



TAMPEREEN
AMMATTIKORKEAKOULU

POTILAAN SAAMA SÄTEILYANNOS LANNERANGAN RÖNTGENTUTKIMUKSESSA

Kristiina Korpi

Opinnäytetyö
Marraskuu 2016
Röntgenhoitajakoulutus



TIIVISTELMÄ

Tampereen ammattikorkeakoulu
Röntgenhoitajakoulutus

KORPI KRISTIINA:

Potilaan saama säteilyannos lannerangan röntgentutkimuksessa

Opinnäytetyö 70 sivua, joista liitteitä 6 sivua
Marraskuu 2016

Suomessa tehdään noin 115 000 lannerangan röntgentutkimusta vuodessa. Kuvattavalla alueella sijaitsee useita säteilylle herkkiä elimiä. Toiminnanharjoittaja on velvollinen järjestämään potilaiden säteilyaltistuksen seuranta. Keskimääräistä säteilyannosta tulee verrata Säteilyturvakeskuksen (STUK) antamiin annosten vertailutasoihin. Opinnäytetyön tarkoituksena oli kuvailla potilaiden saamia säteilyannoksia lannerangan röntgentutkimuksessa erään keskussairaalan röntgenyksikössä. Tarkoituksena oli myös kuvailla käytettyä tutkimus- ja laitetekniikkaa sekä laskennallisia elinkohtaisia säteilyannoksia ja efektiivistä annosta. Opinnäytetyön tavoitteena oli antaa tietoa röntgenyksikön nykyisistä annostasosta lannerangan röntgentutkimuksessa ja verrata niitä Säteilyturvakeskuksen antamiin vertailutasoihin. Opinnäytetyö oli työelämälähtöinen. Tutkimustietoa on tarkoitus hyödyntää röntgenyksikön annosoptimoinnissa.

Opinnäytetyö tehtiin kvantitatiivista tutkimusmenetelmää käyttäen. Aineisto kerättiin 20 normaalikokoiselta ($70 \text{ kg} \pm 15 \text{ kg}$) potilaalta. Kuvaus suoritettiin 150 cm:n etäisyydeltä seisten taulukuvailmaisintekniikkaa hyväksi käyttäen posteroanteriorisessa (PA) ja lateraalissa (LAT) projektiossa. Aineisto analysoitiin tilastollisesti.

Potilaiden saaman pinta-annoksen (ESD) keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksessa alitti STUKin antamat vertailutasot molemmissa projektioissa ja oli PA-projektiossa samaa tasoa ($1,8 \text{ mGy}$) kuin taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävillä laitteilla on mahdollista saavuttaa. LAT-projektion pinta-annoksen keskiarvo oli $4,07 \text{ mGy}$. Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) alitti STUKin vertailutasot. PA-projektion annoksen ja pinta-alan tulon keskiarvo oli $0,59 \text{ Gy}\text{cm}^2$ ja LAT-projektion $0,98 \text{ Gy}\text{cm}^2$. Molemmat alittivat annostason, joka on saavutettavissa taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävillä laitteilla. Lannerangan röntgentutkimuksessa saadut elinkohtaiset annokset (aktiivinen luuydin, ohut- ja paksusuoli, sukurauhaset ja virtsarakko) sekä potilaan saama efektiivinen annos määritettiin laskennallisesti PCXMC-annoslaskentaohjelmaa käyttäen. Efektiivinen annos oli PA-projektiossa $0,11 \text{ mSv}$ ja LAT-projektiossa $0,16 \text{ mSv}$. Lannerangan röntgenkuvauksessa käytetty laitetekniikka vastasi Euroopan Unionin suosituksia.

Tulosten perusteella voidaan todeta, että lannerangan röntgentutkimuksen annostaso oli, erityisesti LAT-projektiossa, matala suomalaisen annostasoon verrattuna ja hyvin matala verrattuna Euroopassa mitattuihin keskimääräisiin annostasiin. Alhainen annostaso ei vielä tarkoita sitä, että jokainen siihen vaikuttava parametri olisi täysin optimoitu. Jatkotutkimuksena suositellaan tutkimuksen kuvanlaadun määrittämistä ja sen vertaamista eri kuvausparametreihin. Kuvauskohteen keskityksen ja rajauksen onnistuminen tulisi myös selvittää.

Asiasanat: lanneranka, radiologinen laite, säteilyannos, PCXMC, vertailutaso

ABSTRACT

Tampereen ammattikorkeakoulu
Tampere University of Applied Sciences
Degree Programme in Radiography and Radiotherapy

KORPI, KRISTIINA:

Radiation Dose Received by Patients in Lumbar Spine Radiography

Bachelor's thesis 70 pages, appendices 6 pages
November 2016

The purpose of this study was to describe radiation doses received by patients in lumbar spine radiography. The aim of the study was also to describe the used imaging technique along with calculated organ doses and effective dose. The objective of this thesis was to provide information about dose levels in lumbar spine radiography and compare them to the diagnostic reference levels (DRL) given by Finnish Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK).

This study applied a quantitative method. The data was collected from twenty normal sized patients during lumbar spine radiography by using Digital Radiography (DR). The results were analysed statistically.

The mean Entrance Surface Dose (ESD) was lower than diagnostic reference levels of STUK in both PA and LAT projection in lumbar spine radiography. The mean ESD was 1,8 mGy in PA projection and 4,07 mGy in LAT projection. The mean Dose Area Product (DAP) was 0,59 Gy cm^2 in PA projection and 0,98 Gy cm^2 in LAT projection, both below the given DRLs. Organ doses and effective dose were estimated by PCMXC -Monte Carlo program for calculating patient doses. The imaging technique used in this study was in accordance with the guidelines issued by European Union.

According to the results the mean dose level in lumbar spine radiography, especially in LAT projection, was low compared to the Finnish DRLs. A suggestion for further study would be to define image quality in lumbar spine X-ray examination and compare it with various imaging parameters. It would also be beneficial to find out if the beam collimation is performed properly.

Key words: imaging techniques, lumbar spine, PCMXC, radiation dose, diagnostic reference levels

SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	5
2	IONISOIVAN SÄTEILYN VAIKUTUKSISTA JA SÄTEILYANNOKSEN MÄÄRITTÄMISESTÄ.....	6
2.1	Ionisoivan säteilyn haitallisuus sekä säteilyn käytön oikeutus ja optimointi.....	6
2.2	Säteilyannoksen määrittäminen	7
2.3	Lannerangan röntgentutkimuksen vertailutasot.....	12
3	LANNERANGAN RÖNTGENTUTKIMUS.....	13
3.1	Kuvausindikaatiot, tutkimusmäärät, kuvausprojektiot ja sädesuojaus	13
3.2	Lannerangan röntgenkuvauksessa käytettävä kuvaustekniikka.....	14
4	OPINNÄYTETYÖN TAVOITE, TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	22
5	MENETELMÄLLISET LÄHTÖKOHDAT	23
5.1	Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä.....	23
5.2	Aineiston keruu.....	23
5.3	Aineiston analyysi.....	25
6	TUTKIMUSTULOKSET.....	27
6.1	Taustatiedot lannerangan röntgentutkimukseen osallistuneista potilaista	27
6.2	Potilaiden saamat pinta-annokset (ESD) ja annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) sekä kohteen paksuuden vaikutus pinta-annokseen	30
6.3	Potilaiden saamat elinkohtaiset annokset ja ekvivalenttiannos	33
6.4	Radiologinen laitetekniikka lannerangan röntgentutkimuksessa.....	41
7	POHDINTA.....	43
7.1	Potilaiden saamat säteilyannokset.....	43
7.2	Tutkimuksessa käytetty laitetekniikka.....	49
7.3	Opinnäytetyön luotettavuus ja etiikka	54
7.4	Oma oppimiskokemus ja jatkotutkimusehdotukset	58
	LÄHTEET.....	60
	LIITTEET	65
	Liite 1. Annosten tiedonkeruulomake	65
	Liite 2. Ohje tietojen keräämistä varten	66
	Liite 3. Laitetekniikan tiedonkeruulomake.....	67
	Liite 4. Tiedot osallistuneista sekä saadut säteilyannokset	68

1 JOHDANTO

Suomessa tehdään vuosittain noin 115 000 lannerangan röntgentutkimusta (STUK 2016a). Lannerangan röntgentutkimus on perustutkimus kroonisessa (pitkittyneessä) selkäkivussa (Alaselkäkipu 2016) ja se luokitellaan tutkimukseksi, joka aiheuttaa melko korkean säteilyannoksen potilaalle (Davey & England, 2015, 188). Röntgentutkimusten suorittamista säätelee kaksi tärkeää peruseriaatetta: oikeutus- ja optimointiperiaate. Oikeutusperiaatteen mukaan tutkimuksesta saatava hyödyn on oltava keskimääräistä haittaa suurempi ja optimointiperiaatteen mukaan säteilyaltistus on pidettävä niin pieneenä kuin kohtuudella on mahdollista. (Säteilylaki 1991; STM 2000; Pukkila 2004, 117; Mustonen ym. 2009, 62–63.) Toiminnanharjoittajan tulee mitata ja arvioida säteilyannoksia vähintään kolmen vuoden välein (STM 2000; STUK 2014a). Määritettyä keskimääräistä annosta tulee verrata Säteilyturvakeskuksen (STUK) julkaisemiin annosten vertailutasoihin (STUK 2014b). Annostasoihin vaikuttaa käytetty tutkimus- ja laitetekniikka.

Tämän opinnäytetyön tavoitteena on antaa tietoa erään röntgenyksikön lannerangan röntgentutkimuksen annostasoista suhteessa STUKin antamiin vertailutasoihin (STUK 2014a) sekä tutkimuksessa käytetystä laitetekniikasta. Laitetekniikkaa verrataan EU-suositukseen (DIMOND III 2004, 33–34) sekä eri tutkimusartikkeleista saatuihin tietoihin. Lannerangan röntgenkuvauksen kuvausprojektiot ovat etukuva (PA) ja sivukuva (LAT) (DIMOND III 2004, 33–34; Wirtanen ym. 2013), ja kuvauksessa käytettävä laite on suoradigitaalitekniikkaa käyttävä taulukuvailmaisin. Tämän opinnäytetyön tarkoitus on kuvailla potilaan saamaa säteilyaltistusta ja käytettyä tutkimus- ja laitetekniikkaa lannerangan röntgentutkimuksessa erään keskussairaalan röntgenosastolla. Opinnäytetyön tarve nousee työelämästä. Saatua tietoa hyödynnetään yksikön annosoptimoinnissa (vrt. STUK 2014b).

Opinnäytetyön tarkoituksena on myös kuvailla elinkohtaisia annoksia (luuydin, ohut- ja paksusuoli, virtsarakko, sukurauhaset) ja efektiivistä annosta lannerangan röntgentutkimuksessa. Annosten määrittäminen suoritetaan PCMXC-annoslaskentaohjelman avulla (STUK 2015).

2 IONISOIVAN SÄTEILYN VAIKUTUKSESTA JA SÄTEILYANNOKSEN MÄÄRITTÄMISESTÄ

2.1 Ionisoivan säteilyn haitallisuus sekä säteilyn käytön oikeutus ja optimointi

Röntgensäteily on ionisoivaa sähkömagneettista säteilyä. Ionisoivalla säteilyllä on kyky irrottaa kohdeaineen atomien elektroneja tai rikkoa aineen molekyylejä (STUK 2016b). Säteilyn haittavaikutukset voidaan jakaa kahteen ryhmään: suoriin eli deterministisiin ja satunnaisiin eli stokastisiin vaikutuksiin. Suorat vaikutukset syntyvät aina tietyn annosrajan ylittävän altistuksen seurauksena ja niitä ovat mm. säteilysairaus luuydin- ja suolistovaurioineen, palovamma, harmaakaihi ja sikiövaurio. Satunnaiset vaikutukset voivat syntyä miten pienestä annoksesta tahansa, mitään kynnyсарvoa ei ole. Haitan tilastollinen todennäköisyys kasvaa annoksen kasvaessa. Vaikutus perustuu solun geneettiin muutoksiin. (Paile 2002, 44–46.)

Ionisoivan säteilyn käytöstä Suomessa säädetään säteilylaissa 592/1991, Sosiaali- ja terveystieteiden ministeriön asetuksessa 423/2000 sekä Säteilyturvakeskuksen (STUK) antamissa Säteilyturvallisuusohjeissa (ST-ohjeet). Varsinaisena toimijana ja valvojana niin suojaus- kuin muissakin säteilylainsäädännön asioissa toimii Säteilyturvakeskus. (Säteilylaki 1991; STM 2000, STM 2016.) Euroopan Unioniin kuuluvana maana Suomi noudattaa Euratom-yhteisön antamia direktiivejä säteilylainsäädännössään (Järvinen 2014; Pastila 2015, 5; STM 2016; EU-OSHA 2016).

Säteilyn lääketieteellisessä käytössä ei yksittäiselle potilaalle ole asetettu säteilyannoksen enimmäisrajoja (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 117; Mustonen ym. 2009, 97). Röntgentutkimusten suorittamista säätelee kuitenkin kaksi tärkeää peruseriaatetta: **oikeutus ja optimointi**. Oikeutuseriaatteen mukaan tutkimuksesta saatava hyödyn on oltava keskimääräistä haittaa suurempi ja optimointiperiaatteen mukaan säteilyaltistus on pidettävä niin pienenä kuin kohtuudella on mahdollista. (Säteilylaki 1991; STM 2000; Pukkila 2004, 117; Mustonen ym. 2009, 62–63.) Oikeutuseriaate säteilyn lääketieteellisessä käytössä on jaettu kolmeen eri tasoon. Ensimmäisellä tasolla pohditaan yleisesti tuottaako ionisoivaa säteilyä käyttävä tutkimus enemmän hyötyä kuin haittaa, vai voidaanko korvaavaa tutkimusmenetelmää käyttää. Toisella tasolla määritellään, soveltuuko juuri tämä tutkimus- tai kuvausmenetelmä juuri tämän taudin tai hoidon

määritykseen. Kolmannella tasolla arvioidaan tutkimuksen oikeutusta yksittäiselle potilaalle. Onko aikaisempaa tietoa/tutkimuksia olemassa? Onko juuri tämä menetelmä paras tälle henkilölle hänen ominaisuuksiaan ja säteilyaltistusta ajatellen? (Mustonen ym. 2009, 96–97.) Optimointia on myös esim. kuva-alueen rajausta, joka vähentää potilaan saamaa säteilyannosta ja parantaa kuvanlaatua, koska sironneen säteilyn määrä vähenee (Engel-Hills 2006, 158). Matikan (2013, 59), Kuopion yliopistollisessa sairaalassa toimivan fyysikon, mukaan digitaalikuvaus onnistuu yleensä filmikuvausta helpommin ja hän toivookin, että röntgenhoitajat eivät tyydy ainoastaan automaattisen laitetekniikan käyttöön, vaan perehtyvät annoksen ja kuvanlaadun optimoinnin teknisiin mahdollisuuksiin.

2.2 Säteilyannoksen määrittäminen

Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksen mukaan ”röntgentutkimuksista aiheutuvia säteilyannoksia tulee säännöllisesti mitata tai arvioida laskennallisesti” (STM 2000). Toiminnanharjoittajan velvollisuuksiin kuuluu Säteilyturvallisuusohjeen 3.3 mukaan määrittää potilaiden säteilyaltistus tavallisimmille röntgentutkimuksille vähintään kerran kolmessa vuodessa ja aina, jos potilasannos oleellisesti muuttuu tutkimuskäytäntöjä tai kuvausarvoja muutettaessa. Kerran vuodessa on lisäksi varmistettava, ettei säteilyannos ole oleellisesti muuttunut vähintään yhden tutkimuksen yhdessä projektiossa, joka kuvauslaitteella on tehty. Jos tutkimukselle on annettu vertailutasoja, annoksia on verrattava niihin. (STUK 2014a.)

Potilaan saama annos määritetään vähintään kymmeneltä normaalikokoiselta potilaalta mittaamalla tai laskennallisen arvion perusteella (STUK 2014b). Säteilyannoksen seurannassa tavanomaisissa röntgentutkimuksissa käytetään **pinta-annosta (ESD, Entrance Surface Dose) ja annoksen ja pinta-alan tuloa (DAP, Dose Area Product)**. Pinta-annos on ”ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan keskiakselin ja potilaan etupinnan leikkauspisteessä ja sisältää myös potilaasta tähän pisteeseen siroavan säteilyn”. (STUK 2004, 18.) Pinta-annos soveltuu hyvin eri kuvauspaikossa otettujen tutkimusten annostasojen vertailuun (Tapiovaara ym. 2004, 119). Pinta-alan ja annoksen tulo tarkoittaa ilmaan absorboitunutta annosta säteilykeilan akselia vastaan kohtisuorassa tasossa (STUK 2004, 19). ESD ilmoitetaan yksikössä gray (Gy) ja DAP yksikössä Gy·cm² (Lança & Silva 2013, 54–55).

Annoksen ja pinta-alan tulo saadaan asettamalla ionisaatiokammio röntgenputken eteen (Tapiovaara ym. 2004, 123). Vuonna 2006 tai sen jälkeen käyttöön otetuissa röntgenlaitteissa on oltava näyttö, joka osoittaa potilaan säteilyaltistuksen joko mittaukseen tai laskennalliseen arvioon perustuen (STUK 2014c, 3). DAP voidaan myös laskea kertomalla tietyllä etäisyydellä säteilykeilassa mitattu ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-alaan samalla etäisyydellä (Tapiovaara ym. 123).

Alla on esitetty yksinkertaistettu laskentakaava annoksen ja pinta-alan tulolle:

$$DAP = D \cdot A$$

- Kaavassa D tarkoittaa annosta alueen keskellä, mGy (käytännössä ESD ilman takaisinsirontakerrointa).
- A tarkoittaa säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-alaa samassa tasossa.
(STUK 2004, 19.)

Pinta-annos (ESD) voidaan mitata potilaan iholle tai fantomin pinnalle asetettavalla annosmittarilla, mutta se voidaan määrittää myös laskennallisesti kahdella eri tavalla: röntgenputken säteilyntuottoa hyväksi käyttäen – kun tiedetään kuvausetäisyys, jännite ja sähkömäärä – tai annoksen ja pinta-alan tulon perusteella (STUK 2004, 6–8). Tässä opinnäytetyössä ESD on määritetty laskennallisesti. Alla on selvitetty molempien tapojen laskentakaavat esimerkkilaskuineen STUKin mallin mukaan (STUK 2004, 27–30).

Pinta-annoksen laskentakaava säteilyntuottoa käyttäen on seuraava:

$$ESD = Y(U,F) \cdot (FDD/FSD)^2 \cdot Q \cdot BSF$$

- Kaavassa $Y(U,F)$ tarkoittaa röntgenputken säteilyntuottoa, joka ilmoitetaan mGy/mAs eli ilmaan absorboitunut annos jaettuna sähkömäärällä. (Ilmakerma saadaan röntgenputken säteilyntuottomittauspöytäkirjan mukaan tehdystä säteilyntuottokäyrästä.)
Esim. $Y = 0,032$ mGy/mAs
- U on putkijännite ja F kokonaissuodatus, joita mittauksessa on käytetty.
Esim. $U = 75$ kV ($F = 4$ mm Al, mikä sisältyy säteilyntuottokäyrään)

- *FDD (SID)* on etäisyys, jolla säteilyntuotto mitataan (etäisyys detektorille säteilyntuottomittauspöytäkirjan mukaan). Esim. 100 cm.
- *FSD* on etäisyys potilaan iholle säteilykeilan keskipisteessä. Esim. 92 cm.
- *Q* tarkoittaa käytettyä sähkömäärää (mAs). Esim. 40 mAs.
- *BSF* tarkoittaa kuvaukselle määritettyä takaisinsirontakerrointa. Esim. 1,35 (lannerangan AP-kuva).

$$ESD = 0,032 \text{ mGy/mAs} \cdot (100\text{cm}/92\text{cm})^2 \cdot 40 \text{ mAs} \cdot 1,35$$

$$ESD = 2,042 \text{ mGy}$$

ESD:n laskeminen annoksen ja pinta-alan tulon perusteella määritetään seuraavasti:

$$ESD = (DAP / A_i) \cdot BSF$$

- *DAP* on annoksen ja pinta-alan tulo (mGy). Esim. 1724 mGy·cm².
- *A_i* on säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-ala potilaan ihon tasossa säteilyn tulosuunnassa.
- *BSF* on takaisinsirontakerroin. Esim. 1,35 (lannerangan AP).
- Kuvasta mitattu tai putken näytöltä luettu säteilykeilan pinta-alan avulla lasketaan potilaan ihon tasossa oleva säteilykeilan pinta-ala:

$$A_i = (FSD / FFD)^2 \cdot A_k$$

- *A_i* tarkoittaa säteilykeilan pinta-alaa potilaan ihon tasolla.
- *FSD* tarkoittaa etäisyyttä fokuksesta iholle. Esim. 92 cm.
- *A_k* on säteilykeilan pinta-ala detektorilla. Esim. 16,3 x 39,7 cm = 647,11 cm².
- *FFD (SID)* on etäisyys fokuksesta detektorille. Esim. 115 cm.

Laskemisessa on siis kaksi vaihetta:

$$A_i (\text{pinta-ala iholla}) = (92 \text{ cm} / 115 \text{ cm})^2 \cdot 647,11 \text{ cm}^2 = 414,15 \text{ cm}^2$$

$$ESD = (1724 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2 / 414,15 \text{ cm}^2) \cdot 1,35 = 5,620 \text{ mGy}$$

(STUK 2004, 6–9, 27–30.)

Puljulan ja Miettisen (2015) opinnäytetyössä on kartoitettu Suomessa taulukuvailmaisintekniikkaa hyödyntävien laitteiden annostasoja keuhkojen ja lannerangan röntgentutkimuksissa vuosina 2010–2014. Lannerangan tutkimuksen annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) oli etukuvassa keskimäärin $0,80 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ ja sivukuvassa $1,37 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ vaihteluvälin ollessa $0,077\text{--}4,9 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Sivukuvan keskimääräinen DAP oli $1,37 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ vaihteluvälin ollessa $0,14\text{--}7,48 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Säteilyturvakeskuksen antamat vertailutasot alittuivat. (Puljula & Miettinen 2015, 2, 29).

Euroopan Unionin tekemän selvityksen mukaan 36 Euroopan maan lannerangan röntgentutkimuksen pinta-annoksen (ESD) vaihteluväli etukuvassa oli $5\text{--}10 \text{ mGy}$ ja sivukuvassa $10\text{--}30 \text{ mGy}$. DAPin suuruus vaihteli $1,5\text{--}10 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ ja $2,75\text{--}8 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ välillä. (European Commission 2014, 15–16.) Kanadalaisessa tutkimuksessa (Tonkopi ym. 2012) pyrittiin yhtenäistämään potilaan saamia säteilyannoksen vertailutasoja 6 tavallisimmalle röntgentutkimukselle. ESD:n keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen etukuvassa taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävällä laitteella suoritettuna oli $3,89 \text{ mGy}$ ja sivukuvassa $8,47 \text{ mGy}$. Tutkimuksessa todettiin, että taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävillä laitteilla saavutetaan suurempi annossäästö kuin kuvalevyjä käyttävillä laitteilla. Hilan oikeaa fokusointia korostettiin myös. Lannerangan sivukuvien annokset olivat 46 % suuremmat fokusoimatonta hilaa käytettäessä. (Tonkopi ym. 2012, 237, 241.)

Potilaan saamia elinkohtaisia annoksia ei voida suoraan mitata (Tapiovaara ym. 2004, 128). **Ekvivalenttiannos** kuvaa säteilyn tietylle elimelle tai kudokselle aiheuttamaa terveydellistä haittaa ja se lasketaan kudokseen absorboituneesta annoksesta huomioiden säteilyn laatu (esim. hiukkassäteily, fotonisäteily) (STUK 2014d; STUK 2016c). **Efektiivisellä annoksella** kuvataan säteilyn aiheuttamaa terveydellistä kokonaishaittaa. Efektiivisen annoksen laskemisessa huomioidaan ekvivalenttiannosten summa sekä elinten ja kudosten säteilyherkkyys. (STUK 2016c.) Ekvivalenttiannoksia ja efektiivisiä annoksia voidaan laskea Monte Carlo -menetelmään perustuvalla PCXMC-annoslaskentaohjelmalla (STUK 2015). Ekvivalenttiannoksen ja efektiivisen annoksen yksikkö on sievert (Sv) tai millisievert (mSv) (Tapiovaara ym. 2004, 129). ICRP suosittelee efektiivisen annoksen käyttöä säteilysuojelussa säteilyn riskiä arvioitaessa, mutta on aina erikseen harkittava, milloin ekvivalenttiannos olisi kuvaavampi (Mustonen ym. 2009, 37).

Davey ja England (2015, 188) ovat tutkineet elinkohtaisia säteilyannoksia ja efektiivistä annosta lannerangan röntgenkuvauksen antero-posteriorisessa (AP) ja postero-anteriorisessa (PA) projektiossa fantomia kuvalevyille kuvaten. Annokset on kirjattu tähän kuvioista lukien, eivätkä ne siten ole aivan täsmällisiä. Putkijännitteen ollessa 85 kV ihon pinta-annos oli AP-projektiossa keskimäärin 0,88 mGy ja PA-projektiossa 0,89 mGy. Efektiivinen annos oli vastaavasti samalla putkijännitteellä 0,024 mSv ja 0,019 mSv. Vatsan laskennallinen absorboitunut annos oli AP-projektiossa 0,047 mGy ja PA-projektiossa 0,012 mGy, paksusuolen annos vastaavasti 0,073 mGy ja 0,029 mGy ja muiden kudosten 0,043 mGy ja 0,029 mGy. Kivesten annokset olivat AP-projektiossa 0,00043 mGy ja PA-projektiossa 0,00039 mGy sekä munasarjojen annokset vastaavasti 0,057 mGy ja 0,054 mGy. (Davey & England 2015, 191–193.) Ben-Shlomo ym. (2016, 558) ovat tutkineet PCXMC-ohjelman matemaattisen fantomin avulla rangan kuvauksen efektiivisiä annoksia ja todenneet, että PA-projektio ja RLAT-projektio laskivat efektiivistä annosta 65 % ja 27 % verrattuna AP- ja LLAT-projektioihin. (RLAT tarkoittaa kuvausta oikea kylki kuvareseptoria vasten ja LLAT tarkoittaa kuvausta vasen kylki kuvareseptoria vasten.) Ben-Shlomon ym. (2016, 558) saama tutkimustulos perustuu sädeherkkien elinten sijaintiin kehossa.

Chaparian, Kanani ja Baghbanian (2014, 32–39) ovat tutkineet lannerangan, vatsan ja lantion alueen röntgenkuvauksien annostasoja ja riskejä. Tutkimusartikkelista ei käy ilmi, onko mittauksissa käytetty digitaalista vai analogista kuvausmenetelmää. Lannerangan röntgentutkimuksen AP- ja PA-projektion ESD oli keskimäärin 3,368 mGy. AP-projektion efektiivinen annos oli keskimäärin 0,459 mSv ja PA-projektion 0,226 mSv. Sivukuva otettiin sekä oikea (RLAT) että vasen (LLAT) kylki levyä vasten ESD:n ollessa molemmissa projektioissa keskimäärin 9,920 mGy. Efektiivinen annos RLAT- ja LLAT-projektioissa oli vastaavasti 0,557 mSv ja 0,450 mSv. Aktiivisen luuytimen efektiiviseksi annokseksi laskettiin AP-projektiossa 0,117 mSv, PA-projektiossa 0,486 mSv ja RLAT-projektiossa 0,570 mSv ja LLAT-projektiossa 0,566 mSv. Paksusuolen saama annos olivat vastaavasti 0,902 mSv (AP), 0,329 mSv (PA), 1,019 mSv (RLAT) ja 0,830 mSv (LLAT). Edelleen maksan saama annos AP-projektiossa oli 0,633 mSv, PA-projektiossa 0,237 mSv, RLAT-projektiossa 0,084 mSv ja LLAT-projektiossa 3,068 mSv. Virtsarakon ekvivalenttiannokset olivat vastaavasti 1,690 mSv (AP), 0,235 mSv (PA), 0,298 mSv (RLAT) ja 0,307 mSv (LLAT). (Chaparian, Kanani & Baghbanian 2014, 32–39.)

2.3 Lannerangan röntgentutkimuksen vertailutasot

Säteilyannoksen optimointi tapahtuu ICRP:n (International Commission on Radiological Protection) mukaan käyttämällä potilaan säteilyannoksen vertailutasoja. Annosten vertaileminen vertailutasoihin kertoo, onko potilaiden saama keskimääräinen annos tavanomainen, suuri vai pieni. (Mustonen ym. 2009, 97–98.) Säteilyturvakeskus julkaisi vuonna 2014 uudet, kansalliset potilaan säteilyannosten vertailutasot tavallisimmille röntgentutkimuksille, mukaan lukien lannerangan röntgentutkimukselle. Edelliset vertailutasot olivat vuodelta 2011. Vertailutasojen perusteena on käytetty STUKin tekemiä mittauksia säteilyn käyttöpaikoilla ja oikeaa potilasannostietoa vuosilta 2010–2013. Annostasot poikkeavat edellisistä vertailutasoista uuden tekniikan, digitaalisen taulukuvantamisen ja kuvalevyjen, käytön yleisyyden takia. (Pastila 2015, 9; STUK 2014b.) Taulukossa 1 on kuvattu lannerangan röntgentutkimuksen vertailutasoja Suomessa ja Euroopassa.

TAULUKKO 1. Säteilyturvakeskuksen antamat lannerangan vertailutasot pinta-annokselle (ESD) ja annoksen ja pinta-alan tulolle (DAP) sekä vastaavia Euroopassa mitattuja annoksia (STUK 2014b; European Commission 2014, 15–16).

Projektio	Suomen vertailutaso 2014	Suomen vertailutaso 2011	Euroopan yleisin arvo 2007–2010	Euroopan arvojen vaihteluväli 2007–2010
Lanneranka AP tai PA Pinta-annos (ESD) mGy	3,5 1,8 (saavutettavissa taulukuvailmaisella)	5	10	5–10
Lanneranka LAT Pinta-annos (ESD) mGy	10	15	30	10–30
Lanneranka AP tai PA Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) Gy·cm ²	1 0,7 (saavutettavissa taulukuvailmaisella)		2,3	1,5–10
Lanneranka LAT Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) Gy·cm ²	2,1 1,5 (saavutettavissa taulukuvailmaisella)		4,2	2,75–8
Lanneranka AP+LAT (DAP) Gy·cm ²		6		

3 LANNERANGAN RÖNTGENTUTKIMUS

3.1 Kuvausindikaatiot, tutkimusmäärät, kuvausprojektiot ja sädesuojaus

Terveyden ja hyvinvoinnin laitoksen (THL) teettämän tutkimuksen (Viikari-Juntura, Heliövaara, Solovieva & Rahman 2012, 92) mukaan selkäkipu oli vuonna 2011 yleistä ja jopa lisääntynyt nuorimmissa ikäryhmissä. Kyselyyn osallistuneista naisista 41 % ja miehistä 35 % oli kokenut selkäkipua viimeisen 30 vuorokauden aikana (Viikari-Juntura ym. 2012, 92). Käypä hoito -suosituksen (Alaselkäkipu 2016) mukaan lannerangan röntgentutkimusta ei suositella tehtäväksi tilapäisen tai akuutin (kesto alle kuusi viikkoa) selkävun vaiheessa, jos taustalla ei epäillä vakavaa sairautta. Lannerangan röntgentutkimus on perustutkimus kroonisessa (pitkittyneessä) selkävunsa. Röntgenkuvaus soveltuu nikamien murtumien, muodon ja nikamissa olevien muutosten arviointiin sekä rangan epästabiiliuden arviointiin. Selkäytimen vammojen tai muutosten (myös iskiaskivun) tutkimisessa magneettikuvaus on ensisijainen tutkimusmenetelmä. (Alaselkäkipu 2016.)

Suomessa vuonna 2011 suoritettujen röntgentutkimusten lukumäärä oli noin 3,6 miljoonaa. Näistä tavanomaisten röntgentutkimusten (natiiviröntgentutkimusten) ja varjoainetutkimusten yhteenlaskettu osuus oli noin 89 %. Keuhkojen natiiviröntgenkuvauksia tehdään ylivoimaisesti eniten, yli miljoona vuodessa. (Helasvuo 2013, 10–11; STUK 2016a). Säteilyturvakeskuksen (STUK 2016a) mukaan lannerangan tavanomaisia röntgentutkimuksia tehdään Suomessa vuosittain noin 115 000 kappaletta. Lannerangan röntgentutkimus voidaan luokitella tutkimukseksi, joka aiheuttaa melko korkean säteilyannoksen potilaalle (Davey & England 2015, 188).

Lannerangan röntgenkuvauksessa otetaan yleensä **kaksi projektiota**: etukuva eli antero-posteriorinen (AP) tai postero-anteriorinen (PA) sekä sivukuva (LAT, lateraaliprojektio) (European Commission 1996, 24–25; DIMOND III 2004, 33–34; Ward, Backus & Murphy 2010, 333, 335). Tutkimuksissa suositellaan PA-projektion käyttöä, koska se tuottaa pienemmän sädeannoksen säteilyherkille elimille (Brennan & Madigan 2000; Young KJ, 2007; Davey & England 2015). Tutkimus voidaan tehdä seisten pystytelintä vasten tai makuulla Bucky-pöydän päällä (Ward 2010, 333, 335). Käypä hoito -suosituksen mukaan lannerangan röntgentutkimus tulee tehdä seisaaltaan, jos ei epäillä

”rangan tukevuutta uhkaavaa vammaa” (Alaselkäkipu 2016). Tutkimuksen kuvausalueen tulee kattaa molemmissa projektioissa alueen alimmasta rintarangan nikamasta ristiin 2/3 osaan saakka (Wirtanen ym. 2013). Erillisten sukrauhasia suojaavien sädesuojien käyttö kuvaustilanteessa on suositeltavaa (Ward 2010).

Clancy, O’Reilly, Brennan & McEntee (2010, 131, 133) ovat tutkineet vaikuttaako sädesuojasiliinan asettaminen kuva-alueen alareunaan gonadiannoksiin lannerangan fantomimittauksessa. Kivesten saama keskimääräinen annos (0,021 mGy) laski 42 % verrattuna ilman suojaa otettuihin röntgenkuviin (0,036 mGy). Munasarjojen annoksiin suoja ei olennaisesti vaikuttanut. LAT-projektiossa lantion ympäri kierretty suoja vähensi kivesten saamaa annosta 12 % (0,010 mGy ilman / 0,008 mGy suojaa käytettäessä). Potilastutkimuksessa, jonka Chaparian, Kanani & Baghbanian (2014, 32, 37) ovat tehneet, todettiin, että PA-suunnassa tehty lannerangan röntgentutkimus vähentää 86 % kivesten sädeannosta (0,062 mGy) ja 31 % munasarjojen annosta (0,423 mGy) verrattuna AP suunnassa otettuihin kuviin (0,429 mGy / 0,613 mGy), vaikka sädesuojaa ei ole ollenkaan käytetty. Kuvausten kokonaissuodatuksen vaihteluväli oli 1,5–2,5 mmAl.

Kuvalevyille tehdyssä alaselän sakroiliakanivelten fantomitutkimuksessa PA-suunta vähensi kivesten sironneen säteilyn annosta 93,1 % verrattuna AP-suuntaan (0,02/0,24 mGy), kun tutkimus tehtiin ilman sädesuojaa. Ei-kuppimaista kivessuojaa käytettäessä säteilyannos laski PA-projektiossa 94,9 % verrattuna AP-projektioon (0,01/0,24 mGy). Käytetty kuvausetäisyys oli 115 cm. (Mekis, Mc Entee & Stegnar 2010, 333–334, 337.) Säteilyturvakeskuksen julkaisun (STUK 2005, 5) mukaan voidaan kuppimaisilla kivesuojilla vähentää säteilyannosta jopa 95 % kaikissa natiiviröntgentutkimuksissa.

3.2 Lannerangan röntgenkuvauksessa käytettävä kuvaustekniikka

Kuvantamiseen liittyvien tekniikan ja parametrien avulla pyritään sekä potilaan että henkilökunnan säteilyannos pitämään mahdollisimman alhaisena (Statkiewicz-Sherer, Visconti & Russel-Ritenour 2011, 2–3, 207). Euroopan Unionin suositusten mukaan säteilylaitteen (röntgenlaitteen), siihen liittyvän tekniikan, kuvausarvojen ja lisävarusteiden tulee täyttää tietyt kriteerit (European Commission 1996, 7–8, 16; DIMOND III 2004, 11–23; European Commission 2012, 23–30). Säteilylaissa (1991) säteilylaite määritellään laitteeksi, ”joka sähköisesti synnyttää säteilyä tai joka sisältää radioaktiiv-

vista ainetta”. Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksessa (423/2000) radiologisella laitteella tarkoitetaan röntgen- tai isotooppitoiminnassa sekä sädehoidossa käytettävää laitetta mukaan lukien siihen liittyvät apuvälineineet ja varusteet. Suomessa **digitaalinen kuvalevykuvantaminen (Computed Radiography, CR)** on yleistynyt 1990-luvulta lähtien ja **suoradigitaalinen taulukuvailmaisintekniikka (Digital Radiography, DR)** on otettu käyttöön 2000-luvun alussa (Matikka 2013, 58). Taulukossa 2 on esitetty Euroopan Unionin suosittellemaa laitetekniikkaa lannerangan röntgenkuvaukseen (DIMOND III, 2004, 33–34). Suomessa STUK on julkaissut ”Terveydenhuollon röntgenlaitteiden käytönaikaiset hyväksyttävyyssvaatimukset” vuonna 2014 (STUK 2014c).

TAULUKKO 2. Euroopan Unionin suositukset lannerangan röntgenkuvauksessa käytettävästä laitetekniikasta (DIMOND III 2004, 33–34).

Laitetekniikka	AP-projektio	LAT-projektio
Laite	Hilalla varustettu tutkimuspöytä tai liikkuvalla hilalla varustettu pystyteline	Hilalla varustettu tutkimuspöytä tai liikkuvalla hilalla varustettu pystyteline
Detektori	Litteä detektori tai fosforille tallentava	Litteä detektori tai fosforille tallentava
Fokuskoko	≤ 1.3	≤ 1.3
Kokonaissuodatus	≥ 3.0 mm Al	≥ 3.0 mm Al
Hila	r= 10; 40/cm	r= 10; 40/cm
Fokus-kuvareseptori etäisyys (FFD/SID)	115 (100–150) cm	115 (100–150) cm
Kuvausjännite (kV)	75–90 kV	80–95 kV
Valotusautomaatti	Keskikammio	Keskikammio
Valotusaika	< 400 ms	< 1000 ms

Lança ja Silva (2013, 81) mukaan kuvausprosessin olennaiset osat ovat radiologisen tekniikan valinta, potilaan saama säteilyannos ja radiologisen kuvan diagnostinen laatu. **Putkijännite (kV), putken virran tuotto (mA), valotusaika (s) ja etäisyys fokuksesta detektorille (cm)** ovat keskeisiä kuvausparametreja, jotka vaikuttavat annokseen ja kuvanlaatuun. Kuvausjännitteen kohottaminen tuottaa läpätunkevampaa säteilyä. Tällöin potilaan saama annos pienenee, koska vähemmän säteilyä absorboituu kudokseen. (Lança & Silva 2013, 40–41.) Toisaalta korkea putkijännite alentaa tarvittavan putkivirran (mA·s) määrää, mikä vaikuttaa kuvanlaatuun huonontavasti, koska kuvan kontrasti pienenee (Geijer, Norrman & Persliden 2009, 66).

Putkijännitteen kohottaminen on vakiintunut tapa vähentää potilaan saamaa annosta. Doherty, O’Leary ja Brennan (2003, 1992) ovat tutkineet voiko putkijännitettä kohottaa vielä yli EU-suositusten. Lannerangan fantomitutkimuksessa putkijännitettä nostettiin 81 kV:sta 96 kV:iin AP-projektiossa ja 90:stä 102 kV:iin LAT-projektiossa. Potilaan saama efektiivinen annos laski AP-kuvassa 29,9 % ja LAT-kuvassa 24,6 %, mutta kuvanlaatu huonontui huomattavasti, vaikka sitä voitiin edelleen pitää hyväksyttävänä. (Doherty, O’Leary & Brennan 2003, 1992.) Uffmann ja Schaefer-Prokop (2009, 204) toteavat, että putkijännitteen (kV) käyttö noudattaa digitaaliaikanakin samoja linjoja kuin aikaisemmin filmi-vahvistuslevykuvantamisessa. He kyseenalaistavat korkean putkijännitteen käytön, koska digitaaliset kuvantamistekniikat mahdollistavat kuvan kontrastin ja kuvan tummuman (density) optimoinnin erikseen. Lisäksi digitaalisten kuvareseptorien annoksen hyödyntämisen kyky (Detective Quantum Efficiency, DQE) on parempi alemmilla kV tasoilla. (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 204.)

Lannerangan röntgentutkimuksen fantomimittauksessa, jonka Geijer, Norrman ja Persliden (2009, 62) ovat suorittaneet, todettiin putkijännitteen laskun 77 kV:sta 60 kV:iin AP-projektiossa luovan parhaan kuvanlaadun nostamatta efektiivistä annosta. LAT-projektiossa vastaavan tuloksen antoi putkijännitteen lasku 90 kV:sta ja 70 kV:iin. AP-projektiossa 66 kV antoi alhaisimman efektiivisen annoksen potilaalle laskematta kuvanlaadua. LAT projektiossa vastaavasti 77 kV putkijännite antoi alhaisimman annoksen. Putkijännitteen laskeminen on mahdollista, jos taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävän laitteiston herkkyyttä samanaikaisesti lisätään (400→700–800). Tutkimuksessa käytetty kokonaissuodatus oli 4,5 mmAl. (Geijer, Norrman & Persliden 2009, 62, 67.)

Valotusautomaatti (Automatic Exposure Control, AEC) on ionisaatiokammio (tai useampia), joka kontrolloi ja automaattisesti katkaisee säteilyn riittävän annoksen saavuttua kuvareseptorille. AEC on tavallisesti ohjelmoitu toimimaan yhdessä anatomisen kohteen ja kuvausprojektion kanssa. Valinta aktivoi määritetyt kuvausparametrit ja ionisaatiokammion (tai -kammioit). (Carlton & Adler, 2013, 507, 511.) Lannerangan röntgenkuvauksessa käytetään keskikammiota (DIMOND III 2004, 33–34; Ward, 2010, 333, 335). Anatomiaan perustuviin kuvausohjelmiin ja parametreihin ei tulisi sokeasti luottaa, vaan kuvausparametrit ja valotusautomaatiikan käyttö tulisi optimoida potilaan ja kohteen paksuuden mukaan yksilöllisesti (Moore 2016, 11). Kohteen paksuus (cm) vaikuttaa sekä ESD:hen että DAPiin siten, että 3cm lisäys kohteen paksuuteen lähes kaksinkertaistaa annoksen (Toivonen, Servomaa & Ilus 1999, 151).

Röntgenputken anodin kohtaa, johon korkeaenerginen elektronisuihku osuu ja jossa röntgensäteily syntyy, kutsutaan **fokukseksi**. Useimmissa röntgenlaitteissa on valittavissa kaksi eri fokuskokoa. Pieni fokus tuottaa tarkemman kuvan, mutta ei kestä korkeaa virran määrää anodin kuumenemisen vuoksi. (Carlton & Adler 2013, 115, 117, 433.) Pientä fokusta käytetään esim. raajojen kuvauksessa. Selkärangan röntgenkuvauksessa käytetään isoa fokusta laajan kuvausalueen ja korkean putkirasituksen takia. (Gorham & Brennan 2010, 305.) Gorham ja Brennan (2010, 304) ovat tutkineet, miten fokuskoko vaikuttaa visuaaliseen kuvanlaatuun tai säteilyannokseen. Fantomin avulla tutkittiin nilkan ja polven AP-projektiota, rintarangan AP-projektiota ja lannerangan sivukuvaa. Fokuskoon vaihtamisella (0,8 / 1,8 mm) ei todettu olevan merkittävää vaikutusta kuvanlaatuun tai annoksen ja pinta-alan tuloon. (Gorham & Brennan 2010, 304, 312.) **Anodilautasen kallistuskulma** vaikuttaa siihen, kuinka suuri fokus (efektiivinen fokus) ja kuinka leveä säteilykeila projisoituu ulos putkesta kohteeseen päin. Pienellä kulmalla on mahdollista saavuttaa pienempi fokuskoko, mutta liian pieni lautasen kulma rajoittaa kuva-alan kokoa lyhyillä etäisyyksillä. Yleisin anodilautasen kulma on 12° vaihteluvälin ollessa 7–17°. (Carlton & Adler, 2013, 115–117.)

Fokuksen ja detektorin välisen etäisyyden tulee olla 100 cm tai enemmän, kuvauskohteen mukaan. Liian lyhyt etäisyys vaikuttaa haittaavasti kuvan geometriaan ja kuvan terävyyteen. (Lança & Silva 2013, 41–42.) Lantion alueen röntgenkuvauksen fantomimittauksessa (Tugwell ym. 2014, 351) tutkittiin kuvalevyjä (CR) käyttäen, voidaanko kuvausetäisyyttä lisätä, samaa putkijännitettä ja kuvausautomaattia tai käsiarvoja käyttäen, kuvanlaadun siitä huonontumatta, mutta potilaan saaman säteilyannoksen laskiessa. Mittaukset suoritettiin Bucky-pöydällä 75 kV käyttäen etäisyyden vaihteluvälin ollessa 110–140 cm. Kuvan signaali-kohina suhde huononi hieman (36–38 %), mutta silmämääräisesti arvioituna kuvanlaatu oli edelleen hyvä. Tilastollisesti merkittävää kuvanlaadun huonontumista ei todettu etäisyyden kasvaessa. Lantion röntgenkuvauksen AP-projektion ESD oli 0,902 mGy 110 cm etäisyydeltä kuvattuna ja laski 17,3 % (0,746 mGy) 140 cm etäisyydeltä kuvattuna valotusautomaattia käytettäessä. Efektiivinen annos laski 0,073 mSv:stä 0,071 mSv:iin eli vain 3,7 %. Ilman valotusautomaattia otetuissa kuvissa annosten pieneneminen oli merkittävämpää: ESD 41,79 % ja efektiivinen annos 50,13 %. (Tugwell ym. 2014, 351–352.)

Sinkkonen (2014) on kuvannut opinnäytetyössään potilaan saamia säteilyannoksia lannerangan röntgentutkimuksessa. Työn mukaan sekä ESD että DAP ovat matalampia 150 cm etäisyydellä otettuna verrattuna 110 cm etäisyyteen sekä etu- että sivukuvissa. Keskimääräinen pinta-annos (Md) lannerangan röntgentutkimuksen etukuvassa 110 / 150 cm etäisyydellä oli 4,1 / 2,3 mGy ja sivukuvassa 6,9 / 2,9 mGy. DAP (Md) oli etukuvassa vastaavasti 1,2 / 0,7 Gy cm^2 ja sivukuvassa 1,6 / 0,9 Gy cm^2 . Luuytimen keskimääräinen säteilyannos (Md) AP-projektiossa 110 cm etäisyydellä oli 0,04 mGy ja LAT-projektiossa 0,16 mGy ja vastaavasti 150 cm etäisyydellä 0,03 / 0,09 mGy. Virtsarakon keskimääräinen annos (Md) AP-projektiossa oli 110 cm etäisyydellä 1,22 mGy ja LAT-projektiossa 0,17 mGy ja vastaavasti 0,75 / 0,12 mGy 150 cm etäisyydellä. Sukurauhas-ten annos (Md) oli 0,27 / 0,19 mGy lyhyemmällä etäisyydellä ja 0,32 / 0,21 mGy pidemmällä etäisyydellä kuvattaessa. Keskimääräinen efektiivinen annos (Md) oli AP-projektiossa 110 cm etäisyydellä 0,18 mSv ja LAT-projektiossa 0,12 mSv ja vastaavasti 0,14 / 0,09 mSv 150 cm etäisyydellä. (Sinkkonen 2014, 2, 31–43).

Kuvaan tuleva sironnut säteily huonontaa kuvan kontrastia ja lisää kuvassa olevaa kohinaa. **Sironnutta säteilyä vähentävää hila** käytetään yleisesti voimakkaasti absorboivien kohteiden kuten keuhkojen, selkärangan ja lantion röntgenkuvauksissa. Digitaaliset kuvareseptorit ovat herkkiä matalaenergiselle sironneelle säteilylle. (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 205.) Hilan avulla kuvan laatu paranee, mutta kuvausarvoja nostettaessa potilaan saama säteilyannos suurenee. Hilan lamellit ovat lyijyä (lead). (Shephard 2003, 245; Carlton & Adler 2013, 262.) Mittausten mukaan alemman atomisen järjestysluvun omaava materiaali, sekä hilan suojana että hilan väliaineena (hiilikuitu ja puuvillakuitu), tuottaa kuvaan parhaimman signaali-kohina suhteen ja alhaisimman säteilyannoksen (Sandborg, Dance, Alm–Carlsson & Persliden, 1993, 1151; Court & Yamazaki 2004, 950). Hilan ratio (hilasuhte) tarkoittaa lamellien korkeuden suhdetta niiden väliseen etäisyyteen. Korkeamman hilasuhteen hila absorboi suuremman määrän sironnutta säteilyä. Myös lamellien tiheys senttimetriä kohden vaikuttaa absorptiokykyyn. (Shephard 2003, 246–247, 249.) Sandborg ym. (1993, 1160) mukaan aikuisen lannerangan AP-projektiossa (70 kV) hila, jossa on 36 lamellia/cm ja jonka ratio on 12:1, vähentää potilaan saamaa annosta parhaiten. Samaa ratiota 12:1 suosittelevat Court ja Yamazaki (2004, 950) parhaimmaksi yleishilan hilasuhteeksi taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävässä kuvantamisessa.

On myös tutkittu sitä, voiko mekaanisen hilan käyttöä vähentää, koska se lisää potilaan saamaa säteilyannosta. Shaw, Crawshaw ja Rimmer (2013, 321) ovat mitanneet, miten putkijännite, hila ja ilmahila vaikuttavat keuhkojen röntgenkuvauksen PA-projektion kuvanlaatuun. Fantomimittauksissa todettiin, ettei putkijännitteen muuttamisella (81–125 kV) ollut merkitystä kuvanlaatuun. Mekaanisen hilan käyttö tuotti paremman kuvanlaadun taulukuvailmaisinkuvauksessa kuin 10 cm ilmahilan käyttö, mutta tämä tapahtui potilaan saaman säteilyannoksen nousun kustannuksella. Kuvalevyillä tehdyissä mittauksissa kuvanlaatu pysyi samana molemmilla menetelmillä, mutta potilaan efektiivinen annos jäi pienemmäksi ilmahilaa käytettäessä. (Shaw, Crawshaw & Rimmer 2013, 321.) Chan ja Fung (2015, 214) ovat tutkineet voidaanko hila korvata ilmahilalla lantion alueen röntgenkuvauksessa potilaan saaman sädeannoksen pienentämiseksi kuvanlaadun pysyessä riittävän hyvänä. Fantomia kuvattiin ilmahilan avulla sekä taulukuvailmaisimella että kuvalevyillä. Diagnostisesti hyväksyttävä kuvanlaatu saavutettiin 0–25 cm ilmahilan käytöllä. 10 cm ilmahilan syvyys todettiin parhaimmaksi. Tällöin efektiivinen annos laski kaksinkertaisesti kuvalevyjä käytettäessä ja 2,3 -kertaisesti taulukuvailmaisintekniikkaa käytettäessä. Munasarjojen ja kivesten säteilyannokset laskivat 54,3 % ja 48,6 % kuvalevyjärjestelmällä sekä vastaavasti 60,6 % ja 55,4 % taulukuvailmaisintekniikkaa käytettäessä. (Chan & Fung 2015, 214, 217.)

Säteilyn suodatuksen tarkoituksena on vähentää potilaan saamaa ihon ja pintakudosten säteilyannosta. Suodatus poistaa suuren osan säteilyspektrin heikoista fotoneista, jotka absorboituvat iholle lisäten potilaan säteilyannosta vaikuttamatta juuri lainkaan saatavan kuvan muodostumiseen. (Statkiewicz-Sherer, Visconti & Russel-Ritenour 2011, 214; Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 24.) Röntgenputken ympärille ja kollimointilaitteistoon on rakennettu pysyvä suodatus. Käyttäjä voi myös valita tutkimuskohtaisesti ja kuvausjännitteen mukaan lisäsuodatusta röntgenputken ikkunan eteen. (Statkiewicz-Sherer ym. 2011, 215.) Tavallisin suodatusmateriaali on alumiini (Al) ja voimakasta suodatusta tarvittaessa käytetään myös kuparia (Cu). Kupari suodattaa 30 kertaa voimakkaammin kuin alumiini. (Tapiovaara ym. 2004, 24–25.) Muut kuin mammografialaitteet vaativat vähintään 2,5 mm alumiinia kokonaissuodatukseen (STUK 2014c, 3). Kuparisuodatusta käytetään laajalti lasten radiologiassa, mutta sen käyttöä ei suositella yleisesti aikuisille kuvausajan liiallisen kasvamisen takia (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 205). EU-suositusten mukaan aikuisen lannerangan kuvauksessa tulisi käyttää ≥ 3 mmAl suodatusta (DIMOND III, 2004, 33–34).

Barba ja Culp (2015, 607–608) ovat tutkineet mahdollistaako putkijännitteen nosto 0,1 mmCu suodatuksen käytön ja potilaan pinta-annoksen (ESD) laskun siten, että kuvanlaatu jää riittäväksi kuvalevyille tehdyn lantion alueen röntgentutkimuksessa. Tutkimus tehtiin fantomia apuna käyttäen ensin ilman lisäsuodatusta. Putkijännitteen nosto 75 kV:sta 85 kV:iin ja mAs arvon laskeminen 50 % (11:sta 5,6:een) laski ihoannosta ESD (ilman takaisinsirontaa) 1,035 mGy:sta 0,6774 mGy:hin (48 %). Kilovoltin nosto 95:een, mAs arvon ollessa sama ja lisättäessä 0,1 mmCu suodatus, mitattu pinta-annos putosi 64 % 0,473 mGy:hin. Kuvanlaatua arvioitiin S-arvon avulla, jonka arvo 200 vastaa optimaalista eksponointia hyväksyttävyyssrajan ollessa 250–350. Kuparisuodatusta käyttäen S-arvo nousi 357:ään, eli kohina lisääntyi, mutta kuvanlaatu oli aivan hyväksyttävyyden rajalla. (Barba & Culp 2015, 603–608.)

Kuvailmaisain eli kuvareseptori (detector) on tärkeä osa digitaalista röntgenkuvantamista. Sen on oltava kooltaan riittävän suuri (cm²) ja pikselin (kuva-alkion) koon riittävän pieni. Detektorin herkkyyden tulee olla suuri ja dynaamisen alueen laaja. (Lança & Silva 2013, 43–45.) Digitaalinen kuvareseptori voi olla kasetin sisällä oleva fosforille tallentava kuvalevy (Imaging Plate), joka luetaan erillisessä kovalukijassa (Carlton & Adler 2013, 339), tai taulukuvailmaisain (Flat Panel Detector), joka muuttaa säteilyn sähköiseksi lataukseksi, jonka avulla kuva saadaan työasemalle hyvin nopeasti (Lança & Silva 2013, 9, 14). Taulukuvailmaisimet voidaan jakaa kahteen eri ryhmään sen mukaan, muutetaanko ilmaisimelle tuleva säteily suoraan sähköiseksi signaaliksi (amorfinen silikoni) vai epäsuorasti siten, että säteily ensiksi muutetaan valoksi, joka sen jälkeen fotodiodeilla sähkövarauksiksi (ceesiumjodidi detektorit). Epäsuora tapa on yleisin nykyisissä taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävissä natiivikuvauslaitteissa. (Matikka, 2013, 58.) Digitaalisen kuvantamisen aikana on esitetty korkean, keskitason ja matalan kuvanlaadun jaottelun käyttöönottoa, jotka vastaavat kuvareseptorin herkkyyttä ja nopeutta sekä samalla tarvittavan annoksen määrää (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 204). Filmi-vahvistuslevyaikana kuvareseptorin nopeutta 400 pidettiin yleisenä. Kuvalevyillä samaan kuvanlaatuun voidaan päästä 200–400 nopeuksilla ja taulukuvailmaisintekniikalla 1600 nopeudella tai 25 % annosta pienentämällä. (Busch & Faulkner 2005, Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 204 mukaan.)

Exposure Index (EI) on numeerinen parametri, joka kuvaa reseptorille saapunutta säteilyaltistuksen määrää digitaalisessa kuvantamisessa. Se ilmaisee onko kuvaustekniikka ollut oikea ja kertoo karkeasti minkälaisista annostasoista on käytetty. Eri laitevalmista-

jilla on käytössä eri laskentatapoja ja nimiä kuvaamaan Exposure Indexiä, vaikka parametri on nykyään standardoitu. (Lança & Silva 2013, 56; Seeram & Davidson 2016, 380.) Seeramin & Davidsonin (2016, 380) fantomimittauksessa tutkittiin mAs:n ja annoksen vaikutusta käänteiseen EI arvoon (tässä Fujilla S-arvo) lannerangan ja lantion röntgentutkimuksessa. Positiivinen lineaarinen riippuvuus todettiin vahvaksi. EI pieneni mAs:n noustessa ja kuvanlaadun parantuessa ja päinvastoin. Kuvauksissa käytettiin putkijännitettä 81 kV, mAs:n vaihteluvälin ollessa 6,3–100. Kuvanlaadun arvioinnin avulla parhaaksi mAs-arvoksi lantion AP-kuvauksessa valittiin 16 mAs (ESD 2,09 mGy, fantomin paksuus 20 cm) ja lannerangan AP-kuvauksessa 20 mAs (ESD 2,56 mGy, fantomin paksuus 25 cm). (Seeram ym. 2016, 380–381, 384–385.)

4 OPINNÄYTETYÖN TAVOITE, TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Opinnäytetyön tavoitteena on antaa tietoa erään röntgenyksikön nykyisistä annostasoisista lannerangan röntgentutkimuksessa ja verrata niitä Säteilyturvakeskuksen antamiin vertailutasoihin. Tutkimustietoa on tarkoitus hyödyntää annosoptimoinnissa. Röntgenyksikössä tapahtuneen laiterikon vuoksi lannerangan kuvauksia oli alettu suorittaa laitteella, jonka annostasaja lannerangan kuvauksessa ei ollut määritetty. Opinnäytetyön tarkoituksena on kuvailla potilaiden saamia säteilyannoksia lannerangan röntgentutkimuksessa. Tarkoituksena on myös kuvailla käytettyä tutkimus- ja laitetekniikkaa.

Tutkimus vastaa seuraaviin kysymyksiin:

1. Minkä suuruisia säteilyannoksia potilaat saavat lannerangan röntgentutkimuksessa?
2. Miten vertailutasot toteutuvat lannerangan röntgentutkimuksessa?
3. Minkä suuruisia elinkohtaisia säteilyannoksia ja efektiivisiä annoksia potilaat saavat lannerangan tutkimuksessa?
4. Millaista radiologista laitetekniikkaa käytetään lannerangan röntgentutkimuksessa?

5 MENETELMÄLLISET LÄHTÖKOHDAT

5.1 Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä

Tutkimus on säännönmukaisin ja kurinalaisin metodein suoritettua systemaattista kyselyä ja tiedustelua, jonka tarkoituksena on saada vastauksia kysymyksiin tai ongelmiin (Polit & Beck 2012, 3). Määrällisen (kvantitatiivisen) tutkimuksen prosessi peilaa perinteisen luonnontieteellisen tutkimuksen metodeja. Siinä määritellään etukäteen tutkimuskysymykset tai hypoteesit, valitaan tutkimusmetodi ja tiedonhankintakeino sekä analyysitapa. (Parahoo 2006, 48–49.) Menetelmä vastaa kysymyksiin miten paljon ja miksi (Vilka 2015, 69). Määrällisen tutkimuksen päätarkoitus on mitata käsitteitä ja muuttujia objektiivisesti ja tutkia niiden suhteita toisiinsa numeeristen ja tilastollisten keinojen avulla (Parahoo 2006, 49–50). Tässä opinnäytetyössä käsitellään numeerisia arvoja (säteilyannoksia, numeerisia kuvausparametreja) ja siksi tutkimusmenetelmä on kvantitatiivinen.

Kvantitatiivisen menetelmän avulla voidaan kuvata jotakin asiaa yleisesti (Vilka 2015, 66), kuvata eri asioiden ja muuttujien välisiä yhteyksiä tai verrata eri asioita (Billhult & Gunnarsson 2013, 116). Aineiston keruu tapahtuu strukturoidun suunnitelman mukaan (Polit & Beck 2012, 14). Tilastollisen analyysin avulla kartoitetaan lukumääriin ja prosenttiosuuksiin liittyvää tietoa. Tutkittavat asiat raportoidaan numeerisessa muodossa ja niiden havainnollistamisessa käytetään taulukoita ja kuvioita. (Heikkilä 2008, 16.) Lisäksi tutkimusmateriaalista voidaan laskea keskiarvoja, keskihajontoja ja jakaumia (Vilka 2015, 67).

5.2 Aineiston keruu

Tutkimuslomakkeiden käyttö on yleistä määrällistä tutkimusta tehtäessä (Heikkilä, 2008, 16). Billhultin ja Gunnarssonin (2012, 141) mukaan on hyvä käyttää valmista lomakemallia, koska se on testattu ja tuloksia voidaan verrata muihin tutkimuksiin, joissa on käytetty samaa lomaketta. Heidän mukaansa on myös tavallista yhdistää valmiin lomakkeen kysymyksiä ja omaan tutkimukseen liittyviä erityisiä kysymyksiä. Tämän opinnäytetyön aineiston keräämistä varten laadittiin kaksi lomaketta, toinen potilaiden

saamien annosten määrittämistä varten (liite 1) ja toinen laiteteknisen tiedon keräämistä varten (liite 3). Potilasannosten määrittämistä varten tehdyn aineistonkeruulomakkeen mallina käytettiin Säteilyturvakeskuksen esimerkkilomaketta ”pinta-annoksen laskennalliseen arviointiin” (STUK 2004, 26), jossa päivämäärän, potilaan sukupuolen, painon ja pituuden lisäksi kirjataan kuvausjännite, kokonaissuodatus, sähkömäärä, fokuskoko ja etäisyys fokuksesta iholle. Tämän lisäksi kirjattiin röntgenlaitteen osoittama annoksen ja pinta-alan tulo, kuvakentän leveys ja korkeus, Exposure Index sekä sädesuojan käyttö. Aineistonkeruulomakkeen ulkonäkö muotoiltiin röntgenyksikössä käytössä olevan lomakkeen näköiseksi. Opinnäytetyön tekijä toimitti henkilökohtaisesti tiedonkeruulomakkeet röntgenyksikköön, jotta hän pystyi selittämään työn tarkoituksen ja vastaamaan lomakkeisiin liittyviin kysymyksiin (vrt. Heikkilä, 2008, 18). Tiedottaminen tapahtui röntgenyksikön aamupalaverissa 27.6.2016, jolloin myös lomakkeen täyttämiseen liittyvä kirjallinen ohje (liite 2) jätettiin paikalle.

Röntgenlaitteen teknisten tietojen keräämistä varten laaditun lomakkeen (liite 3) mallina käytettiin EU:n suosituksia käytettävästä laitetekniikasta (European Commission 1996, 24–25; DIMOND III 2004, 33–34) sekä Monte Carlo -annoslaskentaohjelman (STUK 2015) käyttöön vaadittavia parametreja. Opinnäytetyön tekijä keräsi tiedot itse laitteen teknisestä raportista röntgenosastolla touko-kesäkuussa. Lisäksi tarvittiin vuoden 2016 huoltopöytäkirjasta röntgenputken säteilyntuottoon liittyvät tiedot ESD:n laskemista varten (STUK 2004, 27) sekä yksikön lannerangan kuvausohjeet. Röntgenputken säteilyntuotto määritettiin huomioiden kuvauksessa käytetty kuvausjännite ja suodatus.

Osaston röntgenlaitteen rikkouduttua lannerangan kuvauksia oli alettu suorittaa eri laitteella kuin ennen. Kyseisen laitteen lannerangan röntgentutkimuksen annostasot ja potilaan saama säteilyannos oli määritettävä (vrt. STUK 2014a). Sopimus opinnäytetyön tekemisestä allekirjoitettiin 22.6.2016 yhteistyökumppanina toimivan keskussairaalan kanssa. Aineiston keruu tapahtui röntgenyksikön röntgenhoitajien sekä tämän opinnäytetyön tekijän toimesta 27.6.–12.8.2016. Otoksen kooksi valittiin tiedot 20 potilaan lannerangan PA ja LAT projektiosta ja tavoite saavutettiin. Kvantitatiivisen tutkimusmenetelmän otoksen tulee olla edustava eli riittävän suuri (Heikkilä 2008, 16). Jotta mitaustuloksia ja potilaiden saamia annoksia voidaan verrata Säteilyturvakeskuksen antamiin vertailutasoihin, tulee otoksen koon olla vähintään 10 tutkimusta ja potilaiden painon 55–85 kg siten, että painojen keskiarvo jää lähelle 70 kg (STUK 2014b). Aineistonkeruuseen mukaan hyväksytyt potilaat valittiin kysymällä heidän painoaan ja suostu-

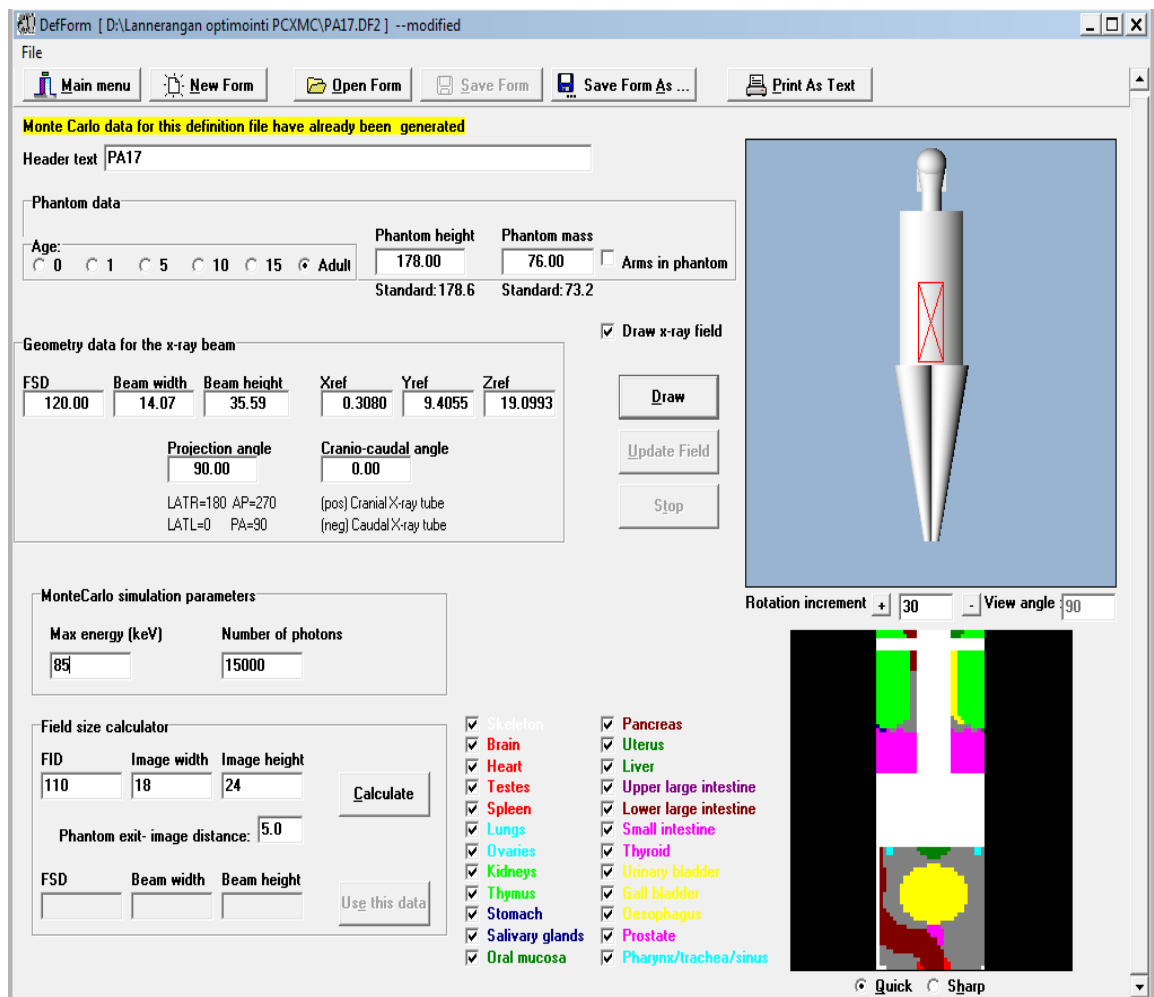
mustaan. Vilkan (2015, 51) mukaan tutkittavilta tulee aina kysyä lupa tutkimusaineiston keräämiseen. Lannerangan röntgenkuvaus suoritettiin Philipsin Digital Diagnost - röntgenlaitteella seisten taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävää pystytelinettä vasten 150 cm kuvausetäisyydeltä kahdessa projektiossa (PA ja LAT). Kuvausarvot valittiin röntgenlaitteeseen syötetystä lannerangan kuvausohjelmasta (APR, Automatically Programmed Radiography; Carlton & Adler 2013, 490) valotusautomaatin keskikammiota käyttäen.

5.3 Aineiston analyysi

Määrällisessä tutkimuksessa kerätty numeerinen tieto analysoidaan ja tulkitaan tilastollisin menetelmin (Polit & Beck 2012, 60), ja tätä varten se tulee ryhmitellä taulukkomuotoon havaintomatriisiksi (Vilka 2015, 110). Lannerangan röntgentutkimuksessa käyneet potilaat oli numeroitu tiedonkeruulomakkeissa numeroin 1–20. Kerätyn aineiston parametrit syötettiin Excel-taulukon projektion mukaan havaintomatriisiksi. Röntgenlaitteen näytöltä saatu DAP kirjattiin suoraan havaintomatriisiin, kun taas ESD laskettiin säteilyn tuoton perusteella. ESD laskettiin myös ilman takaisinsirontakerrointa, mikä vastaa sädekeilan keskipisteen ihon pinnalla olevaa ilmakerma-annosta. Tätä annosta ja mm. kenttäkoon suuruutta iholla sekä kuvaus- ja laiteparametreja tarvittiin elinkohtaisten ekvivalenttiannosten laskemiseen STUKin julkaiseman PCMXC Monte Carlo -annoslaskentaohjelman avulla (STUK 2015). Luuytimen, ohutsuolen, paksusuolen, virtsarakon ja sukurauhasten saamat annokset laskettiin, kuten myös efektiivinen annos, kummassakin projektiossa erikseen. Kuvassa 1 on kuvankaappaus PCMXC Monte Carlo -annoslaskentaohjelman sivulta lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektioissa.

Aineisto analyysi suoritettiin syys-lokakuun 2016 aikana. Tilastollinen laskenta ja kuvioiden laatiminen suoritettiin Exceliin liitetyllä tilasto-ohjelmalla Tixel 10.05. Potilaan saamien pinta-annosten (ESD) ja annoksen ja pinta-alan tulojen (DAP) keskiarvo, mediaani (joukon keskimäinen luku), 25 ja 75 prosenttipisteet (ala- ja yläkvartiili) sekä minimi ja maksimi laskettiin molemmissa kuvausprojektioissa. Samat arvot määriteltiin myös elinkohtaisista annoksista ja efektiivisistä annoksista sekä tutkimuskohteen paksuuksista. Keskiarvo kuvaa otoksen eniten käytettyä keskilukua, mutta se muuttuu herkästi poikkeavien havaintojen myötä. Tämän takia otoksesta laskettiin myös mediaani,

joka kuvaa suuruusjärjestykseen asetettujen lukujen keskimmäistä arvoa. Annoksista ja arvoista tehtyihin laatikko-jana-kuvioihin merkittiin ylä- ja alakvartiilit kuvaamaan hajontaa. Alakvartiili tarkoittaa sitä, että 25 % arvoista jää sen alapuolelle ja yläkvartiili sitä, että 75 % arvoista jää sen alapuolelle. Kvartiiliväliin kuuluu siis 50 % kuvatuista arvoista. (Karjalainen 2010, 87–92, 96, 104.) Kuvatun kohteen paksuuden suhdetta (korrelaatiota) pinta-annokseen määriteltiin myös. Kahden muuttujan riippuvuutta toisistaan voidaan arvioida kirjaamalla arvot hajontakaavioon. Arvojen lineaarista riippuvuutta tutkitaan useimmiten Pearsonin korrelaatiokerroimen avulla (r). Kun r on 0 tai lähellä nollaa korrelaatiota ei ole. Kun r on +1, korrelaatio on täysin positiivinen ja kun r on -1, korrelaatio on täysin negatiivinen. (Karjalainen 2010, 124–125.) Korrelaatiokerroimen neliö (r^2) on selityskerroin, joka ilmoittaa, ”kuinka suuri osa selitettävän muuttujan vaihtelusta voidaan selittää selittävän muuttujan avulla” (Karjalainen 2010, 129). Lisäksi arvioitiin kuvauksessa käytettyjä kuva-alan eli kenttäkoon kokoja (cm^2). Saatuja tuloksia verrattiin Säteilyturvakeskuksen antamiin lannerangan annosten vertailutasoihin, hyviin tutkimuskäytäntöihin sekä aiheeseen liittyviin muihin tutkimuksiin.

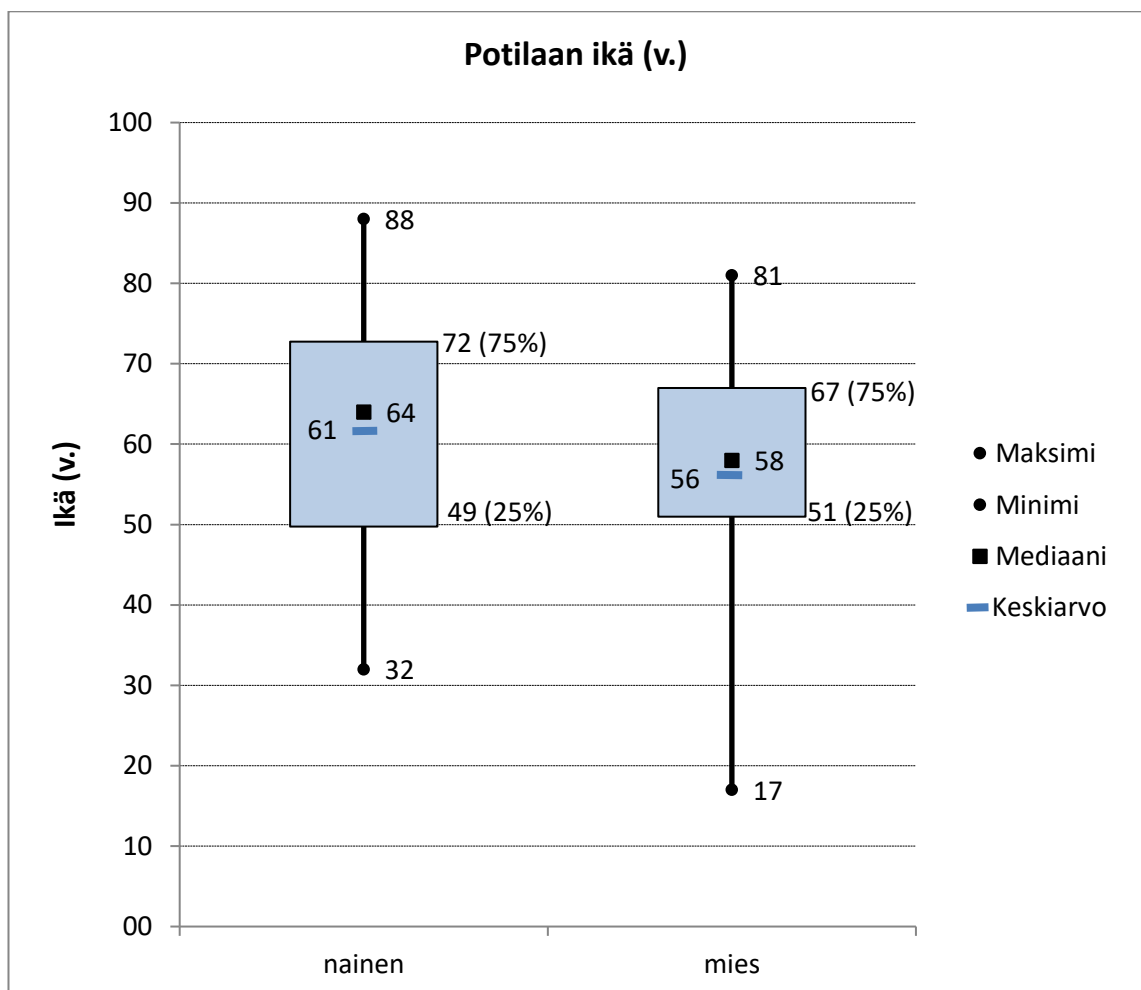


KUVA 1. Erään potilaan PCXMC-ohjelmaan kirjatut tiedot PA-projektiossa.

6 TUTKIMUSTULOKSET

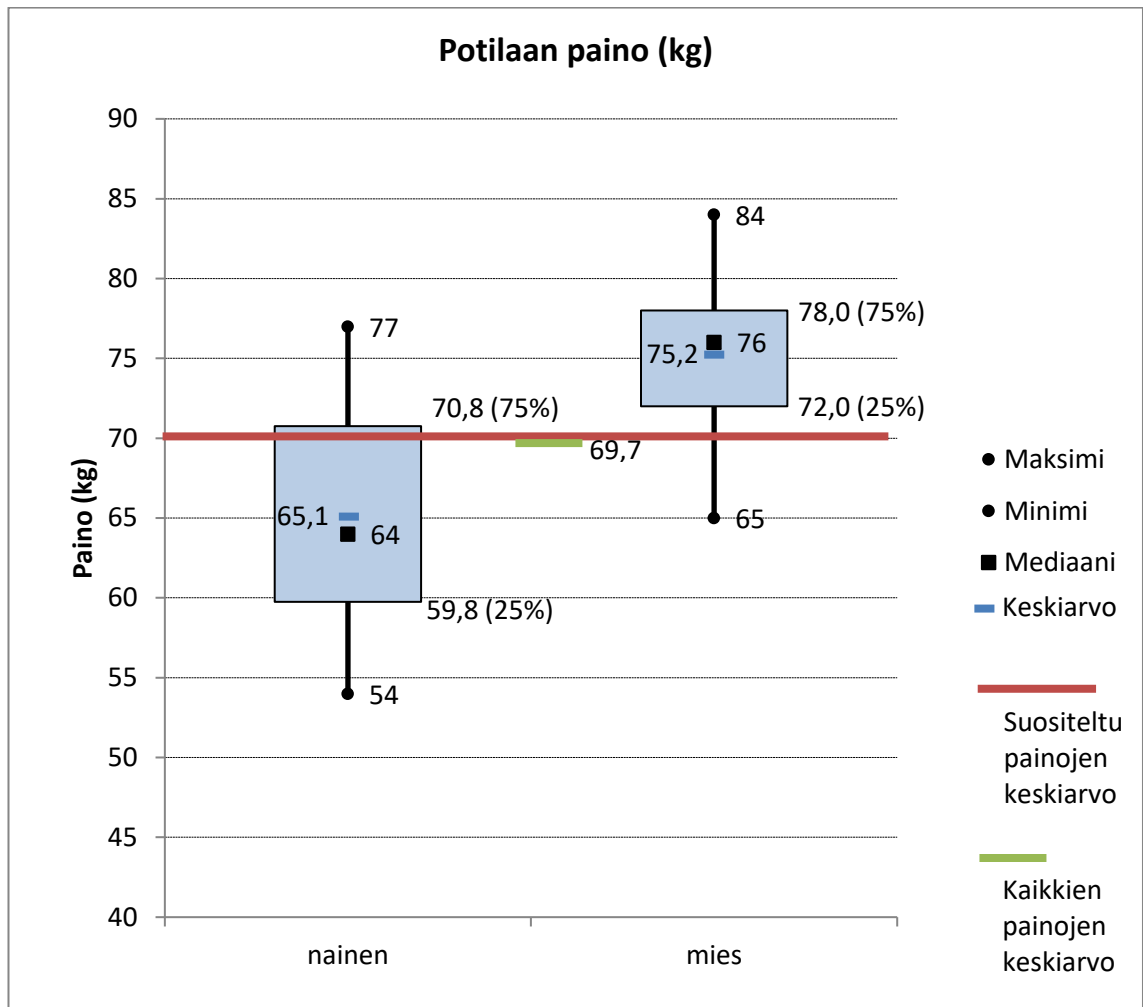
6.1 Taustatiedot lannerangan röntgentutkimukseen osallistuneista potilaista

Potilaan saaman säteilyannoksen määrittämiseksi lannerangan röntgentutkimuksen PA- ja LAT-projektiossa, kerättiin tietoja 20 potilaan röntgenkuvauksista. Osallistujista naisia oli 11 ja miehiä 9. Kaikki potilaat kuvattiin seisten taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävää pystytelinettä vasten 150 cm etäisyydeltä. Potilaiden ikäjakauma oli 17–88 vuotta keskiarvon ollessa 59 vuotta ja mediaanin (Md) 63 vuotta (kuvio 1, liite 4, taulukko 3). Yhdessäkään lannerangan röntgentutkimuksessa ei ollut käytetty erillistä sädesuojaa.



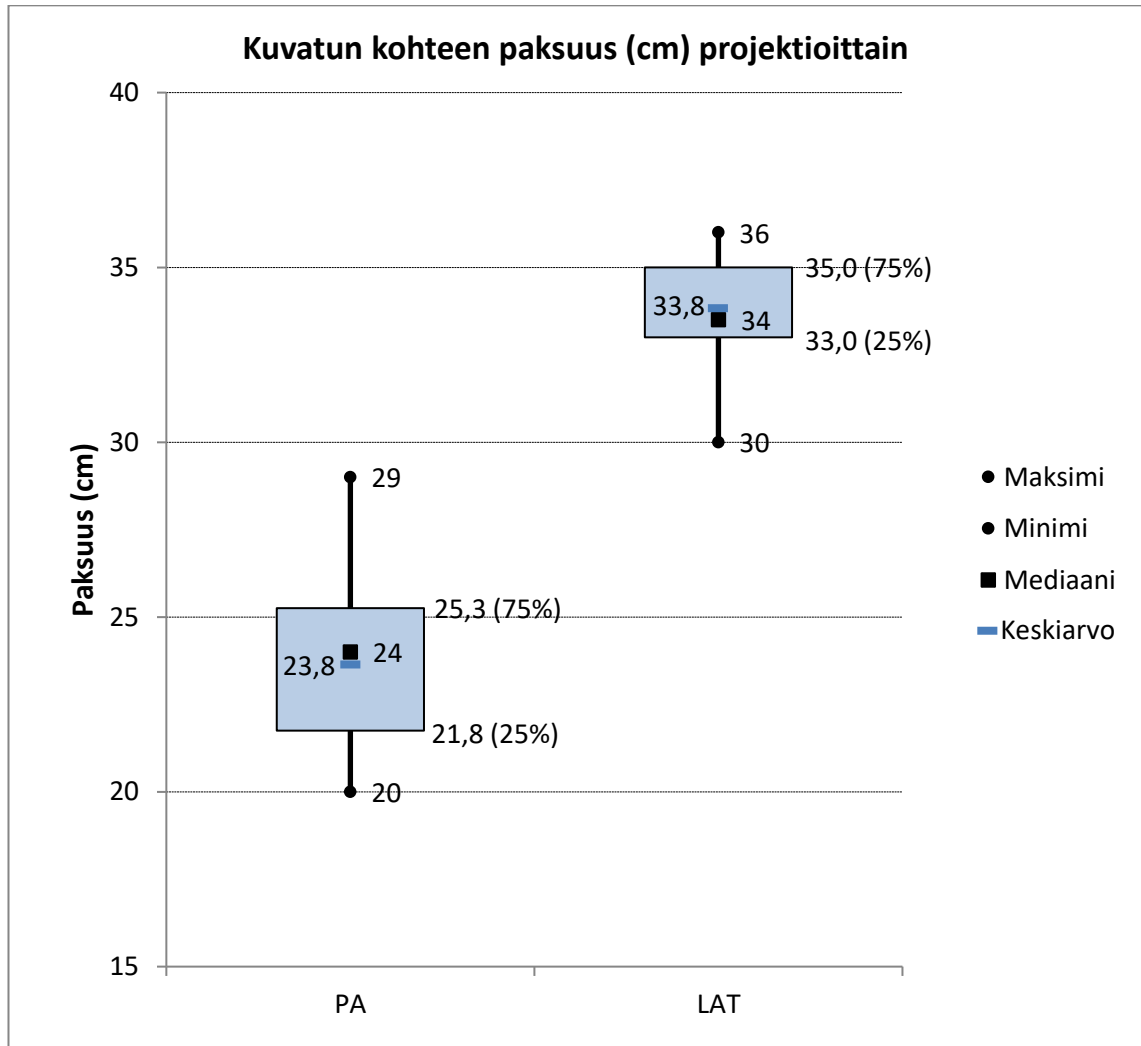
KUVIO 1. Potilaiden ikä (v.) sukupuolen mukaan lanneranganröntgentutkimuksessa.

Lannerangan röntgentutkimukseen osallistuneiden potilaiden painon vaihteluväli oli 54–84 kg, keskiarvo 69,7 kg ja mediaani 71 kg. Naisten painon vaihteluväli oli 54–77 kg ja miesten 65–84 kg. Naisten painon keskiarvo oli 65,1 kg (Md 64 kg) ja miesten painon keskiarvo oli 75,2 kg (Md 76 kg) (kuvio 2, liite 4, taulukko 4).



KUVIO 2. Potilaiden paino (kg) sukupuolen mukaan lannerangan röntgentutkimuksessa.

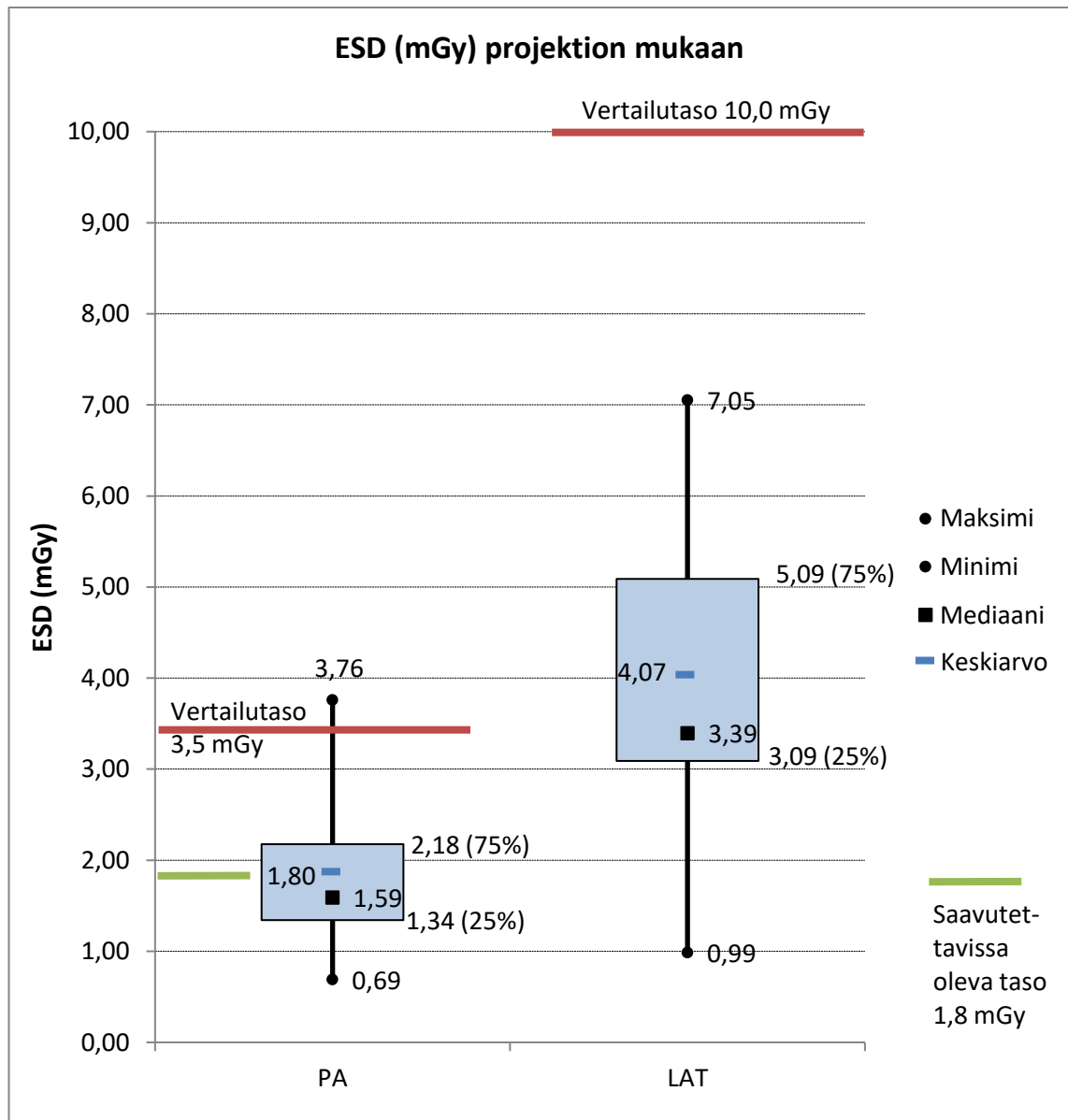
Kuvatun kohteen paksuuden vaihteluväli lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 20–29 cm ja LAT-projektiossa 30–36 cm. PA-projektiossa kohteen paksuuden keskiarvo oli 23,8 cm (Md 24,0 cm) ja LAT-projektiossa vastaavasti 33,8 cm (Md 33,5 cm) (kuvio 3, liite 4, taulukko 5).



KUVIO 3. Kuvatun kohteen paksuus (cm) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

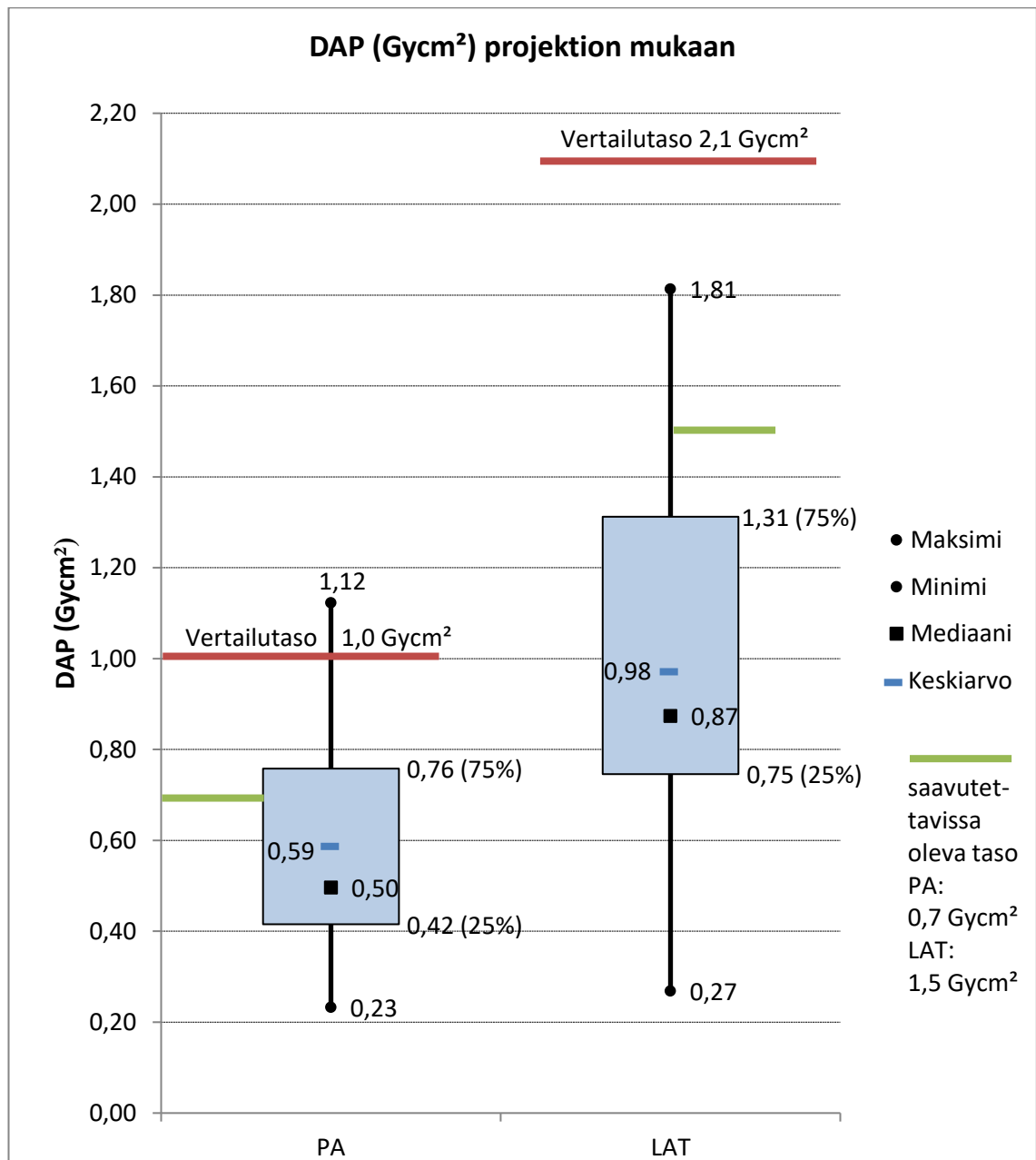
6.2 Potilaiden saamat pinta-annokset (ESD) ja annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) sekä kohteen paksuuden vaikutus pinta-annokseen

Lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektion pinta-annoksen (ESD) keskiarvo oli 1,80 mGy (Md 1,59 mGy) ja vaihteluväli 0,69–3,76 mGy. LAT-projektion pinta-annoksen keskiarvo oli 4,07 mGy (Md 3,39 mGy) ja vaihteluväli oli 0,99–7,05 mGy (kuvio 4, liite 4, taulukko 6).



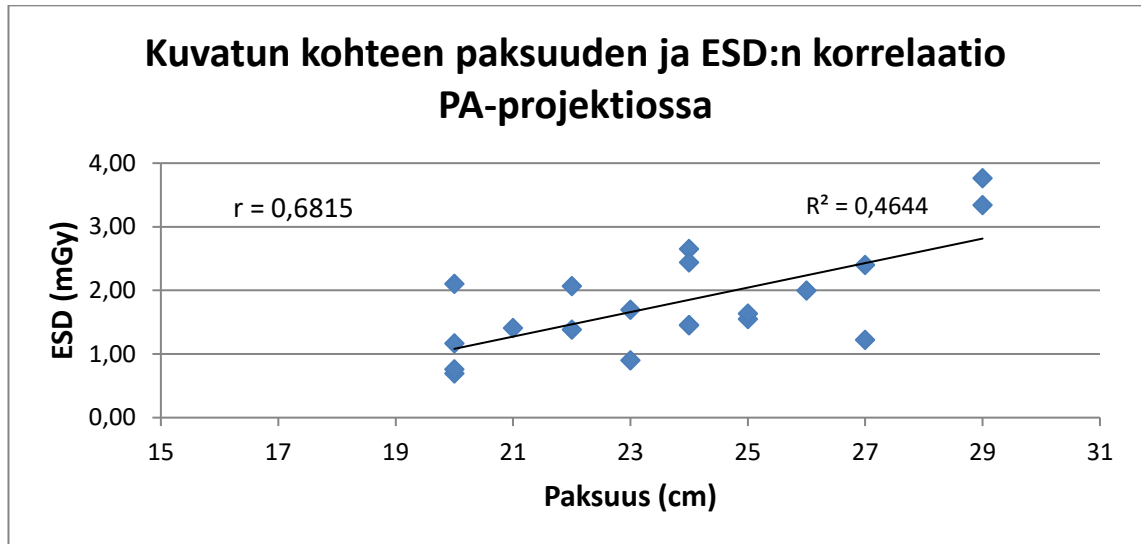
KUVIO 4. Pinta-annos (ESD, mGy) lannerangan röntgentutkimuksen PA- ja LAT-projektiossa. Säteilyturvakeskuksen vertailutasot on merkitty kuvioon viivojen avulla (STUK 2014b).

Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, Gy cm^2) keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,59 Gy cm^2 (Md 0,50 Gy cm^2) vaihteluvälin ollessa 0,23–1,12 Gy cm^2 . LAT-projektion annoksen ja pinta-alan tulo keskiarvo oli 0,98 Gy cm^2 (Md 0,87 Gy cm^2) ja vaihteluväli oli 0,27–1,81 Gy cm^2 (kuvio 5, liite 4, taulukko 7).



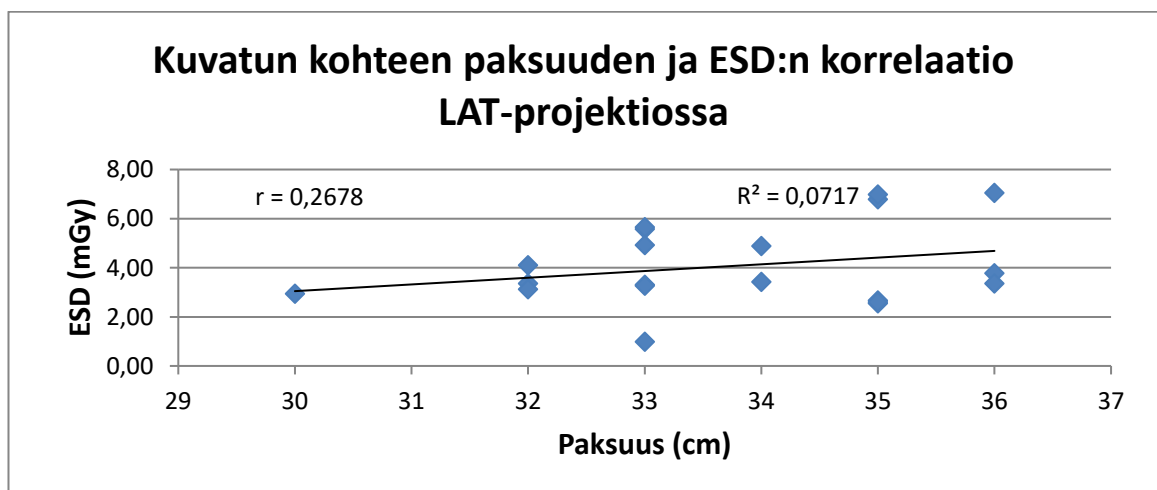
KUVIO 5. Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, mGy cm^2) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa. Säteilyturvakeskuksen vertailutasot on piirretty kuvioon viivojen avulla (STUK 2014b).

Kuvatun kohteen paksuuden (cm) selityskerroin (korrelaatiokertoimen neliö) suhteessa pinta-annokseen (ESD) lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli $r^2 = 0,4644$, eli 46 % annoksen suuruudesta selittyi kohteen paksuudella. Kohtalaista positiivista korrelaatiota (Pearson $r = 0,68$) oli havaittavissa (kuvio 6).



KUVIO 6. Kuvatun kohteen paksuuden ja ESD:n korrelaatio lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa.

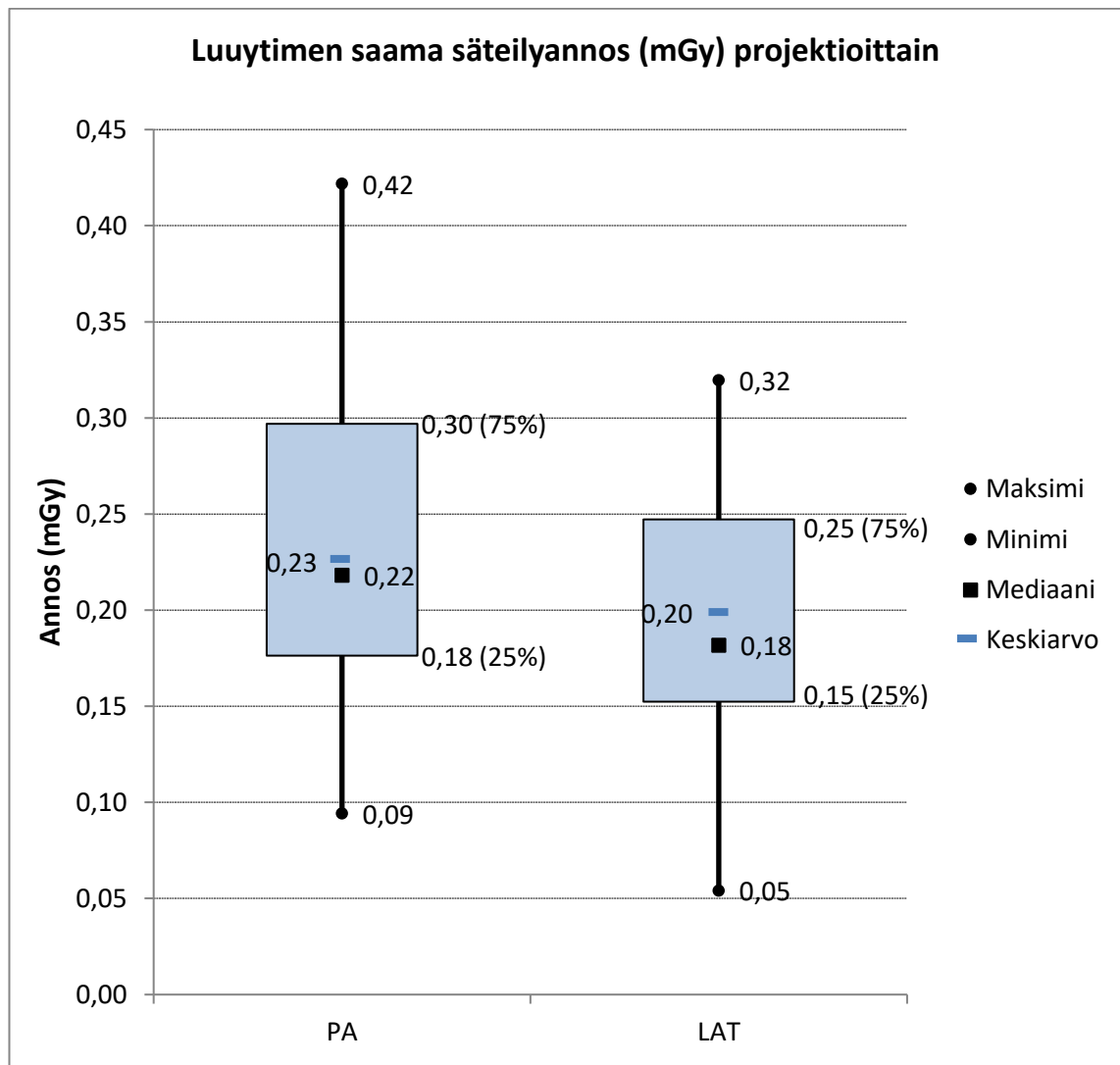
Kuvatun kohteen paksuuden (cm) selityskerroin (korrelaatiokertoimen neliö) suhteessa pinta-annokseen (ESD) lannerangan röntgentutkimuksen LAT-projektiossa oli $r^2 = 0,0717$, eli 7 % annoksen suuruudesta selittyi kohteen paksuudella. Heikkoa positiivista korrelaatiota (Pearson $r = 0,27$) oli havaittavissa (kuvio 7).



KUVIO 7. Kuvatun kohteen paksuuden ja ESD:n korrelaatio lannerangan röntgentutkimuksen LAT-projektiossa.

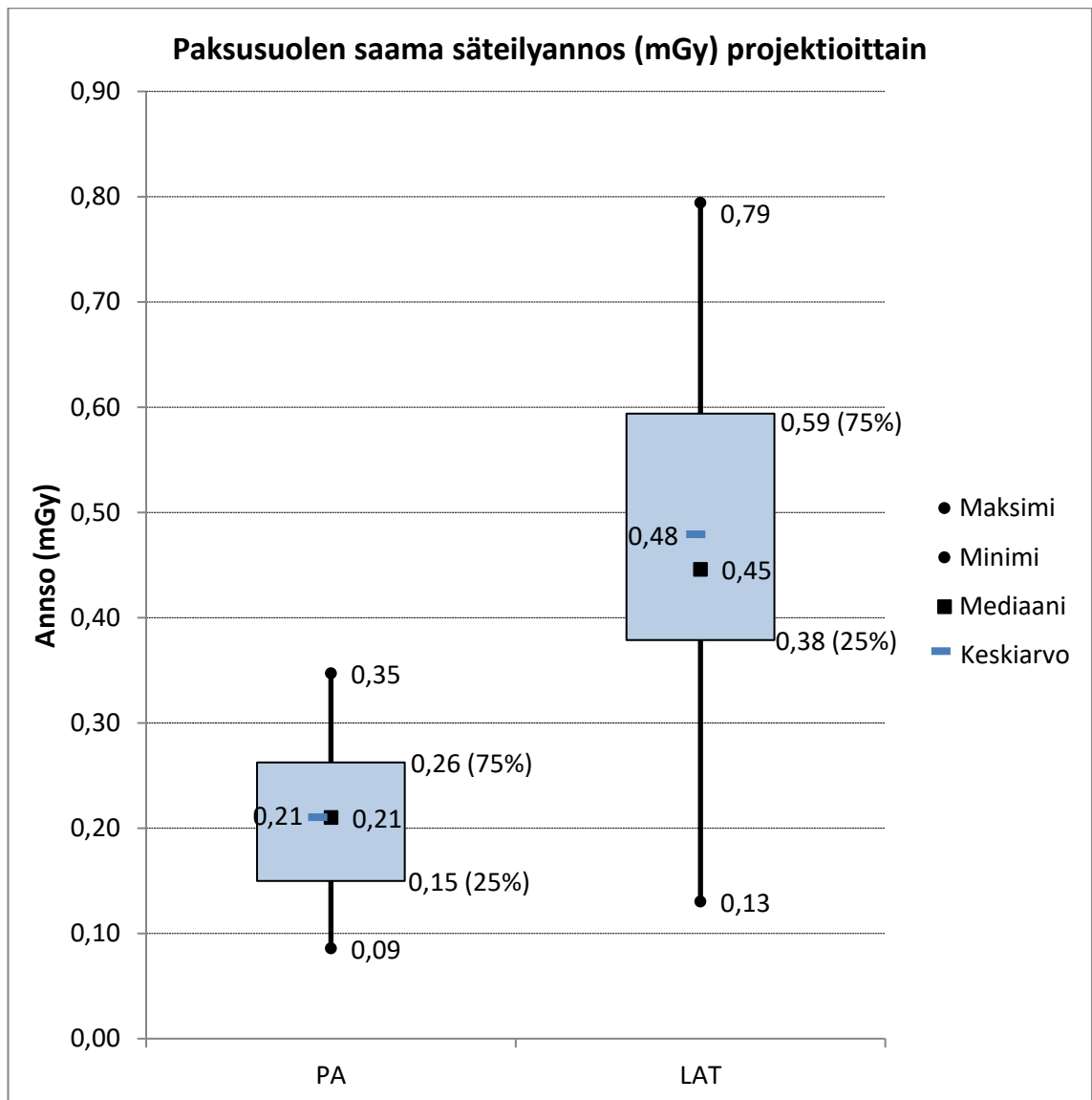
6.3 Potilaiden saamat elinkohtaiset annokset ja efektiivinen annos

Aktiivisen luuytimen saaman säteilyannoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,23 mGy (Md 0,22 mGy) vaihteluvälin ollessa 0,09–0,42 mGy. Luuytimen saaman säteilyannoksen keskiarvo LAT-projektiossa oli 0,20 mGy (Md 0,18 mGy) ja vaihteluväli oli 0,05–0,32 mGy (kuvio 8, liite 4, taulukko 8).



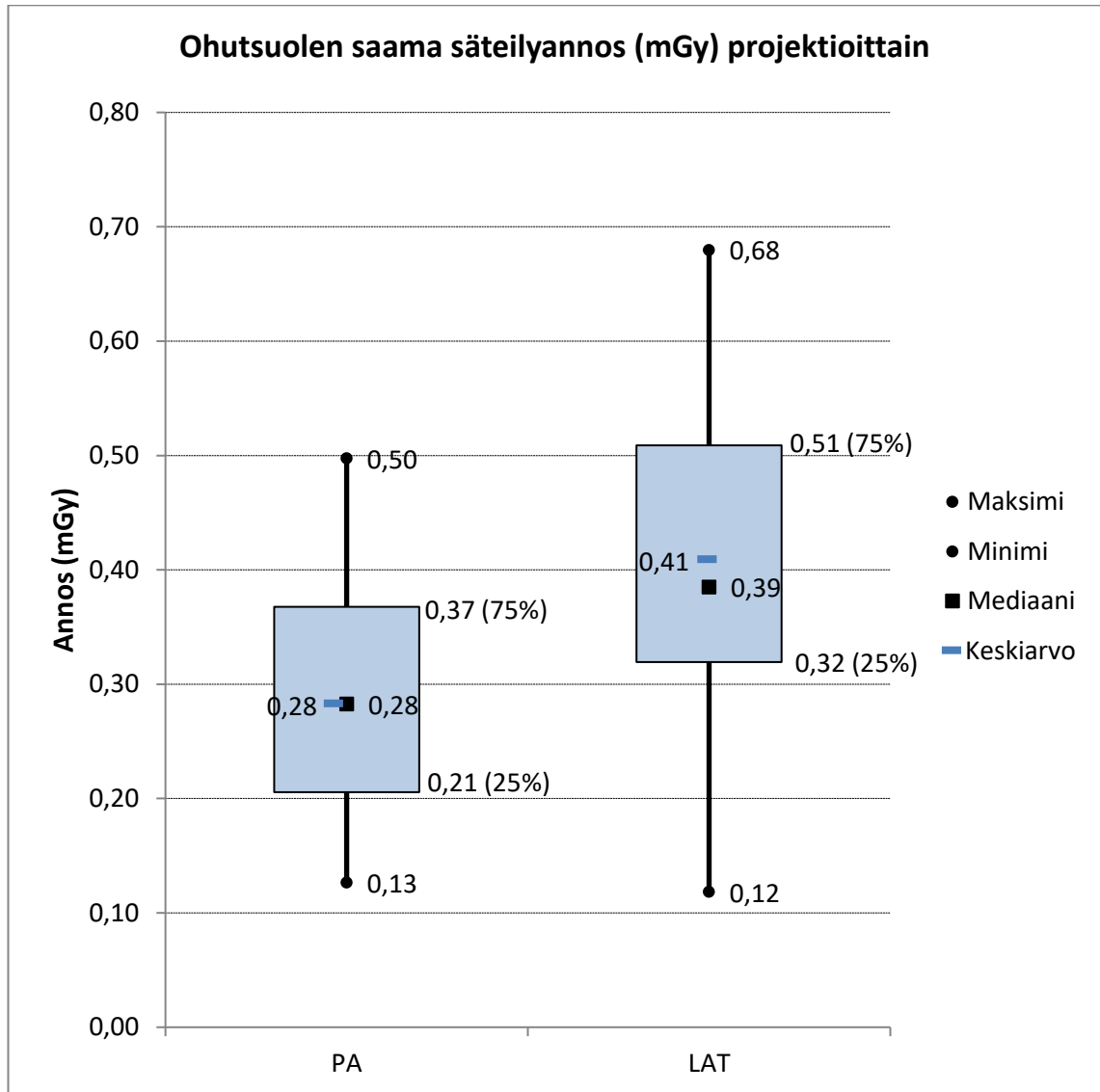
KUVIO 8. Aktiivisen luuytimen saama laskennallinen säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Paksusuolen saaman säteilyannoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,21 mGy (Md 0,21 mGy) vaihteluvälin ollessa 0,09–0,35 mGy. Paksusuolen saaman säteilyannoksen keskiarvo LAT-projektiossa oli 0,48 mGy (Md 0,45 mGy) ja vaihteluväli oli 0,13–0,79 mGy (kuvio 9, liite 4, taulukko 9).



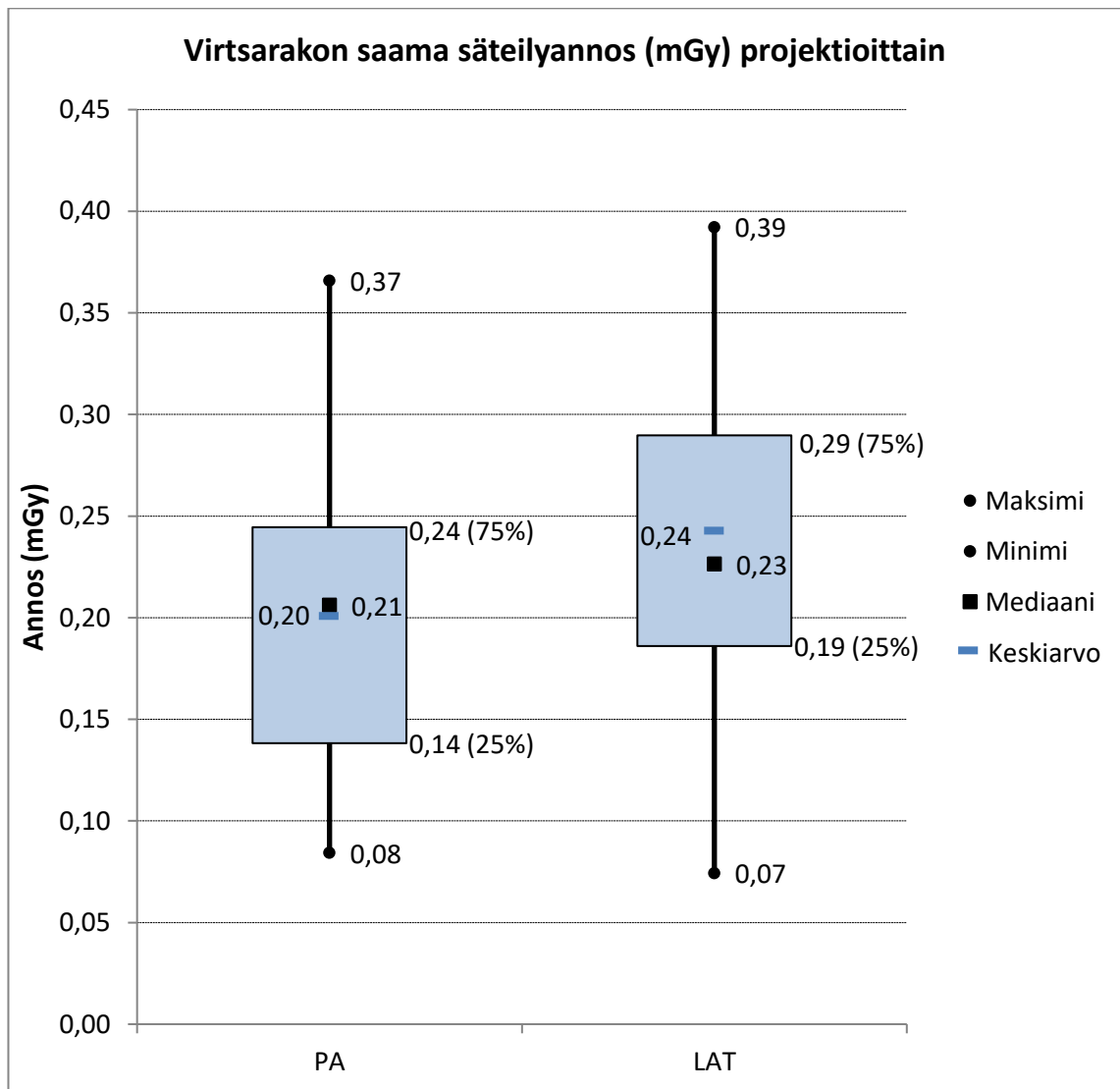
KUVIO 9. Paksusuolen saama laskennallinen säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Ohutsuolen saaman säteilyannoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,28 mGy (Md 0,28 mGy) vaihteluvälin ollessa 0,13–0,50 mGy. Ohutsuolen saaman säteilyannoksen keskiarvo LAT-projektiossa oli 0,41 mGy (Md 0,39 mGy) ja vaihteluväli oli 0,12–0,68 mGy (kuvio 10, liite 4, taulukko 10).



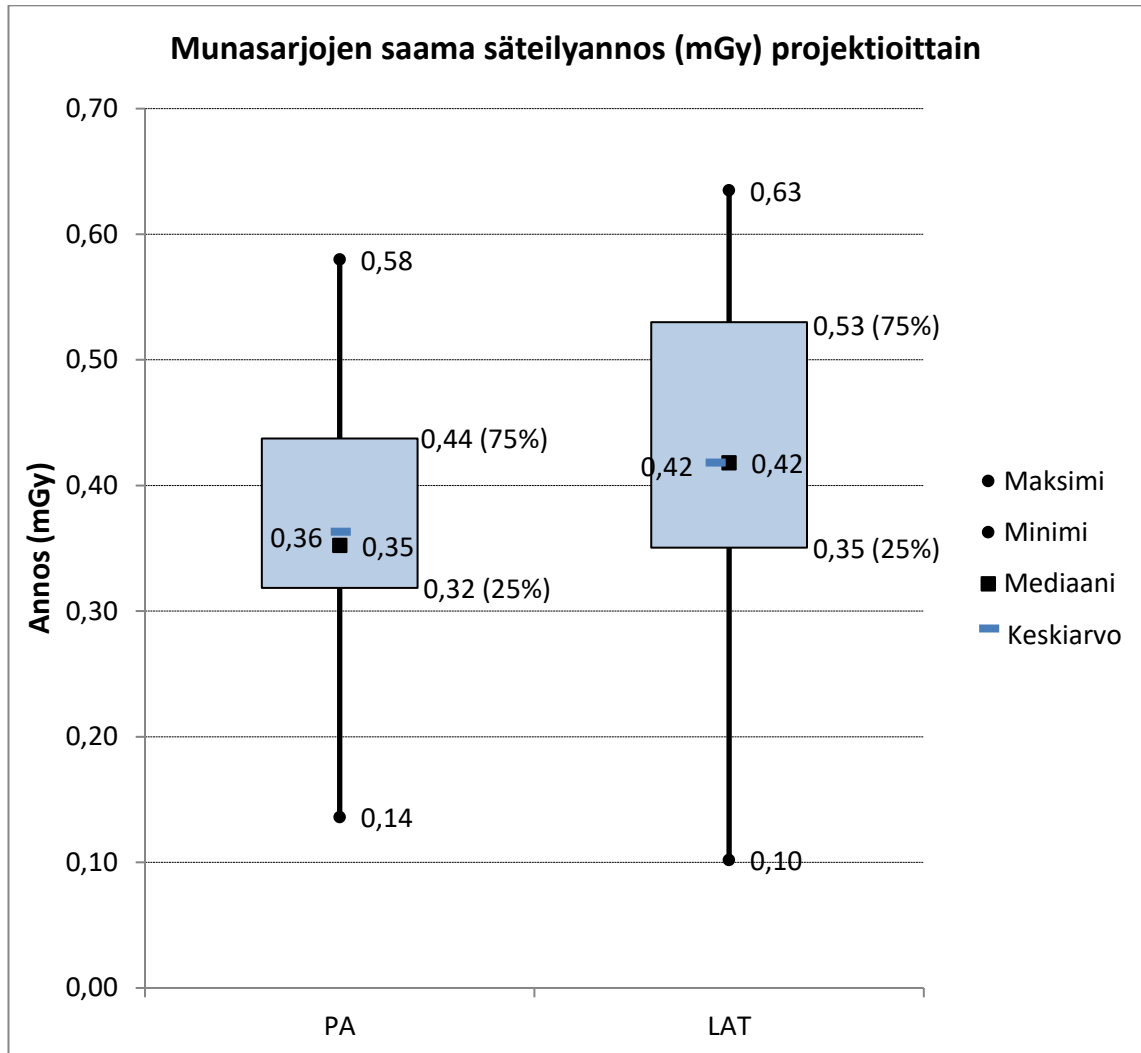
KUVIO 10. Ohutsuolen saama laskennallinen säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Virtsarakon saaman säteilyannoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,20 mGy (Md 0,21 mGy) vaihteluvälin ollessa 0,08–0,37mGy. Virtsarakon saaman säteilyannoksen keskiarvo LAT-projektiossa oli 0,24 mGy (Md 0,23 mGy) ja vaihteluväli oli 0,07–0,39 mGy (kuvio 11, liite 4, taulukko 11).



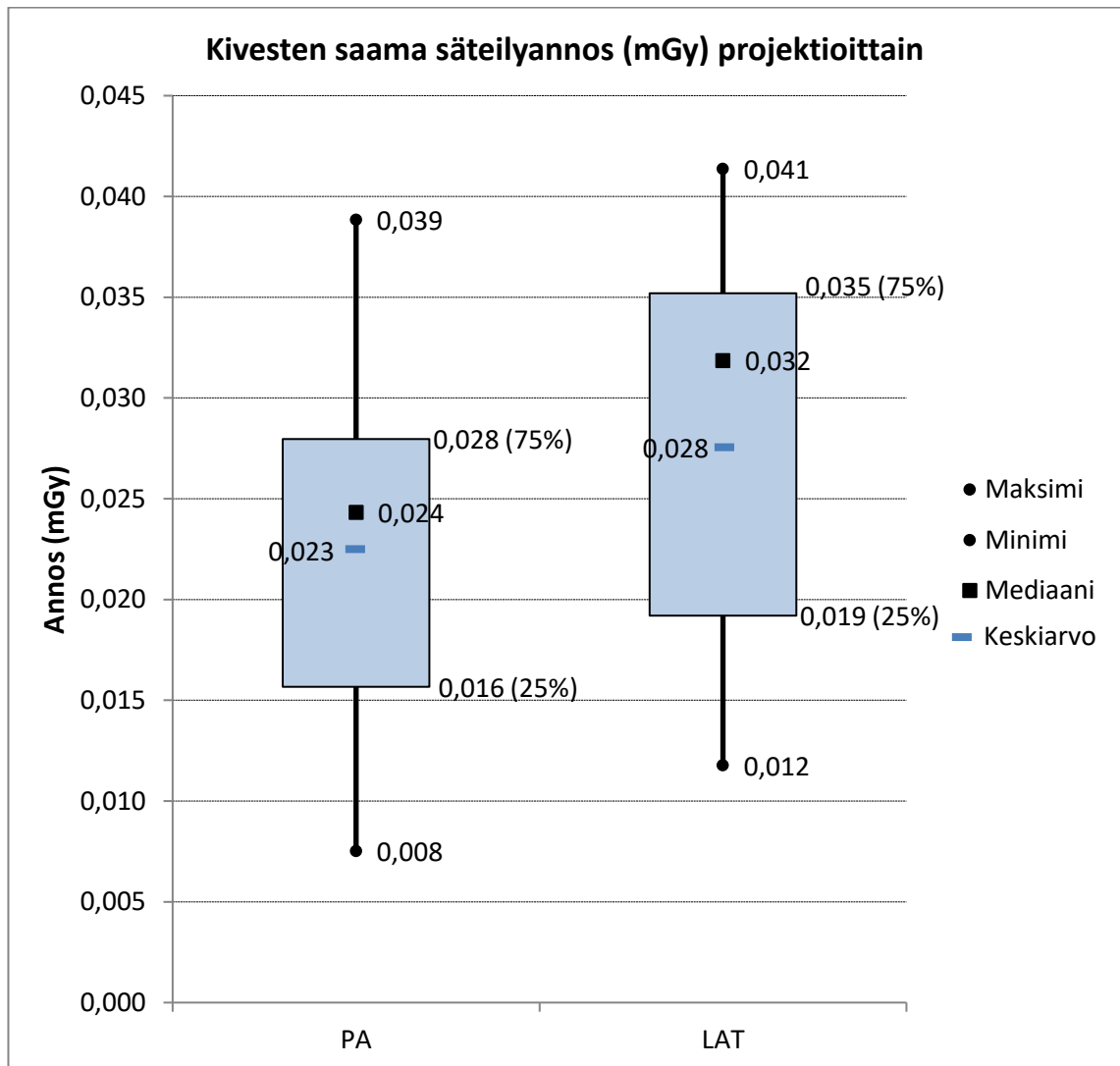
KUVIO 11. Virtsarakon saama laskennallinen säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Naisten (f=11) munasarjojen saaman säteilyannoksen keskiarvo lannerangan röntgen-
tutkimuksessa oli 0,36 mGy (Md 0,35 mGy) PA-projektiossa vaihteluvälin ollessa 0,14–
0,58 mGy. Munasarjojen saaman säteilyannoksen keskiarvo LAT-projektiossa oli 0,42
mGy (Md 0,42 mGy) ja vaihteluväli oli 0,10–0,63mGy (kuvio 12, liite 4, taulukko 12).



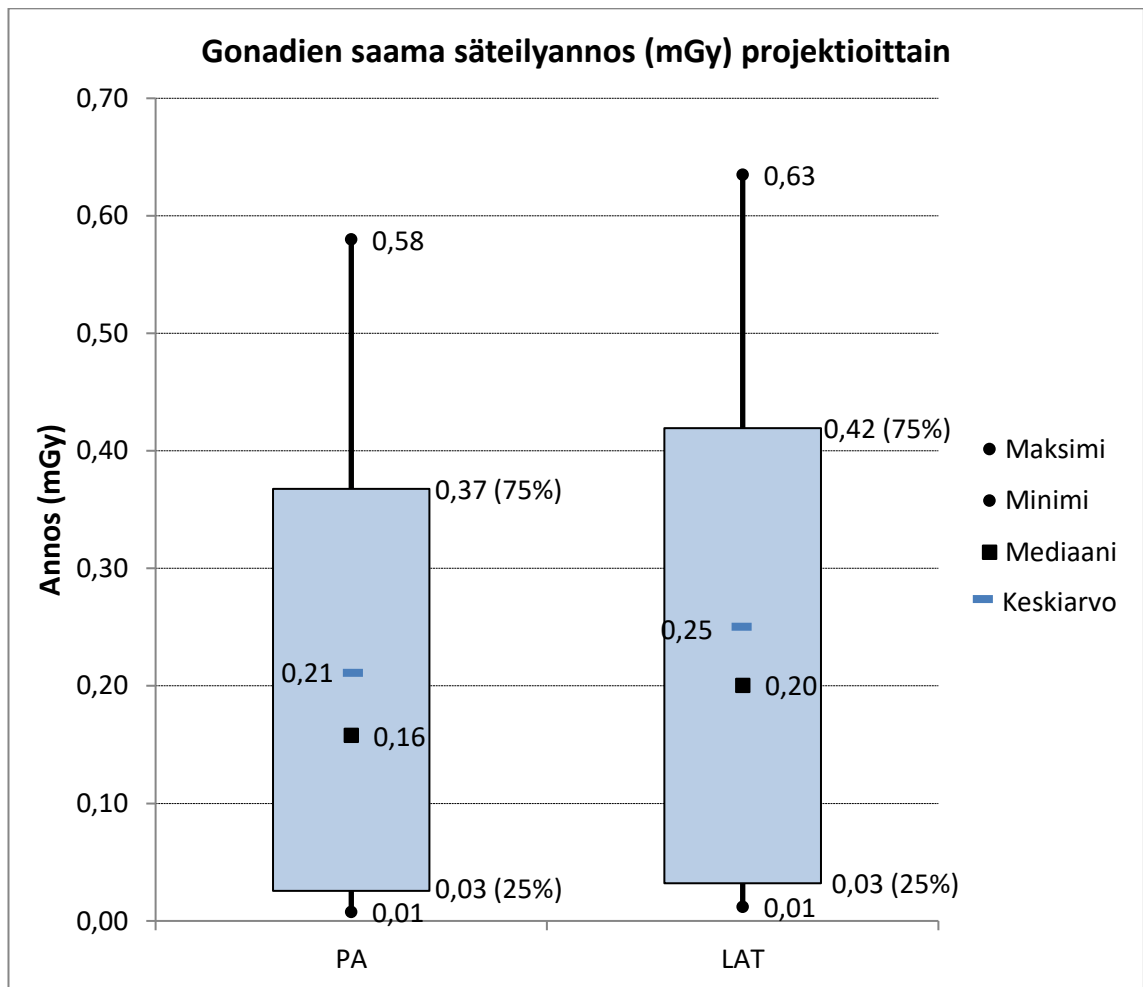
KUVIO 12. Naisten munasarjojen saama laskennallinen säteilyannos (mGy) PA- ja
LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Miesten ($f=9$) kivesten saaman säteilyannoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksessa oli 0,023 mGy (Md 0,024 mGy) PA-projektiossa vaihteluvälin ollessa 0,008–0,039 mGy. Kivesten saaman säteilyannoksen keskiarvo LAT-projektiossa oli 0,028 mGy (Md 0,032 mGy) ja vaihteluväli oli 0,012–0,041mGy (kuvio 13, liite 4, taulukko 13).



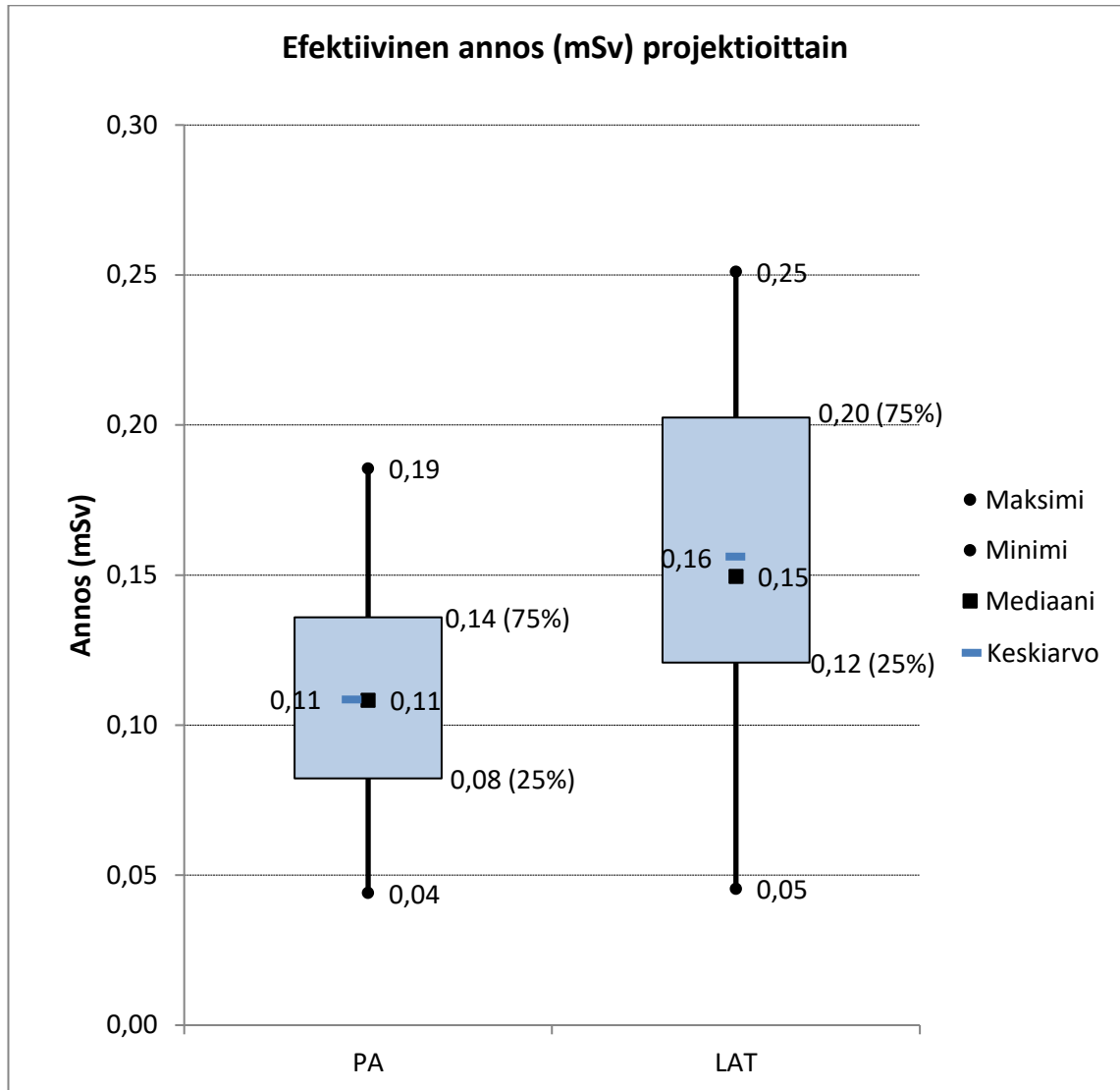
KUVIO 13. Miesten kivesten saama laskennallinen säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Miesten ja naisten saamien gonadiannosten keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksessa oli 0,21 mGy (Md 0,16 mGy) PA-projektiossa vaihteluvälin ollessa 0,01–0,58 mGy. Gonadien saaman säteilyannoksen keskiarvo LAT-projektiossa oli 0,25 mGy (Md 0,20 mGy) ja vaihteluväli oli 0,01–0,63mGy (kuvio 14, liite 4, taulukko 14).



KUVIO 14. Miesten ja naisten gonadien saama laskennallinen säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Potilaiden saaman laskennallisen efektiivisen annoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksessa oli PA-projektiossa 0,11 mSv (Md 0,11 mSv) vaihteluvälin ollessa 0,04–0,19 mSv. Efektiivisen annoksen keskiarvo LAT-projektiossa oli 0,16 mSv (Md 0,15 mSv) ja vaihteluväli oli 0,05–0,25 mSv (kuvio 15, liite 4, taulukko 15).

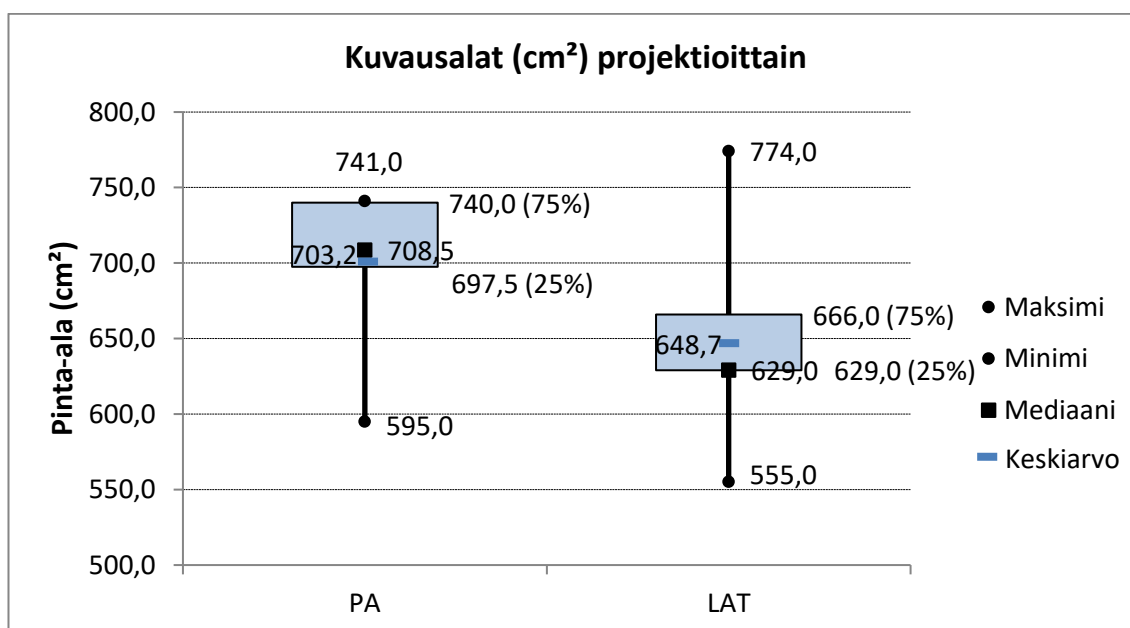


KUVIO 15. Laskennallinen efektiivinen annos (mSv) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

6.4 Radiologinen laitetekniikka lannerangan röntgentutkimuksessa

Lannerangan röntgentutkimuksessa käytetty laite oli Philipsin Digital Diagnost taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävä pystyteline (Optimus 50 RAD generaattori). Laitteen hankintavuosi oli 2008 ja kuvareseptori Pixium 4600A käyttää epäsuoraa konversiota (cesiumjodidi, CsI) säteilyn muuttamisessa signaaliksi. Röntgenputken fokuskoot olivat 0,6 ja 1,0 mm ja anodilautasen kulma 15°. Lannerangan röntgenkuvauksessa käytettiin 1,0 mm fokuskokoa. Röntgenputken kiinteä suodatus oli 2,5 mmAl ja lisäsuodatus 2,0 mmAl, eli kokonaissuodatus lannerangan röntgentutkimuksessa oli 4,5 mmAl. Röntgenlaitteeseen syötetty lannerangan kuvausohjelma antoi PA-projektion putkijännitteeksi 85 kV ja LAT-projektion 95 kV sekä valotusautomaatin keskikammion aktivoimisen kaikille lannerangan röntgentutkimuksille. Röntgenputken säteilyntuotto käytetyillä putkijännitteillä ja suodatuksella oli 0,044 mGy/mAs (PA) ja 0,057 mGy/mAs (LAT). Kuvareseptorin suhteellinen nopeus/herkkyys oli 400. Potilaan ja detektorin väliin asetettu hila oli $r=12$; 36/cm, joka oli fokusoitu 140 cm etäisyydelle. Kuvausetäisyys (SID) oli 150 cm ja etäisyys tukipinnalle 145 cm.

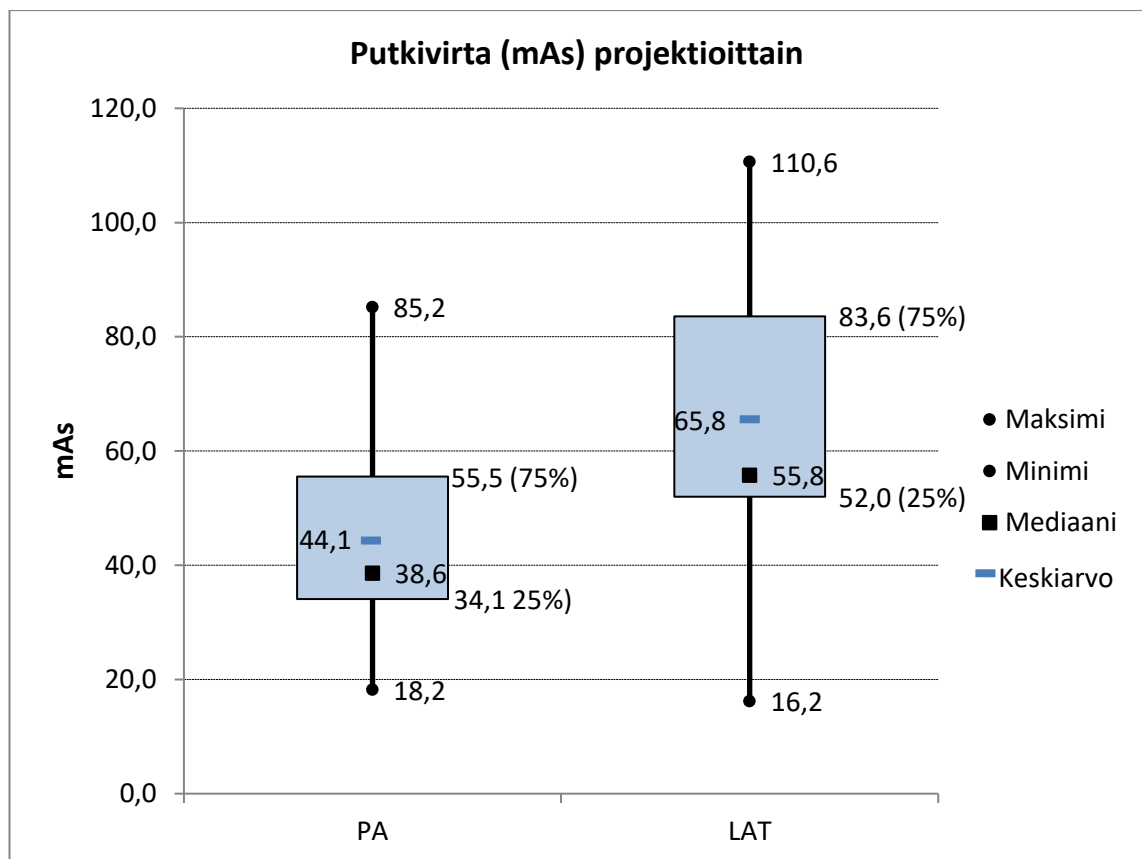
Lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektion kuvausalojen eli kenttäkokojen keskiarvo telineen tukipinnalla oli 703,2 cm² (Md 708,5 cm²) vaihteluvälin ollessa 595,0–741,0 cm². LAT-projektion kenttäkokojen keskiarvo oli 648,7 cm² (Md 629,0 cm²) vaihteluvälin ollessa 555,0–774,0 cm² (kuvio 16, liite 4, taulukko 16).



KUVIO 16. Kuvausalueen koko telineen tukipinnalla PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Röntgenlaitteeseen lannerangan röntgenkuvausta varten syötetty valmis kenttäkoko oli PA-projektiossa 20*37 cm (740 cm²) ja LAT-projektiossa 18*37 cm (666 cm²). PA-projektion leveyden vaihteluväli oli 17–21 cm ja korkeuden vaihteluväli 34–43 cm. LAT-projektion leveyden vaihteluväli oli 15–19 cm ja korkeuden vaihteluväli 33–43 cm. 33 %:ssa eksponoinneista kenttäkokoja ei ollut muutettu asetetuista. Leveyttä oli pienennetty 53 %:ssa kuvauksista ja suurennettu 5 %:ssa. Korkeutta oli pienennetty 23 %:ssa kuvauksista ja suurennettu 13 %:ssa kuvauksista.

Putkivirran ja valotusajan tulon (mAs) keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 44,1 mAs (Md 38,6 mAs) vaihteluvälin ollessa 18,2–85,2 mAs. LAT-projektiossa mAs:n keskiarvo oli 65,8 mAs (Md 55,8 mAs) ja vaihteluväli oli 16,2–110,6 mAs (kuvio 17, liite 4, taulukko 17).



KUVIO 17. Putkivirta (mAs) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Käänteinen Exposure Index (EI) arvo oli 400 kaikissa (100 %) lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektioissa. LAT-projektiossa EI arvo 500 esiintyi eniten (14 kertaa, 70 %), arvo 630 esiintyi 4 kertaa (20 %), 400 kerran (5 %) ja 800 kerran (5 %).

7 POHDINTA

7.1 Potilaiden saamat säteilyannokset

Tässä opinnäytetyössä kuvailtiin potilaiden saamia säteilyannoksia lannerangan röntgentutkimuksessa taulukuvailmaisintekniikkaa (DR) käytettäessä. Annostasot (ESD ja DAP) jäivät alle Säteilyturvakeskuksen antamien vertailutasojen (STUK 2014a) ja myös kansainvälisesti verrattuna tasot olivat matalimpien joukossa (European Commission 2014, 15–16). Elinkohtaiset annokset (luuydin, paksusuoli, ohutsuoli, virtsarakko ja sukurauhaset) sekä efektiivinen annos laskettiin PCMXC-annoslaskentaohjelmaa käyttäen. Annoksia vertailtiin lannerangan eri projektioissa saatuihin annoksiin Suomessa ja kansainvälisesti. Vertailumateriaali oli heterogeenistä ja johtopäätösten tekeminen vaikeaa.

Lannerangan röntgentutkimuksessa käyneistä henkilöistä 11 oli naisia ja 9 miehiä. Osoitetaan voidaan pitää melko tasapuolisena sukupuolen suhteen sekä riittävän suurena. STUKin ohjeen mukaan osallistujia tulee olla vähintään 10, jotta annosten vertailu vertailutasoihin voidaan suorittaa luotettavasti (STUK 2014a). Potilaiden ikäjakauma oli suuri, 17–88 vuotta. Puolet osallistuneista oli 50–70-vuotiaita. Selkäkipu lisääntyy naisilla iän myötä Viikari-Junturan ym. (2012, 92) mukaan, mutta miehillä ei. Tämän opinnäytetyön ikäjakauma viittaa siihen, että molemmilla sukupuolilla on iän myötä suurempi syy tulla lannerangan röntgentutkimukseen. STUKin ohjeen mukaan (STUK 2014a) potilaiden painon keskiarvon tulee olla noin 70 kg vaihteluvälin ollessa 55–85 kg. Naiset olivat keskimäärin 10 kg miehiä kevyempiä, mutta yhteinen painojen keskiarvo oli 69,7 kg. Vertailukelpoisuus vertailutasoihin nähden voitiin siis katsoa saavutetuksi. Yksi naisista oli 54 kg, eli alle ohjeistuksen, mutta hänet hyväksyttiin mukaan otokseen. Tämän johdosta painon keskiarvo laski hieman.

Potilaiden **saaman pinta-annoksen (ESD)** keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 1,80 mGy, mikä alittaa STUKin antaman vertailutason 3,5 mGy ja on samalla tasolla kuin taulukuvailmaisimella saavutettavissa oleva taso 1,8 mGy (STUK 2014b). 50 % pinta-annoksista sijoittui 1,3–2,2 mGy välille, mikä on hyvää tasoa taulukuvailmaisintekniikkaa käytettäessä. Lannerangan röntgenkuvauksen LAT-projektion ESD:n keskiarvo oli 4,07 mGy, mikä alittaa reilusti vertailutason 10,0 mGy.

50 % LAT-projektion pinta-annoksista sijoittui 3–5 mGy välille. **Annoksen ja pinta-alan tulon** (DAP) keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,59 Gy cm^2 , mikä alittaa vertailutason 1,0 Gy cm^2 ja taulukuvailmaisimella saavutettavissa olevan tason 0,7 Gy cm^2 . Puolet DAPeista sijoittui 0,42–0,76 Gy cm^2 välille ja noin 70 % alle taulukuvailmaisimilla saavutettavissa olevan tason. Lannerangan röntgentutkimuksen LAT-projektion DAPin keskiarvo oli 0,98 Gy cm^2 , mikä alittaa selvästi vertailutason 2,1 Gy cm^2 ja taulukuvailmaisimella saavutettavissa olevan tason 1,5 Gy cm^2 . Puolet LAT-projektion DAPeista sijoittui 0,75–1,31 Gy cm^2 välille ja yli 75 % alle saavutettavissa olevan tason 1,5 Gy cm^2 . Röntgenyksikön lannerangan röntgentutkimuksessa käyneiden potilaiden saamat säteilyannostasot ovat siis ”hyvän käytännön mukaiset” (STUK 2014b) eli taulukuvailmaisimella saavutettavissa olevaa tasoa tai sen alle. Hyvästä tuloksesta huolimatta säteilyturvallisuuteen liittyvää optimointia tulee jatkaa ja varmistaa, ettei säteilyaltistus ole tarpeettoman suuri (STUK 2014a; STUK 2014b).

Jos verrataan tässä opinnäytetyössä annoksen ja pinta-alan tulon keskiarvoja Puljulan ja Miettisen (2015, 27) julkaisemiin annostasoihin lannerangan röntgentutkimuksissa Suomessa, voidaan todeta, että heidän tuloksissaan AP/PA-projektion DAPin keskiarvo 0,8 Gy cm^2 ja LAT-projektion keskiarvo 1,37 Gy cm^2 olivat hieman korkeammat kuin tässä opinnäytetyössä. Puljulan ja Miettisen (2015) opinnäytetyössä oli tarkasteltu taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävien röntgenlaitteiden annostasoja kuten tässäkin opinnäytetyössä.

Lannerangan röntgentutkimuksen säteilyannosta verrattaessa 36 Euroopan maan keskimääräisiin annostasoihin (European Commission 2014, 15–16; taulukko 1), tämän opinnäytetyön röntgenyksikön annostasoja voitiin pitää alhaisina normaalikokoisella (70 kg) potilaalla. Pinta-annos oli lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa 82 % matalampi ja LAT-projektiossa 86 % matalampi tässä opinnäytetyössä. Kanadassa tehdyssä lannerangan taulukuvailmaisintekniikalla suoritettussa tutkimuksessa (Tonkopi ym. 2012, 240) potilaan saamien pinta-annosten keskiarvo oli lannerangan AP-projektiossa 3,89 mGy ja LAT-projektiossa 8,47 mGy eli 54 % ja 52 % korkeampi kuin tässä opinnäytetyössä. Tutkimusartikkelin mukaan fantomimittauksessa päästiin kuitenkin pienempiin annoksiin: lannerangan AP-projektiossa ESD:n keskiarvo oli 1,42 mGy ja LAT-projektiossa 5,34 mGy (Tonkopi, ym. 2012, 240). Edellä mainitut tutkimustulokset vahvistavat sen, että pelkkä taulukuvailmaisintekniikan käyttö ei takaa matalaa annosta, vaan kuvausparametrit on optimoitava (vrt. STUK 2014a).

Potilastutkimuksessa, jonka Zhang ja Chu (2012, 197–198) ovat tehneet, lannerangan röntgentutkimuksen ESD oli ennen annosten optimointia samalla tasolla kuin tämän opinnäytetyön kuvaamassa röntgenyksikössä, mutta optimointiprosessin jälkeen 0,61 mGy AP-projektiossa ja 1,52 mGy LAT-projektiossa, mikä on 71 % ja 67 % vähemmän kuin röntgenyksikössä. Potilaiden keskimääräinen paino oli tosin matalampi ja kohteen paksuus pienempi (65 kg / 20 cm). Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) laski optimoinnin jälkeen AP-projektiossa 0,32 Gy cm^2 :iin ja LAT-projektiossa 0,78 Gy cm^2 :iin (Zhang & Chu 2012, 198), mikä tarkoittaa 46 % ja 20 % pienempää annosta (DAP) kuin tässä opinnäytetyössä. Optimointia on siis mahdollista jatkaa, vaikka annos on alhainen. Artikkelin mukaan (Zhang & Chu 2012, 197–198) optimointiprosessiin kuului laitteiston kalibrointi, putkijännitteen nostaminen, kuvausetäisyyden tarkistus, putkivirran määrittäminen annoksen, valotusautomaatiikan ja Exposure Indexin avulla sekä, kuva-alan pienentäminen, röntgenhoitajien kouluttaminen ja huolellinen potilaan ohjaus. Kyseessä olivat siis röntgentutkimukseen liittyvät perusparametrit ja -tekniikat.

Tutkittavan kohteen paksuus vaikuttaa säteilyannoksen suuruuteen (Toivonen ym. 1999, 151, Geijer ym. 2009, 67). Tonkopin ym. (2012, 239) tutkimuksessa keskimääräinen potilaiden saama annos lannerangan röntgentutkimuksessa oli 30 % suurempi kuin fantomilla suoritettulla kuvauksella. Johtopäätös oli se, että suurin osa potilaista oli ollut PA-suunnassa kuvauskohteen kohdalta läpimitaltaan lähempänä 23 cm:ä, kun normaaliksi läpimitaksi oli määriteltä 18–23 cm (Tonkopi ym. 2012, 239). Kuvattavan kohteen paksuuden vaihteluväli tämän opinnäytetyön lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 20–29 cm ja LAT-projektiossa 30–36 cm. Kohtalaista positiivista korrelaatiota oli havaittavissa PA-projektiossa ($r=0,68$) pinta-annoksen ja kohteen paksuuden suhteen. ESD siis kasvoi kohteen paksuuden kasvaessa. LAT-projektiossa pinta-annoksen ja kohteen paksuuden korrelaatio oli heikkoa ($r=0,27$). Puljula ja Miettinen (2015, 28) ovat opinnäytetyössään tutkineet, miten potilaan paino (keskiarvo 71,5 kg) vaikuttaa lannerangan röntgentutkimuksen ESD:hen. Positiivista korrelaatiota oli havaittavissa molemmissa projektioissa: PA $r=0,42$ ja LAT $r=0,44$ (Puljula & Miettinen 2015, 28). Vaikuttaa siltä, että kuvattavan kohteen paksuus AP/PA-suunnassa vaikuttaa pinta-annokseen enemmän kuin potilaan paino. LAT-suunnassa annokset ovat luonnollisesti suuremmat, koska normaalikokoinen potilas on leveämpi sivusuunnassa kuin etusuunnassa (Toivonen ym. 1999, 151).

Elinkohtaiset annokset lannerangan röntgentutkimuksessa laskettiin PCXMC-annoslaskentaohjelmalla (STUK 2015). Aktiivisen luuytimen saaman annoksen keskiarvo oli PA-projektiossa 0,23 mGy ja LAT-projektiossa 0,20 mGy. Sinkkosen (2014, 62) opinnäytetyössä luuytimen annoksiksi saatiin AP-projektiossa 0,04 mGy ja LAT-projektiossa 0,11 mGy 150 cm etäisyydeltä kuvattuna, mikä on 83 % ja 45 % vähemmän kuin tässä opinnäytetyössä. Chaparian ym. (2014, 33) laskivat luuytimen annokseksi 0,486 mSv lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa ja 0,117 mSv AP-projektiossa sekä 0,566 mSv LLAT-projektiossa. Artikkelista ei käy ilmi onko tutkimuksessa käytetty digitaalista vai analogista tekniikkaa, mikä voisi selittää annosten suuruuden. Chaparianin ym. (2014, 33) mittauksessa keskiverto potilas oli hieman painavampi (73,2 kg) ja suodatus vähäisempi (1,5–2,5 mmAl), mikä vaikuttaa osaltaan annoksen suuruuteen. Käytetty putkijännite oli myös alhaisempi (PA 64–70, LAT 78–88 kV) Chaparianin ym. tutkimuksessa kuin tässä tai Sinkkosen opinnäytetyössä (PA 77–85, LAT 90–95kV), mikä nostaa potilaan saamaa annosta. Sinkkosen opinnäytetyössä (2014, 26–27) käytettiin 4,8 mmAl suodatusta ja tässä opinnäytetyössä 4,5 mmAl suodatusta.

Chaparianin (2014, 33), Sinkkosen (2014, 62) ja tämän opinnäytetyön esittämät aktiivisen luuytimen saamat säteilyannokset lannerangan röntgentutkimuksessa eroavat toisistaan. Suurin syy etukuvan luuytimen annoksen eroavuuteen on se, että säteilyannos on PA-suunnassa suurempi kuin AP-suunnassa, koska selkä ja ristiselkä ovat lähempänä röntgenputkea. Tätä tukee se, että Chaparianin ym. (2014, 33) tuloksissa AP-suunnan annos oli selkeästi (76 %) PA-suunnan annosta pienempi, sekä se, että Sinkkosen (2014, 62) määrittämä luuytimen annos on AP-projektiossa 83 % pienempi kuin tässä opinnäytetyössä. Myös käytetty kenttäkoko vaikuttaa laskettuun annokseen. Chaparianin ym. (2014, 37) määrittämät annokset on annettu yksikössä mSv eikä mGy. Ekvivalenttiantosten laskemisessa otetaan huomioon säteilylaadun vaikutukselle annettu kerroin. Röntgensäteilylle kerroin on 1, joten annoksia on mahdollista verrata suoraan toisiinsa (Mustonen ym. 2009, 40).

Paksusuolen saaman säteilyannoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,21 mGy ja LAT-projektiossa 0,48 mGy. Davey ja England (2015, 192) ovat tutkineet putkijännitteen vaikutusta säteilyannokseen ja elinkohtaisiin annoksiin AP- ja PA-projektiossa lannerangan fantomitutkimuksena. PCXMC-ohjelman mukaan paksusuolen saama annos 85 kV jännitteellä oli AP-projektiossa noin 0,028 mGy

ja PA-projektiossa 0,075 mGy. Kuvat otettiin kuvalevyille 115 cm etäisyydeltä suodatuksen ollessa 3 mmAl ja hilan ratio 10:1, 40/cm. (Davey & England 2015, 188–189, 192.) Artikkelista ei käy ilmi, miksi säteilyannokset ovat vain kymmenesosa tämän työn annoksiin verrattuna. Chaparianin ym. (2014, 33) tutkimuksessa paksusuolen saama säteilyannos oli PA-projektiossa 0,329 mSv ja LLAT-projektiossa 0,830 mSv, eli noin kaksinkertainen tämän työn annostasoihin verrattuna. Edellä esitetyt paksusuolen saamat säteilyannokset eroavat suuresti toisistaan. Kuvaustekniikan lisäksi kenttäkoko on mahdollisesti vaikuttanut tuloksiin, kuten myös fantomin koko suhteessa oikeiden potilaiden kokoon.

Ohutsuolen saaman säteilyannoksen keskiarvo tässä opinnäytetyössä lannerangan röntgentutkimuksessa PA-projektiossa oli 0,28 mGy ja LAT-projektiossa 0,41 mGy. Tietoa ohutsuolen saamista säteilyannoksista ei löytynyt muista tutkimuksista. Virtsarakon saaman säteilyannoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,20 mGy ja LAT-projektiossa 0,24 mGy tässä opinnäytetyössä. Sinkkosen opinnäytetyössä (2014, 63) annosten keskiarvo 150 cm etäisyydeltä oli 1,05 mGy AP-projektiossa ja 0,14 mGy LAT-projektiossa, eli AP-projektiossa noin 81 % suurempi kuin PA-projektiossa tässä opinnäytetyössä. Chaparianin ym. (2014, 33) laskemat annokset olivat vastaavasti AP-projektiossa 89 % (1,690 mSv), PA-projektiossa 15 % (0,235 mSv) ja LAT-projektiossa 22 % (0,307 mSv) suuremmat kuin tässä opinnäytetyössä. PA-projektiossa virtsarakko saa siis pienemmän säteilyannoksen verrattuna AP-projektion annokseen.

Kuvaussuunta AP/PA vaikuttaa huomattavasti kivesten saamaan annokseen lannerangan röntgentutkimuksessa. PA-suunta vähentää lannerangan röntgentutkimuksessa Chaparianin ym. (2014, 32) mukaan 86 % ja Mekisin ym. (2010, 333) mukaan 93,1 % kiveksiin tulevaa sironnutta säteilyä. Tässä opinnäytetyössä lannerangan etukuvat oli otettu PA-suunnassa ilman erillistä sädesuojaa säteilyannoksen keskiarvon ollessa 0,023 mGy ja LAT-projektiossa 0,028 mGy (miehet $f=9$). Mekisin ym. (2010, 337) saama PA-suunnan vastaava säteilyannos oli samansuuruinen 0,02 mGy (keskihajonta 0,003 mGy), vaikka kyseessä oli sakroiliakanivelten tutkimus eikä koko lannerangan tutkimus. Kuvattavan alueen alareuna tulee kuitenkin lähes samalle tasolle. Mittausten mukaan PA-projektiossa käytetty sädesuoja (ei kuppimainen) vähensi kivesten saamaa annosta 94,9 % (Mekis ym. 2010, 333–335).

Clancyn ym. (2010, 133–134) tutkimuksessa lannerangan röntgentutkimuksen AP-projektiossa kuva-alan alareunaan asetettu suojaesiliina vähensi kivesten saamaa annosta 42 %. LAT-projektiossa kivesten annos oli 0,0102 mGy eli noin puolet vähemmän kuin tässä opinnäytetyössä, kun sädesuojaa ei ollut käytetty, 0,0093 mGy putkenpuoleista suojaesiliinaa käytettäessä ja 0,0076 mGy (annos -12 %), kun käytettiin koko lantiotta ja kivekset ympäröivää suojaa (Clancy ym. 2010, 134). Artikkelista ei käy ilmi, mitä kuvausarvoja (kV, mAs, SID) mittauksessa on käytetty eikä selitystä sille, miksi saadut kivesten annokset ovat paljon pienemmät kuin tässä opinnäytetyössä. Johtopäätöksenä voidaan todeta, että röntgenyksikön käyttämä kivesten sädesuojaus PA-projektion muodossa lannerangan röntgentutkimuksessa on melko hyvä. Suojausta voitaisiin tehostaa asettamalla kuva-alan alareunaan suojaesiliina putken puolelle tai käyttämällä kuppimaista kivessuojaa (vrt. STUK 2005, 5; Clancy 2010, 133–144).

Naisten munasarjoja on vaikea suojata lannerangan röntgentutkimuksessa. Chaparianin ym. (2010, 32) mukaan PA-suunta vähensi ovaarioiden annosta 31 %. Clancyn ym. (2010, 133) mukaan suojaesiliina AP-projektiossa ei vähentänyt munasarjojen saamaa annosta. Tässä opinnäytetyössä laskettu naisten (f=11) munasarjojen saaman annoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 0,36 mGy ja LAT-projektiossa 0,42 mGy. Miesten ja naisten saama keskimääräinen gonadiannos PA-projektiossa oli 0,21 mGy ja LAT-projektiossa 0,25 mGy. Sinkkosen (2014, 63) laske- ma sukurauhasten saama annos lannerangan röntgentutkimuksen AP-projektiossa (SID 150 cm) oli 0,41 mGy ja LAT-projektiossa 0,24 mGy. Sinkkosen (2014) aineistoon kuului yhdeksän naista ja vain yksi mies, joten gonadien saamien säteilyannosten vertailu (12 % ero tähän opinnäytetyöhön verrattuna) tukee Chaparianin ym. (2010, 32) saamaa tulosta, jossa munasarjojen saama säteilyannos oli hieman pienempi PA-projektiossa.

Lannerangan röntgentutkimuksen keskimääräinen **efektiivinen annos** tässä opinnäytetyössä oli PA-projektiossa 0,11 mSv ja LAT-projektiossa 0,16 mSv. Daveyn ja Englannin (2015, 191–193) suorittamassa lannerangan fantomimittauksessa PA-projektion annos oli 83 % (0,019 mSv) matalampi. Mahdollisesti pienempi annos selittyy pienemmällä hilasuhteella (10:1) ja suodatuksella (3 mmAl) sekä fantomin koolla. Toisaalta putkijännite 75 kV ja etäisyys 115 cm nostavat annosta (vrt. Sinkkonen 2014, 46; Tugwell 2014, 351). Chaparianin ym. tutkimuksessa (2014, 37) lannerangan AP-projektion efektiivinen annos oli keskimäärin 0,459 mSv ja PA-projektion 0,226 mSv eli 76 % ja

51 % suurempi kuin tässä opinnäytetyössä. RLAT-projektion annos oli 0,557 mSv ja LLAT-projektion 0,450 mSv, eli 71 % ja 65 % suurempi kuin tässä opinnäytetyössä. Chaparianin (2014, 37) tulokset eivät ole samansuuntaiset Ben-Shlomon ym. (2016, 558) tutkimustulosten kanssa, joissa RLAT-projektio antaisi pienemmän efektiivisen annoksen kuin LLAT-projektio selkärangan röntgentutkimuksessa. Tämän opinnäytetyön efektiivisen annoksen keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 45 % alhaisempi kuin Sinkkosen (2014, 63) AP-projektion annos (0,20 mSv). Tulos saa tukea Chaparianin ym. (2014, 37) ja Ben-Shlomon ym. (2016, 558) annosmäärityksistä, joissa PA-suunta antoi selkärangan röntgentutkimuksessa pienemmän efektiivisen annoksen. Lannerangan röntgentutkimuksen LAT-projektion säteilyannos oli 37 % suurempi tässä opinnäytetyössä kuin Sinkkosen (2014, 63) määrittämä annos (0,10 mSv).

7.2 Tutkimuksessa käytetty laitetekniikka

Röntgenyksikön käyttämä laitetekniikka lannerangan röntgentutkimuksessa täytti Euroopan Unionin antamat laitetekniikan suositukset (DIMOND III 2004, 33–34; taulukko 1). Parametreja ja tutkimustekniikkaa voitiin pitää hyvänä myös kansallisiin ja kansainvälisiin tutkimuksiin verrattuna. Röntgenyksikössä käytetty laite oli, EU-suositusten mukaan (DIMOND III 2004, 33–34), hilalla varustettu pystyteline, suoradigitaalitekniikkaa (DR) käyttävä taulukuvailmaisina. Uffmannin ja Schaefer-Prokopin (2009, 202) mukaan modernit digitaalitekniikkaa hyödyntävät laitteet tarjoavat huomattavan mahdollisuuden pienentää potilaan saamaa annosta verrattuna filmi-vahvistuslevy-kuvantamiseen. **Putkijännite** PA-projektiossa oli 85 kV ja LAT-projektiossa 95 kV, mikä on täysin EU-suositusten mukaista. Valotusautomaatin keskikammio oli käytössä ja kuvausetäisyys oli 150 cm samojen suositusten rajoissa. Valotusajan pituutta ei tässä opinnäytetyössä ollut kirjattu. (vrt. DIMOND III 2004, 33–34.)

Kuvausjännitettä ja sen vaikutusta kuvanlaatuun, potilasannokseen ja muihin kuvausparametreihin on tutkittu paljon vuosien aikana (Seeram ym. 2013, 332–336). Lannerangan röntgentutkimuksessa suosituksena on korkean (75–95) kilovoltin käyttö (Doherty ym. 2003, 1992; DIMOND III 2004, 33–34; Zhang & Chu 2012, 198), vaikka yhä korkeampiin jännitteisiin pääsy, 96–102 kV (Doherty ym. 2003, 1992), on kyseenalaistettu viime vuosina (Geijer ym. 2009, 62). Päinvastoin, vaihtoehdoksi on esitetty mahdollisuutta laskea kuvausjännitettä digitaalisessa kuvantamisessa. Tämä edellyttää kuvare-

septorin herkkyuden nostamista. (Geijer ym. 2009, 62; Uffmann & Schaefer-Prokop (2009, 204.) Ilmeisesti lannerangan kuten myös muiden tutkimusten laitetekniikan suositukset tulevat muuttumaan tekniikan kehittyessä.

Tässä opinnäytetyössä **mAs**:n keskiarvo lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 44,1 ja LAT-projektiossa 65,8. Seeramin ja Davidsonin (2016, 380) fantomitutkimuksessa optimoiduiksi kuvausarvoiksi saatiin 81 kV ja 32 mAs lannerangan AP-projektiossa. Zhang ja Chu (2012, 198) antoivat optimoidulle lannerangan tutkimukselle kuvausarvot 75 kV ja 25 mAs AP-projektiossa ja 85 kV ja 40 mAs LAT-projektiossa, mikä on selkeästi vähemmän kuin tässä opinnäytetyössä. Gorham ym. (2010, 306) kuvasivat lannerangan sivukuvaa 90 kV:lla ja 125 mAs:lla, mikä taas on 50 % enemmän kuin tässä opinnäytetyössä. Mekis ym. (2010, 335) kuvasivat fantomin sakroiliakaniveliä etusuunnassa 83–90 kV:lla ja 37,1–39,1 mAs:lla, mikä on vain hieman alhaisempi kuin tämän opinnäytetyön PA-projektioissa. Kohteen koko vaikuttaa tarvittavan putkivirran määrään. Kolmessa viimeksi mainituissa mittauksessa kuvausetäisyys oli 115 cm, mikä näyttäisi olevan yleinen kuvausetäisyys lannerangan röntgentutkimuksissa. Tutkimusten mukaan (Sinkkonen 2014, 2; Tugwell ym. 2014, 351–352) etäisyyden kasvaessa potilaan saama ESD ja efektiivinen annos pienenee kuvanlaadun merkittävästi huonontumatta. Kuvausetäisyyden kasvattamista 110 cm:stä 140–150 cm:iin voidaan siis suositella (Sinkkonen 2014, 2; Tugwell ym. 2014, 351–352). Tämä onkin toteutunut tämän opinnäytetyön röntgenyksikön lannerangan kuvausmenetelmässä, jossa kuvausetäisyys oli 150 cm.

Valotusautomaatiikan keskikammion käyttö oli tavallista luetuissa tutkimusartikkeleissa, vaikka käsiarvojenkin käyttöä oli testattu (esim. Tugwell ym. 2014, 354). Mittakammio katkaisee virran tuoton, kun tarpeellinen määrä säteilyä on saapunut reseptorille, mutta putkijännite ja laitteiston nopeus tulisi optimoida yhteensopiviksi mittakammion herkkyuden kanssa (Geijer ym. 2009, 66). Moore (2016, 11) ja Matikka (2013, 58) varottavat sokeasti luottamaan röntgenlaitteen automaattiseen kuvausohjelmaan, vaan kehottavat kiinnittämään huomiota kuvausarvojen valinnassa potilaan habitukseen ja kohteen paksuuteen. Tässä opinnäytetyössä kaikki kuvaukset suoritettiin röntgenlaitteeseen syötettyä valmista kuvausohjelmaa käyttäen huomioimatta potilaan kokoa sen tarkemmin (54–84 kg; 155–187 cm). Kohteen paksuuden huomioiminen sopisi osaksi röntgenyksikön seuraavaa optimointiprosessia.

Röntgenyksikössä käytetyn röntgenputken **anodilautasen kallistuskulma** oli 15° , ja se mahdollistaa suuren fokuskoon käytön sekä mahtuu Carltonin ja Adlerin (2013, 115) antamaan $7\text{--}17^\circ$ vaihteluväliin. Euroopan Unionin suositusten mukaan (DIMOND III, 2004, 33–34) lannerangan tutkimuksessa fokuskoon tulee olla $\leq 1,3$ mm, jotta kuvan terävyys olisi riittävä (Carlton & Adler 2013, 433). Gorhamin ja Brennanin (2010, 304, 312) mukaan suuri **fokuskoko** vaikuttaa hyvin vähän kuvan terävyyteen, kun kuvaa arvioidaan visuaalisesti. Röntgenyksikön röntgenputkessa käytettiin asianmukaista 1,0 mm fokuskokoa lannerangan röntgentutkimuksessa.

Röntgenyksikössä lannerangan röntgentutkimuksessa käytetty putken **kokonaissuodatus** oli 4,5 mmAl, mikä on Euroopan Unionin suosituksen $\geq 3,0$ mmAl mukaista (DIMOND III 2004, 33–34.) Suodatuksen tulee olla vähintään 2,5 mmAl (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 205; STUK 2014c, 3). Tugwell ym. (2014, 352) sekä Davey ja England (2015,189) olivat käyttäneet 3 mmAl suodatusta, Geijer ym. (2009, 63) 4,5 mmAl ja Sinkkonen (2014, 26–27) 4,8 mmAl suodatusta lannerangan röntgentutkimuksessa. Suodatuksen lisääminen vähentää potilaan saamaa pinta-annosta ja vaatii korkean putkijännitteen eli läpätunkevan säteilyn (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 205). Suodatuksen määrää ja putkijännitettä ei voida rajattomasti nostaa potilaan saaman annoksen pienentämiseksi, koska kuvanlaatu huononee putkivirran määrän vähetessä. Barba ja Culp (2015, 608) olivat testanneet kuparisuodatuksen käytön mahdollisuutta lonkan röntgentutkimuksessa. He totesivat kuvanlaadun olevan hyväksyttävä ja ESD:n pienevän 64 % 0,1 mmCu suodatusta käytettäessä. Suodatuksen lisäämisen mahdollisuutta tulisi siis harkita tutkimuskäytäntöjä optimoitaessa. (Barba ja Culp (2015, 608.) Annoksen pienentäminen putkijännitettä laskemalla vaatii myös suodatuksen pienentämistä (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 205). Tässä opinnäytetyössä käytetty suodatus vaikuttaa optimoidulta nykyisiin kuvausparametreihin nähden.

Euroopan Unionin suosittama **hilan** ratio on 10:1 ja lamellien määrä 40/cm lannerangan röntgentutkimuksessa (DIMOND III 2004, 33–34). Röntgenyksikössä käytetyn hila ominaisuudet olivat 12:1; 36/cm. Ration suhteen hila pysäyttää paremmin sironnutta säteilyä, mutta lamellien määrän suhteen huonommin kuin suosituksessa. Oletettavasti suodatuksen tehokkuus on molemmissa samaa luokkaa. Sandborg ym. (1993, 1160) mukaan lannerangan AP-projektiossa (70 kV) hila, jossa on 36 lamellia/cm, ja jonka ratio on 12:1, vähensi potilaan saamaa annosta parhaiten. Samaa ratiota 12:1 suosittavat Court ja Yamazaki (2004, 950) parhaimmaksi yleishilaksi taulukuvailmaisintekniik-

kaa käytävässä kuvantamisessa. Heidän tutkimuksessaan lamellien määrä oli tosin 44/cm eli suodatus oli tehokkaampaa kuin tässä opinnäytetyössä. Tutkimusartikkeleissa mainitut hilan ominaisuudet olivat 10:1; 40/cm (Davey & England 2015, 189), 12:1; 40/cm (Mekis ym. 2010, 334), 13:1 (Clancy ym. 2010, 132) ja 13:1; 78/cm (Gorham & Brennan 2010, 305). Korkeampaa hilasuhdetta siis käytetään kuin mitä EU-suosituksessa on ehdotettu.

Hilan suojan ja väliaineen ollessa kuitua, kuten röntgenyksikön hiloissa oli, kuvanlaatu on parempi kuin korkeamman atomisen luvun omaavia materiaaleja käytettäessä hilamateriaalina (Court & Yamazaki 2004, 950). Tietylle etäisyydelle fokusoidun hilan etäisyyden vaihteluväli saa olla noin 30 cm natiivikuvantamisessa (Carlton & Adler 2013, 263). Röntgenyksikön lannerangan tutkimuksessa käytetty hila oli fokusoitu 140 cm:n kuvausetäisyydelle. Kuvausetäisyys lannerangan röntgentutkimuksessa oli 150 cm, mikä on edellä mainitun suosituksen mukainen. Hila nostaa potilaan saamaa annosta, ja on myös tutkittu, voiko mekaanisen hilan jättää pois. Chan ja Fung (2015, 214) ovat tutkineet hilan ja ilmahilan käytön vaikutusta annokseen ja kuvanlaatuun lantion röntgenkuvauksen fantomimittauksessa. Potilaan gonadien saama säteilyannos laski 69,4–79,4 % ja efektiivinen annos pieneni 2,3 kertaa 10 cm levyistä ilmahilaa käytettäessä verrattuna mekaanisella hilalla tehtyyn kuvaukseen. Kuvanlaadun taso pysyi riittävän korkeana esim. ortopedisten tutkimusten arviointiin. Jos laitevalmistajat mahdollistavat ilmahilan käytön teknisesti, tulevaisuudessa suoritetaan todennäköisesti enemmän röntgenkuvauksia ilmahilan avulla kuin nykyään. (Chan ja Fung 2015, 214, 221.)

Röntgenyksikön lannerangan röntgentutkimuksessa käytetty **kuvareseptori** oli epäsuoraa konversiota käyttävä cesiumjodidi (CsI) taulukuvailmaisina. Kyseistä tekniikkaa käytetään yleisimmin natiiviröntgenkuvauksiin tarkoitetuissa taulukuvailmaisimissa (Matikka 2013, 58). Detektorin suhteellinen **herkkyys ja nopeus** lannerangan tutkimuksessa oli 400. Uffmannin ja Schaefer-Prokopin (2009, 204) mukaan DR-laitteissa 400 nopeus vastaa korkeaa kuvanlaatua. Keskitason kuvanlaadun nopeus olisi 800 ja matalan 1600. Hän ehdottaa ICRP-suositusten (Julkaisu 60/1992 ja 93/2004) sekä Buschin ja Faulknerin (2005) artikkelin pohjalta, että laitteiston herkkyyttä tulisi muuttaa kuvausindikaation mukaan siten, että osteosynteessimateriaalin kontrolliin riittäisi matala kuvanlaatu, kroonisen selkäkivun kuvantamiseen keskitasoinen kuvanlaatu ja primääriin luustokasvaimen tai murtumalinjan tutkimiseen korkea kuvan-

laatu. (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 204.) Kuvanlaadun ja detektorin suhteellisen herkkyyden suhdetta olisi mahdollista myös röntgenyksikössä arvioida tulevaisuudessa. Kuvanlaatuun vaikuttaa suuresti annoksen lisäksi kuvan prosessointitapa (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 206).

Exposure Index (EI) on numeerinen parametri, joka antaa käyttäjälle viitettä siitä, onko tutkimuksessa käytetty hyvää kuvaustekniikkaa, ja onko kuvareseptorin säteilytys ollut riittävää (Seeram ym. 2013, 337). EI kuvaa detektorille saapunutta annosta ja siihen vaikuttaa sekä potilaan ominaisuudet että kuvausparametrit yhdessä. Saman EI:n voi saada, vaikka potilaiden rakenne ja kuvausarvot vaihtelisivat. (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 207.) Röntgenyksikön lannerangan röntgentutkimuksen kaikissa PA-projektioissa EI oli 400, mutta vaihteli LAT-projektiossa 400–800 välillä siten, että 70 %:ssa kuvauksista arvo oli 500. Luku 400 vastaa optimaalista annosta detektorilla. Philips käyttää käänteistä EI-suuretta, eli annoksen kasvaessa numeerinen luku pienenee. Seeramin ja Davidsonin (2016, 380) tekemässä mittauksessa tutkittiin mAs:n ja annoksen suhdetta Exposure Indexiin lannerangan ja lantion fantomitutkimuksissa. Positiivinen lineaarinen riippuvuus todettiin vahvaksi. Tämän perusteella voidaan todeta, että tämän opinnäytetyön PA-projektioissa detektorin saama annos on kuvausteknisesti optimaalinen, mutta LAT-projektiossa annos jäi pääosin vajaaksi, koska EI oli lähes kaikissa (90 %) 500–800. Tämä ei välttämättä tarkoita sitä, että kuva olisi visuaalisesti arvioituna huonolaatuinen. Seeramin ja Davidsonin (2016, 386–388) mukaan paras kuvanlaatu, optimoitu mAs ja niiden antama EI voivat poiketa laitevalmistajan kuvaukselle suosittelemista EI-arvoista.

Kuvatun alueen koolla on merkitystä potilaan saamiin säteilyannoksiin. Kenttäkoon kasvaessa potilaan saama kokonaisannos kasvaa (Carlton & Adler 2013, 212). Röntgenyksikön laitteeseen valmiiksi syötetty kenttäkoko lannerangan röntgentutkimuksen PA-projektiossa oli 20*37 cm (740 cm²) ja LAT-projektiossa 18*37 cm (666 cm²). Opinnäytetyötä varten luetuissa artikkeleissa oli harvoin mainintaa kenttäkokoista. Chaparian ym. (2014, 33) käyttivät lannerangan röntgentutkimuksen etukuvassa 20*40 cm kenttäkokoja ja LAT-projektiossa 14*18 cm kenttäkokoja. Gorham ja Brennan (2010, 306) käyttivät selkäfantomin LAT-projektiossa 17*36 cm kenttäkokoja. Zhang ja Chu (2012, 198) mainitsevat, että kenttäkokoja pienennettiin optimointiprosessissa. Fantomia kuvatessa kentän kohdistus ja rajausta on helpompaa ja sitä voi harjoitella. Erikokoisten potilaiden iholla kokoa on vaikeampi hahmottaa. Zhang ja Chu (2012,

198) panostivat röntgenhoitajien opastukseen tutkimuksen tekemisessä sekä potilaan ohjaamiseen. Tässä opinnäytetyössä kenttäkoon keskiarvo PA-projektiossa oli 703 cm² ja LAT-projektiossa 648 cm², mikä viittaa siihen, että useassa kuvauksessa kenttäkoko oli pienennetty oletuskoosta ja vain harvassa suurennettu.

7.3 Opinnäytetyön luotettavuus ja etiikka

Tutkimustulosten tulee peilata totuutta. Tuloksia ei voida soveltaa käytäntöön, jos ne ovat epätarkkoja, ennakkoluuloisia, eivät edusta kohderyhmän kokemuksia tai johtavat väärinkäsityksiin. Tutkimustiedon käyttäjät arvioivat tutkimuksen tekijän tekemää käsitteellistä ja metodologista päätöksentekoa, kun he arvioivat tutkimuksessa esitettyjen todisteiden laatua. (Polit & Beck 2012, 174–175.) **Tutkimuksen validiteetin (pätevyyden)** tason määrää se, miten hyvin mittari tai tutkimusmenetelmä mittaa sitä mitä sen on tarkoituskin mitata (Gunnarsson & Billhult 2012, 152; Vilka 2015, 193). Vastaajien tulee ymmärtää mittari, kyselylomake ja kysymykset samalla tavalla kuin tutkija on oletanut, jotta tutkimukseen ei tule systemaattista virhettä (Vilka 2015, 193). Tätä opinnäytetyötä varten tehdyn potilasannoksiin liittyvän tiedonkeruulomakkeen (liite 1) sisältö perustui viranomaisten antamaan malliin (STUK 2004, 26) sekä tietoihin, jotka tarvittiin elinkohtaisten annosten ja efektiivisen annoksen laskemiseen. Tältä osin voidaan todeta, että tutkimuksen validiteetti on hyvä.

Tiedonkeruulomakkeesta laadittiin ulkonäöllisesti samankaltainen kuin yksikössä aikaisemmin käytetyt vastaavat lomakkeet. Tuttu muoto vähensi mahdollisesti virheiden määrää ja kirjaamiseen liittyvää stressiä. Tiedonkeruuprosessista tiedotettiin henkilökohtaisesti osaston aamupalaverissa. Erillinen ohje siitä, miten tiedonkeruu tuli käytännössä suorittaa (liite 2) sijoitettiin kuvauslaitteen ohjauspöydälle kaikkien nähtäväksi. Lomakkeessa käytetyt mittayksiköt (esim. DAP dGycm²) oli esitetty laitteen antamassa mittayksikössä, jotta tietojen kirjaajien oli helppo täyttää tiedot ja virheellisen kirjaamisen mahdollisuus pieneni. Edellä mainituin keinoin pyrittiin siis siihen, että kaikki lomakkeen täyttäjät ymmärtäisivät tehtävän samalla tavalla tutkimuksen pätevyyden lisäämiseksi. Lomakkeen yläosaan sijoitettu tieto tutkimusparametreista ei ollut aivan selkeä. Esimerkiksi vaadittu potilaan painon vaihteluväli hukkuu muuhun tekstiin ja se kirjoitettiin suurin kirjaimin kynällä lomakkeen yläreunaan opinnäytetyöntekijän toimesta. Tästä huolimatta lomakkeeseen oli kirjattu

yhden 54 kg painavan henkilön tiedot. Henkilö hyväksyttiin mukaan analyysiin, vaikka painojen keskiarvo laski sen myötä hieman. Tällä ei ollut oleellista vaikutusta tutkimustuloksiin.

Kuvakentän koko kirjattiin tiedonkeruulomakkeeseen (liite 1) muodossa 18 cm x 37 cm. Lannerangan röntgentutkimuksen kenttäkoon määrittämisessä tämä toimii, koska kentän pituus ja leveys eroavat selkeästi toisistaan. Kentän leveydellä ja korkeudella on merkitystä, kun lasketaan eri elinten saamien annosten suuruutta. Sama merkintätapa lantion tai keuhkojen kuvauksessa voisi tuoda epävarmuutta siitä, mikä on leveys ja mikä korkeus. Tiedot tulisi merkitä omille riveilleen.

Laitetietojen keräämistä varten laaditun lomakkeen (liite 3) mallina olivat Euroopan Unionin suositukset lannerangan röntgenkuvauksen laitetekniikasta (European Commission 1996, 24–25; DIMOND III 2004, 33–34). Lisäksi kirjattiin anodilautasen kulma ja selvitettiin putken säteilyn tuotto, jotta potilaan saamia annoksia pystyttiin laskemaan (STUK 2015). Tämän perusteella laitetekniikan tietojen keräämistä varten laaditun lomakkeen voidaan todeta olleen validi.

Tutkimuksen luotettavuus eli reliabiliteetti viittaa kerätyn tiedon tarkkuuteen ja yhdenmukaisuuteen. Tilastollinen luotettavuus kertoo mahdollisuudesta yleistää tuloksia kohderyhmää suurempaan ihmisryhmään, jopa väestöön (Polit & Beck 2012, 175.) Vilkan (2015, 194) mukaan luotettavuus on sitä, että tuloksissa ei ole sattumanvaraisuutta tai sitä on mahdollisimman vähän, sekä sitä, että mittaus voidaan toistaa jonkun toisen toimesta ja saadut tulokset ovat edelleen aivan samanlaiset.

Tässä opinnäytetyössä on pyritty tarkkuuteen ja huolellisuuteen. Teoriaosuuden lähdeaineistoa ja tutkimusartikkeleita on etsitty runsaasti ja tutkittu toistuvasti ja käytetyt parametrit on pyritty kirjaamaan huolellisesti. On mahdollista, että (erityisesti lukuarvojen) kopioimisessa on tapahtunut virheitä tarkistuksesta huolimatta. Tutkimusartikkelien englannin kieli on tuonut joissakin tilanteissa tulkintavaikeuksia. Tekstistä saattaa löytyä pientä epätarkkuutta tämän vuoksi. Teoreettisen viitekehyksen laadinnassa on käytetty monipuolista kansainvälistä lähdeaineistoa. Jokaiselle parametrille on pyritty löytämään tukea tai perusteluja sekä kirjoista että tutkimusartikkeleista. Potilaan saamaan säteilyannokseen röntgenkuvauksessa vaikuttaa kuitenkin niin monta eri parametria, että yksiselitteisen, opinnäytetyötä vastaavan, aineiston löytäminen oli käytännössä mahdo-

tonta. Parametrien vaikutusten peruseriaatteet on kuitenkin määritelty kattavasti. Tulosten analyysivaiheessa opinnäytetyön annoksia ja laitetekniikkaa verrattiin muihin tutkimuksiin. Annostasot olivat kansainvälisesti verrattuna matalat, mutta yksittäisiin parametreihin ja laitetekniikkaan verrattaessa löytyi melko suurta variaatiota ja ehdottomien johtopäätösten tekeminen ei ollut mahdollista. Röntgentutkimus on monen tekijän summa. Tutkimusartikkelien sisältämä informaatio tutkimusparametreista oli vaihtelevaa sen mukaan, mitä parametreja niissä oli vertailtu keskenään. Kaikissa ei ollut tarvittavia tietoja ja toisissa oli tietoa, joka oli vain osaltaan oleellista tämän opinnäytetyön tekemistä ajatellen. Johtopäätöksiä on pyritty tekemään niiltä osin, joihin materiaalista ja tuloksista on saatu selkeää tukea. Muissa tapauksissa on tyydytty kuvailemaan ilmiötä.

Tutkimuksen luotettavuuteen vaikuttaa myös se, onko tiedonkeruulomakkeisiin kerätty tieto kirjattu huolellisesti ja oikein röntgenyksikössä. Virheellinen kirjaus tai epäselvä käsiala, voi aiheuttaa tulkintavirheen. Kenttäkoon merkinnässä oli yksi numero kirjoitettu epäselväsi, mutta oletettavasti opinnäytetyön tekijä tulkitsi sen oikein käsialavertailun perusteella. Monen senttimetrin virhe vaikuttaisi oleellisesti potilaan saamaan annokseen ja tutkimustuloksiin. Tiedonkeruulomakkeessa oletettiin, että tutkimukset tehdään röntgenlaitteeseen syötetyn ohjelman mukaan. On mahdollista, että kuvausparametreja on muutettu, vaikka se ei olekaan todennäköistä. Tiedonkeruulomakkeeseen kirjatut mitat ja luvut viittaavat siihen, että suurta poikkeamaa parametrien käytössä ei ole ollut.

Kerätty aineisto syötettiin Excel-taulukkoon havaintomatriisiksi ja PCMXC-ohjelmaan elinkohtaisten ja efektiivisen annoksen laskemista varten. Syötetyt lukuarvot tarkistettiin vertaamalla niitä tiedonkeruulomakkeen lukuihin opinnäytetyön luotettavuuden lisäämiseksi. PCMXC-annoslaskentaohjelman käyttö oli uutta ja vierasta. Laskenta tapahtui kirjallisen ohjeen (Tapiovaara & Siiskonen 2008) mukaan sekä puhelinohjauksen avulla. Opinnäytetyöntekijälle jäi pieni epävarmuuden tunne siitä, että tuliko kaikki varmasti tehtyä täysin optimaalisesti. Esim. kuvakentän virheellinen asettelu ohjelmassa digitaalisen fantomin selän kohdalle, vaikuttaa suuresti eri elinten saamiin laskennallisiin säteilyannoksiin.

Tässä opinnäytetyössä on käytetty keskiarvoa kuvaamaan potilaan saamia annoksia. Käytäntö oli yleinen kansainvälisissä tutkimusartikkeleissa, vaikka niissä on tavallisesti ilmoitettu myös annosten vaihteluväli. Keskiarvo on ”herkkä poikkeaville havaintoar-

voille” (Karjalainen, 2010, 88). Tässä opinnäytetyössä keskiarvo oli poikkeuksetta lähellä mediaania, joskin useimmiten hieman korkeampi kuin mediaani. Arvojen yhtenevyyteen vaikuttaa potilaille määritetty painoraja 55–85 kg. Painorajan takia tutkimuksen luotettavuus potilaan saamien annosten osalta on korkea, vaikka otoksen koko (n=20) on kvantitatiivista tutkimusta ajatellen pieni (vrt. Heikkilä 2008, 16). Tulokset ovat vertailukelpoiset erityisesti muihin suomalaisiin säteilyannosmäärityksiin verrattuna, koska Säteilyturvakeskus on määrittänyt edellä mainitun painorajan, jota myös tulee käyttää (STUK 2014a).

Eettisiä periaatteita on noudatettava tarkasti, kun tutkimukseen osallistuu ihmisiä (Polit & Beck 2012, 59). Tutkimuseettisen neuvottelukunnan (TENK 2009, 4) mukaan eettiset periaatteet ihmistieteissä jaetaan kolmeen osa-alueeseen: Tutkittavan itsemääräämisoikeutta on kunnioitettava, vahingoittamista on vältettävä ja yksityisyydestä ja tietosuojasta on huolehdittava. Tutkimukseen osallistumisen on perustuttava vapaaehtoisuuteen ja osallistujia on informoitava tutkimuksen tarkoituksesta ja tekijöistä. Tutkimus ei saa aiheuttaa henkistä, taloudellista tai sosiaalista haittaa tutkittavalle. Tutkimusaineiston tulee olla luottamuksellista ja se tulee suojata. Jos analyysi on mahdollista tehdä ilman, että suoria tunnisteita on kerätty, valmistetaan tutkimusta varten ainoastaan tunnistetön aineisto. On myös pohdittava sitä, säilytetäänkö aineisto jatkotutkimuksia varten vai hävitetäänkö se. Julkaistu tutkimus on vapaasti kaikkien saatavilla. Kvantitatiivisen tutkimuksen tulokset esitetään tilastollisina ilman tunnistetietoja. (TENK 2009, 4–11.)

Aineistonkeruuta varten allekirjoitettiin yhteistyöorganisaation kanssa sopimus opinnäytetyön tekemisestä. Tiedonkeruu annosten määrittämistä varten suoritettiin yhteistyössä röntgenyksikön kanssa. Tiedonkeruun menettelytavoista informoitiin yksikön aamupalaverissa ja myös kirjallisen ohjeen muodossa. Potilailta kysyttiin lupa tietojen keräämistä varten suullisesti ja heille annettiin informaatiota opinnäytetyön tarkoituksesta. Varmaa ei ole, informoivatko kaikki tiedonkerääjät potilaita opinnäytetyön tarkoituksesta. Vaikka informointi olisi ollut puutteellista, se ei olisi aiheuttanut suurta henkistä haittaa potilaalle. Kaikki olivat joka tapauksessa antaneet suullisen suostumuksensa. Röntgentutkimus suoritettiin potilaalle oikeutetusti terveydellisistä eikä tutkimuksellista syistä. Potilaat koodattiin tiedonkeruulomakkeessa (liite 1) juoksevin numeroin, ja kerätyt tiedot koskivat ainoastaan sukupuolta, ikää, painoa, pituutta ja numeerisia tutkimusparametreja. Anonyymius oli täten suojattu. Analyysia varten kerätty Excel-

taulukon aineisto säilytetään röntgenyksikön tiedostoissa tulevaisuuden annosoptimointia varten, muu aineisto tuhottiin opinnäytetyön valmistumisen jälkeen. Julkaistussa opinnäytetyössä ei ole mainittu opinnäytetyön yhteistyötahon nimeä tai yhteystietoja sekä potilaan että röntgenyksikön anonymiteetin varmistamiseksi. Tekijänoikeus jää opinnäytetyön tekijälle.

Tutkimusetiikka ja hyvä tieteellinen käytäntö kietoutuvat toisiinsa. Hyvä tieteellinen käytäntö tarkoittaa sitä, että tutkimuksessa on noudatettu eettisesti kestäviä tiedonhankintamenetelmiä ja tutkimusmenetelmiä. Tiedonhankinnan tulee perustua oman alan tieteelliseen kirjallisuuden tuntemukseen ja muihin asianmukaisiin tietolähteisiin. Tutkimusmenetelmien, tiedonhankinnan ja tutkimustulosten johdonmukainen hallinta tulee osoittaa. On siis oltava rehellinen, tarkka ja huolellinen tutkimustyön tekemisessä ja tulosten esittämisessä. Epärehellinen vilppi tarkoittaa sitä, että toisten tuotoksia vääristetään tai plagioidaan tai sepitetään jotain omaa. Piittaamattomuuden virhe johtuu taas siitä, että tutkijalla on puutteelliset tiedot ja taidot. (Vilka 2015, 41–42.)

Lähdemateriaalin hankintaa varten käytettiin kansainvälisissä tieteellisissä julkaisuissa julkaistuja artikkeleita, ammattikirjallisuutta ja suosituksia sekä kansallista lainsäädäntöä ja ohjeistuksia. Laitetietojen hankintaan käytettiin laitteen mukana tulleita käsikirjoja ja huoltopöytäkirjaa. Tiedonhankinnassa on toimittu eettisesti ja luotettavasti. Opinnäytetyöntekijän tiedot ja taidot eivät yltäneet jok’ikisen tutkimusartikkelin yksityiskoh- taiseen ymmärtämiseen. Näissä tapauksissa lähdeaineistoksi on valittu vain se osio, joka oli ymmärrettävä. Tahallisesti ei ole pyritty vääristämään kenenkään tutkimustietoa. Opinnäytetyö ajettiin Urkund -plagioinninesto-ohjelman läpi.

7.4 Oma oppimiskokemus ja jatkotutkimusehdotukset

Oppimisprosessi on ollut mielenkiintoinen ja hyödyllinen. Opinnäytetyön tekeminen on lisännyt ymmärrystä potilasannosmittauksista ja -määrittämisistä, jota voi hyödyntää työelämässä tehtävässä annosoptimoinnissa. Opinnäytetyön aihe nousikin työelämän haasteista ja omasta kiinnostuksesta. Eri parametrit ja tutkimustekniikat, sekä niiden vaikutus potilaan saamaan säteilyannokseen, ovat tulleet tutummiksi kirjallisuutta ja tutkimusartikkeleita lukiessa. Ymmärrys kansainvälisistä suosituksista ja siitä, mikä on ajankohtaista röntgentutkimusten kehitysprosessissa, on lisääntynyt.

Opinnäytetyön tekoprosessi on lisännyt ammattitaitoa ja antanut uutta pontta ammatti-identiteetille. Tieteellinen tutkimus käsitteenä ja menetelmänä on tullut kerratuksi. Uutta oppimista on ollut eri tietokantojen käyttö hakukriteereineen ja kyky lukea tieteellisiä tutkimuksia. Tieteellinen kielenkäyttö erityisesti englanniksi on tullut tutummaksi. Uutta oppimista on ollut myös eri tietokoneohjelmien käytössä. Sekä Wordin että Excelin käytön osaaminen on syventynyt. Ymmärrys havaintomatriisin tekemisestä ja annosten määrittämisestä ja laskemisesta on kasvanut. Uusia tuttavuuksia olivat tilasto-ohjelma Tixel ja annoslaskentaohjelma PCXMC. Röntgenyksikköön on hankittu PCXMC-annoslaskentaohjelma ja tämän opinnäytetyön myötä sen käyttöä voidaan laajentaa.

Ehdotus jatkotutkimukseksi voisi olla potilaan koon huomioiminen lannerangan röntgentutkimuksessa niin, että selvitettäisiin mahdollisuuksia optimoida kuvausparametreja erikokoisille potilaille. Lisäksi lannerangan röntgentutkimuksen kuvanlaatua suhteessa kuvausparametreihin tulisi arvioida. Myös kuvauskentän keskityksen ja rajauksen arviointi olisi suositeltavaa. Detektorin ominaisuuksia ja kalibrointia suhteessa annoksiin voisi myös tutkia tulevaisuudessa. Voisiko detektorin nopeutta ja herkkyyttä lisätä niin, että annos pienenesi? Riittäisikö huonompi kuvanlaatu esim. ruuvien ja implanttien asennon todentamiseksi? Lannerangan röntgentutkimukseen lähettämisen syyt ja niistä saavutettu hyöty (oikeutus) tulisi myös systemaattisesti arvioida lähetteistä ja lausunnoista sekä muista potilasasiakirjoista.

LÄHTEET

- Alaselkäkipu. 2016. Käypähoito –suositus. Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Suomen Fysiatriryhdistyksen asettaman työryhmä. Helsinki: Suomalainen Lääkäriseura Duodecim. Tulostettu 12.3.2016.
<http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suosituksset/suositus?id=hoi20001>
- Barba, J. & Culp, M. 2015. Copper Filtration and kVp: Effect on Entrance Skin Exposure. *Radiologic Technology* 86 (6), 603–609.
- Ben-Shlomo, A., Bartal, G., Mosseri, M., Avraham, B., Leitner, Y. & Shabat, S. 2016. Effective Dose Reduction in Spine Radiographic Imaging by Choosing the Less Radiation-Sensitive Side of the Body. *The Spine Journal* 16 (4), 558–563.
- Billhult, A. & Gunnarsson, R. 2012. Enkäter. Teoksessa Maria Henricson (toim.) *Vetenskaplig teori och metod. Från idé till examination inom omvårdnad*. Lund: Studentlitteratur, 139–149.
- Brennan P. C. & Madigan, E. 2000. Lumbar Spine Radiology: Analysis of the Postero-anterior Projection. *European Radiology* 10 (7), 197–201.
- Carlton, R. R. & Adler, A. M. 2013. *Principles of Radiographic Imaging. An Art and a Science*. 5. painos. USA: Delmar Cengage Learning
- Chaparian, A., Kanani, A. & Baghbanian, M. 2014. Reduction of Radiation Risks in Patients Undergoing Some X-ray Examinations by Using Optimal Projections: A Monte Carlo Program-based Mathematical Calculation. *Journal of Medical Physics* 39 (1), 23–39.
- Clancy, C. L., O’Reilly, G., Brennan, P. C. & McEntee, M. F. 2010. The Effect of Patient Shield Position on Gonad Dose during Lumbar Spine Radiography. *Radiography* 16 (2), 131–135.
- Court, L. & Yamazaki, T. 2004. Technical note: a comparison of Antiscatter Grids for Digital Radiography. *The British Journal of Radiology* 77, 950–952.
- Davey, E. & England, A. 2015. AP Versus PA Positioning in Lumbar Spine computed Radiography: Image Quality and Individual Organ Doses. *Radiography* 21 (2), 188–196.
- DIMOND III. 2004. Final Report – Image Quality and Dose Management for Digital Radiography. Luettu 26.2.2016. http://www.diamond3.org/WEB_DIMOND3/home.htm
- Doherty, P., O’Leary, D. & Brennan P.C. 2003. Do CEC Guidelines Under-Utilise the Full Potential of Increasing kVp as a Dose-Reducing Tool? *European Radiology* 13 (8), 1992–1999.
- Engel-Hills, P. 2006. Radiation Protection in Medical Imaging. *Radiography* 12 (2), 153–160.

- EU-OSHA. 2016. Directive 2013/59 Euratom –Protection Against Ionising Radiation. European Agency for Safety and Health at Work. Luettu 27.2.2016.
<https://osha.europa.eu/en/legislation/directives/directive-2013-59-euratom-protection-against-ionising-radiation>
- European Commission. 1996. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. EUR 16260. EN, Luxembourg.
- European Commission. 2014. Radiation protection 180. Diagnostic Reference Levels in Thirty-Six European Countries. Part 2/2. Luxembourg: European Union.
- 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 Radiology* 82, 62–68.
- Gorham, S. & Brennan, P. C. 2010. Impact of Focal Spot Size on Radiologic Image Quality: A visual Grading Analysis. *Radiography* 16 (4), 304–313.
- Gunnarsson, R. & Billhult, A. 2012. Mätinstrument och diagnostiska test. Teoksessa Maria Henricson (toim.) *Vetenskaplig teori och metod. Från idé till examination inom omvårdnad*. Lund: Studentlitteratur, 151–160.
- Heikkilä, T. 2008. Tilastollinen tutkimus. Helsinki: Edita Prima Oy.
- Helasvuo, T. (toim.) 2013. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2011. Valvontaraportti STUK-B 161, kesäkuu 2013. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- Karjalainen, L. 2010. Tilastotieteen perusteet. Ristiina: Pii-Kirjat
- Lança, L. & Silva, A. 2013. *Digital Imaging Systems for Plain Radiography*. New York: Springer Science+Business Media.
- Matikka, H. 2013. Digitaalisen natiivikuvauksen perusteet. Luentolyhennelmä. Abstraktit. Sädeturvapäivät 3–4.10.2013. Tampere. Luettu 28.9.2016.
http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x91x#cat91
- Mekis, N., Mc Entee, M.F. & Stegnar, P. 2010. PA Positioning Significantly Reduces Testicular Dose During Sacroiliac Joint Radiography. *Radiography* 16 (4), 333–338.
- Moore, Q. T. 2016. An Interdisciplinary Approach to Improving Radiation Protection in Digital Radiography. *Radiologic Technology* 88 (1), 9–17.
- Mustonen, R., Sjöblom, K.L., Bly, R., Havukainen, R., Ikäheimonen, T.K., Kosunen, A., Markkanen, M. & Paile, W. 2009. Säteilysuojelun perussuositukset 2007. Suomenkielinen lyhennelmä julkaisusta ICRP-103. STUK-A235/helmikuu 2009. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- Paile, W. 2002. Säteilyn haittavaikutusten luokittelu. Teoksessa Paile, W. (toim.) *Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuus –kirjasarja 4*. Helsinki: Säteilyturvakeskus

- Parahoo, K. 2006. Nursing Research – Principles, Process and Issues. Second Edition. United Kingdom: Kader Parahoo, Palgrave Macmillan.
- Pastila, R. (toim.) 2015. Säteilyn käyttö ja muu säteilylle altistava toiminta: Vuosiraportti 2014. Valvontaraportti STUK-B 189, kesäkuu 2015. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- Polit, D. F. & Beck, D. T. 2012. Nursing Research. Generating and Assessing Evidence for Nursing Practice. Ninth Edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins.
- Puljula, J. & Miettinen, L. 2015. Taulukuvailmaisintekniikkaa hyödyntävien natiiviröntgenkuvauslaitteiden annostasot: keuhkojen ja lannerangan natiiviröntgentutkimuksissa Suomessa 2010–2014. Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma. Savonia-ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.
- Sandborg, M., Dance, D.R., Alm-Carlsson, G. & Persliden, J. 1993. Selection of Anti-Scatter Grids for Different Imaging Tasks: The Advantage of Low Atomic Number Cover and Interspace Materials. *The British Journal of Radiology* 66, 1151–1163.
- Seeram, E., Davidson, R., Bushong, S. & Swan, H. 2016. Optimizing the Exposure Indicator as a Dose Management Strategy in Computed Radiography. *Radiologic Technology* 87 (4), 380–391.
- Shephard, C.T. 2003. Radiographic Image Production and Manipulation. New York: McGraw-Hill
- Sinkkonen, A. 2014. Kuvausetäisyyden vaikutus potilaan saamaan säteilyannokseen lannerangan röntgentutkimuksessa. Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma. Tampereen ammattikorkeakoulu. Opinnäytetyö.
- Statkiewiz Sherer, M.A., Visconti, P.J. & Russell Ritenour, E. 2011. Radiation Protection and Medical Radiography. Maryland Heights, MO: Elsevier.
- STM. 2000. Sosiaali- ja terveystieteiden ministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä 2000. 10.5.2000/423. Luettu 16.2.2016.
<http://plus.edilex.fi/stuklex/fi/lainsaadanto/20000423>
- STM. 2016. Säteilynsuojelu. Sosiaali- ja terveystieteiden ministeriö. Luettu 27.2.2016.
<http://stm.fi/sateilynsuojelu>
- STUK. 2004. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. Julkaisusarja: STUK opastaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Tulostettu 12.3.2016. [http://urn.fi/URN: ISBN 951-712-824-x](http://urn.fi/URN:ISBN/951-712-824-x)
- STUK. 2005. Lasten röntgentutkimusohjeisto. Julkaisusarja: STUK opastaa 1/2005. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- STUK. 2014a. Röntgentutkimukset terveydenhuollossa. ST-ohje 3.3. Julkaistu 8.12.2014. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

STUK. 2014b. Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tavanomaisissa röntgentutkimuksissa, säteilyturvallisuuksiä koskevat päätökset, päätös 9/3020/2014. Julkaistu 26.6.2014. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

STUK. 2014c. Terveysthuollon röntgenlaitteiden käytönaikaiset hyväksyttävyyssvaatimukset. Päätös 11/3020/2013. Julkaistu 19.5.2014. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

STUK. 2014d. Säteilyaltistuksen enimmäisarvojen soveltaminen ja säteilyannoksen laskemisperusteet. ST-ohje 7.2. Julkaistu 8.8.2014. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

STUK. 2015. PCXMC – A Monte Carlo Program for Calculating Patient Doses in Medical X-ray Examinations. Säteilyturvakeskus. Päivitetty 14.8.2015. Luettu 19.3.2016. <http://www.stuk.fi/palvelut/pcxmc-a-monte-carlo-program-for-calculating-patient-doses-in-medical-x-ray-examinations>

STUK. 2016a. Röntgentutkimukset. Säteilyturvakeskus. Päivitetty 14.8.2015. Luettu 26.2.2016. <http://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/rontgentutkimukset>

STUK. 2016b. Ionisoiva säteily. Säteilyturvakeskus. Luettu 19.3.2016. <http://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/ionisoiva-sateily>

STUK. 2016c. Sanasto. Säteilyturvakeskus. Luettu 19.3.2016. <http://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/sanasto>

Säteilylaki 27.3.1991/592.

Tapiovaara, M., Pukkila, O. & Miettinen A. 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa Pukkila, O. (toim.) Säteilyn käyttö. Säteily- ja ydinturvallisuus –kirjasarjan 3. osa. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 117–151.

Tapiovaara, M. & Siiskonen, T. 2008. PCXMC 2.0 User's Guide. STUK-TR 7. Helsinki: Säteilyturvakeskus

TENK. 2009. Humanistisen, yhteiskuntatieteellisen ja käyttäytymistieteellisen tutkimuksen eettiset periaatteet ja ehdotus eettisen ennakoarvioinnin järjestämiseksi. Helsinki: Tutkimuseettinen neuvottelukunta. Luettu 22.10.2016. <http://www.tenk.fi/fi/ohjeet-ja-julkaisut>

Toivonen, M., Servomaa, A. & Ilus, T. 1999. Kuvaustutkimusten potilasannosseuranta: mittaustulokset ja vertailuarvot yhteensopiviksi potilaan painoindeksin avulla. Teoksessa Servomaa, A. (toim.) Säteilyturvallisuus ja laadunvarmistus röntgendiagnostiikassa 1999. Tutkimusraportti STUK-A163. Helsinki: Säteilyturvakeskus

Tonkopi, Daniels, Gale, Schofield, Sorhaindo & VanLarkin. 2012. Local Diagnostic Reference Levels for Typical Radiographic Procedures. Canadian Association of Radiologists Journal 63 (4), 237–241.

Tugwell, J., Everton, C., Kingma, A., Oomkens, D.M., Pereira, G.A., Pimentinha, D.B., Rouiller, C.A.I., Stensrud, S.M., Kjelle, E., Jorge, J. & Hogg, P. 2014. Increasing Source to Image Distance for AP pelvis Imaging – Impact on Radiation Dose and Image Quality. Radiography 20 (4), 351–355.

- Uffmann, M. & Schaefer-Prokop, C. 2009. Digital Radiography: The Balance between Image Quality and Required Radiation Dose. *European Journal of Radiology* 72 (2), 202–208.
- Viikari-Juntura, E., Heliövaara, M., Solovieva, S. & Rahman, S. 2012. Tuki- ja liikunta-elinsairaudet. Teoksessa Koskinen, S., Lundqvist, A. & Ristiluoma, N. (toim.) *Terveys, toimintakyky ja hyvinvointi Suomessa 2011*. Raportti 68/2012. Helsinki: Terveyden ja hyvinvoinnin laitos, 92–95.
- Vilkkä, H. 2015. *Tutki ja kehitä*. 4. uudistettu painos. Jyväskylä: PS-kustannus.
- Ward, P., Backus, A. & Murphy, C. 2010. Lumbar Spine, Sacrum, and Coccyx. Teoksessa Bontrager, K. L. & Lampignano, J. P. (toim.) *Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy*. Seventh Edition. St. Louis, Missouri: Mosby Inc., an affiliate of Elsevier Inc, 321-349.
- Young KJ. 2007. Should Plain Films of the Lumbar Spine be Taken in the Posterior-to-anterior or Anterior-to-posterior position? A Study Using Decision Analysis. *Journal of Manipulative Physiological Therapy* 30 (3), 200–205.
- Zhang, M. & Chu C. 2012. Optimization of the Radiological Protection of Patients Undergoing Digital Radiography. *Journal of Digital Imaging* 25, 196–200.

LIITTEET

Liite 1. Annosten tiedonkeruulomake

Tiedonkeruulomake– Lanneranka AP/Sivu (LAT)					
Laite: Philips Digital Diagnost, 2008					
Eksponointi: PA 85 kV, SID 150 cm, AEC=keskikammio					
Sivu 95 kV, SID 150 cm, AEC=keskikammio					
Pysyvä suodatus 2,5 Al, lisäsuodatus 2 mmAl, kokonaissuodatus 4,5 mmAl					
Tiedot 20 henkilöstä, joiden paino on 55–85 kg, kuvaus seisten					
Potilastiedot	1	2	3	4	5
Päivämäärä					
Mies /Nainen					
Ikä (v)					
Paino (kg)					
Pituus (cm)					
Etäisyys iholle PA (cm)					
Kenttäkoko PA cm x cm					
annos mGy(cm) ² PA					
mAs PA					
EI (Exposure Index) PA					
Etäisyys iholle SIVU (cm)					
Kenttäkoko SIVU cm x cm					
annos mGy(cm) ² SIVU					
mAs SIVU					
EI (Exposure Index) SIVU					
Sädesuoja: kyllä/ei? Minkälainen suoja?					

Liite 2. Ohje tietojen keräämistä varten

OHJEITA POTILASTIETOJEN KERÄÄMISTÄ VARTEN LANNERANGAN RÖNTGENTUTKIMUKSESSA

Kysy potilaalta lupa tiedonkeruuta varten. Kerro, että annostietojen keruu on osa laissa velvoitettua laadunvarmistusohjelmaa. Mainitse myös, että mittauksia tullaan hyödyntämään Tampereen ammattikorkeakoulussa tehtävässä opinnäytetyössä. Painota sitä, että henkilötietoja ei tulla julkaisemaan missään vaiheessa. Ainoastaan sukupuoli, paino, pituus ja ikä mainitaan.

- 1 Kirjaa päivämäärä, sukupuoli, ikä, paino ja pituus.
- 2 Käytä annettuja eksponointiarvoja: kV, etäisyys, mittakammio ja suodatus.
- 3 Asettele potilas kuvausasentoon.
- 4 Mittaa etäisyys putkesta potilaan iholle.
- 5 Merkitse kenttäkoko putken kaihdinkotelosta. Esim.18x39 cm.
- 6 Ota kuva ja asettele potilas seuraavaan kuvausasentoon.
- 7 Tee vastaavat mittaukset ja kirjaaminen tässä projektiossa.
- 8 Kirjaa DAP, mAs ja Exposure Index (EI) lomakkeeseen sekä PA ja SIVU – projektion osalta.
- 9 Kirjoita onko sädesuojaa käytetty ja minkälaista suojaa.

Liite 3. Laitetekniikan tiedonkeruulomake

Laitetekniikka	Lanneranka PA ja LAT
Laite	
Fokuskoko	
Anodilautasen kulma (°)	
Kiinteä suodatus (mm Al)	
Lisäsuodatus (mm Al)	
Säteilyn tuotto	
Hila	
Detektori	
Kuvareseptorin suhteellinen nopeus/herkkyys	
Kuvausjännite	
Fokus-tukipinta (thx-teline) etäisyys	
Fokus-kuvareseptori etäisyys (SID)	
Valotusautomaatti	

Liite 4. Tiedot osallistuneista sekä saadut säteilyannokset

TAULUKKO 3. Potilaiden ikä (v.) sukupuolen mukaan lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
nainen	61,4	17,5	32,0	49,8	64,0	72,8	88,0	22
mies	56,4	18,3	17,0	51,0	58,0	67,0	81,0	18
Yht	59,2	17,8	17,0	50,3	63,0	72,3	88,0	40

TAULUKKO 4. Potilaiden paino (kg) sukupuolen mukaan lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
nainen	65,1	7,6	54,0	59,8	64,0	70,8	77,0	22
mies	75,2	5,4	65,0	72,0	76,0	78,0	84,0	18
Yht	69,7	8,4	54,0	64,0	71,0	76,3	84,0	40

TAULUKKO 5. Kuvatun kohteen paksuus (cm) lannerangan röntgentutkimuksen PA- ja LAT-projektiossa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	23,8	2,9	20,0	21,8	24,0	25,3	29,0	20
LAT	33,8	1,6	30,0	33,0	33,5	35,0	36,0	20
Yht	28,8	5,6	20,0	24,0	29,5	33,3	36,0	40

TAULUKKO 6. Pinta-annos (ESD, mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksen.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	1,80	0,81	0,69	1,34	1,59	2,18	3,76	20
LAT	4,07	1,65	0,99	3,09	3,39	5,09	7,05	20
Yht	2,94	1,72	0,69	1,53	2,62	3,51	7,05	40

TAULUKKO 7. Pinta-alan ja annoksen tulo (DAP, Gy cm^2) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksen.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,59	0,25	0,23	0,42	0,50	0,76	1,12	20
LAT	0,98	0,42	0,27	0,75	0,87	1,31	1,81	20
Yht	0,79	0,40	0,23	0,48	0,76	0,93	1,81	40

TAULUKKO 8. Aktiivisen luuytimen saama säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,23	0,09	0,09	0,18	0,22	0,30	0,42	20
LAT	0,20	0,07	0,05	0,15	0,18	0,25	0,32	20
Yht	0,21	0,08	0,05	0,16	0,20	0,27	0,42	40

TAULUKKO 9. Paksusuolen saama säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,21	0,07	0,09	0,15	0,21	0,26	0,35	20
LAT	0,48	0,17	0,13	0,38	0,45	0,59	0,79	20
Yht	0,34	0,19	0,09	0,21	0,30	0,45	0,79	40

TAULUKKO 10. Ohutsuolen saama säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,28	0,10	0,13	0,21	0,28	0,37	0,50	20
LAT	0,41	0,14	0,12	0,32	0,39	0,51	0,68	20
Yht	0,35	0,14	0,12	0,27	0,35	0,41	0,68	40

TAULUKKO 11. Virtsarakon saama säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,20	0,07	0,08	0,14	0,21	0,24	0,37	20
LAT	0,24	0,08	0,07	0,19	0,23	0,29	0,39	20
Yht	0,22	0,08	0,07	0,16	0,21	0,27	0,39	40

TAULUKKO 12. Naisten munasarjojen saama säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,36	0,13	0,14	0,32	0,35	0,44	0,58	11
LAT	0,42	0,15	0,10	0,35	0,42	0,53	0,63	11
Yht	0,39	0,14	0,10	0,33	0,41	0,48	0,63	22

TAULUKKO 13. Miesten kivesten saama säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,023	0,010	0,008	0,016	0,024	0,028	0,039	9
LAT	0,028	0,010	0,012	0,019	0,032	0,035	0,041	9
Yht	0,026	0,010	0,008	0,017	0,027	0,033	0,041	18

TAULUKKO 14. Gonadien saama säteilyannos (mGy) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,21	0,20	0,01	0,03	0,16	0,37	0,58	20
LAT	0,25	0,23	0,01	0,03	0,20	0,42	0,63	20
Yht	0,23	0,21	0,01	0,03	0,16	0,41	0,63	40

TAULUKKO 15. Efektiivinen annos (mSv) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	0,11	0,04	0,04	0,08	0,11	0,14	0,19	20
LAT	0,16	0,05	0,05	0,12	0,15	0,20	0,25	20
Yht	0,13	0,05	0,04	0,10	0,13	0,16	0,25	40

TAULUKKO 16. Kenttäkoon pinta-ala (cm²) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	703,2	45,5	595,0	697,5	708,5	740,0	741,0	20
LAT	643,7	40,8	555,0	629,0	629,0	666,0	774,0	20
Yht	673,4	52,3	555,0	629,0	666,0	718,3	774,0	40

TAULUKKO 17. Putkivirta (mAs) PA- ja LAT-projektiossa lannerangan röntgentutkimuksessa.

	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Minimi</i>	<i>Alakvartiili</i>	<i>Mediaani</i>	<i>Yläkvartiili</i>	<i>Maksimi</i>	<i>Lkm</i>
PA	44,1	18,1	18,2	34,1	38,6	55,5	85,2	20
LAT	65,8	26,0	16,2	52,0	55,8	83,6	110,6	20
Yht	54,9	24,7	16,2	37,3	52,5	66,2	110,6	40