86	11,84	115	16x32	800	2,7
80	4,7	15,9	87	11,97	115	16x32	800	2,7
80	4,7	16,0	87	11,97	115	16x32	800	2,7
80	4,6	15,7	86	11,76	115	16x32	800	2,7
80	4,7	15,8	87	11,87	115	16x32	800	2,7
80	4,7	15,9	87	11,92	115	16 x 32	800	2,7

AP Lanneranka 80kV

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP
83	3,8	13,1	86	10,56
83	3,9	13,2	86	10,66
83	3,9	13,1	86	10,61
83	3,9	13,2	86	10,64
83	3,8	13,1	86	10,58
83	3,8	13,0	86	10,50
83	3,9	13,1	86	10,61
83	3,9	13,2	87	10,69
83	3,8	13,1	86	10,58
83	3,9	13,1	86	10,61

AP Lanneranka 83kV

Mittausparametrit lannerankakuviin

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP
85	3,4	11,7	86	9,92
85	3,5	11,8	87	10,01
85	3,4	11,7	86	9,95
85	3,4	11,5	84	9,75
85	3,4	11,6	85	9,86
85	3,4	11,6	86	9,86
85	3,4	11,7	86	9,95
85	3,5	11,8	86	10,01
85	3,4	11,7	86	9,95
85	3,4	11,6	85	9,86

AP Lanneranka 85kV

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP
87	3,0	10,2	84	9,12
87	3,0	10,2	83	9,09
87	3,0	10,2	84	9,09
87	3,0	10,4	85	9,21
87	3,0	10,2	84	9,12
87	3,0	10,3	84	9,12
87	3,0	10,4	85	9,21
87	3,0	10,3	84	9,15
87	3,0	10,3	84	9,15
87	3,0	10,3	84	9,18

AP Lanneranka 87kV

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP
90	2,6	8,7	83	8,32
90	2,6	8,7	83	8,26
90	2,6	8,8	84	8,36
90	2,6	8,8	83	8,32
90	2,6	8,8	83	8,36
90	2,6	8,8	83	8,32
90	2,5	8,6	82	8,23
90	2,6	8,8	83	8,36
90	2,6	8,7	83	8,29
90	2,6	8,8	83	8,32

AP Lanneranka 90kV

Mittausparametrit lannerankakuviin, LAT Lannerankakuvat

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP	SID	Rajaus	AEC	Suodatus
80	20,8	70,1	50	52,13	115	14x36	800	2,7
80	20,9	70,3	50	11,94	115	14x36	800	2,7
80	20,9	70,5	49	12,02	115	14 x 36	800	2,7
80	20,7	69,8	49	11,76	115	14x36	800	2,7
80	21,0	70,5	49	11,84	115	14x36	800	2,7
80	20,9	70,4	49	11,97	115	14x36	800	2,7
80	20,9	70,6	49	11,97	115	14x36	800	2,7
80	21,0	70,6	48	11,76	115	14x36	800	2,7
80	20,9	70,5	48	11,87	115	14x36	800	2,7
80	20,9	70,4	49	11,92	115	14 x 36	800	2,7

LAT Lanneranka 80kV

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP
83	16,6	56,0	47	44,77
83	16,7	56,4	47	45,09
83	16,7	56,5	47	45,17
83	16,9	56,9	47	45,52
83	16,9	56,9	47	45,47
83	16,8	56,7	47	45,33
83	16,9	56,8	48	45,52
83	16,9	57,0	47	45,63
83	16,9	57,0	47	45,63
83	16,8	56,7	46	45,33

LAT Lanneranka 83kV

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP
85	14,9	50,3	47	42,09
85	14,9	50,2	47	42,09
85	14,8	50,0	46	41,95
85	14,9	50,1	46	42,04
85	14,8	50,0	46	41,95
85	14,9	50,2	46	42,07
85	14,8	50,0	46	41,95
85	14,9	50,2	46	42,07
85	14,9	50,3	46	42,21
85	15,0	50,4	47	42,29

LAT Lanneranka 85kV

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP
87	13,1	44,2	46	38,77
87	13,0	43,9	46	38,54
87	13,1	44,1	46	38,68
87	13,0	43,8	46	38,45
87	13,0	43,8	46	38,42
87	13,1	44,2	46	38,74
87	13,1	44,3	46	38,83
87	13,0	43,9	46	38,60
87	13,1	44,0	46	38,62
87	13,0	43,8	46	38,45

LAT Lanneranka 87kV

Kuvausjännite	mAs	Aika	EI_S	DAP
90	11,1	37,4	46	35,07
90	11,1	37,5	47	35,10
90	11,2	37,6	46	35,23
90	11,2	37,5	47	35,20
90	11,2	37,6	47	35,20
90	11,2	37,6	46	35,26
90	11,1	37,5	46	35,13
90	11,1	37,4	46	35,04
90	11,1	37,4	46	35,07
90	11,2	37,6	46	35,26

LAT Lanneranka 90kV

ImageJ-ohjelmasta saadut stdDev-arvot.

ImageJ-ohjelmasta saadut harmaasävyjen keskihajonnat (stDev.)

Kuvaus- jännite AP	Koko Kuva stDev.	T12-L5 stDev.	Kuvausjän- nite LAT	Koko kuva stDev.	T12-L5 stDev.
80	709,506	753,667	80	1046,389	601,293
80	711,458	753,909	80	1041,941	584,748
83	693,710	735,482	83	1034,467	569,178
83	692,940	735,391	83	1036,947	565,673
85	687,263	723,696	85	1028,705	556,601
85	686,644	723,252	85	1028,258	555,730
87	679,080	712,738	87	1023,219	549,455
87	677,037	711,961	87	1021,052	546,930
90	666,491	699,263	90	1013,029	543,887
90	665,002	700,139	90	1015,074	541,673

Kyselykaavake radiologeille. Kysymys 1 ja 3 vastattiin ensin ja seuraavana päivänä kysymyksiin 2 ja 4.

Kysymys 1.

Kummassa kuvassa on mielestänne parempi kuvanlaatu? Rastittakaa vaihtoehtonne.

AP Lannerankakuvat:

12 36 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

46 75 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

87 24 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

32 13 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

57 41 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

Kiitos vastauksistanne!

Pyydän, että laitatte vastauslomakkeen kirjekuoreen ja suljette kirjekuoren. Olkaa hyvä ja jättäkää suljettu kirjekuori vastauslaatikkoon.

Kysymys 2.

Kummassa kuvassa on mielestänne parempi kuvanlaatu? Rastittakaa vaihtoehtonne.

AP Lannerankakuvat:

98 38 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

26 29 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

61 95 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

74 67 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

15 56 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

Kiitos vastauksistanne!

Pyydän, että laitatte vastauslomakkeen kirjekuoreen ja suljette kirjekuoren. Olkaa hyvä ja jättäkää suljettu kirjekuori vastauslaatikkoon.

Kysymys 3.

Kummassa kuvassa on mielestänne parempi kuvanlaatu? Rastittakaa vaihtoehtonne.

LAT Lannerankakuvat:

21 63 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

64 57 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

78 42 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

23 31 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

75 14 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

Kiitos vastauksistanne!

Pyydän, että laitatte vastauslomakkeen kirjekuoreen ja suljette kirjekuoren. Olkaa hyvä ja jättäkää suljettu kirjekuori vastauslaatikkoon.

Kysymys 4.

Kummassa kuvassa on mielestänne parempi kuvanlaatu? Rastittakaa vaihtoehtonne.

LAT Lannerankakuvat

89 83 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

62 92 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

16 59 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

47 76 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

51 65 Kuvanlaatu on yhtä hyvä

Kiitos vastauksistanne!

Pyydän, että laitatte vastauslomakkeen kirjekuoreen ja suljette kirjekuoren. Olkaa hyvä ja jättäkää suljettu kirjekuori vastauslaatikkoon.

Kirje radiologeille ja ohjeet tutkimuksen suorittamiseen.

OULUN SEUDUN
AMMATTIKORKEAKOULU



Hyvät radiologit.

Opiskelen Oulun seudun ammattikorkeakoulussa röntgenhoitajaksi. Teen opinnäytetyötä, missä tarvitsen röntgenkuvien tarkastelun ammattilaisten arvioita. Pyydän Teitä arvioimaan yhteensä kahtakymmentä lannerangan kuvaparia. Tarkastelu tapahtuu kahtena päivänä. Rastittaisitte lannerankakuvan pareista sen röntgenkuvan laatikon, missä teidän mielestänne on parempi kuvanlaatu. Vaihtoehtona on rastittaa myös kolmas vaihtoehto, missä mielestänne kuvaparilla on yhtä hyvä kuvanlaatu. Opinnäytetyön tarkoituksena on löytää optimaalisin kuvausjännite lannerangan natiivitutkimukseen Dimond3-suositusten mukaan.

Vastaamisenne edesauttaa arvioimaan lannerangan natiivitutkimuksissa putkijännitteen vaikutusta kuvanlaatuun. Seuraavalla sivulla on ohjeita kuvanlaadun tarkastelemiseen.

Tutkimusta koskeviin kysymyksiinne vastaan mielelläni sähköpostitse osoitteesta olmaju00@students.oamk.fi tai puhelimitse *****.

Vastauksenne käsitellään anonyymisti ja luottamuksellisesti. Tutkimusten tuloksista Teitä ei voida tunnistaa vastaajaksi. Tutkimusaineisto kerätään ainoastaan tähän tutkimukseen ja aineiston tallentamisen jälkeen vastauslomakkeet hävitetään.

Ystävällisin terveisin
opiskelija Jussi Mämmi

Ohjeet tutkimuksen suorittamiseen ja kuvanlaadun tarkasteluun.

Kuvaparien tarkastelu tapahtuu kahtena päivänä. Ensimmäisenä päivänä arvioisitte viittä AP-kuvaparia ja viittä LAT-kuvaparia. Toisena päivänä arvioisitte saman määrän kuvapareja. Tämä toimenpide toteutetaan tutkimuksen luotettavuuden parantamiseksi.

Pyydän, että arvioitte kuvanlaatua vertailemalla kuvapareja toisiinsa. Antakaa rasti sille kuvalle, missä mielestänne on parempi kuvanlaatu verrattaessa toiseen tai rasti siihen kohtaan, jos mielestänne kuvanlaatu kummassakin kuvassa on yhtä hyvä.

Kuvanlaadun tarkastelu pyydetään tekemään samalta kuvankatselupisteeltä tutkimuksen luotettavuuden varmistamiseksi.

Saatte käyttää työkaluja, kuten zoomia arvioidessanne kuvanlaatua. Kuvausarvot ja kuvausparametrit pyydetään poistamaan kuvasta ja näitä ei saa tarkastella vaikka mahdollisuus onkin. Arvioikaa ensimmäisenä päivänä LS1 ja LS3. Toisena päivänä arvioikaa LS2 ja LS4.

Kuvat löytyvät NeaView-ohjelmasta → Laittakaa hakukenttään teksti LS1, LS2, LS3, LS4 → Jokaisen kansion alla on kymmenen sarjan kuvat → Katso kysymyslomakkeesta verrattavien kuvaparien numerot, valitse kuvat CTRL+LEFTMOUSE ja ENTER → Kuvapari ilmestyy näytölle → valitse vasemmalta työkaluista Hide Image Details tai Hide All ja Overlays päälle → Arvioi kuvia toisiinsa ja vastaa lomakkeeseen.

Laittakaa vastauspaperi kirjekuoreen ja sulkekaa kirjekuori. Kiitos vastauksistanne!

PCXMC-ohjelmalla saadut efektiiviset annokset.

AP-projektoiden annokset. Elinten annokset ovat mGy.

Elin	80 kV	83 kV	85 kV	87 kV	90 kV
Rinnat	0,000411	0,000401	0,000387	0,000376	0,000373
Munuaiset	0,017714	0,016805	0,015951	0,015275	0,014888
Maksa	0,018280	0,016988	0,015920	0,015064	0,014439
Munasarjat	0,086080	0,079520	0,074255	0,070044	0,066894
Prostata	0,019539	0,018319	0,017279	0,016463	0,015958
Lanneranka	0,062753	0,059657	0,056665	0,054280	0,052889
Kivekset	0,003776	0,003597	0,003421	0,003281	0,003200
Virtsarakko	0,150344	0,137928	0,128209	0,120367	0,114077
Kohtu	0,121095	0,112548	0,105448	0,099727	0,095469
Efektiivinen annos	0,027400 (mSv)	0,025396 (mSv)	0,023759 (mSv)	0,022444 (mSv)	0,021459 (mSv)
ICRP103					

LAT-projektoiden efektiiviset annokset. Elinten annokset ovat mGy.

Elin	80 kV	83 kV	85 kV	87 kV	90 kV
Rinnat	0,000796	0,000747	0,000724	0,000697	0,000680
Munuaiset	0,161980	0,147575	0,140367	0,132780	0,126102
Maksa	0,143665	0,128639	0,121060	0,113372	0,106163
Munasarjat	0,145946	0,135792	0,130758	0,125127	0,120829
Prostata	0,026148	0,024382	0,023543	0,022592	0,021882
Lanneranka	0,274370	0,253736	0,243472	0,232146	0,222796
Kivekset	0,004898	0,004585	0,004431	0,004253	0,004123
Virtsarakko	0,041609	0,039017	0,037781	0,036338	0,035297
Kohtu	0,081326	0,076084	0,073593	0,070709	0,068562
Efektiivinen annos	0,044074 (mSv)	0,040472 (mSv)	0,038685 (mSv)	0,036767 (mSv)	0,035154 (mSv)
ICRP103					