



SAVONIA

OPINNÄYTETYÖ - YLEMPI AMMATTIKORKEAKOULUTUTKINTO
SOSIAALI-, TERVEYS- JA LIIKUNTA-ALA

SÄTEILYANNOKSET JA KU- VAUSOHJELMIEN SEKÄ KU- VAUSARVOJEN OPTI- MOINTI LASTEN RAAJOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKI- MUKSISSA SIUN SOTEN KUVANTAMISKESKUKSESSA

TEKIJÄ: Minna Härkin

Koulutusala Sosiaali-, terveys- ja liikunta-ala	
Koulutusohjelma/Tutkinto-ohjelma Radiografian kliinisen asiantuntijan tutkinto-ohjelma	
Työn tekijä(t) Minna Härkin	
Työn nimi Säteilyannokset ja kuvausohjelmien sekä kuvausarvojen optimointi lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa Siun Soten kuvantamiskeskuksessa	
Päiväys	1.4.2020
Sivumäärä/Liitteet	63/5
Ohjaaja(t) Opettaja Anssi Mähönen, lehtori	
Toimeksiantaja/Yhteistyökumppani(t) Siun Soten kuvantamiskeskus	
Tiivistelmä	
<p>Lasten kuvantamisessa on kiinnitettävä erityistä huomiota säteilysuojeluun, oikeutusharkintaan ja optimointiin, sillä lapsuudessa saatu säteilyaltistus aiheuttaa suuremman syöpäriskin kuin vastaava altistus aikuisiässä. Lapset ovat myös herkempiä säteilylle kuin aikuiset. Säteilyturvakeskus ei ole antanut vertailutasoja lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksille. Optimoinnin edellytyksenä on, että käytetään potilaan iän ja koon sekä indikaation mukaan räätälöityjä tutkimuskohtaisia kuvausohjelmia.</p> <p>Tämän kehittämistutkimuksen tarkoituksena oli selvittää minkä suuruisia kuvausarvoja lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa käytetään Siun Soten kuvantamiskeskuksessa ja minkä suuruisia sädeannoksia lapset näistä tutkimuksista saavat, lisäksi tutkimuksessa arvioitiin lasten raajakuvien kuvanlaatua sekä luotiin uudet kuvausohjelmat lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksiin. Tutkimuksen tavoitteena oli parantaa potilasturvallisuutta, vähentää tarvittaessa lasten saamia sädeannoksia, kehittää saatua kuvanlaatua sopivaksi, toteuttaa Säteilylain 859/2018 määräämää optimointia sekä helpottaa röntgenhoitajien ja lääkäreiden työtä.</p> <p>Tämä kehittämistutkimus toteutettiin Siun Soten kuvantamiskeskuksessa, jonne oli hankittu neljä uutta Fujifilmin FDR-EVO II -suoradigi natiiviröntgenlaitetta. Tutkimuksen toteutus aloitettiin keräämällä käytössä olleet lasten kuvausohjelmat sekä niissä käytetyt kuvausarvot ja -parametrit. Näitä kuvausohjelmia ei ollut optimoitu. Varsinainen aineistonkeruu suoritettiin Fujifilmin natiivikuvauslaitteilla kuvattujen alle 17-vuotiaiden potilaiden tiedoista. Tiedot kerättiin nearIS- ja PACS-tietojärjestelmistä. Tutkimukseen saatiin aineistonkeruuaikana yhteensä 386 raajakuvissa käyneen potilaan tiedot, mikä tarkoitti, että tutkimukseen saatiin 831:n röntgenkuvan tiedot. Tiedoista laskettiin kussakin ikäryhmässä jokaisesta kuvauskohteesta vaihteluväli, aritmeettinen keskiarvo, mediaani ja keskihajonta.</p> <p>Koko aineistossa suurin sähkömäärän vaihteluväli oli 10-16-vuotiaiden lonkan AP-projektiossa, jossa sähkömäärän vaihteluväli oli 1,89-47,25 mAs. Kuvausjännitteen suurin vaihteluväli oli solisluun AP-projektiossa 5-9-vuotiailla, vaihteluvälin ollessa 50-75 kV. Suurin annoksen ja pinta-alan tulo oli tullut 10-16-vuotiaiden reiden sivukuvauksessa, 6,93 dGycm², mediaanin ollessa 0,75 dGycm². Tutkimustuloksista voitiin päätellä, että käytetyt kuvausarvot, potilaille aiheutuneet annoksen ja pinta-alan tulot sekä saatu kuvanlaatu olivat olleet hyvin vaihtelevia. Vähiten vaihtelua käytetyissä kuvausarvoissa oli käden, ranteen, jalkaterän ja nilkan kuvauksissa. Eniten vaihtelua kuvausarvoissa oli olkavarren, solisluun, polven, reiden ja lonkan kuvauksissa. Tutkimustuloksista voitiin myös päätellä, että yhtenäisille kuvausohjelmille oli tarvetta.</p> <p>Jatkotutkimusaiheena voisi olla samankaltainen tutkimus, jossa selvittäisiin, millaisia kuvausarvoja kansallisesti sairaaloissa lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa käytetään ja minkä suuruisia sädeannoksia lapset näistä tutkimuksista saavat. Lisäksi jatkotutkimusaiheena olisi Siun Soten kuvantamiskeskukseen luotujen uusien kuvausohjelmien tarkastus ja seuranta sekä paikallisten vertailutasojen määrittäminen.</p>	
Avainsanat Säteilyannokset, pinta-alan ja annoksen tulo, DAP, röntgenkuvaus, optimointi, lapset, yläraajat,	
alaraajat	

Field of Study Social Services, Health and Sports			
Degree Programme Master's Degree Programme in Radiography			
Author(s) Minna Härkin			
Title of Thesis Radiation Doses and Optimization of Imaging Parameters and Imaging Programs in Direct Digital Radiography of the Extremities of Children in Imaging Center of Siun Sote			
Date	1 April 2020	Pages/Appendices	63/5
Supervisor(s) Senior Lecturer Anssi Mähönen			
Client Organisation /Partners Siun Sote, Imaging Center			
<p>Abstract</p> <p>In digital radiography of children special consideration must be paid to radiation protection, justification and optimization because of the increased sensitivity of children to the effect of ionizing radiation. Children are at higher risk for developing malignancies from radiation exposures than older patients. The Radiation and Nuclear Safety Authority has not provided reference levels for digital radiography of the extremities of children. Prerequisite for optimization is the use of study-specific imaging programs tailored to the patient's age, size and indication.</p> <p>The purpose of this development study was to find out what kind of imaging parameters are used in direct digital radiography examinations of the extremities of children in Imaging Center of Siun Sote, and to measure the radiation doses children receive from these examinations. In addition, in this study the image quality of the children's extremities was evaluated and new imaging programs were created for direct digital radiography examinations of children's extremities. The aim of the study was to improve patient safety, reduce radiation doses of children if necessary, develop the image quality to be appropriate, implement optimization as stipulated in Radiation law 859/2018, and facilitate the work of radiographers and doctors.</p> <p>This development study was conducted in the Imaging Center of Siun Sote where four pieces of new Fujifilm FDR-EVO II -direct digital x-ray equipment had been purchased. The study was started by collecting existing imaging programs and imaging parameters of children. These imaging programs had not optimized. The actual collection of data was performed on data from patients under 17 years of age. Data was collected from nearIS and PACS-databases. Data from a total of 386 patients and 831 x-ray images were collected for the study. Within each age group for each examinations range, arithmetic mean, median, and standard deviation were calculated.</p> <p>In the whole material the largest range of milliampereseconds was in AP-projection of hip patients aged 10 to 16, 1,89-47,25 mAs. The largest range of kilovoltage was in AP-projection of clavicle, 50-75 kV. The largest DAP was in lateral projection of femur patients aged 10 to 16, 6,93 dGycm², with the median 0,75 dGycm². From the results of the study it was concluded that imaging parameters, DAP and image quality have been very variable. The least variation was in examinations of hand, wrist, foot and ankle. The most variation was in examinations of upper arm, clavicle, knee, femur and hip. In addition, from the results of the study it was concluded that there was a need for uniform imaging programs.</p> <p>Further research topic could be a similar study to find out what kind of imaging parameters is nationally used in direct digital radiography examinations of the extremities of children and measure the radiation doses of these examinations. Another further research topic could be inspection and follow up of the new, in this study created, imaging programs and create local reference levels.</p>			
<p>Keywords</p> <p>radiation doses, radiation dosage, general x-ray examinations, digital radiography, limbs, extremities, children, paediatrics, DAP, dose area product, optimization</p>			

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	6
2	SÄTEILYN KÄYTTÖ NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUKSISSA	7
2.1	Röntgenkuvantaminen	7
2.2	Säteilyannos ja säteilyannossuureet	8
2.3	Kuvanlaatu ja kuvanlaadun arviointi	9
2.4	Säteilyn haittavaikutukset	11
2.5	Säteilysuojelu	12
2.6	Lasten röntgenkuvantaminen.....	13
3	TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA TUTKIMUSONGELMAT	16
4	TUTKIMUKSEN TOTEUTTAMINEN	17
4.1	Tutkimusmenetelmä.....	17
4.2	Aineistonkeruumenetelmät, aineistonkeruu ja kohdejoukko	17
4.3	Aineiston analyysi	19
5	TUTKIMUSTULOKSET	21
5.1	Tutkittavien taustatiedot.....	21
5.2	Kuvausarvot Siun Soten kuvantamiskeskuksessa.....	21
5.3	Kuvanlaatu Siun Soten kuvantamiskeskuksessa.....	23
5.4	Annoksen ja pinta-alan tulot Siun Soten kuvantamiskeskuksessa	25
6	POHDINTA.....	28
6.1	Tulosten tarkastelua ja johtopäätökset	28
6.1.1	Pienimmät ja suurimmat vaihtelut kuvausarvoissa	30
6.1.2	Kuvanlaatu ja valotusindeksi	32
6.1.3	Yhteenveto	32
6.2	Tutkimuksen luotettavuus	33
6.3	Tutkimuksen eettisyys.....	34
6.4	Jatkotutkimusaiheet	36
6.5	Opinnäytetyöprosessin arviointi	36
6.6	Oma ammatillinen kehittyminen.....	37
	LÄHTEET JA TUOTETUT AINEISTOT	39
	LIITE 1: STRUKTUROITU AINEISTONKERUULOMAKE	44
	LIITE 2: DIAMOND III -LOPPURAPORTISSA MAINITUT LUUSTO KUVAUSTEN LAATULUOKAT	45

LIITE 3: AIEMMIN KÄYTÖSSÄ OLLEET KUVAUSOHJELMAT	46
LIITE 4: UUDET KUVAUSOHJELMAT	47
LIITE 5: TAULUKOT TUTKIMUSTULOKSISTA.....	48

1 JOHDANTO

Radiologisten kuvantamismenetelmien merkitys terveydenhuollolle on entistä tärkeämpää ja kuvantamismenetelmät ovat keskeinen osa kliinistä diagnostiikkaa, hoidon seurantaa ja monia hoitotoimenpiteitä (Jurvelin 2005; Sequeiros ym 2017). Kuvantamismenetelmien perustana on fysiikan eri alueiden moninaisten ilmiöiden hyödyntäminen (Jurvelin 2005). Röntgenkuvantamisessa potilaalle aiheutuu aina säteilyaltistus, eikä matalalla annoksella kuvantaminenkaan ole riskitöntä, sillä röntgensäteily voi vahingoittaa elävien solujen perimää, niinpä pienikin säteilyannos voi lisätä syöpäriskiä (Säteilyturvakeskus 2017; Don 2011).

Erityisesti lasten kuvantamisessa on kiinnitettävä huomiota säteilysuojeluun, oikeutusharkintaan ja optimointiin, sillä lapsuudessa saatu säteilyaltistus aiheuttaa suuremman riskin kuin vastaava altistus aikuisiässä (ST 3.3 2014; Willis 2009; Don 2011). Lasten kuvantamisessa on ensisijaisesti harkittava vaihtoehtoisia lääketieteellisiä menetelmiä ja pyrittävä käyttämään tutkimusmenetelmiä, joista ei aiheudu säteilyaltistusta. Lapselle suoritettava röntgenkuvaus on aina suunniteltava yksilöllisesti, ja on kuvattava ainoastaan välttämättömät kuvasarjat laitteella, jolla on kohtuudella saavutettavissa alhaisin säteilyaltistus. Lasten kuvauksissa on huomioitava lasten erityisominaisuudet, koko ja muut tutkimukseen liittyvät erityispiirteet. Aikuisille suunnitellut kuvausohjelmat eivät yleensä sovellu sellaisenaan lasten kuvauksiin. (ST 3.3 2014; Säteilyturvakeskus 2019a.) Optimoinnin edellytyksenä on, että käytetään potilaan iän ja koon sekä indikaation mukaan räätälöityjä tutkimuskohtaisia kuvausohjelmia (IAEA 1998-2019; Busch 2004, 5-6; Sierpowska 2020-03-30).

Tämä kehittämistutkimus toteutettiin Siun Soten kuvantamiskeskuksessa, jonne oli hankittu neljä uutta Fujifilmin FDR-EVO II -suoradigi natiiviröntgenlaitetta. Kaksi Pohjois-Karjalan keskussairaalan röntgeniin, yksi Siilaisen terveyskeskusröntgeniin ja yksi Lieksan terveyskeskusröntgeniin. Nämä uudet kuvauslaitteet olivat eri laitevalmistajan kuin aiemmin käytössä olleet laitteet, joten muun muassa kuvanmuodostustekniikka oli erilaista, joten kuvausohjelmia ei voinut suoraan sellaisenaan siirtää vanhalta kuvauslaitteelta uudelle. Lisäksi uudet laitteet olivat niin uutta mallia, ettei muissa sairaaloissa, joissa kuvataan paljon lapsipotilaita, ollut käytössä samaa laitetta eli kuvausohjelmia ei ollut muista sairaaloista saatavilla eikä laitevalmistajallakaan ollut lasten kuvauksille optimoituja mallikuvausohjelmia.

Tämän opinnäytetyön aihe muodostui lasten kuvausohjelmissa, kuvausarvoissa ja kuvanlaadussa esiin nousseista kehittämistarpeista. Tämä opinnäytetyö on kehittämistutkimus, jonka tutkimusosio toteutettiin määrällisenä tutkimuksena. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää minkä suuruisia kuvausarvoja lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa käytetään Siun Soten kuvantamiskeskuksessa ja minkä suuruisia sädeannoksia lapset näistä tutkimuksista saavat, lisäksi tutkimuksessa arviotiin lasten raajakuvien kuvanlaatua sekä luotiin uudet kuvausohjelmat lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksiin. Tutkimuksen ja tutkimuksen tuotteen tavoitteena oli parantaa potilasturvallisuutta, vähentää tarvittaessa lasten saamia sädeannoksia, kehittää saatua kuvanlaatua sopivaksi, toteuttaa Säteilylain 859/2018 määräämää optimointia sekä helpottaa röntgenhoitajien ja lääkäreiden työtä.

2 SÄTEILYN KÄYTTÖ NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUKSISSA

Vuonna 2018 Suomessa tehtiin noin 6 miljoonaa röntgentutkimusta ja -toimenpidettä. Tavanomaisien röntgentutkimusten ja varjoainetutkimusten yhteenlaskettu suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista oli noin 88,3 %. Kaikista röntgentutkimuksista ja -toimenpiteistä 7,5 % oli tehty lapsille (0-16v). Aikuisten natiiviröntgen- ja varjoainetutkimuksista lasten osuus oli 6,3 %. (Säteilyturvakeskus 2019b.) Digitaalisen kuvantamisen uudet jälkikäsitteilytekniikat, ilmaisimen suunnittelu ja uudet tavat optimoida teknisiä parametreja mahdollistavat kuvanlaadun kehittämisen ja/tai säteilyannoksen vähentämisen. (Precht ym 2012.)

2.1 Röntgenkuvantaminen

Röntgenkuvantaminen perustuu korkeaenergisien sähkömagneettisen säteilyn ja biologisen kudoksen vuorovaikutukseen. Röntgensäteily muodostuu röntgenputkessa, jossa katodin ja anodin välisen suurjännitteen avulla elektronit kiihdytetään kohti anodia. Kun elektronit törmäävät pyörivässä liikkeessä olevaan anodiin, syntyy suuri määrä lämpöä ja vain pieni määrä elektronien energiasta synnyttää varsinaista röntgensäteilyä, joka muodostuu jarrutussäteilystä ja karakteristisesta röntgensäteilystä. (Jurvelin 2005, 11-35.) Röntgensäteily ohjataan kuvattavan kohteen lävitse ilmaisimelle. Suurin osa röntgensäteilyn energiasta absorboituu kuvattavan kohteen kudoksiin ja osa siroaa. Tämä johtaa siihen, että säteilyn intensiteetti vaimenee. Kun läpi mennyt säteily rekisteröidään kuvantavaan ilmaisimeen tunnistaa se läpimenneen säteilyn määrän. Rekonstruktioanalyysi taas pääättelee säteilyn paikan, ja näiden perusteella muodostuu röntgenkuva eli transmissiokuva. Se esittää kaksiulotteista projektiota kolmiulotteisesta kohteesta. (Sequeiros ja Lundbom 2017, 9-10; Jurvelin 2005; Sierpowska 2020-03-30.)

Digitaalinen natiiviröntgenkuvantaminen voidaan jaotella ilmaisintekniikan eli detektorityypin perusteella suoraan ja epäsuoraan digitaaliseen kuvantamiseen. Epäsuoraa digitaalista kuvantamista on kuvalevyillä kuvantaminen (computed radiography, CR) ja suoraa digitaalista kuvantamista on taulukuvailmaisimilla (digital radiography, DR) ja langattomilla kannettavavilla detektoreilla kuvantaminen. Suoradigitaaliset ilmaisimet eli suoradigitaaliset detektorit voidaan jakaa kahteen luokkaan: ilmaisimiin, joissa säteily muutetaan suoraan sähköiseksi signaaliksi ja ilmaisimiin, joissa signaali syntyy epäsuorasti siten, että säteily ensin muodostaa ilmaisimessa valoa, joka muutetaan sähkövarauksiksi fotodiodeilla. (Matikka 2013; Metropolia 2014.) Yleisimmin suorassa digitaalikuvaamisessa kuvatiedon rekisteröintiin käytetään amorfista seleeni- tai piilevyä, jossa säteilyn aiheuttaman ionisaation johdosta syntyvä sähköinen signaali kvantitoidaan ja tallennetaan vastaavan kuva-alkion paikkatiedoksi. (Jurvelin 2005, 38.) Digitaalinen röntgenkuva muodostuu pikseleistä eli pienistä suorakulmaisista kuva-alkioista, joihin on tallennettu tieto pikselin harmaasävyarvosta (Matikka 2013). Kuvainformaatio tallentuu tietokoneen muistiin digitaalisena kuvamatriisina. (Jurvelin 2005, 38.) Kuvan matriisikoko määrittää pikseleiden lukumäärän ja koon, ja siten määrittää kuinka pieniä yksityiskohtia kuvasta voidaan erottaa (Matikka 2013).

Röntgenkuvan kudskontrasti muodostuu ensisijaisesti kudosten vaimennuskertoimien välisistä eroista. Eri kudosten vaimennuskertoimet ja niiden keskinäiset erot ovat riippuvaisia käytetystä energiasta. Kun röntgenenergia kasvaa, eri kudosten vaimennuskertoimien erot pienenevät, jopa periaattellisesti suurin kontrasti syntyy, kun käytetään pientä röntgenenergiaa eli pientä kiihdytysjännitettä (kV). Tämä johtaa kuitenkin siihen, että säteilyn läpikulkevuus heikkenee ja sädeannos kasvaa. Toisaalta, kun putkijännite (kV) kasvaa, myös sironta lisääntyy ja kontrasti huononee. Hilan käyttö poistaa sirontaa ja parantaa kontrastia sekä erotuskykyä, mutta hilan käyttö vaatii suurempaa putkivirtaa (mA). Kun putkivirta kasvaa, lisää se tummuutta ja potilaan säteilyannosta, mutta myös lyhentää valotusaikaa. Kun valotusaika (ms) on mahdollisimman lyhyt, vähentää se liikeartefaktoja. (Jurvelin 2005, 11-35.) Röntgensäteilyn määrä on suoraan verrannollinen sähkömäärään, milliampeerisekuntien (mAs), lisääntymiseen. Milliampeerisekuntien lisääntyminen lisää anodille osuvien elektronien määrää, ja siten myös röntgenputkesta lähtevien röntgenfotonien määrää. Jos milliampeerisekunnit kasvavat, ja muut parametrit pysyvät ennallaan, kasvaa myös potilaan saama säteilyannos. Jotta potilaan säteilyannos ja sironta minimoituisivat, on röntgensuihkun oltava mahdollisimman pieni. Hyvän kuvanlaadun takaamiseksi on käytettävä vain optimaalisia, kuvauskohteesta riippuvia virta- ja jännitearvoja. (Jurvelin 2005, 11-35; Kei Ma, Norton & Hogg 2014.)

Exposure Index (EI) eli valotusindeksi on metodi, jolla kuvauksen suorittaja saa palautetta ilmaismen arvioidusta valotuksesta ja epäsuorasti digitaalisesta kuvanlaadusta. EI ei osoita potilaan annosta, vaan pikemminkin arviota ilmaisimelle tulevasta säteilyaltistuksesta. EI on mitta signaalin tasosta, jonka digitaalinen ilmaisimien tuottaa potilaan läpi kulkeneesta säteilystä. EI voi antaa tutkimuksen suorittajalle tiedon, käytettiinkö kuvauksessa oikeinlaista tekniikkaa. Tämä on erittäin tärkeää, kun halutaan optimoida radiografisia tutkimuksia ja tekniikoita. EI:n määrittämisessä on kuitenkin niin monta eri menetystä ja arvoa kuin on laitevalmistajakin. Fujifilmin laitteilla EI:stä käytetään nimitystä s-arvo. (Seibert & Morin 2010.) Fujifilmin laitteilla karkea ohje s-arvoon luukuvauksissa on 150-400. Nämä ovat vain suuntaa antavia lukuja, joihin vaikuttavat monet tekijät, kuten esimerkiksi rajaus, kuvausarvot ja luun rakenne. Mitä pienempi s-arvo on, sitä enemmän säteilyä on mennyt detektorille ja mitä suurempi s-arvo on, sitä vähemmän säteilyä on mennyt detektorille. (Harjula 2019.) Valitettavasti lasten tutkimuksissa EI voi olla epätarkka ja tulkitsematon erilaisten häiriöiden vuoksi (Goske ym 2011).

2.2 Säteilyannos ja säteilyannossuureet

Potilaan säteilyannos voidaan röntgentutkimuksissa määrittää laskennallisesti tai se voidaan mitata siihen tarkoitetuilla mittareilla (Kiljunen 2004; Säteilyturvakeskus 2018b). Uuden säteilylain tultua voimaan 15.12.2018 annossuureina käytetään Säteilyturvakeskuksen määräyksen S/6/2018 mukaisia suureita ja mittayksiköitä. Röntgentutkimuksissa lääketieteellisen altistuksen määrittämiseksi tehtävissä mittauksissa käytettäviä suureita ovat imakerma pinnalla (ESAK, Entrance surface air-kerma), josta käytetään myös nimeä pinta-annos (ESD, Entrance surface dose) ja ilmakerman ja pinta-alan tulo (KAP, Kerma area product), josta käytetään myös nimeä annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, Dose area product). Pinta-annoksella mitataan potilaan pinnalta ilmaan absorboitunutta annosta, sisältäen potilaasta takaisin sironneen säteilyn, kun taas annoksen ja pinta-alan tulo kuvaa

kokonaisannosta. Ilmakermasta pinnalla ja ilmakerman ja pinta-alan tulosta voidaan käyttää nimiä pinta-annos ja annoksen ja pinta-alan tulo, koska ilmakerma ja ilmaan absorboitunut annos ovat röntgendiagnostiikassa käytetyllä kilovoltialueen fotonisäteilyillä lähes samat. Nämä suureet olivat käytössä ennen uutta säteilylakia. (Kiljunen 2004; Säteilyturvakeskus 2018b; Sierpowska 2020-03-30.) Tässä opinnäytetyössä käytetään annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) -suuretta, koska se oli vielä käytössä Siun Soten kuvantamiskeskuksessa opinnäytetyön tekohetkellä.

Absorboitunut annos tarkoittaa kohteeseen siirtynyttä energiaa massayksikköä kohti. Absorboituneen annoksen yksikkö on gray (Gy). Yksi gray vastaa yhtä joulea kilogrammaa kohti (J/kg). Tämä suure on mitattavissa suoraan säteilymittarilla. Säteilyn ionisoimiskyky riippuu säteilyn laadusta. Joten säteilyn laatu tulee huomioida arvioitaessa säteilyn terveydellisiä haittavaikutuksia. Ekvivalenttiannos tarkoittaa säteilystä kudokseen tai elimeen absorboituneen annoksen ja säteilyn laadun huomioivan tilastollisen painotuskertoimen tuloa. Sen yksikkö on sievert (Sv). Röntgensäteilyn painotuskerroin on yksi, joten tässä tapauksessa ekvivalenttiannos on sama kuin absorboitunut annos. Efektiivinen annos kuvaa säteilyn aiheuttamaa terveydellistä kokonaishaittaa. Efektiivinen annos huomioi eri elinten ja kudosten säteilyherkkyydet. Efektiivinen annos saadaan siis laskemalla eri elinten ekvivalenttiannosten ja herkkyyskertoimien tulojen summa. Myös efektiivisen annoksen yksikkö on sievert (Sv). (Nieminen ja Oikarinen 2017; Säteilyturvakeskus 2019d.)

2.3 Kuvanlaatu ja kuvanlaadun arviointi

Potilasannosten määrittämisen rinnalla kuvanlaadun arvioinnilla on suuri merkitys tutkimuksen optimoinnissa. Kuvanlaadun arviointi tarkoittaa säännöllisesti tehtävää diagnostisten potilaskuvien arviointia. Kuvanlaadun arvioinnissa radiologian erikoislääkäri tai muu toimenpiteestä vastuussa oleva erikoislääkäri käy läpi esimerkiksi tietyllä aikavälillä tietyistä kohteesta otetut röntgenkuvat ja vertaa niitä yleisesti hyväksytyihin hyvän kuvan kriteereihin. Euroopan komissio on määritellyt röntgenkuvien laatukriteerit (European Commission 1996a). Kuvanlaatua on vaikea määrittellä, koska se on epäspesifinen ja subjektiivinen mitta visuaalisen kuvan luettavuudelle (Zarb, Rainford & McEntee 2010). Riittävän kuvanlaadun arviointi on aina subjektiivinen kokemus, ja siten aina arvioijasta ja katseluolosuhteista riippuvainen (Lanca ja Silva 2009, 135-136). Arvioinnin tavoitteena on varmistaa, että kuvien laatu on tutkimukseen riittävä. Toisaalta on varmistuttava, että säteilyaltistus ei ole tarpeettoman suuri. (ST 3.3 2014.) Kuvanlaadun ei tarvitse olla niin hyvää kuin mahdollista, vaan niin hyvää kuin on tarpeen. Se katsotaan sopivaksi kliinisen tilanteen mukaan, minkä lisäksi indikaation määrittelyn tulisi olla digitaalisen kuvantamisen lähtökohta. (Busch 2004, 5-6.) Myös jokaisen työntekijän on tehtävä jatkuvasti töitä laadun ja turvallisuuden parantamiseksi (Kruskal 2011).

Röntgenkuvanlaatuun vaikuttavat muun muassa röntgenkuvaslaitteiston teknologia, käytetty annos, tarkka kalibrointi, pikselikoko, signaalin ja kohinan suhde sekä dynaaminen alue. (Alexander 2016, 59-60; Jurvelin 2005, 25-26; Sierpowska 2020-03-30). Kuvanlaatua ilmaisevia parametrejä ovat esimerkiksi kontrasti ja erotuskyky eli resoluutio. Natiiviröntgenkuvantamisessa pyritään sekä hyvän kontrastin että erotuskyvyn saavuttamiseen. Periaatteessa kuitenkin toisen parantuessa toinen näistä huonontuu. Kontrastilla tarkoitetaan sitä eroa kuvasignaalisissa, millä kaksi kuvassa olevaa

kohdetta erottuu toisistaan. Kontrastin syyvyksien vaihtelu on välttämätöntä, jotta kuvasta voidaan havaita anatomia asianmukaisesti. Matala kontrasti, jolloin kuvassa on paljon harmaan eri sävyjä, tekee kohteiden erottamisen toisistaan hankalaksi, kun taas hyvin korkea kontrasti tekee kuvasta mustavalkoisen, jolloin kohteiden näkyvyys heikkenee. Erotuskyvyllä tarkoitetaan pienintä etäisyyttä, millä kaksi pistemäistä tai viivamaista kohdetta voi erottua toisistaan erillisinä kohteina. Röntgenkuvassa paikkaerotuskyky tekee kuvaan terävyyden ja siten mahdollistaa pienten ja hienojen yksityiskohtien huomaamisen kuvista. Suoradigitaalisessa kuvantamisessa terävyys riippuu detektorin fyysikaalisesta laadusta, esimerkiksi detektorin materiaali vaikuttaa siihen. Digitaalisessa kuvantamisessa kuvien jälkikäsitteilyllä voidaan muuttaa terävyyttä, mutta ylikäsittely voi kasvattaa kohinaa. Lisäntynyt säteily ilmaisimeen ei lisää paikkaresoluutiota, vaan asianmukaisten teknisten tekijöiden asettaminen on ratkaisevan tärkeää. (Alexander 2016, 59-60; Jurvelin 2005, 25-26.)

Tiheysresoluutio ja dynaaminen alue tarkoittavat kuvassa näkyvien harmaiden tasojen valikoimaa. Pikselien bittisyvyys säätää harmaasävyjen määrää. Mitä parempi tiheysresoluutio kuvassa on, sitä suurempi on bittisyvyys. Kohina taas tarkoittaa ei toivottuja häiriötä röntgensignaalin havaitsemisessa. On olemassa elektronista kohinaa, joka johtuu radiografisesta järjestelmästä ja kvanttikohinaa, joka johtuu detektorilla havaittujen fotonien lukumäärästä. Kvanttikohinaan röntgenhoitaja voi vaikuttaa teknisillä asetuksilla valotuksen aikana. Kohinaan vaikuttaa muun muassa valotusaika. Alhainen valotusaika tuottaa vähemmän röntgenfotoneja ja siten rakeista kuvaa. Korkeampi valotusaika taas saattaa luoda parempaa kuvanlaatua, mutta se nostaa myös potilaan säteilyannosta. Laittevalmistajilla on eri ohjelmistoja, joissa on sovelluksia, joilla kohinaa voidaan vähentää. Digitaalisessa järjestelmässä on tarkoituksenmukaista käyttää korkeampaa kilovolttia (kV) ja matalia milliampeeri sekunteja (mAs). (Alexander 2016, 60.)

Kuvaan voi syntyä myös artefaktaa monista eri syistä. Artefakta tarkoittaa vääristymää tai virhettä kuvassa. Se häiritsee kuvantulkintaa, eikä ole siis toivottua röntgenkuvantamisessa. Tärkeää onkin, että radiologit ja röntgenhoitajat ymmärtävät kuinka artefaktat ilmenevät kuvissa ja kuinka niitä voidaan vähentää tai poistaa kuvista. (Alexander 2016, 60.)

Annoksen hiipiminen on merkittävä ongelma digitaalisessa kuvantamisessa (Seeram, Bushong, Davidson & Swan 2014). Se on hyvin dokumentoitu kuvanlaadun ja annoksen välinen vuorovaikutus. Annoksen hiipimisellä tarkoitetaan sitä, että on olemassa huomaamaton riski säteilyannoksen kasvuun, sillä digitaalisessa röntgenkuvantamisessa röntgenkuvan yli- tai alivalotusta on mahdotonta huomata sen tiheyden perusteella. (Reiner 2014; Seeram ym 2014.) Teknisten parametrien ja lopullisen kuvan välillä on "katkos". Filmikuvantamisessa yli- ja alivalottuneet kuvat huomattiin heti. Ylivalottunut filmi oli tumma, eikä se ollut tulkittavissa. Suoradigitaalisessa kuvantamisessa tämä palaute puuttuu, sillä käytössä on kuvien automaattinen korjaus ja jälkikäsitteily. Koska kunnollista palautemekanismia valotuksen ja kuvan tiheyden välillä ei ole, tutkimuksen suorittajat suosivat yleensä ylivalotusta. (Goske ym 2010.) Alivaloitus johtaisi radiologien palautteeseen huonosta kuvanlaadusta. Alivalottuminen ilmenee lisäntyneenä kuvan kohinana. Annoksen hiipiminen johtaa pikkuhiljaa asteittaiseen kuvausparametrien nousuun ja siten säteilyaltistuksen kasvuun. (Reiner 2014; Seeram ym

2014.) Potilaalle aiheutunut säteilyaltistus on välttämätön seuraus, jotta röntgenkuvat saadaan ja niitä voidaan käyttää anatomisten ja patofysiologisten prosessien määrittelyyn sekä diagnoosin tekemiseen. Annoksen ja kuvanlaadun dynaaminen luonne luo haasteita kuvantamisen suorittajille yritettäessä samanaikaisesti vähentää sädeannosta alhaisimmalle mahdolliselle tasolle ja saada kuitenkin riittävä kuvanlaatu tarkan ja lopullisen diagnoosin aikaansaamiseksi. (Reiner 2014; Seibert & Morin 2010).

2.4 Säteilyn haittavaikutukset

Säteilyn haittavaikutukset jaetaan deterministisiin eli suoriin haittavaikutuksiin ja stokastisiin eli satunnaisiin haittavaikutuksiin. (Paile 2002, 44-46.) Deterministiset haitat johtuvat laajasta soluhuosta eli solukuolemasta, jotka liittyvät hyvin suuriin kerta-annoksiin. Näin suuret annokset voivat liittyä esimerkiksi säteilyonnettomuuksiin ja sädehoitoon. Deterministisillä haittavaikutuksilla on kynnyksiarvo, jos säteilyannos jää kynnyksiarvon alapuolelle, ei deterministisiä haittavaikutuksia tule lainkaan, jos taas kynnyksiarvo ylittyy, haitta tulee varmasti. Yksilöllinen herkkyys vaikuttaa kynnyksiarvoon, mutta vain vähän. Kun annos kasvaa, haitta-aste kasvaa jyrkästi. Kynnyksiarvoon ja haitta-asteeseen vaikuttaa merkittävästi annosnopeus. Deterministisiä haittavaikutuksia ovat säteilytauti, palovamma, harmaakaihi ja sikiövaurio. Deterministiset haitat tulevat esiin yleensä lyhyen ajan sisällä, mutta voivat ilmetä myöhemminkin. (Paile 2002, 44-46; Säteilyturvakeskus 2017.)

Stokastisilla haittavaikutuksilla taas ei ole kynnyksiarvoa, vaan ne voivat saada alkunsa periaatteessa miten pienestä altistuksesta tahansa. Kun annos kasvaa, haittavaikutus ei kasva vaan haitan todennäköisyys kasvaa. Kokonaisriskin määrää koko elinaikana kertynyt kumulatiivinen annos. Eli esimerkiksi jokainen röntgenkuvaus tuo mukanaan hyvin pienen lisäriskin, joka on riippumaton aikaisemmista kuvauksista ja muusta säteilyaltistuksesta. Stokastisia haittavaikutuksia ovat syöpä ja perinnölliset haitat. Niinpä haitat tulevat ilmi vasta useiden vuosien kuluttua, eikä syntyneitä haittaa voida yleensä yhdistää tiettyyn altistukseen. (Paile 2002, 44-46; Säteilyturvakeskus 2017.)

Röntgensäteily on ionisoivaa sähkömagneettista säteilyä, jolla on riittävästi energiaa irrottamaan aineen atomien elektroneja. Kun elektroni irtoaa kohdeatomista, se muuttuu positiiviseksi ioniksi, joka kykenee reagoimaan kemiallisesti ympäristönsä kanssa. (Nieminen ja Oikarinen 2017.) Haittavaikutukset johtuvat säteilyn aiheuttamista ionisaatioista solussa, jotka voivat aiheuttaa DNA (deoksiribonukleiinihappo)-vaurioita. Kun DNA vaurioituu, voi seurata perimän vaurioituminen, solun kuolema, solun muuntuminen syöpäsolunsiesteeksi, solun jakautumiskyvyn menetys tai solu voi toisaalta myös onnistua korjaamaan vauriot, ja jatkaa elämäänsä kuten ennenkin. Syöpä voi siis saada alkunsa yhdestä ainoasta elonjääneestä solusta. Synty on satunnainen, ei siis voida sanoa kuka syövän saa ja kuka ei. (Mustonen, Salomaa ja Kiuru 2002, 66-69; Ojala 2019.) Ionisoivalle säteilylle altistumisesta aiheutuu aina geneettisten muutosten riski. Geneettisen muutoksen todennäköisyys on hyvin pieni, mutta se on aina olemassa. Koska syövän kehittymiseen johtavan säteilyaltistuksen suuruudelle ei ole tiedossa kynnyksiarvoa, on potilaan säteilyaltistus pidettävä niin pienenä kuin mahdollista. (Nieminen ja Oikarinen 2017.) Syövän synnylle keskeiset DNA-vauriot

kohdistuvat sellaisiin geeneihin, joiden virheellinen toiminta johtaa välivaiheiden kautta malignistumisprosessiin. Pahanlaatuisen solunkasvun ominaisuuksia ovat solukon kyky tuottaa itse tarvitsemansa kasvusignaalit, solukon kyvyttömyys reagoida solunjakautumista rajoittaville ulkoisille signaaleille, solukon kyky välttää apoptoosi eli solujen ohjelmoitu kuoleminen, rajoittamaton solunjakautumisen määrä, kasvaimen verisuonimuodostus ja tunkeutuminen ympäröiviin kudoksiin sekä etäpesäkkeiden muodostuminen. (Mustonen, Salomaa ja Kiuru 2002, 66-69; Ojala 2019.)

2.5 Säteilysuojelu

Potilaan säteilysuojelulla tarkoitetaan kaikkia niitä toimia, joilla voidaan vähentää potilaan tarpeetonta säteilyaltistusta (Säteilyturvakeskus 2005). Säteilysuojelun yleiset periaatteet ovat oikeutus-, optimointi- ja yksilönsuojaperiaate. Oikeutusperiaate tarkoittaa, että säteilytoiminta ja suojelutoimet ovat oikeutettuja, kun saavutettava kokonaishyöty on suurempi kuin aiheutuvat haitat. Optimointiperiaate tarkoittaa, että säteilysuojelun optimoimiseksi työperäinen altistus ja väestön altistus ionisoivalle säteilylle on pidettävä niin vähäisenä kuin se käytännöllisin toimenpitein on mahdollista sekä lääketieteellinen altistus on rajoitettava välttämättömään tarkoitettun tutkimus- tai hoitotuloksen saavuttamiseksi tai toimenpiteen suorittamiseksi. (Säteilylaki 2018, 5 §, 6§.) Tarpeetonta lääketieteellistä altistusta on siis vältettävä (Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 2018). Lääketieteellisessä altistuksessa optimoinnin tarkoituksena on vähentää potilaan saamaa sädeannosta usein eri keinoin, kuitenkin menettämättä tarpeellista tietoa diagnoosin tekemistä varten (Zhang & Chu 2011). Optimoinnissa on otettava huomioon muun muassa laitteiden valinta, laitteiden suorituskykyyn vaikuttavien parametrien valinta, potilasannoksen määrittäminen ja laadunvarmistus (Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 2018). Sama tutkimusmenetelmä voi aiheuttaa moninkertaisen annoksen, mikäli tutkimuskäytäntöä ja kuvausarvoja ei ole asianmukaisesti optimoitu (Nieminen ja Oikarinen 2017). Yksilönsuojaperiaate taas tarkoittaa, että säteilytoiminnassa työntekijän ja väestön yksilön säteilyannos ei saa olla annosrajaa suurempi. (Säteilylaki 2018, 7§.)

Potilaan suojaamiseen säteilyltä natiivikuvantamisessa on periaatteessa kaksi tapaa. Ensimmäinen keino on vähentää potilaan altistumista primaarisäteilylle kuva-alueen rajauksella ja kuvausarvojen valinnalla. (Säteilyturvakeskus 2005.) Lisäksi kuvausetaisyys vaikuttaa altistuksen suuruuteen (Sierpowska 2020-03-30). Toinen keino on vähentää potilaan altistumista sironneelle säteilylle. Sironneelta säteilyltä suojaaminen on hyvin hankalaa. Sironnaan vaikuttavat käytetty kuvausjännite, suodatus, kohteen paksuus, kenttäkoko ja röntgensäteiden kohtaama väliaine. Kun kuvausjännite kasvaa, lisääntyy myös sironta, ja kuvanlaatu huononee, mutta toisaalta pääsääntöisesti säteilyaltistus vähenee. Kuvausalueen tarkka rajaaminen suojaa primaarisäteilyltä ja vähentää sirontaa. Lyijysuojia suositellaan käytettäväksi aivan säteilykeilan reunassa, sillä yli neljän senttimetrin etäisyydellä reunasta niillä ei ole enää suojaavaa vaikutusta. Säteilykeilassa sijaitsevien suojien pääasiallinen tarkoitus on suojata niitä säteilyherkkiä elimiä, jotka sijaitsevat lähellä ihon pintaa ja joita oma keho ei suoja. Esimerkiksi kivessuojia käyttämällä kivesten saamaa annosta voidaan vähentää jopa 95 %. (Säteilyturvakeskus 2005.)

Suomessa säteilyturvallisuutta valvoo säteilyturvakeskus, STUK (Säteilyturvakeskus s.a). Uusi säteilylaki (859/2018) astui voimaan 15.12.2018. Säteilylakiin liittyen on julkaistu myös ionisoivaa säteilyä koskevia asetuksia. Lisäksi säteilyturvakeskus antaa lain nojalla määräyksiä. (Säteilyturvakeskus 2019c.) Lääketieteellisessä altistuksessa toiminnanharjoittaja vastaa säteilysuojelun optimointia koskevien vaatimusten toteutumisesta. Toiminnanharjoittajan on myös käytettävä potilaan säteilyaltistuksen vertailutasoja säteilysuojelun optimoimiseksi. (Säteilylaki 2018, 112 §.) Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksessa (423/2000) säädetään, että Säteilyturvakeskus antaa vertailutasot yleisimmille tutkimuksille. Säteilyturvakeskus on antanut päätöksessä 6/3020/2018 lasten natiiviröntgentutkimuksista vertailutasot thorax -kuvauksia ja leuan sekä hampaiston panoramatomografiatutkimuksia varten. Lasten röntgentutkimuksissa vertailutasoilla tarkoitetaan etukäteen määriteltyä annostasoa, jonka ei oleteta ylittyvän tiettyyn ikä- tai painoryhmään kuuluvalla potilaalla. (Säteilyturvakeskus 2018a.) Janita Posio on tehnyt vuonna 2016 opinnäytetyössään, Natiivitutkimusten vertailutasot Suomessa ja Euroopassa, systemaattisen kirjallisuuskatsuksen, jossa hän toteaa, että ” Euroopassa on annettu hyvin vähän lasten natiivitutkimuksiin vertailutasoja”. Raajojen osalta niitä ei kirjallisuuskatsauksen mukaan ollut annettu lainkaan. Posio toteaa myös, että Euroopassa on tehty hyvin vähän tutkimuksia ja artikkeileita, jotka koskevat lasten natiiviröntgentutkimusten vertailutasoja. (Posio 2016.) Euroopan komissio on antanut ohjeet vertailutasoista lasten kuvantamisessa. Ohjeet eivät kuitenkaan sisällä lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksia. (European comission 2018.)

2.6 Lasten röntgenkuvantaminen

Lapsilla murtumat ovat yleisiä. Vuosittain Suomessa lapsilla on noin 25 000-30 000 murtumaa. Kasvuikäisten luusto on erilaista kuin aikuisten luusto. Se on huokoisempaa, pehmeää ja muovautuvaa, Haversian kanava on laajempi ja rustoa sekä kollageenia on paljon. (Niskanen ja Lauerma 2017; Jones, Ansell, Jerrom ja Honey 2015.) Ylä- ja alaraajojen pitkät (käsivarret ja jalat) ja lyhyet luut (käsi, ranne, jalkaterä ja nilkka) käyvät läpi endokondraalisen luutumisen eli prosessin, jossa hyaliinirusto muuntuu luuksi. Tämä prosessi alkaa jo alkuraskaudessa ja jatkuu läpi murrosiän varhaisaikuisuuteen saakka, kunnes luusto on kypsynyt ja kaikki rusto on korvattu luulla. (Jones, Ansell, Jerrom ja Honey 2015.) Rusto ei näy röntgenkuvissa. Nivelsiteet, kapselirakenteet ja luukalvo ovat vahvoja ja sitkeitä. Fyysi (rustoinen kasvulevy) ja metafyysi ovat luisen ketjun heikoimmat kohdat. Viimeksi luutunut metafyysi on erityisen pehmeää ja muovautuvaa, joten siihen tulee herkästi epätyydellisiä murtumia. Murtumaa epäiltäessä otetaan hyvin kohdistetut röntgenkuvat kahdesta toisiaan vastakkain olevasta suunnasta. Myös pehmytosien tulee erottua kuvasta. (Niskanen ja Lauerma 2017.) Lasten raajakuvausten kuvausindikaatioita ovat vamma, luun/nivelen tulehdusepäily, kasvainpäily, virheasento/liikerajoitus, kehityshäiriö, pitkittynyt kipu sekä laajan oireyhtymän kertymäsaairauden selvittely (Säteilyturvakeskus 2008).

Lasten säteilyherkkyyden on arvioitu olevan noin kymmenkertainen aikuisiin verrattuna (Nieminen ja Oikarinen 2017). Mitä nuorempi lapsi on, sitä herkempi hänen ajatellaan olevan säteilylle (Goske ym 2011). Lapsilla sisäelimet ovat lähempänä ihoa ja oman kehon antama suoja on vähäisempi kuin aikuisilla. (Säteilyturvakeskus 2005.) Lisäksi säteilyherkkyys on yksilöllistä. Myös eri elimien

säteilyherkkyydessä on eroja. Herkimpiä elimiä säteilylle ovat keuhkot, luuydin, mahalaukku, paksusuoli, rinnat ja sukupuolirauhaset. Jakautuva solukko on erityisen herkkää säteilylle, jonka vuoksi lapset ja nuoret ovat erityisen säteilyherkkiä. Nuorilla keskimääräinen syöpäriski on suurempi suuremman säteilyherkkyyden vuoksi, mutta myös pidemmän odotetun elinajan vuoksi, jonka aikana syöpä ennättää kehittyä. (ICRP 2013; Nieminen ja Oikarinen 2017; Berger ym 2016.) Lapsia kuvattaessa on aina tehtävä erityisen tarkka harkinta kuvauksen oikeutuksesta ja optimoinnista. Lapselle suoritettava röntgenkuvaus on aina suunniteltava yksilöllisesti, ja kuvattava ainoastaan välttämättömät kuvasarjat sekä toteutettava tutkimus laitteella, jolla on kohtuudella saavutettavissa alhaisin säteilyaltistus. (ST 3.3 2014; Säteilyturvakeskus 2019a.) Jotta kuvaus onnistuu, täytyy toiminnan olla ammattitaitoista ja työvaiheet hyvin suunniteltu, avustavat henkilöt on opastettava kunnolla ja ilmapiirin on oltava rauhallinen. (Säteilyturvakeskus 2005.)

Lastenradiologia esittää suuria vaatimuksia röntgentiimille, on muun muassa osattava valita sopivat kuvausparametrit kuvauksiin ja osattava tehdä potilaan asettelu. (Precht ym 2012.) Lapsipotilaat tuovat haasteita kuvantamiseen, jotka eroavat tyypillisestä aikuisten kuvantamisesta. Huomattava osa lapsipotilaista on yhteistyöhaluttomia ja monet eivät esimerkiksi pysty seisomaan ilman apua. (Willis 2009.) Lapsipotilaan paikallaan pysyminen on kuitenkin varmistettava. (Säteilyturvakeskus 2005.) Pienemmät lapset eivät kykene olemaan liikkumatta kuvauksen ajan, jolloin liikeartefaktan minimointi on tärkeää. Siksi on kehitelty erilaisia immobilisaatiovälineitä. Näistä osa voi kuitenkin aiheuttaa artefaktia digitaaliseen kuvaan. Esimerkiksi kääritty pyyhe tai immobilisaationauha olivat filmikuvantamisessa lähes näkymättömiä, mutta digitaalisessa kuvantamisessa ne voivat peittää tärkeitä kehonosia. Tämä johtuu parantuneesta pehmytkudoskontrastista. Esimerkiksi kuvauskohteen päällä oleva nauha tai sideharso voi peittää kuvauskohdetta niin, että pieni avulsiomurtuma jää näkymättä, edellyttäen kuvan uudelleen käsittelyä tai uusintakuvausta. (Goske ym 2011.) Kuvantamisen kannalta lapset ovat erityisen haastavia myös jatkuvan kasvun ja muuttuvien kudostuosten vuoksi. (Precht ym 2012.) Pikkulasten raajojen kuvantamisessa haasteita tuo alhainen sisäinen kontrasti luuston kehittymisen aikana (Jones, Ansell, Jerrom ja Honey 2015). Lapsipotilaat voivat olla myös hyvin erikokoisia, potilaita voi olla 800 g painoisesta vastasyntyneestä 180 kg painavaan lapseen. (Goske ym 2011.) Niinpä lapsen koko ja muut tutkimukseen liittyvät erityispiirteet on otettava huomioon lasten säteilysuojelun optimoinnissa (Säteilyturvakeskus 2019a). Variaatiot annoksessa ja kuvanlaadussa lasten radiologiassa ovatkin suurimpia koko radiologian alalla, joten optimointi on erityisen tärkeää. (Precht ym 2012.)

Lasten kuvantamisessa käytetään yleensä manuaalista kuvausarvojen valintaa automaattikuvantamisen (AEC, automatic exposure control) sijaan. Toisaalta, jos AEC-kuvausta käytetään, täytyy tutkimuksen suorittajan tietää mittakammioiden paikat sekä kuinka ne liittyvät tutkittavaan kehonosaan. Väärä mittakammion valinta johtaa vääränlaiseen valotukseen. Joissakin tapauksissa mittakammio voi olla jopa suurempi kuin koko kuvattava potilas, jolloin valotus katkeaa ennenaikaisesti ja tuloksena on kohinainen kuva. Tällaisessa tapauksessa AEC-kuvantaminen on käyttökeltotonta. AEC-kuvantamista ja esimerkiksi kivessuojia ei voi käyttää yhtä aikaa, jos suojat tulevat AEC-sensorin tai mittakammion päälle, sillä se aiheuttaa ylivalotuksen. Kivessuojia käytetään lapsilla ruti-

inisti, joten on johdonmukaisempaa käyttää manuaalisia kuvausarvoja suurimmassa osassa kuvauksia. Myöskään hilan käyttö ei ole tarpeellista lasten tutkimuksissa, joilla on vähän kehon rasvaa ja massaa, sillä lapsista aiheutunut sironnut säteily on vähäisempää kuin aikuisilla. Lisäksi hilan käyttö lisäisi lasten säteilyannosta. (Goske ym 2011.) Isoilla lapsilla hilan käyttö on kuitenkin tarpeellista. Kirjallisuudessa on mainittu hilan käytön kriteereiksi kohteen paksuus >10 cm tai kun kuvausjännite on yli 60 kV (Willis 2009).

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA TUTKIMUSONGELMAT

Tämän kehittämisutkimuksen tarkoituksena oli selvittää minkä suuruisia kuvausarvoja lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa käytetään Siun Soten kuvantamiskeskuksessa ja minkä suuruisia sädeannoksia lapset näistä tutkimuksista saavat, lisäksi tutkimuksessa arviotiin lasten raajakuvien kuvanlaatua sekä luotiin uudet kuvausohjelmat lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksiin. Tutkimuksen ja tutkimuksen tuotteen tavoitteena oli parantaa potilasturvallisuutta, vähentää tarvittaessa lasten saamia sädeannoksia, kehittää saatua kuvanlaatua sopivaksi, toteuttaa Säteilylain 859/2018 määräämää optimointia sekä helpottaa röntgenhoitajien ja lääkäreiden työtä.

Tutkimusongelmat:

1. Minkä suuruisia kuvausarvoja Siun Soten kuvantamiskeskuksessa lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa käytetään?
2. Millaista käytetyillä kuvausarvoilla saatu kuvanlaatu on?
3. Minkä suuruisia annoksen ja pinta-alan tuloja (DAP) lapset näistä tutkimuksista saavat?

4 TUTKIMUKSEN TOTEUTTAMINEN

4.1 Tutkimusmenetelmä

Tämän tutkimuksen tutkimusstrategiana oli kehittämistutkimus ja lähestymistapana määrällinen tutkimus. Kehittämistutkimus tähtää muutokseen ja liittyy aina käytäntöön. Se vaatii tutkimuksellista otetta ja tutkimusosion. (Kananen 2012.) Kehittämistutkimuksessa ongelma voidaan muuttaa kehityskohteeksi. Ongelma pyritään poistamaan tai pienentämään, jolloin edellytyksenä on ongelman syiden löytyminen. (Kananen 2017.) Kehittämistutkimuksen taustalla on siis jokin ilmiö tai asia, jonka halutaan olevan kehittämisen tai muutoksen jälkeen paremmin, kehittämistutkimus tuottaa siis käytännön työelämään toimivia ratkaisuja (Kananen 2012; Kananen 2017, 16). Tässä kehittämistutkimuksessa kehittämiskohteena oli lasten raajakuvausten kuvausohjelmat, kuvausarvot ja kuvanlaatu natiiviröntgentutkimuksissa ja tuotteena eli ratkaisuna ongelmaan oli kuvauslaitteelle luodut uudet kuvausohjelmat lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksiin.

Tämän kehittämistutkimuksen tutkimusongelmiin vastattiin tekemällä kvantitatiivinen tutkimus eli määrällinen tutkimus. Määrällisessä tutkimuksessa tuloksena saatua aineistoa käsitellään tilastollisin menetelmin. Määrällinen tutkimus antoi yleisen kuvan muuttujien välisistä eroista ja suhteista sekä vastasi kysymyksiin: kuinka paljon ja kuinka moni? Määrällisessä tutkimuksessa ilmiön ymmärrys ja teoria on jo olemassa eli tiedetään mistä on kyse. Tässä tutkimuksessa tunnettu ilmiö oli röntgensäteily, mikä on mitattavissa fysikaalisesti eri mittalaitteilla. (Vilkkä 2007; Kananen 2008; Kananen 2017). Tämä tutkimus oli kartoittava tutkimus, jonka avulla tutkittiin vähän tunnettua asiaa, eli sitä, minkä suuruisia kuvausarvoja käytetään ja minkä suuruisia annoksia lapset saavat raajojen natiiviröntgentutkimuksissa sekä millaista käyetyillä kuvausarvoilla saatu kuvanlaatu on. Kartoittavissa tutkimuksissa ei aseteta hypoteeseja (Vilkkä 2007, 13-15, 20, 24).

4.2 Aineistonkeruumenetelmät, aineistonkeruu ja kohdejoukko

Aineisto kerättiin tiettyinä ajankohtana yhden kerran, joten tutkimus oli poikittaistutkimus (Trochim 2006). Aineisto kerättiin strukturoiduille aineistonkeruulomakkeille, jotka rakennettiin itse excel taulukoihin (liite 1). Taustamuuttujia olivat kuvauspäivämäärä, potilaan sosiaaliturvatunnus, potilaan ikä kuvaushetkellä, kuvatut projektiot, kuvaushuone, käyetty detektori ja käytetty kuvausohjelma. Tutkimusmuuttujia olivat s-arvo, säteilyannos, käytetyt kuvausparametrit [putkijännite (kV), putkivirta (mA), valotusaika (ms) ja sähkömäärä (mAs)], valotuskammion käyttö sekä röntgenhoitajan (tutkimuksen tekijän) arvio kuvanlaadusta. Muut tausta- ja tutkimusmuuttujat olivat automaattisesti numeerisia, paitsi valotuskammion käyttö ja röntgenhoitajan arvio kuvanlaadusta. Valotuskammion käyttö ilmoitettiin joko jättämällä sarake tyhjäksi tai kirjoittamalla sarakeeseen automatic. Sarake jätettiin tyhjäksi, kun oli käytetty käsiarvoja ja sarakeeseen kirjoitettiin automatic, kun käytössä oli ollut valotuskammio. Röntgenhoitajan antama kuvanlaadun arvio muutettiin numeeriseen muotoon asteikoksi 1-3, jossa 1 tarkoitti matalaa kuvanlaatua, 2 tarkoitti keskitasoista kuvanlaatua ja 3 tarkoitti korkeaa kuvanlaatua. Tämä jaottelu pohjautui H.P. Buschin (2004) Diamond III -loppuraportissa mainittuihin luustokuvausten laatuluokkiin (liite 2).

Tutkimuksen toteutus aloitettiin keräämällä exel -taulukkoon sillä hetkellä käytössä olleet lasten kuvausohjelmat sekä niissä käytetyt kuvausarvot ja parametrit (liite 3). Kaikkiin kuvauskohteisiin ei ollut omaa kuvausohjelmaa ja olemassa olevat kuvausohjelmat valittiin koko jaottelun S, M ja L tai S ja M/L mukaan. Mistään ei löytynyt selitystä, minkä ikäisiä tai kokoisia potilaita näillä tarkoitetaan. Kuvauskohteita oli 15, ja laitteelta löytyi kuvausohjelmat näistä yhdeksään. Näiden tietojen pohjalta tutkimuksen tekijä, radiologi ja fyysikko miettivät yhdessä mitä kuvausohjelmia laitteilla tulisi olla ja minkälaisilla ikä-/kokoluokituksilla niiden olisi parasta olla. Kohteet joihin kuvausohjelmat tarvittiin, olivat: käsi, ranne, kyynärvarsi, kyynärpää, olkavarsi, olkapää, solisluu, kantapää, jalkaterä, nilkka, sääri, polvi, patella, reisi ja lonkka. Kiljunen toteaa pro gradu tutkielmassaan Lasten vertailutasot (2004), että ”toistuva tapa on ollut jaotella lapsipotilaat alle 1-vuotiaisiin, 1-4-vuotiaisiin, 5-9-vuotiaisiin ja 10-16-vuotiaisiin. Vastaavasti lapsipotilaat voidaan jaotella paksuusluokkiin.” Raajojen osalta paksuuden tai painon mukaan valittavista kuvausohjelmista luovuttiin, ja valittiin iän mukaan jaotellut kuvausohjelmat. Ikäjaottelut tehtiin kuten Kiljusen (2004) pro gradussa oli yleiseksi tavaksi mainittu eli lapsipotilaat jaettiin neljään ikäryhmään: alle 1-vuotiaat, 1-4-vuotiaat, 5-9-vuotiaat ja 10-16-vuotiaat. Kuitenkin uusien kuvausohjelmien teon yhteydessä alle 1-vuotiaiden ikäryhmästä luovuttiin, ja päädyttiin yhdistämään se 1-4-vuotiaiden kanssa, joten uusiin kuvausohjelmiin yhdeksi ikäryhmäksi tuli 0-4-vuotiaat. Liitteessä 3 on esitetty uudet kuvausohjelmat. Ikäjaotteluun päätymistä tuki myös se, että sekä Kuopion yliopistollisessa sairaalassa että Helsingin ja Uudenmaan lastensairaalassa on raajojen osalta kuvausohjelmat iänmukaan jaoteltu. Molemmissa ikäjaottelut olivat: 1 vuotta, 5 vuotta, 10 vuotta ja 15 vuotta. Säteilyturvakeskuksen lasten röntgentutkimusohjeistossa (2005) on esimerkkejä kuvausarvoista kolmeen raajojen kuvauskohteeseen, niissä ikäjaottelut ovat: 1 vuosi, 5 vuotta ja 10 vuotta.

Aineistonkeruu suoritettiin Siun Soten kuvantamiskeskuksessa 1.1.2018-30.6.2019 Fujifilmin natiivikuvauslaitteilla kuvattujen alle 17-vuotiaiden potilaiden tiedoista. Tiedot kerättiin neaRIS- (nea Radiology Information System) ja PACS- (Picture Archiving and Communication System) tietojärjestelmistä strukturoiduille lomakkeille exel-taulukoihin heinäkuun 2019 aikana. Tutkimuksen perusjoukko oli 0-16-vuotiaat raajakuvissa käyneet lapsipotilaat, jotka oli kuvattu Fujifilmin natiivikuvauslaitteilla. Otantamenetelmänä käytettiin systemaattista satunnaisotantaa. Tutkimukseen mukaan otettavat potilaat valittiin siten, että ensin kaikkien kuvattujen joukosta otettiin potilaat, joilta oli kuvattu haluttu kuvauskohde. Tämän jälkeen eriteltiin kuhunkin ikäryhmään kuuluvat potilaat, jonka jälkeen potilaat järjestettiin kussakin ikäryhmässä kuvauspäivämäärän mukaan uusimmasta vanhimpaan. Ensimmäisen otettiin vain potilaat, jotka oli kuvattu Pohjois-Karjalan keskussairaalan röntgenin natiivikuvaushuoneen 1 natiivikuvauslaitteella. Tästä potilaat valittiin kuvauspäivämäärän mukaan aikajärjestyksessä. Otokokona oli 10 potilasta per ikäryhmä per kuvauskohde. Eli yhteensä 600 potilasta. Jos johonkin kuvauskohteeseen tai ikäryhmään ei löytynyt riittävästi otosta, laajennettiin aineistonkeruuta muihin vastaaviin uusiin laitteisiin, siten, että ensin otettiin mukaan Pohjois-Karjalan keskussairaalan röntgenin natiivikuvaushuoneen 3 natiivikuvauslaitteella kuvatut potilaat kuvauspäivämäärän mukaan aikajärjestyksessä uusimmasta kuvauksesta vanhimpaan, ja sen jälkeen Siilaisen terveyskeskus röntgenin potilaat aikajärjestyksessä ja viimeisenä Lieksan terveyskeskus röntgenissä kuvatut potilaat aikajärjestyksessä. Jos laajennettu aineistonkeruukaan ei riittänyt halutun otoskoon

saavuttamiseen, täytyi tyytyä vajaan otoskokoon. Jos kuvattavalla oli kuvaushetkellä kipsi, hylättiin kyseinen potilas aineistosta. Samalla, kun suoritettiin aineistonkeruu, suoritettiin ensimmäinen vaihe kuvanlaadun arvioinnista. Tutkimuksen tekijä siis arvioi jokaisen aineistonkeruuseen kuuluvan kuvan kuvanlaadun asteikolla 1-3. Tämä röntgenhoitajan arvio kuvanlaadusta perustui subjektiiviseen kokemukseen, jossa katsottiin lähinnä kontrastia ja kohinaa, ja sitä, kuinka hyvin kuvattava kohde on arvioitavissa kuvista. Esimerkiksi asetteluun tai rajaukseen ei kiinnitetty huomiota. Arviota tehdessä myöskään s-arvo tai kuvausparametrit eivät olleet arvioijan tiedossa, vaan kuvia arvioitiin puhtaasti visuaalisen kokemuksen perusteella.

Uusi säteilylaki (L 2018/859, 118 §) velvoittaa toiminnan harjoittajalta säteilyn lääketieteelliseen käyttöön osallistuvien henkilöiden omatoimista itsearvioinnin tekemistä, niinpä tässä kehittämistutkimuksessa röntgenhoitaja teki kuvanlaadun arvion jokaisesta aineistoon kerätystä röntgenkuvasta. Siihen, että röntgenhoitaja arvioi röntgenkuvat radiologin sijaan päädyttiin myös siitä syystä, että arvioitavia kuvia oli suuri määrä, eikä saatavissa ollut radiologiresursseja kuvien arviointiin. Radiologin arvio kuvanlaadusta saatiin kuitenkin kuvanlaadun arvioinnin toisessa vaiheessa. Tutkimuksen tekijä valikoi tutkimustulosten perusteella eri tasoisia ja erilaisilla kuvausarvoilla kuvattuja kuvia radiologin arvioitavaksi. Radiologi arvioi jokaisesta kohteesta ja jokaisesta ikäryhmästä pääsääntöisesti kolmen potilaan kuvat. Arviointi tapahtui samalla tavalla asteikolla 1-3, kuten röntgenhoitajankin tekemä arviointi. Kerätyn aineiston ja kuvanlaadun arvioiden perusteella fyysikko tutkimuksen tekijän avustuksella määrittä uusiin lasten kuvausohjelmiin sähkömäärä (mAs) ja jännite (kV) -arvot. Loput kuvausparametrit ohjelmiin tehtiin laite-edustajan ja fyysikon toimesta. Tutkimustulosten ja kuvanlaadun arvioiden perusteella siis luotiin optimoidut kuvausohjelmat lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksiin Siun Soten kuvantamiskeskuksen uusille natiivikuvauslaitteille (liite 4).

Euroopan komissio on julkaissut lasten kuvauksia varten laatukriteeristön vuonna 1996, ja Säteilyturvakeskus on julkaissut lasten tutkimusohjeiston vuonna 2005, joka täydentää ja ajanmukaistaa Euroopan komission kriteeristöä. Oppaassa on lisäksi esimerkkejä kuvausarvoista lasten tyypillisimmissä röntgentutkimuksissa. On kuitenkin huomioitava, että kuvausarvot ovat aina laitekohtaisia, eikä oppaassa olevia esimerkkiarvoja suositella käytettäväksi suoraan ilman tapauskohtaista harkintaa. (Säteilyturvakeskus 2005; European Commission 1996b.) Uusien kuvausarvojen suunnittelussa käytettiin apuna ja vertailupohjana näitä STUK:n ohjeistossa mainittuja kuvausarvoja sekä Kuopion yliopistollisessa sairaalassa (KYS) ja Helsingin ja Uudenmaan sairaalassa (HUS) käytössä olevia kuvausarvoja.

4.3 Aineiston analyysi

Kvantitatiivisessa tutkimuksessa tiedot tallennetaan havaintomatriisiksi, jonka jälkeen aineisto tarkastetaan ja tulokset tiivistetään. Tulokset voidaan esittää tiivistetyssä muodossa muun muassa suorina jakaumina. Suora jakauma on sekä esittämistapa että yksinkertainen analyysimenetelmä, jossa tarkastellaan yksittäisen kysymyksen saamia jakaumia suhteellisina lukuina. Taulukko sisältää tiivistetyssä muodossa kaiken oleellisen tiedon, josta on esitettävä myös sanallinen tulkinta tutkimusongelman kannalta. (Kananen 2015, 287; 289; 298)

Mediaani ja aritmeettinen keskiarvo ovat sijaintilukuja. Mediaani tarkoittaa keskilukua eli jakauman keskimmäistä havaintoa. Kun kaikki muuttujan havainnot on järjestetty suuruusjärjestykseen, mediaanin molemmille puolille jää yhtä monta havaintoa. Aritmeettinen keskiarvo taas tarkoittaa havaintoarvojen keskimääräistä suuruutta. Se saadaan laskemalla havaintojen mittaustulokset yhteen ja jakamalla summa havaintojen lukumäärällä. Vaihteluväli ja keskihajonta ovat hajontalukuja, ja ne kuvaavat muuttujan arvon vaihtelua. Vaihteluväli kertoo suuruusjärjestykseen asetettujen havaintojen pienimmän ja suurimman havaintoarvon välin. Vaihteluvälin analyysi kertoo, kuinka suuria ja kuinka pieniä arvoja muuttujat ovat otoksessa saaneet. Keskihajonta kuvaa parhaiten yksittäisen muuttujan jakautumista, se ilmaisee muuttujien etäisyyttä aritmeettisestä keskiarvosta. Keskihajontan lukuarvo kertoo kuinka kaukana muuttujan arvot ovat keskimäärin aritmeettisestä keskiarvosta, pieni arvo kertoo muuttujan arvojen olevan lähellä keskiarvoa ja suuri arvo kertoo muuttujan arvojen olevan hajonnut koko vaihteluvälille. (Vilka 2007, 121-126.)

5 TUTKIMUSTULOKSET

Tutkimustuloksissa on esitetty esimerkkeinä tulokset kahdesta kuvauskohteesta. Esimerkkeiksi on valittu yläraajoista olkavarsi ja alaraajoista reisi. Kaikkien kuvauskohteiden tulokset taulukoina löytyvät liitteestä 5, joissa näkyy myös kerätyt valotusaika (ms) ja putkivirta (mA). Nämä kaksi parametria on jätetty esimerkkitaulukoista pois, sillä niitä ei käytetty kuvausohjelmien tekemisessä.

5.1 Tutkittavien taustatiedot

Tutkimukseen saatiin aineistonkeruuaikana yhteensä 831:n röntgenkuvan tiedot. Tiedoista laskettiin kussakin ikäryhmässä jokaisesta kuvauskohteesta vaihteluväli, aritmeettinen keskiarvo, mediaani ja keskihajonta. Kaiken kaikkiaan tutkimukseen saatiin 386 potilaan tiedot, jos sama potilas oli kuvattu useamman kerran, on se laskettu uudeksi potilaaksi. Potilaista 194 (50,26 %) oli poikia ja 192 (49,74 %) tyttöjä. Tutkimukseen saaduista röntgenkuvista 90,85 % (755) oli kuvattu Siun Soten kuvantamiskeskuksen keskussairaalan röntgenin natiivikuvaushuoneessa 1, 7,46 % (62) kuvaushuoneessa 3, 1,20 % (10) Siilaisen terveyskeskus röntgenissä ja 0,48 % (4) Lieksan terveyskeskus röntgenissä. Kaikkiin kuvauskohteisiin ei saatu jokaiseen ikäryhmään täyttä kymmentä potilasta, joten osittain otoskoko jäi vajaaksi suunnitellusta. Joissakin kuvauskohteista osassa ikäryhmistä ei ollut lainkaan potilaita. Alle yksivuotiailta ei ollut kuvattu aineistonkeruuaikana lainkaan rannetta, kyynärpäätä, olkapäätä, kantapäätä, patellaa, reittä eikä lonkkaa, kantapäätä ei ollut kuvattu myöskään 5-9-vuotiailta, eikä patellaa 1-4-vuotiailta. Joissakin kuvauskohteista kuvia on arvioitu enemmän kuin 10, mikä johtui siitä, että potilaita on ollut enintään 10, mutta samasta kohteesta on otettu useampia kuvia, tai kuva on otettu esimerkiksi kahdessa osassa.

5.2 Kuvausarvot Siun Soten kuvantamiskeskuksessa

Taulukosta 1 selviää olkavarren kuvauksissa käytetyt kuvausarvot. Alle 1-vuotiailla AP (anterior-posterior)-projektiossa (n=6) putkijännitteen vaihteluväli oli 45-50 kV, aritmeettinen keskiarvo 47 kV, mediaani 46 kV ja keskihajonta 2. Sähkömäärän vaihteluväli oli 1-2 mAs, aritmeettinen keskiarvo 1,6 mAs, mediaani 1,8 mAs ja keskihajonta 0,43. 1-4-vuotiaiden AP-projektiossa (n=7) putkijännitteen vaihteluväli oli 50-64 kV, aritmeettinen keskiarvo 57 kV, mediaani 55 kV ja keskihajonta 5. Sähkömäärän vaihteluväli oli 1,89-4,41 mAs, aritmeettinen keskiarvo 2,75 mAs, mediaani 2,52 mAs ja keskihajonta 0,84. Sivuprojektiossa (n=3) 1-4-vuotiailla putkijännitteen vaihteluväli oli 47-60 kV, aritmeettinen keskiarvo 54 kV, mediaani 55 kV ja keskihajonta 5. Sähkömäärän vaihteluväli taas oli 1,89-3,5 mAs, aritmeettinen keskiarvo 2,43 mAs, mediaani 1,89 mAs ja keskihajonta 0,76. 5-9-vuotiailla AP-projektiossa (n=6) putkijännitteen vaihteluväli oli 49-70 kV, aritmeettinen keskiarvo 60 kV, mediaani 62 kV ja keskihajonta 7. Sähkömäärän vaihteluväli oli 2,52-13,86 mAs, aritmeettinen keskiarvo 5,83 mAs, mediaani 3,78 mAs ja keskihajonta 3,92. Sivuprojektiossa (n=6) 5-9-vuotiailla putkijännitteen vaihteluväli oli 55-70 kV, aritmeettinen keskiarvo 62 kV, mediaani 62 kV ja keskihajonta 6. Sähkömäärän vaihteluväli oli 2,52-13,86 mAs, aritmeettinen keskiarvo 7,51 mAs, mediaani 5,67 mAs ja keskihajonta 4,75. 10-16-vuotiailla AP-projektiossa (n=10) putkijännitteen vaihteluväli oli 63-70 kV, aritmeettinen keskiarvo 68 kV, mediaani 70 kV ja keskihajonta 3. Sähkömäärän vaihteluväli

oli 3,15-13,86 mAs, aritmeettinen keskiarvo 11,84 mAs, mediaani 13,86 mAs ja keskihajonta 3,58. Sivuprojektiossa (n=10) 10-16-vuotiailla putkijännitteen vaihteluväli oli 55-70 kV, aritmeettinen keskiarvo 67 kV, mediaani 70 kV ja keskihajonta 5. Sähkömäärän vaihteluväli oli 2,52-14,61 mAs, aritmeettinen keskiarvo 11,14 mAs, mediaani 13,86 mAs ja keskihajonta 4,35.

Taulukko 1. Olkavarren kuvauksissa käytetyt kuvausarvot

Olkavarsi alle 1 v	Putkijännite (kV)	Sähkömäärä (mAs)	Olkavarsi 1-4 v	Putkijännite (kV)	Sähkömäärä (mAs)
ap min	45	1,00	ap min	50	1,89
ap max	50	2,00	ap max	64	4,41
ap keskiarvo	47	1,60	ap keskiarvo	57	2,75
ap mediaani	46	1,80	ap mediaani	55	2,52
ap keskihajonta	2	0,43	ap keskihajonta	5	0,84
			sivu min	47	1,89
			sivu max	60	3,50
			sivu keskiarvo	54	2,43
			sivu mediaani	55	1,89
			sivu keskihajonta	5	0,76
Olkavarsi 5-9 v	Putkijännite (kV)	Sähkömäärä (mAs)	Olkavarsi	Putkijännite (kV)	Sähkömäärä (mAs)
ap min	49	2,52	ap min	63	3,15
ap max	70	13,86	ap max	70	13,86
ap keskiarvo	60	5,83	ap keskiarvo	68	11,84
ap mediaani	62	3,78	ap mediaani	70	13,86
ap keskihajonta	7	3,92	ap keskihajonta	3	3,58
sivu min	55	2,52	sivu min	55	2,52
sivu max	70	13,86	sivu max	70	14,61
sivu keskiarvo	62	7,51	sivu keskiarvo	67	11,14
sivu mediaani	62	5,67	sivu mediaani	70	13,86
sivu keskihajonta	6	4,75	sivu keskihajonta	5	4,35

Taulukosta 2 selviää reiden kuvauksessa käytetyt kuvausarvot. 1-4-vuotiailla reiden AP-projektiossa (n=9) putkijännitteen vaihteluväli oli 57-65 kV, aritmeettinen keskiarvo 64 kV, mediaani 65 kV ja keskihajonta 3. Sähkömäärän vaihteluväli oli 0,63-20,16 mAs, aritmeettinen keskiarvo 3,99 mAs, mediaani 0,63 mAs ja keskihajonta 6,01. Sivuprojektiossa (n=7) 1-4-vuotiailla putkijännitteen vaihteluväli oli 50-65 kV, aritmeettinen keskiarvo 62 kV, mediaani 65 kV ja keskihajonta 5. Sähkömäärän vaihteluväli oli 0,63-12,50 mAs, aritmeettinen keskiarvo 2,87 mAs, mediaani 0,63 mAs ja keskihajonta 4,03. 5-9-vuotiailla AP-projektiossa (n=5) putkijännitteen vaihteluväli oli 55-66 kV, aritmeettinen keskiarvo 62 kV, mediaani 65 kV ja keskihajonta 4. Sähkömäärän vaihteluväli taas oli 0,63-12,60 mAs, aritmeettinen keskiarvo 4,41 mAs, mediaani 3,78 mAs ja keskihajonta 4,29. Sivuprojektiossa (n=5) 5-9-vuotiailla putkijännitteen vaihteluväli oli 60-65 kV, aritmeettinen keskiarvo 62 kV, mediaani 62 kV ja keskihajonta 2. Sähkömäärän vaihteluväli oli 0,63-10,08 mAs, aritmeettinen keskiarvo 4,41 mAs, mediaani 3,78 mAs ja keskihajonta 3,19. 10-16-vuotiailla AP-projektiossa (n=16) putkijännitteen vaihteluväli oli 60-72 kV, aritmeettinen keskiarvo 67 kV, mediaani 68 kV ja keskihajonta 3. Sähkömäärän vaihteluväli oli 2,52-19,53 mAs, aritmeettinen keskiarvo 10,51 mAs, mediaani 11,34 mAs ja keskihajonta 5,59. Kun taas sivuprojektiossa (n=13) 10-16-vuotiailla putkijännitteen

vaihteluväli oli 60-78 kV, aritmeettinen keskiarvo 68 kV, mediaani 67 kV ja keskihajonta 5. Sähkömäärän vaihteluväli oli 3,15-22,68 mAs, aritmeettinen keskiarvo 11,44 mAs, mediaani 9,45 mAs ja keskihajonta 6,26.

Taulukko 2. Reiden kuvauksissa käytetyt kuvausarvot

Reisi 1-4 v		Putkijännite (kV)	Sähkömäärä (mAs)
ap min		57	0,63
ap max		65	20,16
ap keskiarvo		64	3,99
ap mediaani		65	0,63
ap keskihajonta		3	6,01
sivu min		50	0,63
sivu max		65	12,50
sivu keskiarvo		62	2,87
sivu mediaani		65	0,63
sivu keskihajonta		5	4,03

Reisi 5-9 v		Putkijännite (kV)	Sähkömäärä (mAs)	Reisi 10-16 v		Putkijännite (kV)	Sähkömäärä (mAs)
ap min		55	0,63	ap min		60	2,52
ap max		66	12,60	ap max		72	19,53
ap keskiarvo		62	4,41	ap keskiarvo		67	10,51
ap mediaani		65	3,78	ap mediaani		68	11,34
ap keskihajonta		4	4,29	ap keskihajonta		3	5,59
sivu min		60	0,63	sivu min		60	3,15
sivu max		65	10,08	sivu max		78	22,68
sivu keskiarvo		62	4,41	sivu keskiarvo		68	11,44
sivu mediaani		62	3,78	sivu mediaani		67	9,45
sivu keskihajonta		2	3,19	sivu keskihajonta		5	6,26

5.3 Kuvanlaatu Siun Soten kuvantamiskeskuksesta

Taulukosta 3 selviää olkavarren kuvauksessa käytetyillä kuvausarvoilla saatu kuvanlaatu ja s-arvo Siun Soten kuvantamiskeskuksen röntgenissä. Alle 1-vuotiailla kuvanlaatu olkavarren AP-projektiossa vaihteli välillä 1-3, keskiarvo oli 2, mediaani 1 ja keskihajonta 1. S-arvot vaihtelivat välillä 620-8357, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 2703, mediaani oli 754 ja keskihajonta 2983. 1-4-vuotiailla kuvanlaatu vaihteli välillä 1-2, aritmeettinen keskiarvo oli 2, mediaani 2 ja keskihajonta 0. S-arvot vaihtelivat välillä 187-1102, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 680, mediaani 679 ja keskihajonta 305. Sivuprojektiossa (n=3) 1-4-vuotiailla kuvanlaatu vaihteli välillä 2-3, aritmeettinen keskiarvo oli 2, mediaani 2 ja keskihajonta 0. S-arvot vaihtelivat välillä 470-916, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 741, mediaani 836 ja keskihajonta 194. 5-9-vuotiailla AP-projektiossa (n=6) kuvanlaatu vaihteli välillä 2-3, aritmeettinen keskiarvo oli 2, mediaani 2 ja keskihajonta 0. S-arvot vaihtelivat välillä 325-1592, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 699, mediaani oli 564 ja keskihajonta 440. Sivuprojektiossa (n=6) 5-9-vuotiailla kuvanlaatu vaihteli välillä 1-3, aritmeettinen keskiarvo oli 2, mediaani 3 ja

keskihajonta 1. S-arvot vaihtelivat välillä 215-4286, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 1190, mediaani 559 ja keskihajonta 1414. 10-16-vuotiailla AP-projektiossa (n=10) kuvanlaatu vaihteli välillä 2-3, keskiarvo oli 3, mediaani 3 ja keskihajonta 0. S-arvot vaihtelivat välillä 159-711, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 387, mediaani 322 ja keskihajonta 182. Sivuprojektiossa (n=10) 10-16-vuotiailla kuvanlaatu vaihteli välillä 1-3, keskiarvo oli 3, mediaani 3 ja keskihajonta 1. S-arvot vaihtelivat välillä 98-2524, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 752, mediaani oli 510 ja keskihajonta 710.

Taulukko 3. Olkavarren kuvauksissa saatu kuvanlaatu ja s-arvot

Olkavarsi alle 1 v	Kuvanlaatu	S-arvo	Olkavarsi 1-4 v	Kuvanlaatu	S-arvo
ap min	1	620	ap min	1	187
ap max	3	8357	ap max	2	1102
ap keskiarvo	2	2703	ap keskiarvo	2	680
ap mediaani	1	754	ap mediaani	2	679
ap keskihajonta	1	2983	ap keskihajonta	0	305
			sivu min	2	470
			sivu max	3	916
			sivu keskiarvo	2	741
			sivu mediaani	2	836
			sivu keskihajonta	0	194
Olkavarsi 5-9 v	Kuvanlaatu	S-arvo	Olkavarsi 10-16 v	Kuvanlaatu	S-arvo
ap min	2	325	ap min	2	159
ap max	3	1592	ap max	3	711
ap keskiarvo	2	699	ap keskiarvo	3	387
ap mediaani	2	564	ap mediaani	3	322
ap keskihajonta	0	440	ap keskihajonta	0	182
			sivu min	1	98
			sivu max	3	2524
			sivu keskiarvo	3	752
			sivu mediaani	3	510
			sivu keskihajonta	1	710

Taulukosta 4 selviää reiden kuvauksessa käytetyillä kuvausarvoilla saatu kuvanlaatu ja s-arvo Siun Soten kuvantamiskeskuksen röntgenissä. 1-4-vuotiailla AP-projektiossa (n=9) kuvanlaatu vaihteli välillä 1-2, aritmeettinen keskiarvo oli 1, mediaani 1 ja keskihajonta 0. S-arvot vaihtelivat välillä 34-2898, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 753, mediaani oli 515 ja keskihajonta 805. Sivuprojektiossa (n=7) 1-4-vuotiailla kuvanlaatu vaihteli välillä 1-2, keskiarvo oli 1, mediaani 1 ja keskihajonta 0. S-arvot vaihtelivat välillä 459-2898, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 1269, mediaani oli 1077 ja keskihajonta 795. 5-9-vuotiailla (n=5) kuvanlaatu vaihteli välillä 1-2, aritmeettinen keskiarvo oli 2, mediaani 2 ja keskihajonta 0. S-arvot vaihtelivat välillä 215-1667, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 744, mediaani oli 565 ja keskihajonta 554. Sivuprojektiossa (n=5) 5-9-vuotiailla kuvanlaatu vaihteli välillä 1-2, keskiarvo oli 2, mediaani 2 ja keskihajonta 0. S-arvot vaihtelivat välillä 139-2524, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 946, mediaani oli 470 ja keskihajonta 883. 10-16-vuotiailla AP-projektiossa (n=16) kuvanlaatu vaihteli välillä 1-3, keskiarvo oli 2, mediaani 2 ja keskihajonta 1. S-arvot vaihtelivat välillä 74-2148, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 450, mediaani oli 239 ja keskihajonta 522. Sivuprojektiossa (n=13) 10-16-vuotiailla kuvanlaatu vaihteli välillä 1-3, keskiarvo oli 2,

mediaani 1 ja keskihajonta 1. S-arvot vaihtelivat välillä 43-1556, s-arvojen aritmeettinen keskiarvo oli 497, mediaani oli 230 ja keskihajonta 499.

Taulukko 4. Reiden kuvauksissa saatu kuvanlaatu ja s-arvot

Reisi 1-4 v			Kuvanlaatu	S-arvo
ap min			1	34
ap max			2	2898
ap keskiarvo			1	753
ap mediaani			1	515
ap keskihajonta			0	805
sivu min			1	459
sivu max			2	2898
sivu keskiarvo			1	1269
sivu mediaani			1	1077
sivu keskihajonta			0	795

Reisi 5-9 v			Kuvanlaatu	S-arvo	Reisi 10-16 v			Kuvanlaatu	S-arvo
ap min			1	215	ap min			1	74
ap max			2	1667	ap max			3	2148
ap keskiarvo			2	744	ap keskiarvo			2	450
ap mediaani			2	565	ap mediaani			2	239
ap keskihajonta			0	554	ap keskihajonta			1	522
sivu min			1	139	sivu min			1	43
sivu max			2	2524	sivu max			3	1556
sivu keskiarvo			2	946	sivu keskiarvo			2	497
sivu mediaani			2	470	sivu mediaani			1	230
sivu keskihajonta			0	883	sivu keskihajonta			1	499

5.4 Annoksen ja pinta-alan tulot Siun Soten kuvantamiskeskuksesta

Taulukosta 5 selviää Siun Soten kuvantamiskeskuksesta käytetyillä kuvausarvoilla aiheutuneet annoksen ja pinta-alan tulot (DAP) olkavarren kuvauksissa. Alle yksivuotiaiden DAP AP-projektiossa (n=6) vaihteli välillä < 0,01-0,03 dGycm², DAP:n aritmeettinen keskiarvo oli 0,01 dGycm², mediaani 0,01 dGycm² ja keskihajonta 0,01. 1-4-vuotiaiden DAP AP-projektiossa (n=7) vaihteli välillä 0,02-0,17 dGycm², DAP:n aritmeettinen keskiarvo oli 0,07 dGycm², mediaani 0,06 dGycm² ja keskihajonta 0,05. Sivuprojektiossa (n=3) 1-4-vuotiaiden DAP:n vaihteluväli oli 0,02-0,04 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 0,03 dGycm², mediaani 0,02 dGycm² ja keskihajonta 0,01. 5-9-vuotiaiden DAP AP-projektiossa (n=6) vaihteli välillä 0,03-1,89 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 0,39 dGycm², mediaani 0,12 dGycm² ja keskihajonta 0,67. Sivuprojektiossa (n=6) 5-9-vuotiaiden DAP arvot vaihtelivat välillä 0,03-0,50 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 0,2 dGycm², mediaani 0,18 dGycm² ja keskihajonta 0,16. 10-16-vuotiaiden DAP AP-projektiossa (n=10) vaihteli välillä 0,05-1,08 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 0,58 dGycm², mediaani 0,67 dGycm² ja keskihajonta 0,28. Sivuprojektiossa (n=10) 10-16-vuotiaiden DAP vaihteli välillä 0,04 dGycm²- 0,61 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 0,41 dGycm², mediaani 0,44 dGycm² ja keskihajonta 0,17.

Taulukko 5. Olkavarren kuvauksissa käytetyillä kuvausarvoilla aiheutuneet annoksen ja pinta-alan tulot

Olkavarsi alle 1 v	DAP (dGycm²)	Olkavarsi 1-4 v	DAP (dGycm²)
ap min	0,00	ap min	0,020
ap max	0,03	ap max	0,170
ap keskiarvo	0,01	ap keskiarvo	0,070
ap mediaani	0,01	ap mediaani	0,060
ap keskihajonta	0,01	ap keskihajonta	0,05
		sivu min	0,02
		sivu max	0,04
		sivu keskiarvo	0,03
		sivu mediaani	0,02
		sivu keskihajonta	0,01
Olkavarsi 5-9 v	DAP (dGycm²)	Olkavarsi 10-16 v	DAP (dGycm²)
ap min	0,03	ap min	0,05
ap max	1,89	ap max	1,08
ap keskiarvo	0,39	ap keskiarvo	0,58
ap mediaani	0,12	ap mediaani	0,67
ap keskihajonta	0,67	ap keskihajonta	0,28
		sivu min	0,04
		sivu max	0,61
		sivu keskiarvo	0,41
		sivu mediaani	0,44
		sivu keskihajonta	0,17

Taulukosta 6 selviää Siun Soten kuvantamiskeskuksessa käytetyillä kuvausarvoilla aiheutuneet annoksen ja pinta-alan tulot reiden kuvauksissa. 1-4-vuotiaiden DAP AP-projektiossa (n=9) vaihteli välillä 0,01-1,84 dGycm², DAP:n aritmeettinen keskiarvo oli 0,27 dGycm², mediaani 0,04 dGycm² ja keskihajonta 0,56. Sivuprojektiossa (n=7) 1-4-vuotiaiden DAP vaihteli välillä < 0,01-0,31 dGycm², DAP:n aritmeettinen keskiarvo oli 0,08 dGycm², mediaani 0,04 dGycm² ja keskihajonta 0,10. 5-9-vuotiaiden DAP AP-projektiossa (n=5) vaihteli välillä 0,03-0,53 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 0,20 dGycm², mediaani 0,17 dGycm² ja keskihajonta 0,18. Sivuprojektiossa (n=5) 5-9-vuotiaiden DAP vaihteli välillä 0,03-0,47 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 0,17 dGycm², mediaani 0,14 dGycm² ja keskihajonta 0,16. 10-16-vuotiaiden DAP AP-projektiossa (n=16) vaihteli välillä 0,06-3,16 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 1,06 dGycm², mediaani 0,83 dGycm² ja keskihajonta 0,87. Sivuprojektiossa (n=13) 10-16-vuotiaiden DAP vaihteli välillä 0,16-6,93 dGycm², aritmeettinen keskiarvo oli 1,68 dGycm², mediaani 0,75 dGycm² ja keskihajonta 1,88.

Taulukko 6. Reiden kuvauksissa käytetyillä kuvausarvoilla aiheutuneet annoksen ja pinta-alan tulot

Reisi 1-4 v		DAP (dGycm ²)	
ap min			0,01
ap max			1,84
ap keskiarvo			0,27
ap mediaani			0,04
ap keskihajonta			0,56
sivu min			0,00
sivu max			0,31
sivu keskiarvo			0,08
sivu mediaani			0,04
sivu keskihajonta			0,10

Reisi 5-9 v		DAP (dGycm ²)		Reisi 10-16 v		DAP (dGycm ²)	
ap min		0,03		ap min		0,06	
ap max		0,53		ap max		3,16	
ap keskiarvo		0,20		ap keskiarvo		1,06	
ap mediaani		0,17		ap mediaani		0,83	
ap keskihajonta		0,18		ap keskihajonta		0,87	
sivu min		0,03		sivu min		0,16	
sivu max		0,47		sivu max		6,93	
sivu keskiarvo		0,17		sivu keskiarvo		1,68	
sivu mediaani		0,14		sivu mediaani		0,75	
sivu keskihajonta		0,16		sivu keskihajonta		1,88	

6 POHDINTA

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää minkä suuruisia kuvausarvoja lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa käytetään Siun Soten kuvantamiskeskuksessa ja minkä suuruisia sädeannoksia lapset näistä tutkimuksista saavat. Lisäksi tutkimuksessa arviotiin lasten raajakuvien kuvanlaatua sekä luotiin uudet kuvausohjelmat lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksiin. Tutkimuksessa saatiin vastaukset kaikkiin tutkimuskysymyksiin, ja tutkimustuloksia voitiin käyttää apuna uusien kuvausohjelmien tekemisessä. Säteilyturvakeskus ei ole julkaissut vertailutasoja lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksille, joten tutkimus antaa uutta tietoa potilaiden saamista annoksista ja riittävästä kuvausarvoista halutun kuvanlaadun saavuttamiseksi. Tutkimuksen tulosten avulla olisi myös mahdollista määrittää toimipaikkakohtaiset vertailutasot lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksille, jotta jatkossa annosseurantaa ja optimointia voitaisiin helpommin suorittaa.

6.1 Tulosten tarkastelua ja johtopäätökset

Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta ICRP (The International Commission on Radiological Protection) on tunnistanut optimoinnin ja johdonmukaisten protokollien kehittämisen tarpeen lasten kuvantamisessa, sillä suoradigitaalinen kuvantaminen on pohjimmiltaan erilaista kuin filmikuvantaminen. Suoradigitaalisessa kuvantamisessa on erilainen energiavaste, se ei vaadi kiinteää detektorianosta ja kuvat voidaan käsitellä valotuksen jälkeen. Useita tutkimuksia on tehty siitä, kuinka raajakuvien kliininen kuvanlaatu eroaa filmikuvantamisesta ja digitaalisessa kuvantamisesta, sekä mahdollisuudesta annoksen vähentämiseen. Kuitenkin siitä, onko nykyiset protokollat optimoitu laajalle kuvaus valikoimalle, raajat mukaan lukien, ei ole julkaistuja todisteita. Joitakin julkaisuja koskien lasten keuhkojen, vatsan ja lantion röntgenkuvauksia on, mutta lasten raajakuvausten optimointiin liittyvää kirjallisuutta on saatavilla hyvin vähän. (Jones, Ansell, Jerrom ja Honey 2015.) Medic, PubMed ja Cinahl complete -tietokantoihin tehdyt kirjallisuushaut tukevat hyvin Jonesin, Ansellin, Jerromin ja Honeyn (2015) kirjoittamassa artikkelissa mainittuja havaintoja, lasten saamia sädeannoksia ja käytettyjä kuvausarvoja raajojen natiiviröntgentutkimuksissa on tutkittu vähän. Kirjallisuushakujen perusteella eniten tutkimusartikkeleita on tehty juuri koskien keuhkojen, vatsan ja lantion alueen kuvauksia. Ja tutkimukset, jotka käsitelivät raajojen alueita, käsitelivät lähinnä annoksen ja kuvanlaadun suhdetta tai eri teknisten asetusten muutosten vaikutusta annokseen ja kuvanlaatuun, eivätkä olleet vertailukelpoisia tämän tutkimuksen tulosten kanssa. Vain muutama tutkimus, josta sai hiegan vertailupohjaa tämän tutkimuksen tuloksiin, löytyi.

Berger, Panigrahny, Gottschalk ja Sheetz (2016) tutkivat alle yksivuotiaiden saamia efektiivisiä annoksia pahoinpitelyepäilyissä tehtävässä kuvausprotokollassa, joka sisältää 15 eri kuvausta. He tekivät fantomitutkimuksen, käyttäen Monte Carlo -ohjelmaa potilasannosten määrittämiseen. Heidän tutkimuksessaan alle yksivuotiailla käytettiin seuraavia kuvausarvoja: Lantio ja molemmat reidet 55 kV ja 2 mAs, efektiivinen annos 0,009 mSv. Molemmat sääret 55 kV ja 2 mAs, efektiivinen annos 0,002 mS. Molemmat jalkaterät AP 50 kV ja 1.5 mAs, efektiivinen annos 0,001 mSv. Olkavarsi 55 kV ja 2 mAs, efektiivinen annos 0,001 mSv. Kynnärvarsi 55 kV ja 2 mAs, efektiivinen annos 0,001 mSv. Molemmat kädet AP 50 kV ja 1.6 mAs, efektiivinen annos 0,001 mSv.

Efektiivistä annosta ja annoksen ja pinta-alan tuloa (DAP) ei pystytä suoraan vertailemaan keskenään, mutta vertailemalla käytettyjä kuvausarvoja jalkaterien, sääarten, olkavarren, kyynärvarren ja käsien kuvauksissa, Siun Soten kuvantamiskeskuksen kuvausarvot ovat olleet keskimäärin alhaisempia kuin tutkimuksessa käytetyt. Kuvanlaatu Siun Soten kuvantamiskeskuksessa näissä tutkimuksissa alle yksivuotiailla on ollut alhaista. Ainoastaan kyynärvarren AP-projektiossa kuvanlaatu on ollut mediaaniltaan keskitasoista, muissa vertailtavissa tutkimuksissa kuvanlaatu on ollut huonoa eli kuvanlaadun arvioiden mediaani on ollut yksi. Kuvausarvoja ei voida kuitenkaan luotettavasti vertailla keskenään, koska ei esimerkiksi tiedetä millaiset laitteet, detektorit ja muut kuvausarvot ovat Bergerin ym. (2016) tutkimuksessa olleet käytössä. Kuitenkin tästä saadaan jonkinlaista osviittaa, ja se yhdistettynä tämän tutkimuksen tuloksiin kuvanlaadusta, voidaan päätellä, että Siun Soten kuvantamiskeskuksessa kuvausarvot ovat olleet näissä tutkimuksissa alle yksivuotiailla todennäköisesti liian alhaiset.

Sæther, Lagesen, Martinsen, Holsen ja Øvrebø (2010) tekivät tutkimuksen, jonka tarkoituksena oli tarjota vertailukelpoista tietoa ikään liittyvästä DAP:sta lasten keuhkojen ja lantion tutkimuksissa sekä arvioida ikään liittyvän DAP:n ja erilaisten laitteiden välisten kuvaustekniikoiden vertaamisen käyttökelpoisuutta potentiaalisten optimointialueiden tunnistamisessa. He keräsivät 371 lapsen lantion tutkimuksen tiedot (ikä, DAP ja kuvausparametrit). Tutkimukset oli tehty Norjassa kahdessa yliopistollisen sairaalan lastenradiologian yksikössä kolmella eri kuvauslaitteella, joista kaksi oli suoradigitaalista laitetta ja yksi kuvalevyjärjestelmä. Lasten iät vaihtelivat vastasyntyneestä 14-vuotiaisiin. Lantion kuvauksessa alle 7-vuotiailla suoradigitaalisella laitteella keskimääräinen DAP AP/PA (posterior-anterior)-projektioissa vaihteli välillä 0,046-0,384 dGycm², 7-12-vuotialilla 0,465-1,227 dGycm², 13-14-vuotiailla 3,572-3,813 dGycm². Laitteiden ja osastojen välillä oli merkittävä ero DAP:ssa, mikä johtui eroista tekniikoissa, laitteissa ja henkilökunnassa. Myös Kiljunen, Tietäväinen, Parviainen, Viitala ja Kortnesniemi (2009) tekivät tutkimuksen, jonka tarkoituksena oli tarjota vertailukelpoista tietoa lasten kuvausprotokollista ja potilasannoksista kallon, sinusten, keuhkojen, vatsan ja lantion röntgentutkimuksissa. He olivat pyytäneet 24 sairaalaa keräämään tietoja lasten röntgentutkimuksista talven 2004-2005 aikana. Lantion osalta he saivat 0-15-vuotiailta kuvattujen tutkimusten tietoja vain vähäisen määrän. Näissä DAP vaihteli 0,14 dGycm² ja 12,00 dGycm² välillä. AP-projektiossa annokset kasvoivat merkittävästi iän mukaan. Tulokset olivat suuntaa antavia, sillä tutkimuksia tulisi olla enemmän, jotta sataisiin tilastoja ja vertailutasoja pystyttäisiin määrittämään. Tutkimuksen mukaan kuvausetäisyydet olivat vaihdelleet 79 cm ja 99 cm:n välillä, mikä suosituksen mukaan tulisi olla 110-125 cm. Myös käytetyt putkijännitteet olivat tutkimuksen mukaan suositusten alhaisimmasta päästä, eikä lisäkuparisuodatusta ollut käytössä. Näihin tutkimuksiin voidaan verrata Siun Soten kuvantamiskeskuksessa lonkan kuvauksista aiheutunutta DAP-arvoa. Kiljusen ym (2009) tekemään tutkimukseen verrattuna Siun Soten kuvantamiskeskuksessa aiheutuneet annoksen ja pinta-alan tulot ovat keskimäärin alhaisempia. Tässä tutkimuksessa 1-4-vuotiailta oli kuvattu lonkkia vain yhdeltä potilaalta, jonka DAP oli AP-projektiossa 0,68 dGycm², mikä on suurempi kuin Sætherin ym (2010) tekemässä tutkimuksessa alle 7-vuotiaiden suurin DAP-arvo, ja osuu 7-12-vuotiaiden DAP:n vaihteluvälille. Tässä tutkimuksessa 5-9-vuotiaiden DAP:n vaihteluväli AP-projektiossa oli 0,14-0,26 dGycm², mikä on alhaisempi kuin Sætherin ym (2010) tutkimuksessa alle 7-vuotiaiden maksimi DAP ja 7-12-vuotiaiden minimi DAP. 10-16-vuotiaiden DAP tässä tutkimuksessa vaihteli välillä 0,12-5,05

dGycm², mediaani oli 1,68 dGycm², mikä on suurempi kuin Sætherin ym (2010) tutkimuksessa 7-12-vuotiaiden maksimiarvo, mutta pienempi kuin 13-14-vuotiaiden minimi DAP. Tässä tutkimuksessa suurin DAP oli 5,05 dGycm², mikä on suurempi kuin Sætherin ym (2010) tutkimuksessa 13-14-vuotiaiden suurin arvo. Vetailun perusteella ja tämän tutkimuksen tulosten valossa Siun Soten kuvantamiskeskuksessa alle 4-vuotiaiden ja yli 10-vuotiaiden lonkkien kuvauksessa tulisi tarkistaa optimoinnin mahdollisuus.

6.1.1 Pienimmät ja suurimmat vaihtelut kuvausarvoissa

Tuloksia tarkasteltaessa voidaan huomata, että käytetyt kuvausarvot eivät olleet kaikilta osin tasaisia, vaan osassa kuvauskohteista käytetyissä kuvausarvoissa ja siten myös annoksen ja pinta-alan tuloissa oli suurta vaihtelua. Tasaisimmin mAs:ia oli käytetty käden, ranteen, jalkaterän ja nilkan kuvauksissa. Näissä käytettyjen mAs:ien suurin ero oli 3 mAs:ia 1-4-vuotiaiden jalkaterän sivuprojektiossa. Käden kuvauksessa annoksen ja pinta-alan tulon (DAP) vaihteluväli oli <0,01-0,13 dGycm², ranteen kuvauksessa <0,01-0,10 dGycm², jalkaterän kuvauksessa 0,01-0,24 dGycm² ja nilkan kuvauksessa 0,01-0,24 dGycm². Näissä kuvauksissa myös kV:t olivat melko tasaisia, suurimmaksi osaksi kV vaihteli 5 kV:tä, mutta suurimmillaan se vaihteli 10 kV:tä käden PA-projektiossa 5-9-vuotiailla, ranteen PA-projektiossa 1-4-vuotiailla, ranteen sivuprojektiossa 5-9-vuotiailla, jalkaterän sivuprojektiossa 1-4-, 5-9- ja 10-16-vuotiailla sekä nilkan kuvauksessa 1-4-vuotiailla AP- ja sivuprojektioissa. Myös s-arvot olivat suurimmalta osalta melko tasaisia. Kuitenkin seuraavissa kuvauksissa s-arvojen vaihteluväli oli melko suuri: 1-4-vuotiaiden käden PA-projektion s-arvon vaihteluväli oli 200-1746, 5-9-vuotiaiden käden PA-projektion s-arvon vaihteluväli oli 225-1556 ja 5-9-vuotiaiden ranteen sivuprojektion s-arvon vaihteluväli oli 215-1592, jalkaterän 1-4-vuotiaiden AP-, viisto-, ja sivuprojektioissa vaihteluvälit olivat 241-1556, 191-1355 ja 88-1005 ja nilkan AP-projektiossa 1-4-vuotiailla 290-1052.

Suurimmat sähkömäärän (mAs) vaihteluvälit olivat olkavarren, solisluun, polven, reiden ja lonkan kuvauksissa. Seuraavaksi on analysoitu näiden projektioiden tuloksia. 5-9-vuotiaiden olkavarren AP-projektion (n=6) sähkömäärän vaihteluväli oli 2,52-13,86 mAs ja mediaani oli 3,78. Myös kV:n vaihteluväli oli suuri, 49-70 kV, mediaanin ollessa 62 kV. Annoksen ja pinta-alan tulot vaihtelivat välillä 0,03-1,89 dGycm² ja mediaani oli 0,12 dGycm². Kuvanlaadun mediaani oli 2, joten kuvanlaatu oli keskimäärin hyvällä tasolla. 5-9-vuotiaiden olkavarren sivuprojektiossa (n=6) vaihteluväli oli myös 2,52-13,86 mAs, mediaanin ollessa 7,51 mAs. Jännite vaihteli välillä 55-70 kV ja mediaani oli 62 kV. Annoksen ja pinta-alan tulot vaihtelivat välillä 0,03-0,50 dGycm². Kuvanlaadun mediaani oli 3, joten kuvanlaatu oli keskimäärin jopa tarpeettoman hyvää. 10-16-vuotiaiden olkavarren AP-projektiossa (n=10) sähkömäärän vaihteluväli oli 3,15-13,86 mAs ja sivuprojektiossa (n=10) 2,52-14,61 mAs. Sekä AP- että sivuprojektioiden mediaanit olivat 13,86 mAs. AP-projektiossa jännite vaihteli 63 ja 70 kV:n välillä ja sivukuvassa 55 ja 70 kV:n välillä, mediaanien ollessa 70 kV. Annoksen ja pinta-alan tulojen vaihteluväli AP-projektiossa oli 0,05-1,08 dGycm² ja sivuprojektiossa 0,04-0,61 dGycm². Kummassakin projektiossa kuvanlaadun mediaani oli 3, mistä voidaan päätellä, että käytetyt kuvausarvot ovat olleet keskimäärin suurempia kuin riittävän kuvanlaadun saavuttamiseksi olisi todennäköisesti vaadittu. Kuvauslaitteella oli kuvausohjelmat lasten olkavarteen kokojaottelulla S, M ja L. M- ja

L -ohjelmissa oli käytössä kuvausautomaatti, jolloin maksimi mAs oli rajoitettu 6,3 mAs:iin. Tuloksista ja kerätystä aineistosta voidaan kuitenkin sanoa, että näitä valmiita ohjelmia ei ole järjestelmällisesti käytetty, vaan on käytetty suurimmaksi osaksi suurempia kuvausarvoja.

Solisluun kuvaukseen ei ollut lapsille omaa kuvausohjelmaa lainkaan. Alle yksivuotiaiden AP-projektion ($n=3$) sähkömäärän vaihteluväli oli 1,89-10,08 mAs, jännitteen vaihteluväli 50-65 kV ja annoksen ja pinta-alan tulo vaihteluväli 0,02-0,08 dGycm². 5-9-vuotiaiden AP-projektiossa ($n=10$) sähkömäärän vaihteluväli oli 1,89-12,60 mAs, jännitteen vaihteluväli oli 50-75 kV ja annoksen ja pinta-alan tulo vaihteluväli 0,01-0,24 dGycm². Kuvanlaatu vaihteli yhdestä kolmeen. Tuloksista voidaan nähdä, että käytetyt kuvausarvot ja kuvanlaatu olivat hyvin vaihtelevia, joten yhtenäisille kuvausohjelmille oli tarvetta.

5-9-vuotiaiden polven AP-projektiossa ($n=10$) sähkömäärä vaihteli 1,26 ja 9,45 mAs välillä ja mediaani oli 3,78 mAs. Jännitteen vaihteluväli oli 55-67 kV, mediaanin ollessa 60 kV. Annoksen ja pinta-alan tulot vaihtelivat välillä 0,02-0,35 dGycm². Myös sivuprojektiossa ($n=10$) kuvausarvoissa oli vaihtelua. Sähkömäärän vaihteluväli oli 1,26-8,19 mAs ja jännitteen 57-67 kV. Annoksen ja pinta-alan tulot vaihtelivat välillä 0,01-0,29 dGycm². 10-16-vuotiaiden polven AP-projektiossa ($n=10$) sähkömäärän vaihteluväli oli melko suuri, 5,04-15,12 mAs ja jännitteen 60-67 kV. Sivuprojektiossa ($n=10$) sähkömäärän vaihteluväli oli vielä suurempi kuin AP-projektiossa, 4,41-16,38 mAs. Jännitteen vaihteluväli taas oli sama kuin AP-projektiossa. Molemmissa projektioissa kuvanlaadun mediaani oli 3 ja keskihajonta 0, joten kuvanlaatu on ollut tarpeettoman hyvää.

Toiseksi suurinta vaihtelua kuvausarvoissa oli reiden kuvauksessa. Kaikissa ikäryhmissä vaihtelu oli suurta. Suurinta se oli kuitenkin 1-4-vuotiailla reiden AP-projektiossa ($n=9$) ja 10-16-vuotiaiden sivuprojektiossa ($n=13$). 1-4-vuotiaiden reiden AP-projektion sähkömäärän vaihteluväli oli 0,06-20,16 mAs, mediaanin ollessa kuitenkin 0,63 mAs. Jännitteen vaihteluväli oli 57-65 kV, ja mediaani oli 65 kV. Annoksen ja pinta-alan tulo vaihteluväli oli 0,01-1,84 dGycm². Sivuprojektiossa ($n=7$) sähkömäärän vaihteluväli oli 0,63-12,5 mAs ja mediaani 0,63 mAs. Jännitteen vaihteluväli oli 50-65 kV ja mediaani 62 kV. Annoksen ja pinta-alan tulo taas vaihteli välillä $<0,01-0,31$ dGycm². Molempien projektioiden kuvanlaadun mediaani oli 1, joten kuvanlaatu on ollut alhaista. 10-16-vuotiaiden sivuprojektiossa käytettyjen sähkömäärien vaihteluväli oli 3,15-22,68 mAs, mediaani oli 9,45 mAs. Jännitteen vaihteluväli oli 60-78 kV ja mediaani 67 kV. Kuvanlaadun mediaani oli 1. AP-projektiossakin sähkömäärän minimin ja maksimin erotus on 17,01 mAs:issa ja jännitteen 12 kV. Kaikista suurin vaihteluväli oli 10-16-vuotiaiden lonkan AP-projektion ($n=12$) kuvausarvoissa. Sähkömäärän vaihteluväli oli 1,89 mAs-47,25 mAs ja jännitteen 60-80 kV. Mediaanit olivat 11,34 mAs ja 70 kV. Annoksen ja pinta-alan tulo vaihteli välillä 0,12-5,05 dGycm².

Suurimmat vaihteluvälit jännitteessä olivat siis solisluun AP-projektiossa 5-9-vuotiailla, vaihteluvälin ollessa 50-75 kV eli suurimman ja pienimmän arvon väliin jäi 25 kV. Toiseksi suurinta vaihtelu oli olkavarren AP-projektiossa 5-9-vuotiailla, joilla suurimman ja pienimmän arvon väliin jäi 21 kV. Kolmanneksi suurinta jännitteen vaihtelu oli 10-16-vuotiaiden lonkan AP-projektiossa, jolloin jännitteen vaihteluväli oli 60-80 kV.

Suurin annoksen ja pinta-alan tulo oli tullut 10-16-vuotiaiden reiden sivukuvauksessa, 6,93 dGycm², mediaanin ollessa 0,75 dGycm². Toiseksi suurin annoksen ja pinta-alan tulo oli tullut 10-16-vuotiaiden lonkan AP-kuvauksessa, 5,05 dGycm², mediaanin ollessa 1,68 dGycm². Kolmanneksi suurin annoksen ja pinta-alan tulo oli tullut 10-16-vuotiaiden reiden AP-kuvauksessa, 3,16 dGycm², mediaanin ollessa 0,83 dGycm². Seuraavaksi suurimmat annoksen ja pinta-alan tulot olivat 5-9-vuotiaiden kyynärvarren sivukuvauksessa, 2,75 dGycm², 10-16-vuotiaiden lonkan sivukuvauksessa, 2,56 dGycm², 5-9-vuotiaiden olkavarren AP-kuvauksessa, 1,89 dGycm² ja 1-4-vuotiaiden reiden AP-kuvauksessa, 1,84 dGycm². Mediaanien ollessa 0,10 dGycm², 1,44 dGycm², 0,12 dGycm² ja 0,04 dGycm². Suurimmillaan annoksen ja pinta-alan tulot ovat olleet moninkertaisia mediaaneihin nähden. Tämä kertoo, että annokset ovat olleet hyvin vaihtelevia ja joissakin tapauksissa mahdollisesti suurempia kuin riittävän kuvanlaadun saavuttamiseksi olisi todennäköisesti ollut tarpeen.

6.1.2 Kuvanlaatu ja valotusindeksi

Saatu kuvanlaatu on ollut suurimmaksi osaksi mediaaniltaan hyvää eli keskitasoista ja korkeatasoista. Matalaa se oli olkavarren AP-projektiossa alle yksivuotiailla, olkapään y-projektiossa 1-4-vuotiailla, solisluun AP-projektiossa alle yksivuotiailla ja 1-4-vuotiailla, jalkaterän AP- sekä sivuprojektioissa alle yksivuotiailla, nilkan AP- ja viistoprojektioissa alle yksivuotiailla, säären AP-projektiossa alle yksivuotiailla, polven AP- ja sivuprojektioissa alle yksivuotiailla, reiden AP- ja sivuprojektioissa 1-4-vuotiailla ja reiden sivuprojektiossa 10-16-vuotiailla. Vaikeinta saada hyvää kuvanlaatua on selvästi ollut alle yksivuotiaiden kuvauksissa. Vaikka osassa kuvauksista kuvanlaatu ei ole ollut optimaalista ja annos on ollut hyvin pieni, on radiologi saanut kaikissa tapauksissa diagnoosin tehtyä, ja täten potilasturvallisuus ei ole vaarantunut.

Valotusindeksin (EI) vaihteluista voidaan päätellä, että EI on herkkä kuvausarvojen muutokseen, mutta myös kohteesta johtuviin ominaisuuksiin, joten pelkästään s-arvon perusteella ei voida tehdä suoraa päätelmää kuvauksen onnistumisesta, vaan kaikki muuttujat on otettava huomioon. Osassa kuvauksista oli käytetty valotusautomaattia. Pienten potilaiden mitat ja liike tekevät anatomian rekisteröinnistä ionisaatiokammioilla valotusautomaattia käyttäen hankalaa, joten lasten kuvauksissa manuaalisen tekniikan valinta on normi (Willis 2009). Valotusautomaatin käytöstä voidaan tutkimustulostenkin perusteella todeta, ettei se sovi lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa käytettäväksi. Tulosten tarkastelun seurauksena se ei ole käytössä lainkaan uusissa lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa.

6.1.3 Yhteenveto

Tutkimustuloksista voidaan päätellä, että käytetyt kuvausarvot ja potilaille aiheutuneet annoksen ja pinta-alan tulot ovat olleet vaihtelevia. Esimerkiksi polven, reiden ja lonkan kuvauksissa oli käytetty osassa tapauksista suuria kuvausarvoja, ja siten osalle potilaista on aiheutunut mahdollisesti suurempi säteilyaltistus kuin olisi ollut tarpeen. 10 kV:n tai suurempi jännitteen vaihtelu samaan ikäryh-

mään kuuluvalla lapsella vaikuttaa isolta, sähkömäärän vaihtelut samaan ikäryhmään kuuluvilla lapsilla olivat vieläkin suurempia. Vaikkakin on huomioitava, että samaan ikäryhmään kuuluvat potilaat voivat olla hyvin eri kokoisia. On mahdollista, että tapauksissa, joissa oli käytetty suurimpia kuvausarvoja, on tapahtunut inhimillinen erehdys. Kuitenkin näitä tapauksia oli useita, joten ei ollut kysymys vain yksittäisestä tapauksesta. Kaikki mahdolliset riskitekijät erehdyksiin tulisi minimoida, jotta poikkeamat olisi mahdollista estää.

Tutkimustuloksista voidaan päätellä, että yhtenäisille kuvausohjelmille oli suurta tarvetta. Myös kuvausohjeille olisi todellinen tarve, jotta käytettäisiin oikeita kuvausohjelmia ja kuvattaisiin oikeat projektiot. Todennäköisesti käytössä olleiden kuvausohjelmien kokojaottelut ovat olleen monitulkintaisia ja epäjohtonmukaisesti käytettyjä. Lisäksi kaikkiin kuvauskohteisiin ei ole ollut kuvausohjelmaa, jolloin aikuisten ohjelmien kuvausarvoja on muutettu, eikä tähän ole ollut yhtenäistä käytäntöä. Koulutus koskien lasten kuvauksia, kuvausarvoja ja annoksia olisi tärkeää, jotta suuret vaihtelut kuvausarvojen käytössä samanikäisten ja oletetusti samankokoisten potilaiden välillä saataisiin mahdollisimman vähäiseksi. Kuten Moore ym (2012) mainitsevat artikkelissaan, että digitaalisen kuvantamisen edut luovat haasteita radiologiayhteisöille, sillä ne tuovat tarpeen työntekijöiden uudelleen koulutukseen sekä tarpeettoman säteilyaltistuksen välttämiseen.

Annoslaskentaohjelma olisi tärkeä työväline annosten ja kuvausarvojen optimoinnissa. Tietojen käsin kerääminen on työlästä ja aikaavievää, eikä sitä normaalisti suoriteta kaikille kuvauskohteille. Annoslaskentaohjelmalla optimointi olisi helpompaa ja sitä pystyisi suorittamaan reaaliaikaisesti. Poikkeamat huomattaisiin heti, ja niihin voitaisiin puuttua ajoissa.

6.2 Tutkimuksen luotettavuus

Opinnäytetyön tulosten ja johtopäätösten tulisi olla oikeita, uskottavia ja luotettavia (Kananen 2012, 161). Määrällisessä tutkimuksessa tulee aina tarkastella tutkimuksen luotettavuutta. Tutkimuksen tavoitteena on saada niin luotettavaa ja totuudenmukaista tietoa kuin on mahdollista. (Kananen 2008; Vilka 2007.) Tutkimusta arvioidaan vakiintuneilla käsitteillä reliabiliteetti ja validiteetti. (Vilka 2015). Reliabiliteetillä tarkoitetaan tutkimuksen luotettavuutta ja tulosten tarkkutta sekä pysyvyyttä eli tulokset eivät ole sattumanvaraisia, vaan mittari tuottaa samat tulokset toistettaessa tutkimus tutkijasta riippumatta. Validiteetillä tarkoitetaan tutkimuksen pätevyyttä, eli arvioidaan, mitataanko tutkimusongelman kannalta oikeita asioita oikeilla mittareilla, ja käytetäänkö oikeaa tutkimusmenetelmää. (Kananen 2008; Vilka 2007; Vilka 2015.) Validissa tutkimuksessa ei saisi olla systemaattisia virheitä. Esimerkiksi aineiston keruu ja mittari on siis suunniteltava huolellisesti. Tutkimuksen kokonaisluotettavuus on hyvä, kun otos edustaa perusjoukkoa ja mittaamisessa on mahdollisimman vähän satunnaisuutta. (Vilka 2015.)

Tämän tutkimuksen aineistonkeruu oli validia ja reliabelia, sillä aineistonkeruulomakkeet tehtiin harkiten, ja ne olivat selkeät ja toistettavat. Aineisto kerättiin tarkasti virheitä välttäen. Tutkimuksen kannalta mitattiin oikeita asioita ja tutkimustulokset pysyisivät samana, jos aineisto kerättäisiin uudelleen, sillä aineisto koostui PACS -tietojärjestelmässä olemassa olevista tiedoista. Kuvanlaadun

subjektiivinen arviointi ei kuitenkaan ole täysin reliaabelia, sillä toistettaessa kuvanlaadun arviointi, ei todennäköisesti saataisi samoja tuloksia. Kuvanlaadun arvioinnin reliabiliteettia olisi lisännyt se, että olisi käytetty kuvanlaadun arviointilomakkeita selkein kriteerein. Tässä tutkimuksessa otanta oli satunnaista, sillä potilaat valittiin aikajärjestyksessä ja hylkäyskriteerit olivat ennalta suunnitellut. Tutkimus oli osittain kokonaistutkimus, sillä se kattoi osassa kuvauskohteissa ikäryhmän kaikki aineistonkeruuaikana kuvatut potilaat. Suunniteltu otoskoko rajattiin aineistonkeruuseen käytössä olevien resurssien mukaan sekä säteilymääräystä S/4/2019 mukaillen. Määräyksessä sanotaan, että vähintään kerran kolmessa vuodessa tehtävä keskimääräisen potilasannoksen vertailutasoihin vertaaminen on tehtävä vähintään kymmenen normaalikokoisen potilaan otoksen mediaanina (Säteilyturvakeskus 2019a). Haluttu otoskoko oli 40 potilasta per kuvauskohde. Eli tässä tutkimuksessa se tarkoitti 10 potilasta per ikäryhmä per kuvauskohde. Tutkimuksessa määritellyn perusjoukon ominaisuudet, perusjoukon koko ja tutkimuksella tavoiteltava tarkkuus vaikuttavat edustavaan otoskokoon (Vilka 2015). Tässä tutkimuksessa otoskoko jäi osittain kuitenkin vajaaksi. Otokokoon vajaaksi jäämiseen oli syynä se, että uusilla natiiviröntgenkuvauslaitteilla ei ollut kuvattu vielä tutkimuksen tarpeisiin nähden riittävää potilasmäärää.

Tutkimuksen objektiivisuus tarkoittaa sitä, että tutkimustulos on riippumaton tutkijasta (Vilka 2007). Tämän opinnäytetyön tutkimus oli objektiivinen lukuun ottamatta röntgenhoitajan kuvanlaadun arviota, sillä sen teki tutkimuksen tekijä. Kuvanlaadun arviointi ei vaikuttanut tutkimuksen muihin kerättyihin tietoihin. Riittävän kuvanlaadun arviointi on aina subjektiivinen kokemus, ja siten aina arvioijasta ja katseluolosuhteista riippuvainen (Lanca ja Silva 2009, 135-136). Kuvanlaadun arviointi pyrittiin tekemään mahdollisimman objektiivisesti, eli siten, ettei arvioija ollut nähnyt kuvausparametreja tai s-arvoa ennen kuvanlaadun arvion tekemistä, ja röntgenhoitajan kuvanlaadun arviointiin käytettiin yhtä työasemaa. Radiologin kuvanlaadun arviointiin käytettiin useampaa radiologien työasemaa.

Määrällinen tutkimus ei aina perustu todennäköisyysotantaan, joten saatuja tuloksia ei voi samalla tavalla yleistää. Johtopäätöksiä on tehtävä varoen, sillä saattaahan olla, että saatu tulos on havaittavissa vain tässä poikkeuksellisessa aineistossa tai tietynlaisilla yksilöillä. Niinpä otosta tehtäessä on tärkeää miettiä, onko taustamuuttujissa sellaisia tekijöitä, jotka tulisi saada oikeassa suhteessa mukaan otantaan. (Valli 2018.) Tämän tutkimuksen tulokset eivät ole yleistettävissä suurelle joukolla, vaan ainoastaan kyseessä olevilla laitteilla kuvatuille potilaille. Taustamuuttujista voisi miettiä, onko kuvaajalla merkitystä tuloksiin. Tulisiko otoksessa olla kaikkien kuvaajien ottamia kuvia tasapuolisesti, sillä jokainenhan itsenäisesti tekee päätöksen millä kuvausohjelmalla ja millä kuvausarvoilla yksittäisen potilaan kuvaa.

6.3 Tutkimuksen eettisyys

Tutkimusetiikan ja hyvän tieteellisen käytännön noudattaminen kuuluvat tutkimuksen suorittamiseen (Vilka 2015). Eettinen ajattelu tarkoittaa kykyä pohtia omien ja yhteisön arvojen kautta sitä, mikä jossain tilanteessa on oikein tai väärin. Tutkimusetiikka kattaa moraalisisia valintoja ja päätöksiä

koko tutkimusprosessin. Eettiset kysymykset voivat liittyä esimerkiksi tutkimuskohteen ja menetelmän valintaan, aineiston hankintaan, käsittelyyn ja säilyttämiseen sekä tieteellisen tiedon luotettavuuteen ja tutkimustulosten vaikutuksiin. (Kuula 2011.) Tutkimuseetiikkaan sisältyvät eettiset periaatteet: hyveet, arvot ja normit (Vilka 2007). Eli eettisesti hyvässä tutkimuksessa tutkijan tulee noudattaa hyöty-, vahingonvälttämisen-, autonomian kunnioituksen- ja oikeudenmukaisuuden periaatteita. (Kuula 2011). Tutkijan on siis noudatettava hyvää tieteellistä käytäntöä ja työskenneltävä huolellisesti ja tarkasti. (Hirsjärvi, Remes ja Sajavaara 2009). Tutkimuksesta saadun hyödyn on oltava suurempi kuin siitä aiheutuvan haitan. Tutkimuskysymysten asettelu, tutkimuksen tavoitteet, aineiston keräys, aineiston käsittely, tulosten esittäminen ja aineiston säilytys eivät saa loukata tutkimuksen kohderyhmää. (Vilka 2007, 89-91.) Ihmisten yksityisyyden kunnioittamiseksi ja suojelemiseksi on noudatettava tietosuojalainsäädäntöä (Kuula 2011).

Tämän tutkimuksen tilaajana oli Siun Soten kuvantamiskeskukseen röntgen. Siun Sote myönsi tutkimusluvan tutkimuksen toteuttamiselle sekä aineistonkäyttöluvan PACS ja nearIS potilastietorekistereihin aineistonkeruuta varten. Tutkimusluvan saaminen ei edellyttänyt käsittelyä eettisessä toimikunnassa.

Tämä opinnäytetyö oli tärkeä sekä Siun Soten että tutkimuksissa käyvien potilaiden kannalta, sillä tutkimuksella kartoitettiin potilaiden saamia säteilyannoksia, ja pyrittiin optimaaliseen kuvantamiseen mahdollisimman pienillä säteilyaltistuksilla. Potilasturvallisuus paranee kun kuvausohjelmat ovat optimoituja ja ohjelmien virheellisen valinnan mahdollisuus on minimoitu. Tämä tutkimus oli osa Säteilylain 859/2018 määräämän optimointiperiaatteen toteutumista, ja se toimi myös itsearvioinnin perustana sekä pyrki potilasturvallisuuden ja toimintatapojen parantumiseen. Tämä tutkimus oli lisäksi normaalia säteilylle altistavan toiminnan laadunvarmistusta, jolla varmistetaan, että asetetut tavoitteet ja laissa säädetyt vaatimukset täyttyvät. Käytettävien laitteiden toimintaa ja teknistä kuntoa on tarkkailtava sekä laadunvarmistustoimenpitein että jatkuvasti käytön aikana (Säteilyturvakeskus s.a). "Kuvien laatua on arvioitava myös kliinisistä potilaskuvista. Tarvittaessa toimintaa on korjattava. Toimintatapojen ja tulosten arviointi on tärkeä osa yksikön toimintaa ja sen kehittämistä. Toimintojen arvioinnin tekemiseen käytettäviä menettelyjä ovat muun muassa itsearviointi ja sisäinen sekä ulkoinen kliininen auditointi. Toiminnan harjoittajan velvollisuudesta järjestää laadunvarmistus ja laatia laadunvarmistusohjelma säädetään säteilylain 30 §:ssä ja STUKin määräyksessä." (Säteilyturvakeskus s.a).

Lisäksi aineistonkeruu suoritettiin valmiista aineistosta, mikä oli syntynyt, kun potilaat oli kuvattu heidän tarvitsemansa hoidon vuoksi, eli tämä tutkimus ei vaikuttanut potilaiden hoitoon eikä heidän saamiinsa säteilyannoksiin. Tutkimustuloksista potilaat eivät myöskään ole tunnistettavissa. Potilastietojen käsittelystä on tehty asianmukainen tietosuojaseloste EU:n yleisten tietosuojasetusten mukaisesti (Euroopan parlamentin ja neuvoston asetus (EU) 2016/679). Kerätyt aineistot säilytetään aineistonkäyttölupasopimuksen mukaan 20 vuotta, joten kerätyt aineistot on luovutettu sairaalan arkistoon.

6.4 Jatkotutkimusaiheet

Useissa lähteissä mainitaan, että lasten kuvantamisessa optimointiin tulisi kiinnittää erityisen paljon huomiota. Kuitenkin lasten natiiviröntgentutkimuksista on tehty melko suppeasti tutkimuksia. Lasten raajojen natiiviröntgentutkimusten osalta tutkimuksia ei ole tehty juuri lainkaan. Niinpä aihetta olisi hyvä tutkia enemmän. Olisi aiheellista selvittää, millaisia kuvausarvoja kansallisesti sairaaloissa käytetään, ja minkä suuruisia sädeannoksia lapset näistä tutkimuksista saavat. Tämän tutkimuksen perusteella olisi syytä selvittää, onko käytetyt kuvausarvot yhdenmukaisia, ja onko kuvausarvoissa kuvaajasta riippuvia suuria eroja? Kun lasten saamia sädeannoksia olisi tutkittu enemmän, olisi mihin verrata oman sairaalan annostasoja, tällä hetkellä vertailupohjaa ei ole. Jatkotutkimuksissa olisi hyvä miettiä, onko iän mukaan jaotellut ohjelmat riittävän hyvä jaotteluperusta lasten raajojen natiiviröntgentutkimuksissa vai olisiko esimerkiksi painon tai paksuuden mukaan jaotellut kuvausohjelmat perustellumpi jaottelumenetelmä. Tulevissa tutkimuksissa aineistonkeruu olisi parempi suorittaa esimerkiksi annostenlaskentaohjelmia käyttäen, sillä tässä tutkimuksessakin tehty aineistonkeruu manuaalisesti neaRIS ja PACS -tietojärjestelmistä oli aikaavievää.

Siun Soten kuvantamiskeskuksessa käytettyjä kuvausarvoja ja lasten saamia säteilyannoksia tulisi tutkia ja seurata säännöllisesti sekä asettaa omat vertailutasot lasten raajakuvantamiseen. Etenkin kun digitaalinen kuvantaminen mahdollistaa hyvän kuvanlaadun liian suurista arvoista huolimatta (Zhang & Chu 2011). Myös uudet kuvausohjelmat tulisi tarkistaa esimerkiksi puolen vuoden kuluttua käyttöönotosta, jotta tiedetään ovatko ne käytäntöön soveltuvat ja tarvitsevatko ne lisää optimointia. Tämän tutkimuksen perusteella lisä- ja ylläpitokoulutus digitaalisen natiiviröntgentutkimusten perusteista olisi tarpeellista, joten jatkotutkimusaiheena voisi olla myös natiivikuvantamisen koulutusmateriaalin kehittäminen. Lisäksi jatkotutkimusaiheena voisi olla paikallisten vertailutasojen kehittäminen lasten natiiviröntgentutkimuksiin.

6.5 Opinnäytetyöprosessin arviointi

”Ylemmän ammattikorkeakoulututkinnon opinnäytetyö on laaja, soveltava kehittäminen tai tutkimustehtävä, jossa opiskelija osoittaa kykynsä soveltaa tutkimustietoa, sekä tuottaa uusia ratkaisuja ja uudistaa työelämän käytäntöjä.” - - ”Opiskelija osoittaa opinnäytetyössään kykenevänsä itsenäisesti tunnistamaan, arvioimaan ja ratkaisemaan työelämän kehittämishaasteita. Hän osaa hyödyntää tutkimustietoa ja menetelmäosaamista kriittisesti ja analyttisesti, sekä tehdä perusteltuja valintoja opinnäytetyöprosessin eri vaiheissa. Opinnäytetyöllä opiskelija osoittaa myös kykynsä raportoida ja viestiä opinnäytetyöstään sujuvasti ja luotettavasti.” (Savonia-ammattikorkeakoulu 2019a.)

Tämän opinnäytetyön tekeminen vastasi hyvin röntgenhoitaja (ylempi AMK) klinisessä asiantuntijakoulutuksessa syvennettäviä osaamisalueita, kuten turvallisuuskulttuuria, kuvantamistutkimusten, hoitojen ja menettelytapojen kehittämistä sekä potilaan hoidon turvallisuutta. Lisäksi opinnäytetyön tekeminen kehitti terveysalla tarvittavia tutkimus- ja kehittämistaitoja. (Savonia-ammattikorkeakoulu 2019b.) Opinnäytetyöprosessi vaati paljon itsenäistä työskentelyä, joten opinnäytetyöprosessi kehitti

itsenäisen työskentelyn taitoja ja itsenäistä päätöksentekoa. Opinnäytetyöprosessissa oli paljon päätöksentekoa vaativia vaiheita, kuten jo aiheen valinta, sillä opinnäytetyön aihe ei tullut työn tilaajalta, vaan tutkimuksen tekijä keksi sen itse käytännön työssä nousseiden kehittämistarpeiden perusteella. Itsenäistä päätöksentekoa vaativat myös muun muassa aineistonkeruumenetelmän valinta, aikataulutukset sekä kuvanlaadun arvioinnin suunnittelu ja suorittaminen. Kuvanlaadun arviointiin ei saatu ennalta mietittyä opastusta radiologilta resurssipulan vuoksi.

Opinnäytetyöprosessiin jäi tietenkin myös kehittämisen varaa. Esimerkiksi teoriapohjaan ja kansainvälisiin artikkeleihin olisi syytä perehtyä paremmin ennen aineistonkeruuta. Tässä tapauksessa taidot kansainvälisten artikkeleiden etsintään ja ymmärrys opinnäytetyön prosessista kehittyivät vasta opintojen edetessä, kun opinnäytetyö oli edennyt jo melko pitkälle. Ymmärrys opinnäytetyön suunnitelman tärkeydestä vahvistui opinnäytetyöprosessin myötä. Kuitenkin kaiken kaikkiaan opinnäytetyöprosessi oli onnistunut, sillä tutkimuksen myötä pystyttiin kehittämään työelämän käytäntöjä ja palveluiden laatua kehittämällä uudet kuvausohjelmat.

6.6 Oma ammatillinen kehittyminen

Terveystieteiden lain (1326/2010) mukaan terveydenhuollon toiminnan tulee perustua näyttöön ja hyviin hoito- ja toimintakäytäntöihin. Terveydenhuollon toiminnan on myös oltava laadukasta, turvallista ja asianmukaisesti toteutettua (Terveystieteiden laki 1326/2010, 8§). Röntgenhoitajan on työssään osattava toimia näitä lain pykälää noudattaen. Lisäksi Säteilylain (9.11.2018/859) mukaan ”väestön altistus ionisoivalle säteilylle on pidettävä niin vähäisenä kuin se käytännöllisin toimenpitein on mahdollista”, joten röntgenhoitajan on kiinnitettävä erityistä huomiota kuvausarvoihin ja säteilyaltistusten määriin ja suuruuksiin. Röntgenhoitajan työhön kuuluu lapsipotilaiden kuvantaminen. Tutkimus ja opinnäytetyön tuotos antoivat valmiuksia lasten yksilölliseen kuvantamiseen. Tutkimus kehitti ammattitaitoani myös siten, että sain valmiuksia optimoinnin ja itsearviointin suorittamiseen. Tämän opinnäytetyön tekeminen vastasi myös oman ammattitoiminnan kehittämisen vaatimuksiin, kuten Laki terveydenhuollon ammattihenkilöstä (28.6.1994/559) määrää, että terveydenhuollon ammattihenkilö on velvollinen ylläpitämään ja kehittämään ammattitoiminnan edellyttämiä tietoja ja taitoja.

Tutkimusprosessi ja kuvausohjelmien teko opettivat paljon omasta ammattialastani. Koen, että opinnäytetyön tekeminen antoi laajasti uusia valmiuksia röntgenhoitajana työskentelyyn. Tämän tutkimustyön myötä sain syväosaamista lasten kuvantamiseen ja kuvausparametreihin sekä kuvanlaatuun liittyen. Lisäksi sain osaamista laadunvarmistukseen ja turvallisuuskulttuuriin sekä valmiuksia kuvanlaadun arviointiin ja annosten seurantaan. Tulevaisuudessa osaan paremmin optimoida eri ikäisten lasten kuvausparametreja suhteessa kuvanlaatuun. Lisäksi tutkimuksen myötä opin näyttöön perustuvan kliinisen radiografian perusteita. Jatkossa osaan etsiä kriittisesti näyttöön perustuvaa tietoa luotettavista tietolähteistä, ja näin kehittää omalta osaltani ammattialaani. Tutkimuksen myötä opin, että kuvausarvoja käytetään hyvin laajasti, ja oikeiden kuvausarvojen valinta on haastavaa. Opinnäytetyön tekeminen kartutti myös moniammatillisia yhteistyötaitoja, sillä kuvan-

laadunarviointia ja kuvausohjelmia tehtiin yhdessä fyysikon ja radiologin kanssa. Myös kehittämistutkimus käsitteenä oli minulle uusi, joten nyt ymmärrän paremmin määrällisen tutkimuksen eri muotoja, ja osaan hyödyntää niitä tulevaisuudessa.

LÄHTEET JA TUOTETUT AINEISTOT

- ALEXANDER, Shannon 2016. Image acquisition and quality in digital radiography. Radiologic technology [verkkojulkaisu] 88 (1), 53-68. [Viitattu 2019-05-29.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://www.ebscohost.com/nursing/products/cinahl-databases/cinahl-complete>
- BERGER, Rachel, PANIGRAHY, Ashok, GOTTSCALK, Shawn ja SHEETZ, Michael 2016. Effective Radiation dose on a skeletal survey performed for suspected child abuse. The Journal of pediatrics [digilehti] Apr 2016, 171, 310-312. [Viitattu 2019-12-18.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2016.01.017>
- BUSCH, H.P. 2004. Dimond III. Image Quality and Dose Management For Digital Radiography. Final report. European Commission. [Viitattu 2019-05-25.] Saatavissa: https://www.sorf.fi/doc/diamond_III.pdf
- DON, Steven 2011. Pediatric digital radiography summit overview: state of confusion. Pediatric Radiology [digilehti] May 2011, 41(5), 567-572. [Viitattu 2019-11-10.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2016.01.017>
- EUROOPAN PARLAMENTIN JA NEUVOSTON ASETUS (EU) 2016/679. Eur-lex. Lainsäädäntö. [Viitattu 2019-12-23.] Saatavissa: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/FI/TXT/?uri=CELEX%3A32016R0679>
- EUROPEAN COMMISSION 1996a. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Report EUR 16260 EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1996. [Viitattu 2019-11-23.] Saatavissa: <https://www.sprmn.pt/pdf/EuropeanGuideline-seur16260.pdf>
- EUROPEAN COMMISSION 1996b. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. Report EUR 16261EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1996. [Viitattu 2019-12-18.] Saatavissa: <https://www.sprmn.pt/pdf/EuropeanGuidelinesEur16261.pdf>
- EUROPEAN COMMISSION 2018. Radiation protection n° 185. European guidelines on diagnostic reference levels for paediatric imaging. Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2018. [Viitattu 2019-09-04.] Saatavissa: http://www.eurosafeimaging.org/wp/wp-content/uploads/2018/09/rp_185.pdf
- GOSKE, Marilyn J, CHARKOT, Ellen, HERRMANN, Tracy, JOHN, Susan D, MILLS, Thalia T, MORRISON, Gregory ja SMITH, Susan N 2011. Image Gently: Challenges for radiologic technologists when performing digital radiography in children. Pediatric Radiology [digilehti] May 2011, 41(5), 611-619. [Viitattu 2019-12-30.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://www.ebscohost.com/nursing/products/cinahl-databases/cinahl-complete>
- HARJULA, Touko 2019-05-09. Fujifilmin natiiviröntgenlaitteiden käyttökouluttaja. [Haastattelu.] Joensuu: Pohjois-Karjalan keskussairaala.
- HIRSJÄRVI, Sirkka, REMES Pirkko ja SAJAVAARA Paula 2009. Tutki ja kirjoita. 15. painos. Helsinki: Tammi.
- IAEA 1998-2019. Radiation protection of children in radiology. [Viitattu 2019-03-09.] Saatavissa: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/children#5>
- ICRP 2013. Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP publication 121. 2013. [Viitattu 2019-05-24.] Saatavissa: <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2012.10.001>
- JONES, A, ANSELL, C JERROM, C ja HONEY, I D 2015. Optimization of image quality and patient dose in radiographs of paediatric extremities using direct digital radiography. The British Journal of Radiology [digilehti] Jun 2015, 88 (1050). [Viitattu 2020-02-18.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://www.birpublications.org/loi/bjr>

- JURVELIN, Jukka S 2005. Radiologisen kuvantamisen fysiikka ja tekniikka sekä varjoaineet. Teoksessa: SOIMAKALLIO, Seppo, KIVISAARI, Leena, MANNINEN, Hannu, SVEDSTRÖM, Erkki ja TERMONEN, Osmo (toim.) Radiologia. Porvoo: WSOY.
- KANANEN, Jorma 2008. Kvantti. Kvalitatiivinen tutkimus alusta loppuun. Jyväskylän ammattikorkeakoulun julkaisuja -sarja. Jyväskylä: Jyväskylän yliopistopaino.
- KANANEN, Jorma 2012. Kehittämistutkimus opinnäytetyönä. Kehittämistutkimuksen kirjoittamisen käytännönopas. Jyväskylän ammattikorkeakoulun julkaisuja -sarja. Jyväskylä: Jyväskylän yliopistopaino.
- KANANEN, Jorma 2015. Opinnäytetyön kirjoittajan opas. Näin kirjoitan opin näytetyön tai pro gradun alusta loppuun. Jyväskylän ammattikorkeakoulun julkaisuja -sarja. Jyväskylä: Suomen yliopistopaino Oy.
- KANANEN, Jorma 2017. Laadullinen opinnäytetyö pro graduna ja opinnäytetyönä. Jyväskylän ammattikorkeakoulun julkaisuja -sarja. Jyväskylä: Suomen yliopistopaino Oy.
- KEI MA, Wang, NORTON, Sue ja HOGG, Peter 2014. Effects of kilovoltage, milliampere seconds, and focal spot size on image quality. Peer review. Radiologic technology [verkkojulkaisu] May/June 2014, 85 (5), 479-485. [Viitattu 2019-12-18.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://www.ebscohost.com/nursing/products/cinahl-databases/cinahl-complete>
- KILJUNEN, Timo 2004. Lasten röntgentutkimusten vertailutasot. Helsingin yliopisto. Pro gradu tutkielma. [Viitattu 2019-04-03.] Saatavissa: <http://ethesis.helsinki.fi/julkaisut/mat/fysik/pg/kiljunen/lastenro.pdf>
- KILJUNEN, T, TIETÄVÄINEN, A, PARVIAINEN, T, VIITALA, A ja KORTESNIEMI, M 2009. Organ doses and effective doses in paediatric radiography: patient-dose survey in Finland. Acta Radiologica [digilehti] 2009, 50 (1), 114-124. [Viitattu 2020-02-18.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1080/02841850802570561>
- KRUSKAL, Jonathan B, EISENBERG, Ronald, SOSNA, Jacob, YAM, Chun Sham, KRUSKAL Joshua D ja BOISELLE, Phillip M. Quality Initiatives: Quality Improvement in Radiology: Basic Principles and Tools Required to Achieve Success. RadioGraphics [digilehti] Oct 2011, 31 (6), 1499-1509. [Viitattu 2019-05-25.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rg.316115501>
- KUULA, Arja 2011. Tutkimusetiikka: aineistojen hankinta, käyttö ja säilytys [e-kirja]. Tampere: Vastapaino. [Viitattu 2019-12-20.] Saatavissa: <https://www.ellibslibrary.com/reader/9789517685139>
- LAKI TERVEYDENHUOLLON AMMATTIHENKILÖSTÄ 28.6.1994/559. Finlex. Lainsäädäntö. [Viitattu 2019-12-20.] Saatavissa: <https://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/1994/19940559#L3P18>
- LANCA, L ja SILVA, A 2009. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. Radiography [verkkojulkaisu] May 2009, 15 (2): 134-138. [Viitattu 2019-12-19.] Saatavissa: <https://www.ebscohost.com/nursing/products/cinahl-databases/cinahl-complete>
- MATIKKA, Hanna 2013. Digitaalisen natiivikuvauksen perusteet. Kuopion yliopistollinen sairaala, kuvantamiskeskus. [Viitattu 2019-12-07.] Saatavissa: http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x91x#cat91
- METROPOLIA 2014. Detektorit. [Viitattu 2019-12-07.] Saatavissa: <https://wiki.metropolia.fi/display/alykas/Detektorit>
- MOORE, Quentin T, DON, Steven, GOSKE, Marilyn J, STRAUSS, Keith J, COHEN, Mervyn, HERRMANN, Tracy, MAC-DOUGAL, Robert, NOBLE, Lauren, MORRISON, Greg, JOHN, Susan D ja LEHMAN, Lois 2012. Image Gently: Using Exposure Indicators To Improve Pediatric Digital Radiography. Radiologic Technology [verkkojulkaisu] Sep/Oct 2012, 84 (1), 93-99. [Viitattu 2019-05-25.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://www.ebscohost.com/nursing/products/cinahl-databases/cinahl-complete>

- MUSTONEN Riitta, SALOMAA, Sisko ja KIURU, Anne 2002. Säteily ja syövän synty. Teoksessa: PAILE, Wendla (toim.) Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuus -sarja, osa 4. Hämeenlinna: Karisto.
- NIEMINEN, Miika ja OIKARINEN, Heljä 2017. Säteilysuojelu ja turvallisuus. Säteilysuojelu ja optimointi. Teoksessa: SEQUEIROS, Roberto, KOSKINEN, Seppo, ARONEN, Hannu, LUNDBOM, Nina, VANNINEN, Ritva ja TERVONEN, Osmo (toim.) Kliininen radiologia. Duodecim. Tallinna 2017.
- NISKANEN, Katja ja LAUERMA, Kirsi 2017. Lasten murtumat. Teoksessa: SEQUEIROS, Roberto, KOSKINEN, Seppo, ARONEN, Hannu, LUNDBOM, Nina, VANNINEN, Ritva ja TERVONEN, Osmo (toim.) Kliininen radiologia. Duodecim. Tallinna 2017.
- OJALA, Jarkko 2019. Säteilybiologia. [Luento 18.3.2019.] Apulaislityfysikko & laatupäällikkö. dos (Tkt). Pirkanmaan sairaanhoitopiiri. Tays, sädehoito.
- PAILE, Wendla 2002. Säteilyn haittavaikutusten luokittelu. Teoksessa: PAILE, Wendla (toim.) Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuus -sarja, osa 4. Hämeenlinna: Karisto.
- POSIO, Janita 2016. Natiivitutkimusten vertailutasot Suomessa ja Euroopassa. Kirjallisuuskatsaus. Oulun ammattikorkeakoulu Oy. Opinnäytetyö. [Viitattu 2019-09-04.] Saatavissa: https://www.theseus.fi/bitstream/handle/10024/109868/Posio_Janita.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- PRECHT, H., GERKE, O., ROSENDAHL, K., TINGBERG, A. ja WAALER, D 2011. Digital radiography: optimization of image quality and dose using multi-frequency software. Pediatric Radiology [digilehti] 2012, 42, 1112-1118. [Viitattu 2019-10-12.] Saatavissa: <https://link.springer.com/journal/247>
- REINER, Bruce 2014. The quality/safety medical index: a standardized method for concurrent optimization of radiation dose and image quality in medical imaging. Journal of Digital Imaging [verkkojulkaisu] 2014 Dec, 27 (6), 687-91 [Viitattu 2019-10-12.] Saatavissa: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>
- SAVONIA-AMMATTIKORKEAKOULU 2019a. [Verkkoaineisto]. Sijainti: Kuopio: Savonia-ammattikorkeakoulu_Moodle [verkko-oppimisympäristö]. Opinnäytetyö -kurssi.
- SAVONIA-AMMATTIKORKEAKOULU 2019b. TYBR19SY Bioanalytiikan/radiografian kliininen asiantuntija (YAMK). [Viitattu 2019-11-27.] Saatavissa: <https://portal.savonia.fi/amk/fi/opiskelijalle/opetussuunnitelmat?yks=KS&krtid=1229>
- SEERAM, Euclid, BUSHONG, Stewart, DAVIDSON, Rob ja SWAN, Hans 2014. Image quality assessment tools for radiation dose optimization in digital radiography: an overview. Radiologic technology [digilehti] May/June 2014, 85 (5), 555-62. Saatavissa myös PDF-muodossa: <http://www.radiologic-technology.org/content/87/1/29.full>
- SEIBERT, J. Anthony ja MORIN, Richard 2010. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. Pediatric Radiology [digilehti] May 2011, 41(5): 573-81. [Viitattu 2019-10-10.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://www.ebscohost.com/nursing/products/cinahl-databases/cinahl-complete>
- SEQUEIROS, Roberto Blanco ja LUNDBOM, Nina 2017. Radiologisen tutkimuksen perusteet. Teoksessa: SEQUEIROS, Roberto, KOSKINEN, Seppo, ARONEN, Hannu, LUNDBOM, Nina, VANNINEN, Ritva ja TERVONEN, Osmo (toim.) Kliininen radiologia. Duodecim. Tallinna 2017.
- SEQUEIROS, Roberto Blanco, KOSKINEN, Seppo, ARONEN, Hannu, LUNDBOM, Nina, VANNINEN, Ritva ja TERVONEN, Osmo 2017. Kliininen radiologia. Duodecim. Tallinna 2017.
- SIERPOWSKA, Joanna 2020-03-30. Osastonylityfysikko. [Opinnäytetyönohjauskeskustelu]. Joensuu: Siun Sote.
- ST 3.3 2014. Röntgentutkimukset terveydenhuollossa, 8.12.2014. Stuklex. [Viitattu 2019-03-09.] Saatavissa: <https://www.stuklex.fi/fi/ohje/ST3-3>
- SÄTEILYLAKI. L 2018/859. Finlex. Lainsäädäntö. [Viitattu 2019-04-02.] Saatavissa: <https://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2018/20180859>

- SÄTEILYTURVAKESKUS 2005. Lasten röntgentutkimusohjeisto. STUK tiedottaa 1/2005. [Viitattu 2019-03-09.] Saatavissa: https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/125016/lasten_rontgentutkimusohjeisto.pdf?sequence=1
- SÄTEILYTURVAKESKUS 2008. Lasten röntgentutkimus kriteerit. STUK tiedottaa 1/2008. [Viitattu 2019-03-09.] Saatavissa: <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/125243/STUK-tiedottaa-1-2008.pdf?sequence=1>
- SÄTEILYTURVAKESKUS 2017. Säteilyn terveysvaikutukset. Päivitetty 24.1.2017. [Viitattu: 2019-05-12.] Saatavissa: <https://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/sateilyn-terveysvaikutukset>
- SÄTEILYTURVAKESKUS 2018a. Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot lasten tavanomaisissa röntgentutkimuksissa. Päätös 6/3020/2018. [Viitattu 2019-04-03.] Saatavissa: https://www.stuk.fi/documents/12547/103352/Paatös-Potilaan_sateilyaltistuksen_vertailutasot_lasten_tavanomaisissa_rontgentutkimuksissa/dd324140-c7a2-489c-eaeb-195d7ba53598
- SÄTEILYTURVAKESKUS 2018b. Säteilyturvakeskuksen määräys säteilymittauksista. Määräys STUK S/6/2018. [Viitattu 2019-09-16.] Saatavissa: https://www.stuk.fi/documents/12547/8425101/Sateilymittausmaarays_d.pdf/962daef2-d8f1-7ee8-a0b0-588b18ee8bc1
- SÄTEILYTURVAKESKUS 2019a. Säteilyturvakeskuksen määräys oikeutusarvioinnista ja säteilysuojelun optimoinnista lääketieteellisessä altistuksessa. Määräys STUK S/4/2019. [Viitattu 2019-12-07.] Saatavissa: <https://www.stuklex.fi/fi/maarays/stuk-s-4-2019>
- SÄTEILYTURVAKESKUS 2019b. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2018. Teoksessa V. Ruonala (toim) STUK-B 242. Helsinki: STUK. <http://urn.fi/URN:ISBN:978-952-309-449-9>
- SÄTEILYTURVAKESKUS 2019c. Uusi säteilylaki (859/2018) ja sen aiheuttamat muutokset. [Viitattu 2019-04-02.] Saatavissa: https://www.stuk.fi/documents/12547/152948/Uusi_sateilylaki_info-kirje190121.pdf/85a4e02d-2bed-0586-8db7-80f2a6a001d9
- SÄTEILYTURVAKESKUS 2019d. Mitä säteily on? Sanasto. Päivitetty 2.12.2019. [Viitattu 2020-03-30.] Saatavissa: <https://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/sanasto>
- SÄTEILYTURVAKESKUS s.a. STUK valvoo. [Viitattu 2019-04-02.] Saatavissa: <https://www.stuk.fi/stuk-valvoo>
- SÆTHER, Hilde Kjernlie, LAGESEN Bente, MARTINSEN Anne Catrine Trægde, HOLSEN Eva Platou ja K ØVREBØ, Kirsti Marie 2010. Dose levels from thoracic and pelvic examinations in two pediatric radiological departments in Norway – a comparison study of dose-area product and radiographic technique. *Acta Radiologica* [digilehti] 2010, 51(10), 1137-1142. [Viitattu 2012-02-18.] Saatavissa myös PDF-tiedostona: <https://journals.sagepub.com/doi/10.3109/02841851.2010.515616>
- TERVEYDENHUOLTOLAKI 1326/2010. Finlex. Lainsäädäntö. [Viitattu 2019-12-20.] Saatavissa: <https://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/2010/20101326#L1P2>
- TROCHIM, William M 2006. Time in research. The Research methods knowledge base, 2nd edition. [Viitattu 2019-09-24.] Saatavissa: <http://www.socialresearchmethods.net/kb/timedim.php>
- VALLI, Raine 2018. Numerot ja niiden tulkinta määrällisessä tutkimuksessa. Teoksessa: VALLI, Raine ja AALTOLA, Juhani 2018. Ikkunoita tutkimusmetodeihin. 2, Näkökulmia aloittelevalle tutkijalle tutkimuksen teoreettisiin lähtökohtiin ja analyysimenetelmiin [e-kirja]. 5. uudistettu ja täydennetty painos. Jyväskylä: PS-kustannus 2018. [Viitattu 2019-12-22.] Saatavissa: <https://www.elibrary.com/reader/9789524518758>
- VALTIONEUVOSTON ASETUS IONISOIVASTA SÄTEILYSTÄ 22.11.2018/1034. Stuklex. Saatavissa: <https://www.stuklex.fi/fi/ls/20181034>
- VILKKA, Hanna 2007. Tutki ja mittaa. Määrällisen tutkimuksen perusteet. Helsinki: Tammi.

VILKKA, Hanna 2015. Tutki ja kehitä. 4. uudistettu painos. Jyväskylä: PS-kustannus.

WILLIS, Charles 2009. Optimizing digital radiography of children. *European Journal of Radiology* [verkkojulkaisu] Nov 2009, 72 (2), 266-273. Saatavissa myös PDF-tiedostona: <https://www.science-direct.com/>

ZARB, Francis, RAINFORD, Louise ja MCENTEE, Mark 2010. Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography* [verkkojulkaisu] May 2010, 16 (2), 147-153. [Viitattu 2019-12-07.] Saatavissa: <https://doi.org/10.1016/j.radi.2009.10.002>

ZHANG, Menlong ja CHU, Cunkun 2011. Optimization of the Radiological Protection of Patients Undergoing Digital Radiography. *Journal of Digital Imaging* [verkkojulkaisu] Feb 2012, 25 (1): 196-200. [Viitattu 2019-10-10.] Saatavissa myös PDF-muodossa: <https://www.ebscohost.com/nursing/products/cinahl-databases/cinahl-complete>

LIITE 2: DIAMOND III -LOPPURAPORTISSA MAINITUT LUUSTOKUVAUSTEN LAATULUOKAT

Examples of the high, medium, and low quality classes for skeletal exposures are:

High: Diagnosis of a fracture/fissure

Medium: Control of the position of fractures

Low: Control of complete metal explantation, adaptation of hip prostheses, metric measurements of the spine

Indications for these three dose level bands have been defined corresponding to the European referral guidelines. Clinical problems have been assigned to quality levels in "extended" referral guidelines (Chapter IV). Afterwards the recommended image quality level was transferred to a choice of suitable parameters for the specific imaging method.

(Bush 2004.)

LIITE 3: AIEMMIN KÄYTÖSSÄ OLLEET KUVAUSOHJELMAT

	kV	mA	ms	mAs	Lisäsuodatus	Valotuskammio	hila
OLKAPÄÄ S WS	60,00	630,00	3,20	2,00	0.10 Cu	-	-
OLKAPÄÄ M WS	63,00	630,00	8,00	5,00	0,1 Cu	alempi keskikammio	
OLKAPÄÄ L WS	65,00	630,00	11,00	7,10	0,1 Cu	alempi keskikammio	
OLKAVARSI S WS	60,00	630,00	3,20	2,00	0,1 Cu	-	
OLKAVARSI M WS	63,00	630,00	6,30	4,00	0,1 Cu	alempi keskikammio	
OLKAVARSI L WS	63,00	630,00	10,00	6,30	0,10	alempi keskikammio	
KYYNÄRPÄÄ S free	50,00	250,00	4,00	1,00	Cu 0	-	
KYYNÄRPÄÄ M/L free	50,00	250,00	10,00	2,50	Cu 0	-	
LUUSTOIKÄ free	45,00	200,00	5,60	1,10	Cu 0	-	
KÄSI S free	45,00	200,00	5,00	1,00	Cu 0	-	
KÄSI M/L free	45,00	200,00	5,60	1,10	Cu 0	-	
LANTIO 1V free	65,00	630,00	6,30	4,00	0,1 Cu	-	
LANTIO 5V table	70,00	630,00	28,00	18,00	0,1 Cu	alempi keskikammio	
LANTIO 10V table	75,00	630,00	32,00	20,00	0,1 Cu	sivukammiot + alempi keskikammio	
LONKKA S free	65,00	630,00	6,30	4,00	0,1 Cu	-	
LONKKA M table	65,00	630,00	16,00	10,00	0,1 Cu	alempi keskikammio	
LONKKA L table	70,00	630,00	20,00	12,50	0,1 Cu	alempi keskikammio	
REISI S free	65,00	630,00	1,60	1,00	0,1 Cu	-	
REISI M/L table	65,00	630,00	10,00	6,30	0,1 Cu	alempi keskikammio	
POLVI S free	60,00	630,00	1,60	1,00	0,1 Cu	-	
POLVI M/L table	60,00	630,00	8,00	5,00	0,1 Cu	alempi keskikammio	
SÄÄRI S free	50,00	500,00	4,00	2,00	0,1 Cu	-	
SÄÄRI M free	52,00	630,00	6,30	4,00	0,1 Cu	-	
SÄÄRI L free	53,00	630,00	7,10	4,50	0,1 Cu	-	
JALKATERÄ S free	45,00	200,00	5,00	1,00	Cu 0	-	
JALKATERÄ M free	45,00	200,00	12,00	2,50	Cu 0	-	
JALKATERÄ L free	45,00	200,00	16,00	3,20	Cu 0	-	

LIITE 4: UUDET KUVAUSOHJELMAT

	kV	mA	ms	mAs	Lisäsuodatus	Valotuskammio	hila
käsi 0-4 v	45	200	6,3	1,25		-	
käsi 5-9 v	45	200	8	1,6		-	
käsi 10-16 v	47	250	7,1	1,8		-	
ranne 0-4 v	45	200	8	1,6		-	
ranne 5-9 v	48	250	7,1	1,8		-	
ranne 10-16 v	50	250	8	2		-	
kyynärvarsi 0-4 v	48	250	7,1	1,8		-	
kyynärvarsi 5-9 v	50	250	10	2,5		-	
kyynärvarsi 10-16 v	50	250	12	3,2		-	
kyynärpää 0-4 v	48	250	7,1	1,8		-	
kyynärpää 5-9 v	50	250	10	2,5		-	
kyynärpää 10-16 v	50	250	12	3,2		-	
olkavarsi 0-4 v	60	630	5	3,2		-	
olkavarsi 5-9 v	60	630	8	5		-	
olkavarsi 10-16 v	65	630	11	7,1	0,1 Cu	-	
olkapää 0-4 v	60	630	5	3,2		-	
olkapää 5-9 v	60	630	8	5		-	
olkapää 10-16 v	65	630	11	7,1	0,1 Cu	-	
solisluu 0-4 v	60	630	6,3	4		-	
solisluu 5-9 v	60	630	10	6,3		-	
solisluu 10-16 v	65	630	12	8	0,1 Cu	-	
jalkaterä 0-4 v	45	200	12	2,5		-	
jalkaterä 5-9 v	48	250	11	2,8		-	
jalkaterä 10-16 v	50	250	12	3,2		-	
kantapää sivu 0-4 v	45	200	12	2,5		-	
kantapää sivu 5-9 v	48	250	11	2,8		-	
kantapää sivu 10-16 v	50	250	12	3,2		-	
kantapää aksiaali 0-4 v	48	250	14	3,6		-	
kantapää aksiaali 5-9 v	50	250	18	4,5		-	
kantapää aksiaali 10-16 v	55	250	18	4,5		-	
nilkka 0-4 v	48	250	10	2,5		-	
nilkka 5-9 v	50	250	12	3,2		-	
nilkka 10-16 v	55	250	12	3,2		-	
sääri 0-4 v	50	500	7,1	3,6		-	
sääri 5-9 v	53	630	6,3	4		-	
sääri 10-16 v	55	630	9	5,6		-	
polvi 0-4 v	55	250	11	2,8		-	
polvi 5-9 v	60	320	10	3,2		-	
polvi 10-16 v	60	320	14	4,5		-	
patella 0-4 v	55	250	11	2,8		-	
patella 5-9 v	60	320	10	3,2		-	
patella 10-16 v	60	320	14	4,5		-	
reisi 0-4 v	58	630	6,3	4		-	
reisi 5-9 v	60	630	10	6,3		-	
reisi 10-16 v	65	630	14	9	0,1 Cu	-	
lonkka 0-4 v	60	630	6,3	4		-	
lonkka 5-9 v	65	630	6,3	4	0,1 Cu	-	
lonkka 10-16 v	70	630	16	10	0,1 Cu	-	hila

LIITE 5: TAULUKOT TUTKIMUSTULOKSISTA

Käsi alle 1 v	säteilyannos						kuvanlaatu	kpl
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGycm ²)		
pa min	1005	45	5	200	1,00	<0,01	1	2
pa max	1127	45	5	200	1,00	0,01	1	
pa keskiarvo	1066	45	5	200	1,00	0,01	1	
pa mediaani	1066	45	5	200	1,00	0,01	1	
pa keskihajonta	61	0	0	0	0,00	0,01	0	
viisto min	540	45	5	200	1,00	<0,01	1	2
viisto max	1102	45	5	200	1,00	0,01	1	
viisto keskiarvo	821	45	5	200	1,00	0,01	1	
viisto mediaani	821	45	5	200	1,00	0,01	1	
viisto keskiha- jonta	281	0	0	0	0,00	0,01	0	

Käsi 1-4 v	säteilyannos						kuvanlaatu	kpl
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGycm ²)		
pa min	200	45	4	200	1,00	<0,01	1	8
pa max	1746	50	8	250	1,60	0,03	3	
pa keskiarvo	801	47	6	219	1,28	0,02	2	
pa mediaani	689	46	6	200	1,25	0,02	2	
pa keskihajonta	509	2	1	24	0,28	0,01	1	
viisto min	290	45	4	200	1,00	0,01	2	4
viisto max	679	48	6	250	1,50	0,02	3	
viisto keskiarvo	443	47	6	238	1,30	0,02	3	
viisto mediaani	402	47	6	250	1,35	0,02	3	
viisto keskiha- jonta	152	1	1	22	0,21	0,01	0	

Käsi 5-9 v	säteilyannos						kuvanlaatu	kpl
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGycm ²)		
pa min	225	42	4	200	1,00	0,01	1	10
pa max	1556	52	6	250	1,50	0,04	3	
pa keskiarvo	618	47	5	235	1,22	0,03	2	
pa mediaani	493	48	5	250	1,23	0,03	3	
pa keskihajonta	369	3	1	23	0	0	1	
viisto min	258	44	4	200	1,00	0,01	2	9
viisto max	817	50	6	250	1,50	0,04	3	
viisto keskiarvo	469	47	5	233	1,27	0,02	3	
viisto mediaani	409	47	6	250	1,25	0,02	3	
viisto keskiha- jonta	152	2	1	24	0,19	0,01	0	
sivu min	459	45	5	200	1,00	0,01	2	3
sivu max	916	46	7	200	1,40	0,03	3	
sivu keskiarvo	630	45	6	200	1,20	0,02	2	
sivu mediaani	515	45	6	200	1,20	0,01	2	

sivu keskihajonta	204	0	1	0	0,16	0,01	0
--------------------------	-----	---	---	---	------	------	---

Käsi 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
pa min	252	47	4	250	1,00	0,02	2	10
pa max	481	50	6	250	1,50	0,08	3	
pa keskiarvo	336	50	6	250	1,40	0,05	3	
pa mediaani	287	50	6	250	1,50	0,06	3	
pa keskihajonta	86	1	1	0	0,17	0,02	0	
viisto min	241	47	4	250	1,00	0,02	3	10
viisto max	515	55	6	250	1,50	0,08	3	
viisto keskiarvo	322	50	6	250	1,38	0,05	3	
viisto mediaani	287	50	6	250	1,50	0,05	3	
viisto keskiha- jonta	80	2	1	0	0,17	0,02	0	
sivu min	110	48	5	250	1,25	0,02	2	10
sivu max	382	55	11	250	2,75	0,13	3	
sivu keskiarvo	252	52	8	250	1,90	0,06	3	
sivu mediaani	271	50	6	250	1,50	0,06	3	
sivu keskihajonta	98	3	2	0	0,55	0,03	0	

Ranne 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
pa min	200	40	5	200	1,00	<0,01	1	10
pa max	982	50	10	250	2,50	0,03	3	
pa keskiarvo	534	46	8	220	1,67	0,01	2	
pa mediaani	534	46	8	200	1,60	0,01	3	
pa keskihajonta	237	3	2	24	0,50	0,01	1	
sivu min	142	45	5	200	1,00	0,01	1	10
sivu max	578	55	11	250	2,75	0,04	3	
sivu keskiarvo	413	50	8	245	1,88	0,02	2	
sivu mediaani	427	50	7	250	1,75	0,02	2	
sivu keskiha- jonta	152	3	2	15	0,57	0,01	1	

Ranne 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
pa min	241	45	5	200	1,00	0,01	1	10
pa max	745	50	10	250	2,50	0,05	3	
pa keskiarvo	444	48	8	245	2,08	0,03	3	
pa mediaani	411	49	9	250	2,13	0,02	3	
pa keskihajonta	161	2	2	15	0,46	0,01	1	
sivu min	215	45	5	200	1,00	0,00	1	10
sivu max	1592	55	11	250	2,75	0,06	3	
sivu keskiarvo	446	53	9	245	2,30	0,03	3	
sivu mediaani	294	54	10	250	2,50	0,03	3	

sivu keskiha- jonta	407	3	2	15	0,58	0,02	1
--------------------------------	-----	---	---	----	------	------	---

Ranne 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
pa min	210	47	8	250	2,00	0,02	2	10
pa max	481	50	10	250	2,50	0,08	3	
pa keskiarvo	325	49	10	250	2,40	0,05	3	
pa mediaani	308	50	10	250	2,50	0,05	3	
pa keskihajonta	78	1	1	0	0,20	0,02	0	
sivu min	183	52	9	250	2,25	0,02	2	11
sivu max	365	55	11	250	2,75	0,10	3	
sivu keskiarvo	248	54	11	250	2,66	0,05	2	
sivu mediaani	230	55	11	250	2,75	0,05	2	
sivu keskiha- jonta	57	1	1	0	0,19	0,02	0	

Kynnärvarsi alle 1 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	608	40	4	200	0,80	<0,01	1	3
ap max	2051	50	6	250	1,20	0,01	2	
ap keskiarvo	1262	43	5	217	1,00	0,00	2	
ap mediaani	1127	40	4	200	1,00	0,00	2	
ap keskihajonta	597	5	1	24	0	0	0	
sivu min	679	40	4	200	1,00	<0,01	1	3
sivu max	1706	50	6	250	1,20	0,01	2	
sivu keskiarvo	1061	44	5	217	1,07	0,00	1	
sivu mediaani	798	42	5	200	1,00	0,00	1	
sivu keskihajonta	459	4	1	24	0,09	0,00	0	

Kynnärvarsi 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	191	45	4	200	1,00	0,01	2	10
ap max	895	50	14	250	3,50	0,06	3	
ap keskiarvo	416	49	9	242	2,11	0,04	3	
ap mediaani	326	50	10	250	2,35	0,04	3	
ap keskihajonta	236	2	3	19	0,86	0,02	0	
sivu min	145	45	4	200	1,00	0,02	2	10
sivu max	895	55	14	250	3,50	0,06	3	
sivu keskiarvo	522	50	8	240	1,88	0,03	3	
sivu mediaani	552	50	9	250	1,90	0,02	3	
sivu keskihajonta	248	3	3	20	0,84	0,02	0	

Kynnärvarsi 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	236	45	5	200	1,25	0,02	2	9
ap max	762	50	18	250	3,60	0,15	3	
ap keskiarvo	367	48	12	233	2,76	0,07	3	

ap mediaani	277	50	12	250	2,75	0,07	3	
ap keskihajonta	166	2	3	24	0,69	0,04	0	
sivu min	108	45	5	200	1,25	0,03	2	10
sivu max	745	55	14	250	3,50	2,75	3	
sivu keskiarvo	278	51	11	245	2,71	0,37	3	
sivu mediaani	241	50	11	250	2,75	0,10	3	
sivu keskihajonta	170	3	3	15	1	1	0	

Kynnärvarsi 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	236	50	10	250	2,50	0,08	2	11
ap max	481	50	14	250	3,50	0,31	3	
ap keskiarvo	303	50	14	250	3,41	0,17	3	
ap mediaani	270	50	14	250	3,50	0,17	3	
ap keskihajonta	71	0	1	0	0,29	0,06	0	
sivu min	171	50	10	250	2,50	0,07	2	10
sivu max	391	55	14	250	3,50	0,22	3	
sivu keskiarvo	273	54	13	250	3,23	0,16	3	
sivu mediaani	256	55	14	250	3,50	0,17	3	
sivu keskihajonta	76	2	2	0	0,43	0,05	0	

Kynnärpää 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
pa min	136	45	4	200	1,00	0,01	2	10
pa max	875	55	14	250	3,50	0,05	3	
pa keskiarvo	491	50	9	245	2,23	0,03	3	
pa mediaani	424	50	10	250	2,50	0,03	3	
pa keskihajonta	232	2	4	15	0,84	0,01	0	
sivu min	129	48	4	250	1,00	0,01	2	10
sivu max	1005	55	14	250	3,50	0,06	3	
sivu keskiarvo	384	51	9	250	2,50	0,04	3	
sivu mediaani	314	50	10	250	2,63	0,05	3	
sivu keskihajonta	249	3	3	0	0,77	0,02	0	

Kynnärpää 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
pa min	277	45	4	200	1,00	0,01	2	10
pa max	1077	50	14	250	3,50	0,09	3	
pa keskiarvo	602	49	11	235	2,42	0,05	3	
pa mediaani	546	50	11	250	2,63	0,05	3	
pa keskihajonta	248	2	4	23	0,76	0,02	0	
sivu min	113	45	4	200	1,00	0,01	2	10
sivu max	1005	55	14	250	3,50	0,10	3	
sivu keskiarvo	532	51	10	245	2,51	0,06	3	
sivu mediaani	430	50	10	250	2,50	0,06	3	
sivu keskihajonta	343	3	4	15	0,87	0,03	0	

Kyynärpää 10-16 v	säteilyannos							kuvanlaatu	kpl
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGy cm^2)			
pa min	196	50	11	250	2,75	0,06	2	11	
pa max	449	55	14	250	3,50	0,15	3		
pa keskiarvo	329	50	14	250	3,43	0,09	3		
pa mediaani	333	50	14	250	3,50	0,08	3		
pa keskihajonta	71	1	1	0	0,22	0,03	0		
sivu min	145	50	11	250	2,75	0,01	2	11	
sivu max	303	55	14	250	3,50	0,19	3		
sivu keskiarvo	210	55	14	250	3,43	0,11	3		
sivu mediaani	196	55	14	250	3,50	0,10	3		
sivu keskihajonta	53	1	1	0	0,22	0,05	0		

Olkavarsi alle 1 v	säteilyannos							kuvanlaatu	kpl
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGy cm^2)			
ap min	620	45	4	200	1,00	<0,01	1	6	
ap max	8357	50	9	500	2,00	0,03	3		
ap keskiarvo	2703	47	6	317	1,60	0,01	2		
ap mediaani	754	46	4	250	1,80	0,01	1		
ap keskihajonta	2983	2	2	131	0,43	0,01	1		

Olkavarsi 1-4 v	säteilyannos							kuvanlaatu	kpl
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGy cm^2)			
ap min	187	50	3	250	1,890	0,020	1	7	
ap max	1102	64	14	630	4,410	0,170	2		
ap keskiarvo	680	57	6	521	2,747	0,070	2		
ap mediaani	679	55	4	630	2,520	0,060	2		
ap keskihajonta	305	5	4	172	0,84	0,05	0		
sivu min	470	47	3	500	1,89	0,02	2	3	
sivu max	916	60	7	630	3,50	0,04	3		
sivu keskiarvo	741	54	4	587	2,43	0,03	2		
sivu mediaani	836	55	3	630	1,89	0,02	2		
sivu keskihajonta	194	5	2	61	0,76	0,01	0		

Olkavarsi 5-9 v	säteilyannos							kuvanlaatu	kpl
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGy cm^2)			
ap min	325	49	4	250	2,52	0,03	2	6	
ap max	1592	70	22	630	13,86	1,89	3		
ap keskiarvo	699	60	11	567	5,83	0,39	2		
ap mediaani	564	62	9	630	3,78	0,12	2		
ap keskihajonta	440	7	6	142	3,92	0,67	0		
sivu min	215	55	4	250	2,52	0,03	1	6	
sivu max	4286	70	22	630	13,86	0,50	3		
sivu keskiarvo	1190	62	13	567	7,51	0,20	2		
sivu mediaani	559	62	13	630	5,67	0,18	3		
sivu keskihajonta	1414	6	7	142	4,75	0,16	1		

Olkavarsi 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	159	63	5	630	3,15	0,05	2	10
ap max	711	70	22	630	13,86	1,08	3	
ap keskiarvo	387	68	19	630	11,84	0,58	3	
ap mediaani	322	70	22	630	13,86	0,67	3	
ap keskihajonta	182	3	6	0	3,58	0,28	0	
sivu min	98	55	4	250	2,52	0,04	1	10
sivu max	2524	70	22	630	14,61	0,61	3	
sivu keskiarvo	752	67	18	592	11,14	0,41	3	
sivu mediaani	510	70	21	630	13,86	0,44	3	
sivu keskihajonta	710	5	6	114	4,35	0,17	1	

Olkapää 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	419	46	3	500	1,89	0,01	1	6
ap max	12944	61	12	630	7,56	0,09	3	
ap keskiarvo	3208	57	6	608	3,82	0,03	2	
ap mediaani	1186	60	6	630	3,26	0,02	2	
viisto keskiha- jonta	4417	5	3	48	2,03	0,03	1	
y min	7448	60	3	630	1,89	0,01	1	1
y max	7448	60	3	630	1,89	0,01	1	
y keskiarvo	7448	60	3	630	1,89	0,01	1	
y mediaani	7448	60	3	630	1,89	0,01	1	
y keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	

Olkapää 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	728	50	3	500	1,89	0,01	1	11
ap max	8357	63	11	630	6,93	0,10	3	
ap keskiarvo	2720	59	8	606	4,61	0,04	2	
ap mediaani	1787	60	8	630	5,04	0,04	2	
ap keskihajonta	2487	5	3	50	1,58	0,03	1	
viisto min	634	50	5	500	3,15	0,01	2	7
viisto max	1959	66	14	630	8,82	0,12	3	
viisto keskiarvo	1239	61	8	611	5,47	0,05	2	
viisto mediaani	1102	63	8	630	5,50	0,04	2	
viisto keskiha- jonta	495	5	3	45	1,83	0,04	0	
y min	365	60	5	630	3,15	0,02	1	10
y max	3909	73	18	630	11,34	0,25	3	
y keskiarvo	1678	64	10	630	6,68	0,08	2	
y mediaani	1541	63	8	630	5,67	0,06	2	
y keskihajonta	1133	4	4	0	2,48	0,06	1	

Olkapää 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	400	62	10	630	6,3	0,09	3	10
ap max	1521	66	14	630	8,82	0,31	3	
ap keskiarvo	856	65	13	630	8,44	0,21	3	
ap mediaani	846	66	14	630	8,82	0,22	3	
ap keskihajonta	326	1	1	0	0,81	0,07	0	
viisto min	318	61	10	630	6,3	0,07	3	10
viisto max	1630	66	14	630	8,82	0,32	3	
viisto keskiarvo	850	65	13	630	8,38	0,17	3	
viisto mediaani	705	66	14	630	8,82	0,16	3	
viisto keskihajonta	415	2	1	0	0,89	0,07	0	
y min	365	64	12	630	7,56	0,10	1	10
y max	2099	72	22	630	13,86	0,48	3	
y keskiarvo	1203	69	18	630	11,97	0,30	2	
y mediaani	1001	70	20	630	12,60	0,30	3	
y keskihajonta	581	2	3	0	1,97	0,13	1	

Solisluu alle 1 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	47	50	3	250	1,89	0,02	1	3
ap max	982	65	16	630	10,08	0,08	2	
ap keskiarvo	496	58	10	503	4,82	0,04	1	
ap mediaani	459	60	10	630	2,50	0,03	1	
ap keskihajonta	383	6	5	179	3,73	0,03	0	

Solisluu 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	620	60	3	630	1,89	0,01	1	4
ap max	4386	63	5	630	3,15	0,03	2	
ap keskiarvo	1624	62	4	630	2,52	0,02	1	
ap mediaani	745	62	4	630	2,52	0,02	1	
ap keskihajonta	1598	2	1	0	0,63	0,01	0	

Solisluu 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	121	50	3	500	1,89	0,01	1	10
ap max	7113	75	20	630	12,6	0,24	3	
ap keskiarvo	1865	62	9	617	5,76	0,07	2	
ap mediaani	780	61	8	630	5,04	0,04	2	
ap keskihajonta	2378	6	6	39	3,52	0,07	1	

Solisluu 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	175	60	8	630	5,04	0,07	2	10
ap max	780	70	20	630	12,6	0,52	3	
ap keskiarvo	463	67	17	630	10,46	0,29	2	
ap mediaani	487	65	16	630	10,08	0,25	2	

ap keskihajonta	188	3	4	0	2,26	0,13	0
kipattu min	121	57	6	630	3,78	0,02	2
kipattu max	1294	75	22	630	13,86	0,63	3
kipattu keskiarvo	405	70	17	630	10,92	0,26	2
kipattu mediaani	318	70	18	630	11,34	0,21	2
kipattu keskihajonta	341	5	5	0	2,97	0,16	0

Jalkaterä alle 1 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	1102	45	5	200	1,00	0,01	1	1
ap max	1102	45	5	200	1,00	0,01	1	
ap keskiarvo	1102	45	5	200	1,00	0,01	1	
ap mediaani	1102	45	5	200	1,00	0,01	1	
ap keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	
sivu min	527	46	8	200	1,60	0,01	1	1
sivu max	527	46	8	200	1,60	0,01	1	
sivu keskiarvo	527	46	8	200	1,60	0,01	1	
sivu mediaani	527	46	8	200	1,60	0,01	1	
sivu keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	

Jalkaterä 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	241	45	5	200	1,00	0,01	2	10
ap max	1556	50	12	850	3,00	0,07	3	
ap keskiarvo	739	47	7	285	1,72	0,03	3	
ap mediaani	762	46	6	225	1,35	0,01	3	
ap keskihajonta	392	2	3	190	0,80	0,02	1	
viisto min	191	45	5	200	1,00	0,01	2	9
viisto max	1355	50	12	250	3,00	0,12	3	
viisto keskiarvo	676	47	8	228	1,97	0,04	3	
viisto mediaani	540	47	6	250	1,50	0,02	3	
viisto keskihajonta	451	2	3	25	0,94	0,04	0	
sivu min	88	45	5	200	1,00	0,01	1	9
sivu max	1005	55	16	250	4,00	0,21	3	
sivu keskiarvo	450	49	10	228	2,47	0,07	2	
sivu mediaani	391	50	8	250	1,75	0,05	2	
sivu keskihajonta	344	4	5	25	1,28	0,07	1	

Jalkaterä 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	277	45	10	200	2,40	0,03	2	10
ap max	664	50	16	250	3,20	0,09	3	
ap keskiarvo	428	48	12	225	2,68	0,05	2	
ap mediaani	429	48	12	225	2,50	0,05	2	
ap keskihajonta	113	3	2	25	0,31	0,02	0	

viisto min	264	45	10	200	2,40	0,03	2	10
viisto max	578	50	12	250	3,00	0,09	3	
viisto keskiarvo	383	48	12	230	2,66	0,06	3	
viisto mediaani	374	49	12	250	2,50	0,06	3	
viisto keskihajonta	92	2	1	24	0,28	0,02	0	
sivu min	139	45	10	200	2,40	0,05	2	10
sivu max	605	55	16	250	4,00	0,19	3	
sivu keskiarvo	380	50	13	230	3,06	0,09	2	
sivu mediaani	401	49	12	250	2,75	0,06	2	
sivu keskihajonta	158	5	2	24	0,70	0,05	0	

Jalkaterä 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	310	50	12	250	3,00	0,05	2	10
ap max	745	50	12	250	3,00	0,11	3	
ap keskiarvo	575	50	12	250	3,00	0,08	2	
ap mediaani	592	50	12	250	3,00	0,08	2	
ap keskihajonta	154	0	0	0	0,00	0,02	0	
viisto min	357	50	12	250	3,00	0,05	2	10
viisto max	649	50	12	250	3,00	0,15	3	
viisto keskiarvo	444	50	12	250	3,00	0,10	3	
viisto mediaani	434	50	12	250	3,00	0,10	3	
viisto keskihajonta	81	0	0	0	0,00	0,03	1	
sivu min	191	45	12	200	2,40	0,06	2	10
sivu max	960	55	18	250	4,50	0,24	3	
sivu keskiarvo	388	54	16	245	3,94	0,17	2	
sivu mediaani	294	55	16	250	4,00	0,18	2	
sivu keskihajonta	220	3	2	15	0,55	0,05	0	

Kantapää 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
aksiaali min	798	45	5	200	1,00	0,01	1	2
aksiaali maks	1325	50	18	250	4,50	0,06	2	
aksiaali keskiarvo	1062	48	12	225	2,75	0,04	2	
aksiaali mediaani	1062	48	12	225	2,75	0,04	2	
aksiaali keskihajonta	264	3	7	25	1,75	0,03	1	
sivu min	132	45	5	200	1,00	0,01	3	2
sivu max	916	54	11	250	2,75	0,04	3	
sivu keskiarvo	1062	50	8	225	1,88	0,03	3	
sivu mediaani	1062	50	8	225	1,88	0,03	3	
sivu keskihajonta	264	3	7	25	1,75	0,03	1	

Kantapää 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
aksiaali min	409	52	18	250	4,50	0,04	1	11
aksiaali maks	728	55	25	250	6,25	0,12	2	

aksiaali keskiarvo	552	55	23	250	5,84	0,08	2	
aksiaali mediaani	527	55	25	250	6,25	0,08	2	
aksiaali keskihajonta	112	1	2	0	0,60	0,02	0	
sivu min	145	48	11	250	2,75	0,04	3	10
sivu max	481	55	16	250	4,00	0,12	3	
sivu keskiarvo	236	54	14	250	3,45	0,08	3	
sivu mediaani	215	55	14	250	3,50	0,08	3	
sivu keskihajonta	91	2	2	0	0,40	0,03	0	

Nilkka alle 1 v	säteilyannos							
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	938	45	5	200	1,00	0,00	1	2
ap max	1419	45	5	200	1,00	0,01	1	
ap keskiarvo	1179	45	5	200	1,00	0,01	1	
ap mediaani	1179	45	5	200	1,00	0,01	1	
ap keskihajonta	241	0	0	0	0,00	0,01	0	
viisto min	649	46	7	200	1,40	0,01	1	1
viisto max	649	46	7	200	1,40	0,01	1	
viisto keskiarvo	649	46	7	200	1,40	0,01	1	
viisto mediaani	649	46	7	200	1,40	0,01	1	
viisto keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	
sivu min	373	45	11	200	2,20	0,02	2	1
sivu max	373	45	11	200	2,20	0,02	2	
sivu keskiarvo	373	45	11	200	2,20	0,02	2	
sivu mediaani	373	45	11	200	2,20	0,02	2	
sivu keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	

Nilkka 1-4 v	säteilyannos							
	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	(dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	290	45	4	200	2,00	0,01	1	10
ap max	1052	55	16	630	4,00	0,06	3	
ap keskiarvo	603	50	8	371	2,61	0,03	2	
ap mediaani	566	50	8	250	2,33	0,03	2	
ap keskihajonta	238	3	4	164	0,73	0,02	1	
viisto min	230	53	6	250	1,50	0,02	2	3
viisto max	780	55	16	250	4,00	0,06	3	
viisto keskiarvo	417	54	10	250	2,58	0,05	2	
viisto mediaani	241	55	9	250	2,25	0,06	2	
viisto keskihajonta	257	1	4	0	1,05	0,02	0	
sivu min	126	45	4	200	1,75	0,01	2	10
sivu max	817	55	14	630	3,78	0,12	3	
sivu keskiarvo	356	51	9	333	2,72	0,05	3	
sivu mediaani	331	50	9	250	2,45	0,05	3	

sivu keskihajonta	184	3	3	142	0,73	0,03	0
--------------------------	-----	---	---	-----	------	------	---

Nilkka 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	191	50	10	250	2,50	0,04	2	10
ap max	592	55	16	250	4,00	0,13	3	
ap keskiarvo	342	53	15	250	3,68	0,08	3	
ap mediaani	305	55	16	250	4,00	0,08	3	
ap keskihajonta	117	2	2	0	0,55	0,02	0	
viisto min	145	50	10	250	2,50	0,04	2	10
viisto max	605	55	16	250	4,00	0,13	3	
viisto keskiarvo	316	53	15	250	3,68	0,08	3	
viisto mediaani	271	55	16	250	4,00	0,08	3	
viisto keskiha- jonta	133	2	2	0	0,55	0,02	0	
sivu min	118	50	10	250	2,50	0,06	2	10
sivu max	382	55	14	250	3,50	0,20	3	
sivu keskiarvo	220	53	14	250	3,40	0,09	3	
sivu mediaani	198	55	14	250	3,50	0,09	3	
sivu keskihajonta	79	2	1	0	0,30	0,04	0	

Nilkka 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	205	52	12	250	3,00	0,04	1	10
ap max	527	55	16	250	4,00	0,20	3	
ap keskiarvo	359	55	15	250	3,80	0,10	2	
ap mediaani	322	55	16	250	4,00	0,09	2	
ap keskihajonta	106	1	2	0	0,40	0,05	1	
viisto min	230	53	12	250	3,00	0,04	1	10
viisto max	552	55	16	250	4,00	0,20	3	
viisto keskiarvo	335	55	15	250	3,80	0,10	2	
viisto mediaani	297	55	16	250	4,00	0,08	2	
viisto keskiha- jonta	111	1	2	0	0,40	0,05	1	
sivu min	196	55	11	250	2,75	0,04	2	10
sivu max	449	55	14	250	3,50	0,25	3	
sivu keskiarvo	277	55	14	250	3,43	0,12	3	
sivu mediaani	247	55	14	250	3,50	0,10	3	
sivu keskihajonta	89	0	1	0	0,23	0,06	1	

Sääri alle 1 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	1077	45	10	200	2,00	0,02	1	1
ap max	1077	45	10	200	2,00	0,02	1	
ap keskiarvo	1077	45	10	200	2,00	0,02	1	
ap mediaani	1077	45	10	200	2,00	0,02	1	

ap keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0
-----------------	---	---	---	---	------	------	---

Sääri 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	230	42	4	200	2,00	0,01	1	10
ap max	2643	53	18	630	4,50	0,10	3	
ap keskiarvo	828	50	9	421	3,07	0,04	2	
ap mediaani	743	50	5	500	2,75	0,03	2	
ap keskihajonta	660	3	6	158	1,11	0,03	1	
sivu min	171	48	4	250	2,00	0,01	1	10
sivu max	960	55	22	630	5,50	0,09	3	
sivu keskiarvo	613	51	9	413	3,08	0,04	2	
sivu mediaani	706	50	5	500	2,50	0,03	2	
sivu keskiha- jonta	257	2	7	138	1,25	0,03	1	

Sääri 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	179	48	6	250	3,78	0,05	2	10
ap max	649	55	25	630	6,25	0,19	3	
ap keskiarvo	344	53	15	402	4,56	0,09	3	
ap mediaani	298	53	16	250	4,00	0,09	3	
ap keskihajonta	140	2	8	186	0,96	0,04	1	
sivu min	149	50	6	250	3,78	0,05	2	10
sivu max	695	55	22	630	5,50	0,23	3	
sivu keskiarvo	343	53	13	402	4,26	0,10	3	
sivu mediaani	304	52	16	250	4,00	0,08	3	
sivu keskiha- jonta	163	2	6	186	0,61	0,05	1	

Sääri 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	258	55	22	250	5,50	0,03	1	10
ap max	400	55	25	250	6,25	0,27	3	
ap keskiarvo	326	55	25	250	6,18	0,20	2	
ap mediaani	318	55	25	250	6,25	0,22	3	
ap keskihajonta	49	0	1	0	0,23	0,06	1	
sivu min	196	55	22	250	5,50	0,17	1	10
sivu max	429	55	22	250	5,50	0,26	3	
sivu keskiarvo	345	55	22	250	5,50	0,21	2	
sivu mediaani	348	55	22	250	5,50	0,21	2	
sivu keskiha- jonta	64	0	0	0	0,00	0,02	1	

Polvi alle 1 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	1052	60	1	630	0,63	0,01	1	1
ap max	1052	60	1	630	0,63	0,01	1	

ap keskiarvo	1052	60	1	630	0,63	0,01	1	
ap mediaani	1052	60	1	630	0,63	0,01	1	
ap keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	
sivu min	1667	51	2	630	1,26	0,01	1	1
sivu max	1667	51	2	630	1,26	0,01	1	
sivu keskiarvo	1667	51	2	630	1,26	0,01	1	
sivu mediaani	1667	51	2	630	1,26	0,01	1	
sivu keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	

Polvi 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	605	48	1	500	0,63	0,00	1	10
ap max	3733	67	7	630	4,41	0,07	3	
ap keskiarvo	1516	58	4	617	2,15	0,03	2	
ap mediaani	1128	59	4	630	1,95	0,02	2	
ap keskihajonta	944	5	2	39	1,44	0,02	1	
sivu min	191	48	1	500	0,63	0,01	1	11
sivu max	2148	67	9	630	5,67	0,13	3	
sivu keskiarvo	902	59	4	618	2,70	0,04	2	
sivu mediaani	745	60	4	630	2,00	0,02	3	
sivu keskihajonta	620	5	2	37	1,63	0,04	1	

Polvi 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	303	55	2	630	1,26	0,02	2	10
ap max	1387	67	15	630	9,45	0,35	3	
ap keskiarvo	688	60,9	7,4	630	4,66	0,14	2,7	
ap mediaani	610	60	6	630	3,78	0,10	3	
ap keskihajonta	364	4	3	0	2,20	0,11	0	
sivu min	236	57	2	630	1,26	0,01	2	10
sivu max	1452	67	13	630	8,19	0,29	3	
sivu keskiarvo	577	62	7	630	4,79	0,14	3	
sivu mediaani	392	60	7	630	4,41	0,13	3	
sivu keskihajonta	379	4	3	0	2,00	0,09	0	

Polvi 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	225	60	8	630	5,04	0,08	3	10
ap max	1828	67	24	630	15,12	1,33	3	
ap keskiarvo	490	62	11	630	7,06	0,32	3	
ap mediaani	348	60	8	630	5,04	0,14	3	
ap keskihajonta	450	3	6	0	3,75	0,39	0	
sivu min	252	60	7	630	4,41	0,08	3	10
sivu max	2005	67	26	630	16,38	1,50	3	

sivu keskiarvo	578	62	11	630	6,93	0,34	3
sivu mediaani	396	60	7	630	4,41	0,15	3
sivu keskihajonta	506	3	7	0	4,20	0,44	0

Patella 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	634	54	4	630	2,52	0,03	1	3
ap max	3565	67	10	630	6,30	0,09	2	
ap keskiarvo	1666	61	8	630	5,04	0,07	2	
ap mediaani	798	63	10	630	6,30	0,09	2	
ap keskihajonta	1345	5	3	0	1,78	0,03	0	

Patella 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	318	58	8	630	5,04	0,05	1	10
ap max	1294	63	10	630	6,30	0,17	3	
ap keskiarvo	578	62	10	630	6,05	0,12	2	
ap mediaani	497	63	10	630	6,30	0,13	2	
ap keskihajonta	288	2	1	0	0,50	0,04	1	

Reisi 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	34	57	1	630	0,63	0,01	1	9
ap max	2898	65	32	630	20,16	1,84	2	
ap keskiarvo	753	64	6	630	3,99	0,27	1	
ap mediaani	515	65	1	630	0,63	0,04	1	
ap keskihajonta	805	3	10	0	6,01	0,56	0	
sivu min	459	50	1	500	0,63	0,00	1	7
sivu max	2898	65	25	630	12,50	0,31	2	
sivu keskiarvo	1269	62	5	611	2,87	0,08	1	
sivu mediaani	1077	65	1	630	0,63	0,04	1	
sivu keskihajonta	795	5	8	45	4,03	0,10	0	

Reisi 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
ap min	215	55	1	630	0,63	0,03	1	5
ap max	1667	66	20	630	12,60	0,53	2	
ap keskiarvo	744	62	7	630	4,41	0,20	2	
ap mediaani	565	65	6	630	3,78	0,17	2	
ap keskihajonta	554	4	7	0	4,29	0,18	0	
sivu min	139	60	1	630	0,63	0,03	1	5
sivu max	2524	65	16	630	10,08	0,47	2	
sivu keskiarvo	946	62	7	630	4,41	0,17	2	
sivu mediaani	470	62	6	630	3,78	0,14	2	
sivu keskihajonta	883	2	5	0	3,19	0,16	0	

Reisi 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos (dGycm ²)	kuvanlaatu	kpl
----------------------	--------	----	----	----	-----	---------------------------------------	------------	-----

ap min	74	60	4	630	2,52	0,06	1	16
ap max	2148	72	31	630	19,53	3,16	3	
ap keskiarvo	450	67	17	630	10,51	1,06	2	
ap mediaani	239	68	18	630	11,34	0,83	2	
ap keskihajonta	522	3	9	0	5,59	0,87	1	
sivu min	43	60	5	630	3,15	0,16	1	13
sivu max	1556	78	36	630	22,68	6,93	3	
sivu keskiarvo	497	68	18	630	11,44	1,68	2	
sivu mediaani	230	67	15	630	9,45	0,75	1	
sivu keskihajonta	499	5	10	0	6,26	1,88	1	

Lonkka 1-4 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos	kuvanlaatu	kpl
ap min	247	70	18	630	11,34	0,68	2	1
ap max	247	70	18	630	11,34	0,68	2	
ap keskiarvo	247	70	18	630	11,34	0,68	2	
ap mediaani	247	70	18	630	11,34	0,68	2	
ap keskihajonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	
sivu min	1154	65	16	630	10,08	0,32	2	1
sivu max	1154	65	16	630	10,08	0,32	2	
sivu keskiarvo	1154	65	16	630	10,08	0,32	2	
sivu mediaani	1154	65	16	630	10,08	0,32	2	
sivu keskiha- jonta	0	0	0	0	0,00	0,00	0	

Lonkka 5-9 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos	kuvanlaatu	kpl
ap min	241	65	6	630	3,78	0,14	2	3
ap max	504	70	6	630	3,78	0,26	2	
ap keskiarvo	401	68	6	630	3,78	0,18	2	
ap mediaani	459	70	6	630	3,78	0,15	2	
ap keskihajonta	115	2	0	0	0,00	0,05	0	
sivu min	258	58	6	630	3,78	0,07	2	4
sivu max	938	65	10	630	6,30	0,12	3	
sivu keskiarvo	624	63	7	630	4,41	0,09	3	
sivu mediaani	650	65	6	630	3,78	0,08	3	
sivu keskiha- jonta	243	3	2	0	1,09	0,02	1	

Lonkka 10-16 v	s-arvo	kV	ms	mA	mAs	säteilyannos	kuvanlaatu	kpl
ap min	108	60	3	630	1,89	0,12	1	12
ap max	2302	80	75	630	47,25	5,05	3	
ap keskiarvo	519	72	22	630	14,07	2,05	2	
ap mediaani	313	70	18	630	11,34	1,68	2	
ap keskihajonta	584	6	18	0	11,31	1,32	1	
sivu min	136	70	20	630	12,60	0,72	1	7
sivu max	2355	70	40	630	25,20	2,56	3	
sivu keskiarvo	658	70	26	630	16,20	1,57	2	

sivu mediaani	318	70	22	630	13,86	1,44	2
sivu keskiha- jonta	723	0	7	0	4,50	0,62	1