

Jenna Sergejeff & Niina Takalo

**VASTASYNTYNEIDEN LASTEN SÄTEILYALTISTUKSEN OPTIMOINTI
KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUKSESSA**

Fantomitutkimus



VASTASYNTYNEIDEN LASTEN SÄTEILYALTISTUKSEN OPTIMOINTI KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUKSESSA

Fantomitutkimus

Jenna Sergejeff
Niina Takalo
Opinnäytetyö
Kevät 2013
Radiografian ja sädehoidon ko.
Oulun seudun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun seudun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

Tekijät: Jenna Sergejeff & Niina Takalo

Opinnäytetyön nimi: Vastasyntyneiden lasten säteilyaltistuksen optimointi keuhkojen natiiviröntgentutkimuksessa - Fantomitutkimus

Työn ohjaajat: Anja Henner & Karoliina Paalimäki-Paakki

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2013

Sivumäärä: 48 + 26 liitesivua

Lasten yleisin röntgentutkimus vuonna 2008 on ollut keuhkojen natiivitutkimus, joista 80 % on tehty 0-1 -vuotiaille lapsille. Lasten säteilyherkkyyden ja pidemmän odotettavissa olevan elinajan vuoksi, lapsuudessa saatu säteilyaltistus aiheuttaa suuremman riskin sairastua syöpään kuin vastaava altistus aikuisiällä. Kun säteilyaltistusten määrä lisääntyy, lapsen todennäköisyys sairastua syöpään kasvaa. Tämän vuoksi kaikki tarpeelliset tutkimukset tulee huolellisesti optimoida ja tarpeettomia tutkimuksia ei tule tehdä.

Työmme tarkoituksena oli ennalta valittuja kuvausarvoja ja -parametreja muuttamalla tutkia vastasyntyneiden keuhkotutkimuksen säteilyaltistuksen optimointia, sekä kuvan laatua digitaalisessa kuvantamisessa. Tavoitteenamme oli todentaa aikaisempaa tietoa optimoinnista, ja luoda uusia mahdollisuuksia tuottaa vastasyntyneiden keuhkojen natiiviröntgentutkimuksessa riittävän hyvää kuvan laatua, yhä pienemmällä säteilyaltistuksella.

Opinnäytetyömme on tehty Oulun seudun ammattikorkeakoulun Sosiaali- ja terveysalan yksikön röntgenharjoitusluokassa. Tutkimus suoritettiin Philips Digital Diagnost natiivikuvasuorittimella taulukuvavilmais- ja kuvalevyjärjestelmällä. Käytimme potilasvasteena Säteilyturvakeskuksen Atom Pediatric fantomia. Havainnoimme valittujen muuttujien (putkijännite, putkivirta, lisäsuodatus) vaikutusta säteilyaltistukseen, sekä kuvan laatuun keuhkojen röntgentutkimuksen AP -projektiossa. Säteilyaltistuksen tarkkailussa käytettiin annoksen ja pinta-alan tuloannossuuretta (DAP), ja kuvan laadun tarkkailu tapahtui määritettyjen kriteerien mukaisesti. Tutkimuksessa vertailukohteena oli Säteilyturvakeskuksen vastasyntyneiden AP -projektion säteilyannos ja kuvan laatu. Aineisto dokumentoitiin kirjallisesti, sekä Microsoft Excel -taulukkoon. Lisäksi vertailimme PCXMC -annoslaskentaohjelman avulla, kahden eri projektiosuunnan (AP vs. PA) vaikutusta säteilyherkkien elinten (rinnat, kilpirauhanen) ekvivalenttiannokseen.

Tulokset osoittavat, että muuttamalla vastasyntyneiden keuhkokuvausprotokollan kuvausarvoja, säteilyannosta pystyttäisiin pienentämään säilyttäen kuvan laatu lähes samantasoisena kuin Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisesti suoritettussa tutkimuksessa. Taulukuvavilmais- ja kuvalevyjärjestelmän välillä oli eroavaisuuksia, ja taulukuvavilmaisinta käytettäessä saatiin pienemmällä säteilyannoksella parempi kuvan laatu kuin kuvalevyllä.

Jatkotutkimushaasteena esitämme kuvan laadun tarkemman tarkastelun tutkimuksessamme esille tulleilla kuvausparametreilla.

Asiasanat: vastasyntynyt, lapsi, optimointi, keuhkojen röntgentutkimus, säteilyannos, annoksen ja pinta-alan tulo (DAP)

ABSTRACT

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

Authors: Jenna Sergejeff & Niina Takalo

Title of thesis: Optimizing radiation exposure in newborn's chest x-ray examination - A phantom study

Supervisors: Anja Henner & Karoliina Paalimäki-Paakki

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2013

Number of pages: 48 + 26 appendice

The most common children's x-ray examination in 2008 was chest x-ray of which 80 % were related to 0-1 -year-old children. Because of children's sensitivity to radiation and longer life expectancy, the radiation exposure received during childhood has a greater risk of developing cancer than the corresponding exposure in adulthood. Child's likelihood of developing cancer increases with the amounts of radiation exposures. This is the reason why every necessary examination needs to be optimized and unnecessary examinations should not be made.

Our purpose in this thesis was to examine newborn's radiation exposure optimization and image quality in chest x-ray examination by changing pre-selected imaging values and parameters. Our aim was to verify the previous knowledge of optimization and to create new opportunities to produce pictures with necessary quality and less radiation in newborn's chest x-ray examination.

Our thesis has been made at x-ray training class in Oulu University of applied sciences' school of health and social care. The study was made by Philips Digital Diagnost x-ray equipment's flat panel detector and image plate systems. We used Radiation and Nuclear Safety Authority's Atom Pediatric phantom as a patient. We observed the effects of selected variables (tube voltage, tube current, additional filtration) to a radiation exposure and image quality in AP -projection of chest x-ray. The dose area product (DAP) was used to observe radiation exposure while image quality control was defined according to the criteria. A reference for the study was radiation dose and image quality produced by the Radiation and Nuclear Safety Authority's AP -projection. The data was documented in writing and with the help of Microsoft Excel table. In addition, we compared the effects of two different projection direction (AP versus PA) to equivalent doses of radiation-sensitive organs (breast, thyroid gland) by using the PCXMC dose calculation program.

The results show that by changing newborn's chest x-ray protocol's image values, it is possible to reduce radiation exposure while maintaining image quality in almost the same level as the image quality of Radiation and Nuclear Safety Authority's AP -projection protocol. There were differences between the flat panel detector and image plate system. It was possible to produce less radiation exposure and a little better image quality by using the flat panel detector instead of the image plate system.

As a challenge for future research we present an idea of studying the image quality more precisely with our study's image values and parameters.

Keywords: newborn, child, optimization, chest x-ray, radiation dose, dose area product (DAP)

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ	3
1 JOHDANTO	6
2 VASTASYNTYNEIDEN LASTEN SÄTEILYALTISTUKSEN OPTIMOINTI KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUKSESSA.....	8
2.1 Lasten keuhkokuvausprotokolla ja säteily suojele.....	8
2.2 Säteilyaltistuksen määrittäminen ja vertailutasot.....	9
2.3 Säteilyaltistuksen optimointi	11
3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	14
4 TUTKIMUSMETODOLOGIA	15
5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN.....	16
5.1 Aineiston keruu	16
5.2 Aineiston analysointi.....	21
6 TULOKSET	23
6.1 Putkijännitteen vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun	23
6.2 Putkivirran vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun	24
6.3 Lisäsuodatuksen vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun	25
6.4 Parhaiden kuvausarvoyhdistelmien vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun	26
6.5 Projektiosuunnan vaikutus rintojen ekvivalenttiannokseen.....	27
6.6 Projektiosuunnan vaikutus kilpirauhasen ekvivalenttiannokseen	28
7 TULOSTEN TARKASTELU JA JOHTOPÄÄTÖKSET	29
7.1 Tulosten tarkastelu	29
7.2 Tulosten johtopäätökset.....	38
8 POHDINTA	40
8.1 Tutkimuksen luotettavuus, pätevyys ja eettisyys.....	41
8.2 Omat oppimiskokemukset	42
8.3 Aiheen jatkotutkimushaasteet	43
LÄHTEET	44
LIITTEET	48

1 JOHDANTO

Vastasyntyneitä lapsia kuvataan paljon sairauksien ja terveysongelmien diagnosoimiseksi, sekä erilaisten lääketieteellisten välineiden (katetrien ja putkien) paikan tarkistamiseksi (Álvares, Pereira, Aires de Araújo Neto & Sakuma 2006, 435–440; Arthur 2001, 311–323). Säteilyturvakeskuksen vuonna 2008 tekemän tutkimuksen mukaan, lasten yleisin röntgentutkimus on ollut keuhkojen röntgentutkimus (36155 kpl). Tutkimuksista 80 % on ollut 0–1 -vuotiaiden lasten keuhkojen tutkimuksia. (Tenkanen-Rautakoski 2010, hakupäivä 5.6.2012.)

Pienen lapsipotilaan säteilyherkkyys on jopa 10 kertaa suurempi kuin aikuisella (Ruohonen 2010, hakupäivä 20.4.2011). Pidemmän odotettavissa olevan elinajan vuoksi, lapsuudessa saatu säteilyaltistus aiheuttaa suuremman riskin sairastua syöpään kuin vastaava altistus aikuisiässä. Lapsen pienemmän koon vuoksi, sisäelimet ovat lähempänä ihoa ja oman kehon antama suoja vähäisempi kuin aikuisella. Lapsen todennäköisyys sairastua syöpään kasvaa, kun säteilyaltistusten määrä lisääntyy. Tämän vuoksi kaikki lapselle tarpeelliset röntgentutkimukset tulee optimoida ja tarpeettomia ei tule tehdä. Röntgenkuvaus uusitaan vain jos se ei ole diagnostinen. Jokainen tekemättä jätetty uusintakuvaus antaa potilaalle 100 % annossäästön. (Lasten röntgentutkimuskriteerit 2008, 3; Schaetzing 2004, 207–214; Oksman 2010, hakupäivä 26.4.2011; Willis 2004, 196–200; Don 2004, 167–172.)

Säteilysuojelulla tarkoitetaan kaikkia toimintatapoja, joilla voidaan vähentää potilaan tarpeetonta säteilyaltistusta. Säteilysuojeluun voidaan katsoa sisältyvän tutkimuksen optimointi säteilyaltistuksen vähentämiseksi hyvällä lähetteellä, tutkimuksen huolellisella suunnittelulla ja kuvaustekniikalla. Päämääränä on saada tarvittava diagnostinen informaatio mahdollisimman pienellä annoksella. Keuhkotutkimuksen säteilyaltistuksen seurannassa käytetään Suomessa Säteilyturvakeskuksen antamia kuvaajana ilmaistavia vertailutasoja. (Lauerma 2009, hakupäivä 7.11.2010; Paile 2002, 161.) Annosseurannan tulee olla jatkuvaa ja rutiininomaista. Vaikka vertailutasot eivät ylittyisi, voidaan yhä harkita onko säteilyannoksen pienentäminen edelleen mahdollista. (Henner 2010, hakupäivä 20.4.2011; Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot lasten röntgentutkimuksissa 2005, 7–8.)

Keuhkojen natiiviröntgenkuvasta aiheutuvan annoksen määrittämiseen tarvitaan joko yhtä projektiota vastaava pinta-annos (ESD = entrance surface dose), tai koko tutkimuksesta aiheutuva annoksen ja pinta-alan tulo (DAP = dose-area product) (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen 2004, 6). Tässä tutkimuksessa käytetään annoksen määrittämiseen annoksen ja pinta-alan tuloa, ja tietoa kerätään ensisijaisesti AP -projektiosta (anteriorposterior). Potilasvasteena käytetään Säteilyturvakeskukselta lainattua vastasyntynyttä lasta vastaavaa Atom Pediatric -fantominukkea. Tarkastelemme tuloksissa säteilyannoksia ja kuvan laatua verrattuna Säteilyturvakeskuksen oppaassa määriteltyihin vastasyntyneen lapsen AP -projektiokuvauksen säteilyannokseen ja kuvan laatuun. Tarkastelemme lisäksi Monte Carlo menetelmään perustuvan PCXMC -annoslaskentaohjelman avulla PA -projektion (posterioranterior) vaikutusta säteilyherkkien elinten (rinnat, kilpirauhanen) ekvivalenttiannokseen.

Kuvailevan tutkimuksen tarkoituksena on aikaisempien tutkimusten perusteella, ennalta valittuja kuvausarvoja ja -parametreja muuttamalla, tutkia lasten keuhkojen röntgentutkimuksen säteilyaltistuksen optimointia ja kuvan laatua digitaalisessa kuvantamisessa. Tutkimuksen tavoitteena on todentaa tietoa optimoinnista ja luoda uusia mahdollisuuksia tuottaa vastasyntyneiden lasten keuhkojen natiiviröntgentutkimuksessa riittävän hyvää kuvan laatua, yhä pienemmällä säteilyaltistuksella. Tavoitteena on lisäksi tarjota ideoita röntgenharjoitusluokan natiivikuvauslaitteiston tutkimuskäytön mahdollisuuksista Oulun seudun ammattikorkeakoulun radiografian- ja sädehoidon koulutusohjelman opettajille ja oppilaille.

2 VASTASYNTYNEIDEN LASTEN SÄTEILYALTISTUKSEN OPTIMOINTI KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUKSESSA

2.1 Lasten keuhkokuvausprotokolla ja säteilysuojelu

Oksman (2010, hakupäivä 26.4.2011) painottaa, että kliinisessä vastuussa oleva lääkäri vastaa tutkimuksen oikeutuksesta. Tämän takia ensimmäinen, ja kenties tärkein askel radiologisen prosessin optimoinnissa on radiologisen lähteen oikeutuksen arviointi. Lähettävän lääkärin tulee ottaa huomioon kuvausta suunniteltaessa potilaan aikaisemmat kuvaukset ja tutkimukset, sekä kuvauksen todellinen vaikutus hoitolinjaan. Lasten keuhkojen röntgentutkimuksen kuvausindikaatiot on tarkoin määritelty ja lueteltu Säteilyturvakeskuksen julkaisemassa Lasten röntgentutkimuskriteereissä (2008, 4). Lapsipotilaalle tehtävään läheteeseen tulisi merkitä, mitä projektiota kuvataan. Keuhkojen röntgentutkimuksessa PA- ja sivu projektiot vastaavat säteilyannokseltaan yhteensä kolmen PA -keuhkokuvan annosta. (Cook, Kyriou, Pettet, Fitzgerald, Shah & Pablot 2001, 1032–1040; Röntgentutkimuksien säteilyannokset 2011, hakupäivä 11.11.2012.)

Euroopan Unionin (EU) suosituksen mukaan lapsista kuvataan tavallisesti vain AP –kuva. Kuvaussuunnaksi valitaan kuitenkin mahdollisuuksien mukaan PA. Kuvausetäisyydeksi suositellaan 110–200 cm, kuvausasennosta riippuen. Säteilykeila rajataan niin, että äänihuulitaso ja pallea näkyvät, ja keilan reuna on enintään kaksi cm keuhkojen ulkopuolella. Huolellinen rajaus vähentää säteilyn sirontaa ja pienentää lapsen säteilyaltistusta. (Euroopan komissio 1996, hakupäivä 9.7.2011; Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 6-7; Lasten röntgentutkimuskriteerit 2008, 4.)

Lapsen säteilyannosta voidaan pienentää ja lasta suojata vähentämällä altistumista siroavalle säteilylle lyijysuojainten avulla. Sirontaan vaikuttavat käytetty kuvausjännite, suodatus, kohteen paksuus, kenttäkoko ja röntgensäteilyn kohtaama väliaine. (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 4.)

Lasten keuhkokuviissa kuvanlaatu on riittävä, kun hyvän kuvan kriteerit täyttyvät. Sisäänhengitys on ollut yleensä riittävä, kun kuusi kylkiluun rintalastan puoleista päätä tai kahdeksan selkärangan puoleista kylkiluuta erottuvat kuvasta palleakaaren yläpuolelta. Myös rintakehän tulee olla suo-

rassa, jolloin kylkiluiden rintalastan puoleiset päät erottuvat symmetrisesti suhteessa rintakehän seinämään ja selkärankaan. Keuhkoverisuonituksen tulee erottua sentraalisesti 2/3 keuhkojen alasta. Henkitorven ja keuhkoputkien tyvien tulee erottua selvästi myös sivukuvassa. Sivukuvassa tulee erottua myös nikamat ja rintarangan viereiset rakenteet, sekä sydämen takainen keuhko ja välikarsina. (Lasten röntgentutkimuskriteerit 2008, 4.)

Lasten keuhkojen röntgentutkimuksessa säteilylle erityisesti altistuvia elimiä ovat rinnat ja kilpirauhanen. Donin (2004, 167–172) tutkimuksen mukaan, rintarauhaskudos on sen säteilyherkkyyden vuoksi huolenaiheena lasten tutkimuksissa. Lasten röntgentutkimusohjeistossa (2005, 4-5) sanotaan, että rintarauhasen herkkyys säteilyn haittavaikutuksille vaihtelee iän mukana. Herkimillään rintarauhanen on voimakkaimman kasvun ja kehityksen aikana, eli noin kahdeksanvuotiaasta alkaen. Valitsemalla kuvaussuunta oikein voidaan säteilyherkän elimen annosta pienentää huomattavasti. Esimerkiksi rintarauhasen annosta voidaan vähentää jopa 80 % kuvaamalla PA -suunnasta. Säteilysuojainten käyttäminen kilpirauhasta ympäröivien kohteiden tutkimuksissa voi pienentää kilpirauhasen saamaa annosta noin 30 %.

2.2 Säteilyaltistuksen määrittäminen ja vertailutasot

Säteilyannoksen määrittämiseksi voidaan käyttää kahta eri annosmittausmenetelmää, pintaannosta (ESD = entrance surface dose), sekä annoksen ja pinta-alan tuloa (DAP = dose area product). DAP ilmaisee tutkimuksesta aiheutuvan kokonaissäteilyannoksen. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 119.) Annoksen määrittämisessä käytettävät suureet kuvaavat hieman toisistaan eroavia säteilynkäytön haittariskien mahdollisuuksia. DAP kuvaa stokastisia vaikutuksia (säteilyn aiheuttamia myöhäishaittoja, kuten esimerkiksi syöpää), kun taas ESD kuvaa paremmin deterministisiä haittavaikutuksia (säteilyn aiheuttamia välittömiä haittoja, kuten esimerkiksi säteilysairautta). (Paile 2002, 44–45.)

Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) tarkoittaa ilmaan absorboituneen annoksen ja säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-alan tuloa, potilaan ihon tasolla. Säteilyannoksen ja säteilykeilan alueen pinta-alan tulo saadaan suoraan mitattua DAP –mittarilla, tai laskennallisesti säteilyntuotosta ja kaihdinten koosta. (Kiljunen 2004, hakupäivä 6.9.2011.) DAP -mittari on röntgenputken kaihdinten eteen kiinnitettävä tasomainen, ilmatäytteinen ionisaatiokammio, joka on säteilykeilan keskisäteeseen nähden kohtisuorassa. DAP -mittarin säteilyherkän alueen tulee mitattaessa kattaa käytettävän säteilykeilan pinta-ala. Useat DAP -mittarit ovat herkkyys alueeltaan sopivia mittaa-

maan aikuisten lisäksi myös lasten röntgentutkimusten annoksia. DAP -mittari tulee kalibroida ennen käyttöä. (Pöyry 2004, 15–16, 19, 24.)

Säteilyn käyttöä opastaa International Commission on Radiological Protection (ICRP), joka kehittää säteilyturvallisuuksi mm. ohjeiden ja suositusten avulla (International Commission on Radiological Protection 2010, hakupäivä 13.3.2012). Suomessa haitalliselta säteilynkäytöltä suojelemissa ylin valvoja ja ohjaaja on Sosiaali- ja terveysministeriö (STM), mutta varsinaisena toiminnan valvovana viranomaisena säteilyturvakeskus ja säteilylainsäädännön asioissa toimii Säteilyturvakeskus (STUK) (Sosiaali- ja terveysministeriö 2009, hakupäivä 13.3.2012).

Euroopan Unioni velvoittaa jäsenvaltioitaan määrittelemään diagnostisia tutkimuksia koskevia vertailutasoja. sekä käyttämään näitä käytännön työssä säteilynkäytön seurannassa (Council Directive 97/43/EURATOM/1997). Vertailutasolla tarkoitetaan etukäteen määriteltyä säteilyannostasoa, jonka ei oleteta ylittävän hyvän käytännön mukaan tehdyssä tutkimuksessa, normaalikokoisella potilaalla. Optimoinnin kannalta voidaan harkita, pystytäänkö vertailutasojen alle jääneitä säteilyaltistuksia edelleen pienentämään toiminnan kehittämisellä. (Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot lasten röntgentutkimuksissa 2005, 7; Kiljunen 2004, 37–38.)

Suomessa Säteilyturvakeskus on antanut vertailutasot muutamille lasten röntgentutkimuksille (esim. keuhkojen tutkimus). Röntgenyksiköissä pystytään arvioimaan optimoinnin tasoa, vertaamalla käytännön työssä mitattuja säteilyannoksia näihin vertailutasoihin. Annos seurannan tulee olla jatkuvaa ja osa jokapäiväistä työtä. DAP -annos seurannan etuna on se, että siinä huomioidaan kuvausarvojen lisäksi myös kuvakentän rajauksen vaikutus. Säteilyturvakeskus on antanut annos seurannaa varten helposti täytettävän taulukkolaskentaohjelmiston, johon voidaan tallentaa tutkimustiedot ja nähdä välittömästi, kuinka säteilyannos sijoittuu vertailutasoon nähden. Suomessa lasten keuhkojen röntgentutkimuksen vertailutasot ilmaistaan kuvaajana (vertailutasokäyrä), kun taas esim. Itävallassa keuhkojen tutkimuksen vertailutasot on annettu ikäryhmittäin. (Henner 2010, hakupäivä 20.4.2011.)

2.3 Säteilialtistuksen optimointi

Optimoinnin tavoitteena on saada diagnostinen kuva mahdollisimman vähäistä säteilyä käyttäen (ALARA -periaate = as low as reasonably achievable) (Säteilytoiminnan turvallisuusperusteet 23.5.2005/ST 1.1; Oksman 2010, hakupäivä 20.4.2011). Optimoinnin menetelmät ovat lasten kohdalla samat kuin aikuistenkin, ainoa eroavaisuus on siinä millaisia kuvausarvoja ja -parametreja käytetään.

Kuvausarvoilla, putkijännitteellä (kV) ja putkivirralla (mAs), pystytään ensisijaisesti vaikuttamaan säteilyntuoton, kuvanlaadun kontrastin ja putkivirran kannalta on tärkeää valita oikea putkijännitteen energia-alue (kV) kohde-elimien ja potilaan koon mukaan. Käyttämällä pienempää kV -arvoa voidaan kontrastia parantaa ja potilaan säteilyaltistusta pienentää, mikäli sähkömäärä pidetään ennallaan. Lasten kuvauksissa korostuu huomion kiinnittäminen oikeaan kV -arvon valintaan, koska lapsen koko vaihtelee suuresti iän ja yksilön mukaan. Tämän vuoksi pelkkä iän mukainen kV -arvon valinta ei riitä, vaan täytyy huomioida myös lapsen koko. (Fung & Gilboy 2001, 358–367; Ruohonen 2010, hakupäivä 20.4.2011; Hietanen 2005, 13.) Käytetty putkivirta (mAs) saadaan laskettaessa milliampeerien (mA) ja kuvausajan (s) tulo. Käytetty mA -arvo määrää säteilyn määrän ja kuvausajan (s), ja näin ollen vaikuttaa tutkimuksesta potilaalle aiheutuvaan säteilyannokseen. Lasten liikeherkkyyden takia mA -valinta tulisi tehdä niin, että se johtaisi mahdollisimman lyhyeen kuvausaikaan. (Ruohonen 2010, hakupäivä 20.4.2011.)

Säteilyannokseen pystytään vaikuttamaan myös fokussoon, sekä suodatuksen valinnoilla. Oikein valitulla fokuskoolla pystytään vaikuttamaan kuvausaikaan ja sitä kautta säteilyaltistukseen (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 33). Röntgenputken fokussoon valinta tulee tehdä siten, että kuvausaika olisi mahdollisimman lyhyt (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 6). Röntgenputken kiinteän suodatuksen lisäksi valittavana on lisäsuodatus, joka voi olla alumiinia, kuparia tai näiden kahden yhdistelmä. Lasten keuhkokuvauksessa on suositeltavaa käyttää alumiinisuoatuksen lisäksi voimakkaan suodatuksen antavaa kuparisuoatusta. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 24; Carlton & Adler 1996, 172; Kiljunen 2004, 18, hakupäivä 9.12.2010; Ruohonen 2010, hakupäivä 20.4.2011.) Säteilyannokseen pystytään vaikuttamaan myös annosautomaatiikan avulla (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 6). Lasten keuhkokuvauksissa sitä tulisi kuitenkin välttää, etenkin jos ei tiedetä sijoittuuko kohde-elin mittakammion (tai kammioiden) kohdalle (Ruohonen 2010, hakupäivä 20.4.2011; Henner 2010, hakupäivä 20.4.2011).

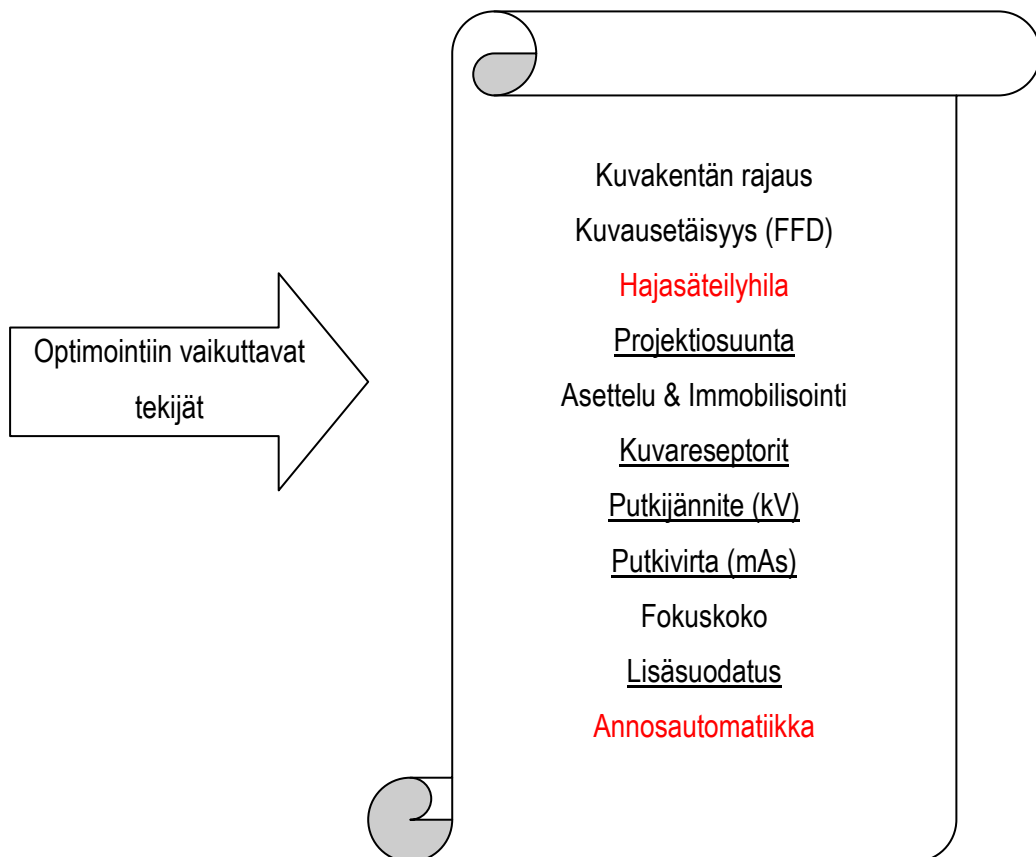
Riittävän suuri kuvausetäisyys (FFD = film-focus-distance) vähentää säteilyn intensiteettiä ja näin myös potilaan säteilyaltistusta (Carlton & Adler 1996, 184; Kettunen, Ahonen, Räsänen & Servomaa 2006, 18). Säteilyannoksen määrää pystytään vähentämään ennen eksponointia tehtävällä kuvakentän rajauksella, jolloin potilaan annos vähenee ja kuvanlaatu paranee. Rajauksen merkitys korostuu etenkin lasten kohdalla, koska pienen koon vuoksi elimet ovat lähempänä toisiaan. (Kettunen, Ahonen, Räsänen & Servomaa 2006, 18; Henner 2010, hakupäivä 20.4.2010.) Säteilyaltistukseen ja kuvanlaatuun voidaan vaikuttaa myös hajasäteilyhilalla, estämällä sironneen säteilyn pääsy kuvareseptorille. Alle 35kg painavien lasten kohdalla sen käyttöä tulee kuitenkin harkita tarkasti, koska painorajan alittuessa hajasäteilyhilan käyttäminen vaatisi lisää säteilyä kuvan muodostukseen ja kasvattaisi potilaan säteilyannosta. (Kiljunen 2004, 21–22, hakupäivä 9.12.2010; Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 6; Ruohonen 2010, hakupäivä 20.4.2011.)

Säteilyaltistuksen optimointiin liittyy myös projektiosuunnan valinta, lyijysuojainten käyttö, lapsen asettelu ja immobilisointi kuvausta varten. Näillä keinoilla pystytään vaikuttamaan erityisesti säteilyherkkien elinten suojeluun, sekä estämään mahdolliset uusintakuvaukset (Carlton & Adler 1996, 208; Henner 2010, hakupäivä 20.4.2011). Monte Carlo menetelmän PCXMC -annoslaskentaohjelman avulla pystytään havainnoimaan laskennallisesti projektiosuunnan vaikutusta potilaan elinten terveydellisiin haittoihin (ekvivalenttiannokset), sekä efektiivisiin annoksiin (terveydelliset kokonaishaitat) röntgentutkimuksessa. Ohjelma huomioi mm. rinnat ja kilpirauhasen. (Tapiovaara & Siiskonen 2008, hakupäivä 23.5.2012.)

Säteilysuojainmateriaaleista käytetyin on lyijy. Karkeasti voidaan arvioida, että 0,25 mm lyijyä vaimentaa primaarisäteilyä noin kolmasosaan, ja 1 mm lyijyä lähes sadasosaan. Väärin asetetut säteilysuojaimet voivat häiritä annosautomaattikkaa, etenkin silloin kun suojain on kuvauskentän alueella, mutta oikein asetetuilla säteilysuojaimilla pystytään alentamaan merkittävästi potilasannosta. Lyijysuojia suositellaan käytettäväksi aivan säteilykeilan reunassa, jolloin niiden antama suoja on parhain. (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 4; Willis 2004, 196–200; Oksman 2010, hakupäivä 26.4.2011.)

Potilaan asettelussa kompressio vähentää olennaisesti kohteen paksuutta (esimerkiksi lapsen maatessa vatsallaan) (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 4). Lindblom (2001, 1–3), sekä Olsson, Tingberg ja Mattsson (2010, hakupäivä 9.7.2011) toteavat, että kompression käyttäminen röntgentutkimuksissa on haastavaa ja harvoin käytettyä, mutta sen avulla voidaan puolittaa tutkimuksesta potilaalle aiheutuva säteilyannos.

Myös kuvareseptoreilla voidaan vaikuttaa optimointiin, sekä tutkimuksesta saatavaan säteilyannokseen. Taulukuvailmaisin (DR = digital radiography) mahdollistaa suuremman annoksen pudotuksen, säilyttäen kuvanlaadun. Myös uusimmat kuvalevyt mahdollistavat lähes samanlaisen annostason ja kuvan laadun kuin taulukuvailmaisin. (Henner 2010, hakupäivä 20.4.2011.)



KUVIO 1. Säteilyaltistuksen optimointiin vaikuttavat tekijät.

Kuviossa 1. esitetään kootusti säteilyaltistuksen optimointiin vaikuttavat tekijät. Punaisella merkityt muuttujat ovat niitä tekijöitä, joiden käyttöä lasten keuhkokuvauskuvaus tulisi harkita tarkasti. Alleviivatut muuttujat ovat niitä, joita tässä tutkimuksessa käsitellään tarkemmin. Emme siis tule käsittelemään kaikkien säteilyaltistuksen optimointiin liittyvien muuttujien vaikutusta säteilyannokseen ja kuvan laatuun, vaan keskitymme kolmen (kV, mAs, lisäsuodatus) aikaisempien tutkimusten (Don 2004, 167–172; Fung & Gilboy 2001, 358–367; Schaetzing 2004, 207–214; Willis 2004, 196–200) perusteella tutkittaviksi muuttujiksi nousseiden tekijöiden tarkasteluun, käytettäessä kahta eri kuvareseptoria, taulukuvailmaisin- ja kuvalevyjärjestelmää. Tarkastelemme lisäksi PCXMC –ohjelman avulla projektiosuunnan muutoksen merkitystä säteilyherkkiin elimiin.

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksen tarkoituksena on aikaisempien tutkimusten perusteella, ennalta valittuja kuvausarvoja ja -parametreja muuttamalla, tutkia lasten keuhkojen röntgentutkimuksen säteilyaltistuksen optimointia ja kuvan laatua digitaalisessa kuvantamisessa. Tavoitteena on täsmentää vanhaa tietoa optimoinnista ja luoda mahdollisuus tuottaa diagnostista kuvan laatua yhä pienemmillä säteilyaltistuksilla.

Havainnoimme putkijännitteen (kV), putkivirran (mAs), sekä lisäsuodatuksen vaikutusta annoksen ja pinta-alan tuloon (DAP) ja kuvan laatuun, käytettäessä digitaalista taulukuvailmaisin- ja kuvalevyjärjestelmää. Tarkastelemme myös optimoinnin ja projektiosuunnan valinnan vaikutusta säteilyherkkien elinten (rinnat, kilpirauhanen) ekvivalenttiannoksiin PCXMC -annoslaskentaohjelmaa hyödyntäen. Tutkimuksen tarkoituksena on saada vastaus seuraaviin pää- ja alaongelmiin:

1. Miten vastasyntyneiden lasten säteilyaltistusta keuhkojen röntgentutkimuksessa voidaan optimoida niin, että kuvan laatu pysyy riittävän hyvänä?
 - a. Miten putkijännitteen (kV) muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvan laatuun vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksessa?
 - b. Miten putkivirran (mAs) muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvan laatuun vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksessa?
 - c. Miten lisäsuodatuksen (alumiini, kupari) muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvan laatuun vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksessa?
 - d. Miten parhaiden kuvausparametrien yhdistelmät vaikuttavat säteilyannokseen ja kuvan laatuun vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksessa?
2. Miten projektiosuunnan (AP - PA) muutos vaikuttaa rintojen ekvivalenttiannokseen?
3. Miten projektiosuunnan (AP - PA) muutos vaikuttaa kilpirauhasen ekvivalenttiannokseen?

4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Tämän kvantitatiivisen tutkimuksen filosofiana toimii positivismi, missä varmaa tietoa saavutetaan tieteellisillä menetelmillä, jotka perustuvat havaintoihin todellisuudesta ja mittaustilanteesta. Havainnointi tapahtuu näköhavaintoina, joihin analysointi perustuu. Näköhavainto perustuu välittömään havaintoon teknisen laitteiston välittämänä. Positivismiin kuuluu matematisointi, jossa muuttujista voidaan saada numeroarvoja. Tutkimuksessa toteutuu kausaaliteoria, jossa optimoinnin muuttujista yhtä parametria muuttamalla saadaan selville syy-seuraus-suhde, potilaan säteilyannokseen ja kuvan laatuun liittyen. Tietoa saadaan kuvailemalla tutkimustilannetta esittämällä tarkkoja kuvauksia mittaustilanteista ja dokumentoimalla tutkimuksesta oleellimmat asiat. Vahvana osa-alueena positivismiin kuuluvat tieteelliset menetelmät, joiden avulla pyritään luomaan uutta tietoa ja täsmentämään vanhaa. Tietoa saadaan tässä tapauksessa kokeen (tutkimuksen) avulla, sekä havainnoimalla tieteellisen annossuureen (DAP) mittaustuloksia. (Positivismi 2012, hakupäivä 29.4.2012; Turunen 1995, 61–64; Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2000, 128.)

Eksperimentaalisisessa tutkimuksessa tarkastellaan objektiivisesti muuttujan vaikutusta toiseen. Kokeellisessa tutkimusstrategiassa näytteen (vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksen säteilyaltistus) analysointi tapahtuu koejärjestelyillä, jotka sisältävät tässä tutkimuksessa mittaustulokset annoksen ja pinta-alan tulosta (DAP). Mittaustulokset ilmaistaan tieteellisesti ja luotettavasti säteilyannossuureen yksikön avulla (μGym^2). Mittaukset suoritetaan harkitusti ja systemaattisesti muuttujia (kuvausparametrit) muunnellen. Kuvan laatu osoitetaan numeraalisesti. Parametrien vaikutusta säteilyannokseen ja kuvan laatuun selvitetään kontrolloidusti, muunnellen valituista muuttujista yhtä kerrallaan. Näin voidaan kontrolloida muiden muuttujien samanaikainen vaikutus, sekä saadaan selville yhden tietyn muuttujan vaikutus annokseen ja kuvan laatuun. (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2000, 122.)

Tutkimuksessa käytämme induktiivisen, aineistolähtöisen päättelyn logiikkaa. Menetelmän avulla johdamme useammasta yksittäistapauksesta yleistyksiä ja näkökulmia, sekä lisäämme näin uutta tietoa aiheestamme. Induktiivinen päättely pohjautuu aikaisempiin teorioihin ja tietoon, joista esille nousee tutkijan esiyymmärrys aiheesta. Aineistoa hankitaan havainnoimalla ja dokumentoimalla aineistosta tärkeimmät tekijät. Tekijät analysoidaan ja niistä muodostetaan uusia tutkittavaa aiheita koskevia teorioita. (Induktiivisen päättelyn logiikka 2012, hakupäivä 9.6.2012.)

5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN

Tutkimus tehtiin Oulun seudun ammattikorkeakoulun (OAMK) radiografian- ja sädehoidon koulutusohjelman opinnäytetyönä. Tutkimuksen aineisto kerättiin Oulun seudun ammattikorkeakoulun Sosiaali- ja terveysalan yksikön röntgenharjoitusluokassa. Tutkimusta varten anottiin tutkimuslupa Oulun seudun ammattikorkeakoulun hallinto- ja tukipalvelujen tutkimus- ja kehitystyön yliopettajalta Kirsi Koivuselta. Tutkimuksen kohteena oli vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimus ja siitä aiheutuvan säteilyaltistuksen optimointi, sekä kuvan laadun tarkkailu. Aineiston keruussa ei kuitenkaan käytetty oikeaa potilasaineistoa, vaan aineisto kerättiin Säteilyturvakeskuksen lapsifantomia hyödyntäen.

5.1 Aineiston keruu

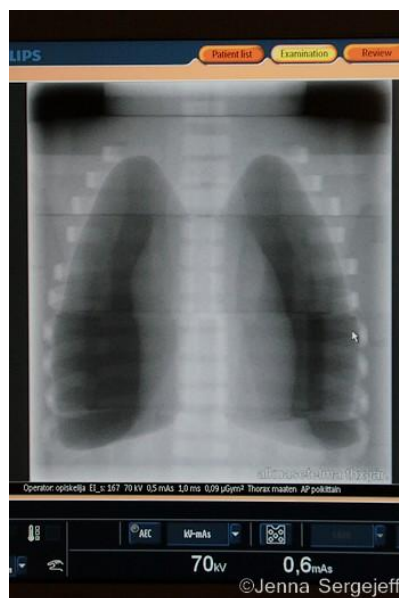
Tutkimuksen aineiston keruu tapahtui käyttämällä potilasvasteena Säteilyturvakeskuksen lapsifantominukke. Fantomi vastasi kooltaan keskimääräistä vastasyntynyttä lasta. Normaalin vastasyntyneen lapsen keskimääräinen paino on 3500 g. (Pajanen, H. 2006, hakupäivä 22.5.2012). Aineiston keruussa käytettiin röntgenharjoitusluokan Philips Digital Diagnost -natiivikuvausjärjestelmää, joka sisälsi hoitajan työaseman Eleva Workspot, integroidun Optimuksen röntgengeneraattorin, liikuteltavan thorax -telineen, kuvalevynlukija PCR S Plus, sekä kuvalevyn Fujifilm IP Casette type CC kokoa 18 cm x 24 cm (A46246424C). Kuvauslaitteiston DAP -annossuuremittari oli kalibroitu viimeisimmän laitehuollon yhteydessä. Tutkimuksessa käytetty fantominukke oli Atom Pediatric newborn phantom, mallia 703-D "Francis".

Tutkimuksen olosuhteet vastasivat mahdollisimman paljon vastasyntyneen lapsen keuhkojen röntgentutkimusasetelmaa. Tutkimuksen alussa asetimme testifantomien vastasyntyneiden keuhkojen röntgentutkimuksen AP -projektioon, sekä määritimme vertailukohteena toimivan säteilyannoksen ja kuvan laadun Säteilyturvakeskuksen lasten röntgentutkimusohjeiston (2005, 6-7) mukaisesti taulukuvailmais- ja kuvalevyjärjestelmällä (Kuvio 2).



KUVIO 2. Fantomitutkimuksen kuvausasetelma taulukuvailmaisin- (vasemmanpuoleinen kuva) ja kuvalevyjärjestelmällä (oikeanpuoleinen kuva).

Alkuasetelmaa varten määritimme aluksi Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisen (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 6-7) kuvakentän (Kuvio 3). Kun kuvakenttä oli oikean kokoinen (9 cm x 10 cm), merkitsimme sen fantomiin teippien avulla, jotta samansuuruinen kuvakenttä oli toistettavissa jokaisessa eksponoinnissa. Kun oikea kuvakentän koko oli määritetty, asetimme natiivikuvauslaitteistoon Säteilyturvakeskuksen AP -projektiosuunnan kuvausprotokollaa vastaavat kuvausarvot ja -parametrit (Taulukko 1).



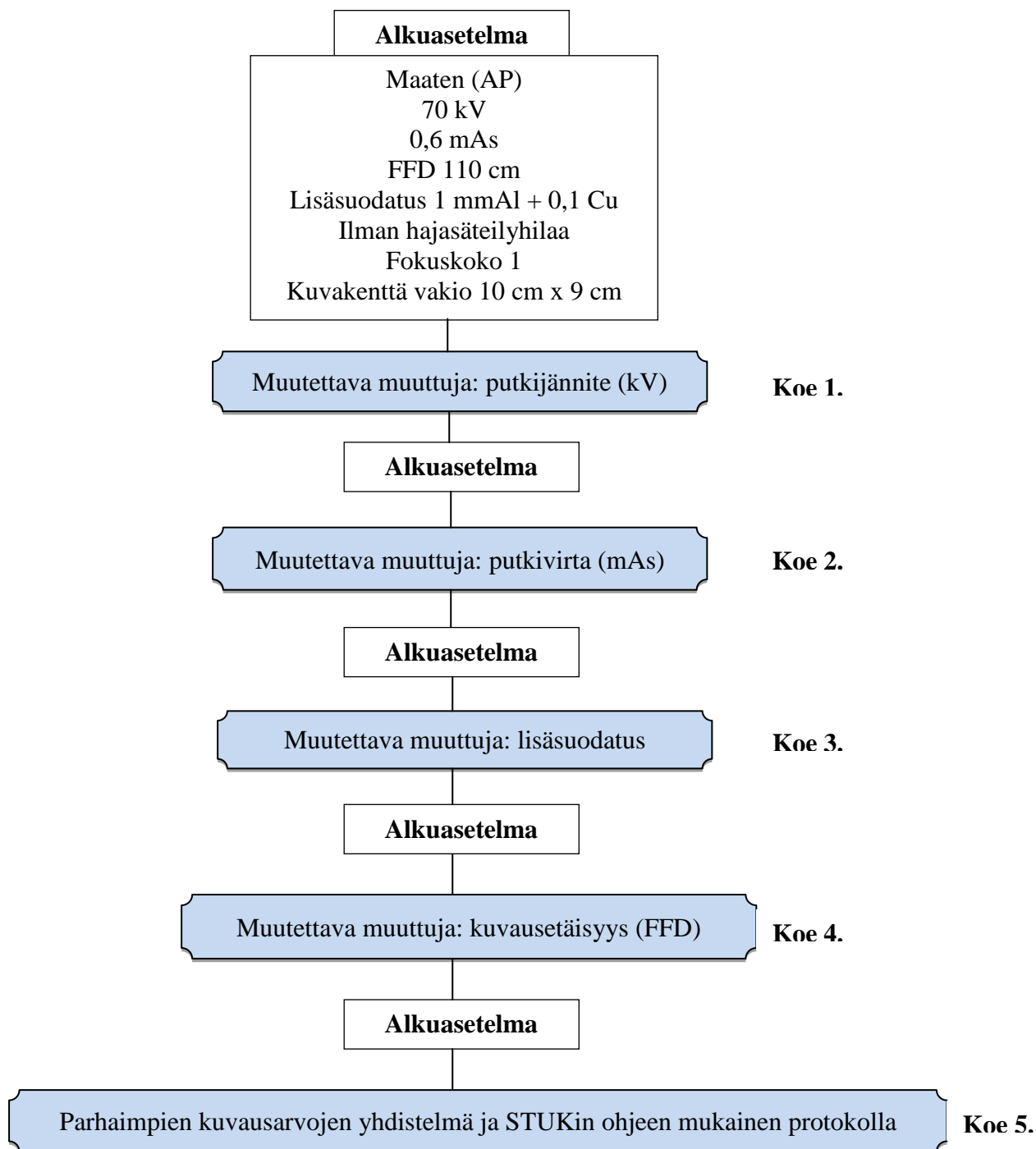
KUVIO 3. Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisesti tuotettu röntgenkuva hoitajan työasemalla.

TAULUKKO 1. Säteilyannos ja kuvan laatu vastasyntyneiden keuhkotutkimuksessa Säteilyturva-keskuksen AP -projektiokuvausprotokollan mukaisilla kuvausparametreilla.

STUKin projektiokuvausprotokolla	
Projektio	maaten AP
Putkijännite (kV)	70
Putkivirta (mAs)	0,6
Kuvausetäisyys FFD (cm)	110
Lisäsuodatus alumiini (Al) + kupari (Cu) (mm)	1 + 0,1
Fokuskoko	1
Kuvakenttä (m ²)	0,9
Annoksen ja pinta-alan tulo DAP (μGym ²)	0,09
Kuvan laatu (ks. Taulukko 2, 24)	1,3

Tutkimusaineisto kerättiin järjestelmällisesti taulukuvailmais- ja kuvalevyjärjestelmällä, etukäteen suunnitellun seurantaavakkeen avulla. Kirjasimme tutkimustulokset käsin seurantaavakkeiden paperiversioon (Liite 2), josta siirsimme tiedot myöhemmin Microsoft Excel -taulukkolaskentaohjelmaan (Liite 1). Pyrimme välttämään tiedon muuntumisen virheet dokumentoimalla tutkimustulokset ensin paperiversioon.

Aineiston keruu aloitettiin taulukuvailmaisimella, jonka jälkeen siirryimme kuvaamaan kuvalevyjärjestelmällä. Aineiston keruussa muutimme yksitellen alkuasetelmasta putkijännitettä (kV), putkivirtaa (mAs), kuvausetäisyyttä FFD (cm) ja lisäsuodatusta (alumiini, kupari) siten, että ennen uuden muuttujan vaihtamista tutkimusasetelma palautettiin alkuperäiseen alkuasetelmaan (Kuvio 4). Näin varmistimme sen, että aikaisemman muuttujan mittaus ei vaikuta seuraavan muuttujan tarkasteluun. Kun yhtä muuttujaa muutettiin, muut säteilyaltistukseen vaikuttavat kuvausparametrit pidettiin vakiona, jolloin pystyimme havainnollistamaan vain tietyn muuttujan vaikutusta annokseen ja kuvan laatuun. Yksittäisten muuttujien aineiston keruun jälkeen kuvasimme tutkimuksessa annoksen ja kuvan laadun suhteelta parhaiksi osoittautuneiden kuvausarvojen yhdistelmäkuvaus taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä.



KUVIO 4. Tutkimusasetelma ja koejärjestely (mukaillen Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 6).

Vaikka aineistoon on kerätty materiaali kuvausetäisyyden muuttamisen vaikutuksesta säteilyannokseen ja kuvan laatuun (Liite 1), emme kuitenkaan analysoi tuloksissamme kuvausetäisyyden muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen. Tämä päätös syntyi, kun aineistoa analysoidessamme huomasimme tutkimuksen suorittamisessa tapahtuneen virheen liittyen kuvausetäisyyteen. Kun muutimme kuvausetäisyyttä, pyrimme pitämään muut kuvausparametrit vakiona ja muuttumattomina. Tästä johtuen kasvattaessamme kuvausetäisyyttä, muutimme samalla myös kuvakentän

koon vastaamaan alkuasetelmassa määritettyä kuvakentän kokoa. Tässä yhteydessä päädyimme muuttamaan kahta muuttujaa samanaikaisesti, kuvausetäisyyttä ja kuvakentän kokoa. Näin ollen aineistoon kerätty kuvausetäisyyttä koskeva materiaali ei ole täysin luotettava. Tästä johtuen emme analysoi tuloksissa eri kuvausetäisyyksillä saavutettuja säteilyannoksia, vaan pelkäämään kuvan laatua. Käytämme annos-kuvan laatu suhteeltaan parhaaksi osoittautunutta kuvausetäisyyttä, tutkimuksessamme parhaiksi osoittautuneiden kuvausarvojen yhdistelmäkuvauksissa taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä.

Tutkimuksessa käytetyt kuvausparametrit on esitettyä kuviossa 5. Tutkimuksessa tarkastellut parametrit valittiin aikaisempien tutkimusten (Don 2004, 167–172; Fung & Gilboy 2001, 358–367; Schaetzing 2004, 207–214; Willis 2004, 196–200), koulun laitteiston suorituskyvyn, sekä aiemmin mainitun Säteilyturvakeskuksen ohjeiston (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 6-7) mukaisesti. Yksittäinen kuvaus toistettiin kaksi kertaa, mikä paransi tutkimuksen luotettavuutta.

Putkijännitte (kV)											
60	65	70	75	80	85	90	95	100	105	110	115

Putkivirta (mAs)						
0,5	0,6	0,8	1	1,2	1,6	2

Kuvausetäisyys (FFD)			
110 cm	130 cm	150 cm	167 cm

Lisäsuodatus (Al, Cu)			
0 mm Al	2 mm Al	1 mm Al+ 0,1 mm Cu	1 mm Al+ 0,2 mm Cu

KUVIO 5. Tutkimuksessa käytetyt kuvausarvot ja -parametrit.

Aineiston keruussa tutkimuksen kannalta kirjattavia muuttujia olivat putkijännite (kV), putkivirta (mAs), kuvausetäisyys FFD (cm), lisäsuodatus (alumiini, kupari), fokuskoko, kuvakenttä (m²), annossuure DAP (μGym²), sekä kuvan laatu numeraalisesti ilmaistuna (Taulukko 2). Lisäksi tutkimusaineistoon on dokumentoitu PCXMC -annoslaskentaohjelman avulla lasketut säteilyherkkien elinten (rinnat, kilpirauhanen) ekvivalenttiansiannot AP- ja PA projektioidissa. Otoksemme sisälsi 112 eksponointikertaa. Tutkimuksessa kerätty aineisto on liitteissä 1 ja 2.

Tutkimuksessa seurasimme muuttujien vaikutusta säteilyannokseen ja kuvan laatuun käytettävässä taulukuvailmais- ja kuvalevyjärjestelmää. Havainnoimme muuttujien vaikutusta DAP -annossuureen avulla, jonka saimme suoraan kuvantamislaitteiston ilmoittamana. Fantomin rakenteeseen perustuen tarkkailimme kuvan laatua fantomin perusteella määritettyjen kriteerien mukaisesti. Havainnoimme röntgenkuvista lapaluiden, kylkiluiden, sekä rintarangan kuvautumista. Kriteerien mukaan lapaluiden mediaalisen reunan tulee erottua selkeästi. Kaikkien kylkiluiden (12 kpl) tulee näkyä kuvasta. Rintarangan alueella tulee olla näkyvyys Th (thoracic) 1-12. Määritimme kriteerit numeraalisesti, jotta kuvan laadun merkitseminen aineiston keruussa olisi mahdollisimman nopeaa. Kuvan laadussa tarkastellut kriteerit on numeraalimuodossa esitettyinä taulukossa 2.

TAULUKKO 2. Kuvan laadun tarkkailun kriteerit esitettyinä numeraalisesti.

Kriteeri	Numeraalimuoto
Lapaluun mediaalisen reunan erottuvuus	1
12 kpl kylkiluita	2
Näkyvyys Th (thoracic) 1-12	3

5.2 Aineiston analysointi

Aineiston analysointi tapahtui pian aineiston keruun jälkeen. Aineistossa analysoitiin annoksen ja pinta-alan tulo (DAP), sekä kuvan laadussa täyttyvät kriteerit (Taulukko 2) käytettäessä eri putkijännite- ja putkivirta-arvoja, sekä lisäsuodatuksia. Näiden osalta valitsimme parhaat kuvausarvot suhteessa säteilyannokseen ja kuvan laatuun, käytettäessä taulukuvailmaisinta ja kuvalevyä. Parhaaksi osoittautuneita kuvausarvoja käytettiin parhaiden kuvausarvojen yhdistelmäkuvausissa, joiden säteilyannos ja kuvan laatu myös analysoitiin. Säteilyannoksen (DAP) ja kuvan laadun

analysoinnin lisäksi analysoimme AP- ja PA kuvaussuunnan muutoksen vaikutusta säteilyherkkien elinten (rinnat, kilpirauhanen) ekvivalenttiansiöseen. Parhaiksi osoittautuneiden kuvausarvojen, sekä näiden yhdistelmäkuvausten säteilyannosta ja kuvan laatua verrattiin Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollalla saatuun säteilyannokseen ja kuvan laatuun.

Analysointi tapahtui dokumentoidun tiedon perusteella, Microsoft Excel 2007 - taulukkolaskentaohjelman ja Monte Carlo menetelmän PCXMC -annoslaskentaohjelman avulla. Microsoft Excel -ohjelmalla luotujen seuranta- ja kuvausarvojen ja niihin kerätyn aineiston avulla, muodostimme erilaisia kuvaajia ja taulukoita havainnollistamaan tutkimuksemme tuloksia. PCXMC -ohjelman avulla pystyimme tarkastelemaan parhaiden kuvausarvojen ja -parametrien, sekä näiden yhdistelmäkuvausten vaikutusta keuhkojen röntgentutkimuksessa säteilyherkkien elinten (rinnat, kilpirauhanen) ekvivalenttiansiösiin AP- ja PA suunnan kuvauksissa. Ohjelman tuottamat tulokset kirjattiin ylös Microsoft Excel -ohjelmaan ja paperiversioon. Excel -ohjelman avulla pystyimme luomaan PCXMC -ohjelman tuottamasta aineistosta tuloksiamme havainnollistavia kuvaajia.

6 TULOKSET

Tutkimuksessa selvitettiin kahdella eri digitaalisella kuvausjärjestelmällä (taulukuvailmaisoin, kuvalevy) putkijännitteen (kV), putkivirran (mAs) ja lisäsuodatuksen (alumiini, kupari) vaikutusta säteilyannokseen (DAP) ja kuvan laatuun, vastasyntyneiden lasten keuhkojen natiiviröntgentutkimuksessa. Lisäksi vertasimme kahden eri projektiosuunnan vaikutusta (AP - PA) säteilyherkkien elinten (rinnat, kilpirauhanen) ekvivalenttiannoksiin.

Kuvasimme alkuasetelmakuvaukset Säteilyturvakeskuksen ohjeiden (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2005, 6-7) mukaisesti, jotta saimme vertailukelpoisen säteilyannoksen ja kuvan laadun vertailukohteeksi. Alkuasetelmakuvaus toteutettiin Säteilyturvakeskuksen yhden projektion (AP) kuvausprotokollalla (Taulukko 1). Vertailukohteeksi saatiin taulukuvailmaisoin- ja kuvalevyjärjestelmää käyttämällä säteilyannos $0,09 \mu\text{Gym}^2$. Kuvan laadun tarkkailussa täyttyivät kriteerien kohdat 1 ja 3 (Taulukko 2).

6.1 Putkijännitteen vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun

Aineiston mukaan (Taulukko 3) alhaisinta putkijännitettä käytettäessä (60 kV) säteilyannos molemmilla kuvausjärjestelmillä on pienin (DAP $0,05 \mu\text{Gym}^2$). Käyttämällä suurinta putkijännitettä (115 kV) säteilyannos on myös suurin (DAP taulukuvailmaisimella $0,29 \mu\text{Gym}^2$ ja kuvalevyllä $0,33 \mu\text{Gym}^2$), verrattuna muihin kuvaustilanteissa käytettyihin putkijännitteisiin. Tulokset osoittavat, että eri putkijännitteiden käyttäminen ei vaikuta merkittävästi kuvan laatuun. Ainoa eroavaisuus kuvan laadussa saatiin taulukuvailmaisinta käytettäessä putkijännitteillä 60 kV ja 65 kV, jolloin kuvan laatu oli huonoin ja kuvan laatua määrittävistä kriteereistä (Taulukko 2) täyttyi vain kohta 1. Muissa tapauksissa taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä kuvattaessa kuvan laatu pysyi samana, ja kuvan laadun kriteereistä (Taulukko 2) täyttyi kohdat 1 ja 3.

Taulukuvailmaisinjärjestelmää käytettäessä paras putkijännite suhteessa säteilyannokseen ja kuvan laatuun on 70 kV, jolloin saadaan samantasoista kuvan laatua (kriteereistä täyttyvät kohdat 1 ja 3) (Taulukko 2) kuin käytettäessä korkeampia putkijännitearvoja, mutta säteilyannos on mahdollisimman pieni (DAP $0,08 \mu\text{Gym}^2$). Kuvalevyjärjestelmällä kuvattaessa paras putkijännitearvo suhteessa kuvan laatuun ja annokseen on 60 kV. Tällöin säteilyannos DAP on $0,05 \mu\text{Gym}^2$ ja kuvan laatu numeraalisesti esitettyinä 1 ja 3 (Taulukko 2).

TAULUKKO 3. Putkijännitteen (kV) vaikutus säteilyannokseen (DAP, μGym^2) ja kuvan laatuun (parhaimmat annos-kuvanlaatu -suhteet korostettuna).

Putkijännitteen (kV) vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun

kV	DAP (taulukuvailmaisoin)	DAP (kuvalevy)	Kuvan laatu taulukuvailmaisoin (1,2,3)	Kuvan laatu kuvalevy (1,2,3)
60	0,05	0,05	1	1,3
65	0,06	0,07	1	1,3
70	0,08	0,09	1,3	1,3
75	0,1	0,11	1,3	1,3
80	0,12	0,13	1,3	1,3
85	0,14	0,15	1,3	1,3
90	0,16	0,18	1,3	1,3
95	0,18	0,21	1,3	1,3
100	0,21	0,23	1,3	1,3
105	0,25	0,27	1,3	1,3
110	0,27	0,3	1,3	1,3
115	0,29	0,33	1,3	1,3

6.2 Putkivirran vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun

Tulosten mukaan (Taulukko 4) käyttämällä pienintä putkivirta-arvoa (0,5 mAs) säteilyannos on pienin (DAP taulukuvailmaisimella 0,06 μGym^2 ja kuvalevyllä 0,07 μGym^2), kun taas käyttämällä suurinta putkivirta-arvoa (2 mAs) säteilyannos on myös suurin (DAP taulukuvailmaisimella 0,27 μGym^2 ja kuvalevyllä 0,31 μGym^2). Kuvan laadun tarkastelussa putkivirran vaihtelu ei vaikuta kuvan laatuun huonontavasti tai parantavasti, käytettäessä taulukuvailmaisinta tai kuvalevyä. Kuvan laatu molemmilla kuvausjärjestelmillä täyttää kuvan laadun tarkastelun kohdat 1 ja 3 (Taulukko 2). Kuvan laadussa ei siis näiden kahden kuvausjärjestelmän välillä tapahtunut eroavaisuuksia eri putkivirta-arvoja käytettäessä.

Taulukuvailmaisinjärjestelmää käytettäessä paras putkivirta-arvo suhteessa kuvan laatuun ja annokseen on 0,5 mAs, jolloin säteilyannos DAP on 0,06 μGym^2 ja kuvan laadun osalta täyttyvät kriteerit 1 ja 3 (Taulukko 2). Myös kuvalevyjärjestelmää käytettäessä paras putkivirta-arvo suhteessa annokseen ja kuvan laatuun on 0,5 mAs, jolloin säteilyannos DAP on 0,07 μGym^2 ja kuvan laatu 1 ja 3 (Taulukko 2).

TAULUKKO 4. Putkivirran (mAs) vaikutus säteilyannokseen (DAP, μGym^2) ja kuvan laatuun (parhaimmat annos-kuvanlaatu -suhteet korostettuna).

Putkivirran (mAs) vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun

mAs	DAP (taulukuvailmaisoin)	DAP (kuvalevy)	Kuvan laatu taulukuvailmaisoin (1,2,3)	Kuvan laatu kuvalevy (1,2,3)
0,5	0,06	0,07	1,3	1,3
0,6	0,08	0,09	1,3	1,3
0,8	0,11	0,12	1,3	1,3
1	0,14	0,15	1,3	1,3
1,2	0,16	0,18	1,3	1,3
1,6	0,22	0,24	1,3	1,3
2	0,27	0,31	1,3	1,3

6.3 Lisäsuodatuksen vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun

Kuten taulukossa 5 esitetään, käyttämällä 0 mm lisäsuodatusta saadaan suurin säteilyannos (DAP taulukuvailmaisimella kuvattaessa $0,21 \mu\text{Gym}^2$ ja kuvalevyllä kuvattaessa $0,23 \mu\text{Gym}^2$) mutta paras kuvan laatu, sillä kuvan laatua määrittävistä kriteereistä täyttyvät kohdat 1, 2 ja 3 (Taulukko 2). 2 mm alumiinisuoatusta käytettäessä säteilyannos on yhä korkea (DAP taulukuvailmaisimella kuvattaessa $0,12 \mu\text{Gym}^2$ ja kuvalevyllä kuvattaessa $0,13 \mu\text{Gym}^2$), mutta kuvan laatu on samantasoista kuin käytettäessä alumiini-kupari lisäsuodatusyhdistelmiä (Taulukko 5). Alumiini-kupari (1 mm Al + 0,2 mm Cu) yhdistelmää käyttämällä säteilyannos on huomattavan pieni (DAP taulukuvailmaisimella kuvattaessa ja kuvalevyllä kuvattaessa $0,05 \mu\text{Gym}^2$), mutta kuvan laatu hieman huonompi (Taulukko 5).

Taulukuvailmaisinjärjestelmää käytettäessä paras lisäsuodatus suhteessa säteilyannokseen ja kuvan laatuun on 1 mm alumiinia ja 0,1 mm kuparia -yhdistelmä, jolloin säteilyannos DAP on $0,08 \mu\text{Gym}^2$ ja kuvan laadussa täyttyvät kriteerit 1 ja 3 (Taulukko 2). Kuvalevyjärjestelmällä kuvattaessa paras lisäsuodatus suhteessa annokseen ja kuvan laatuun on 1 mm alumiinia ja 0,2 mm kuparia -yhdistelmä, jolloin säteilyannos DAP on $0,05 \mu\text{Gym}^2$ ja kuvan laadun tarkkailussa täyttyvät kohdat 1 ja 3 (Taulukko 2).

TAULUKKO 5. Lisäsuodatuksen (alumiini, kupari, mm) vaikutus säteilyannokseen (DAP, μGym^2) ja kuvan laatuun (parhaimmat annos-kuvanlaatu -suhteet korostettuna).

Lisäsuodatuksen (alumiini, kupari, mm) vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun

alumiini (Al) + kupari (Cu) (mm)	DAP (taulukuvailmaisoin)	DAP (kuvalevy)	Kuvan laatu taulukuvailmaisoin (1,2,3)	Kuvan laatu kuvalevy (1,2,3)
0 mm Al + 0 mm Cu	0,21	0,23	1,2,3	1,2,3
2 mm Al + 0 mm Cu	0,12	0,13	1,3	1,3
1 mm Al + 0,1 mm Cu	0,08	0,09	1,3	1,3
1 mm Al + 0,2 mm Cu	0,05	0,05	1	1,3

6.4 Parhaiden kuvausarvoyhdistelmien vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun

Aineistoon perustuen taulukuvailmaisinjärjestelmällä kuvattaessa parhaiksi kuvausarvoiksi osoitettiin putkijännite 70 kV (Taulukko 3), putkivirta 0,5 mAs (Taulukko 4), sekä lisäsuodatus 1 mm alumiinia ja 0,1 mm kuparia (Taulukko 5). Tutkimuksessa ei analysoitu eri kuvausetäisyyksien tuottamia säteilyannoksia tai kuvan laatua, mutta aineiston perusteella (Liite 1) paras kuvausetäisyys suhteessa annokseen ja kuvan laatuun on 130 cm. Kuvalevyjärjestelmällä kuvattaessa parhaiksi kuvausarvoiksi osoitettiin putkijännite 60 kV (Taulukko 3), putkivirta 0,5 mAs (Taulukko 4), sekä 1 mm alumiinia ja 0,2 mm kuparia -lisäsuodatus (Taulukko 5). Aineiston mukaan (Liite 1) kuvalevyä käytettäessä paras kuvausetäisyys suhteessa säteilyannokseen ja kuvan laatuun on 130 cm.

Taulukuvailmaisimella kuvattaessa, parhaiden kuvausarvojen yhdistelmäkuvaus (Taulukko 6) yhdistyivät tutkimuksessa esille tulleet parhaat kuvausarvot suhteutettuna säteilyannokseen ja kuvan laatuun, sekä Säteilyturvakeskuksen käyttämät vastasyntyneiden lasten keuhkotutkimuksen kuvausparametrit (fokuskoko 1, kenttäkoko 0,9 m²). Näillä kuvausarvoilla ja -parametreilla säteilyannos on 0,04 μGym^2 , kuvan laadun täyttäessä kriteerit 1 ja 3 (Taulukko 2). Kuvalevyä käytettäessä, parhaiden kuvausarvojen yhdistelmäkuvaus (Taulukko 6) yhdistyivät parhaiksi osoittautuneet kuvausarvot suhteessa annokseen ja kuvan laatuun, sekä Säteilyturvakeskuksen käyttämät vastasyntyneen keuhkotutkimuksen parametrit (fokuskoko 1 ja kenttäkoko 0,9 m²). Tällä yhdistelmällä kuvattaessa säteilyannos (DAP) on 0,01 μGym^2 ja kuvan laadussa täyttyy vain kriteeri 1 (Taulukko 2).

TAULUKKO 6. Säteilyannos (DAP, μGym^2) ja kuvan laatu parhaita kuvausarvoyhdistelmiä käytettäessä taulukuvailmais- ja kuvalevyjärjestelmällä.

Parhaiden kuvausarvoyhdistelmien säteilyannos ja kuvan laatu

TAULUKUVAILMAISINJÄRJESTELMÄ

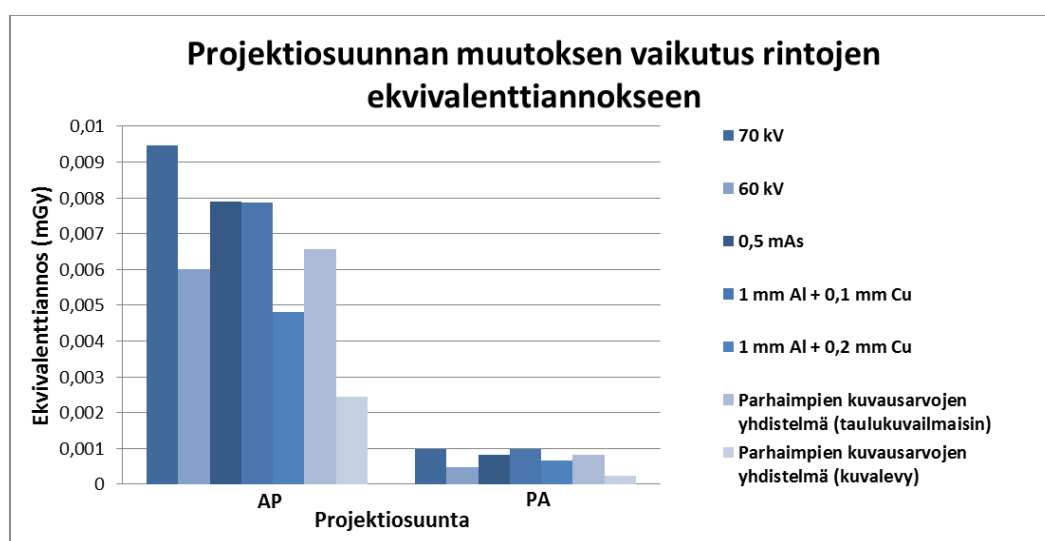
kV	mAs	cm	lisäsuodatus alumiini (Al) + kupari (Cu) (mm)	fokuskoko	kenttäkoko (m ²)	DAP	Kuvan laatu (1,2,3)
70	0,5	130	1mm Al + 0,1mm Cu	1	0,9	0,04	1,3

KUVALEVYJÄRJESTELMÄ

kV	mAs	cm	lisäsuodatus alumiini (Al) + kupari (Cu) (mm)	fokuskoko	kenttäkoko (m ²)	DAP	Kuvan laatu (1,2,3)
60	0,5	130	1mm Al + 0,2mm Cu	1	0,9	0,01	1

6.5 Projektiosuunnan vaikutus rintojen ekvivalenttiannokseen

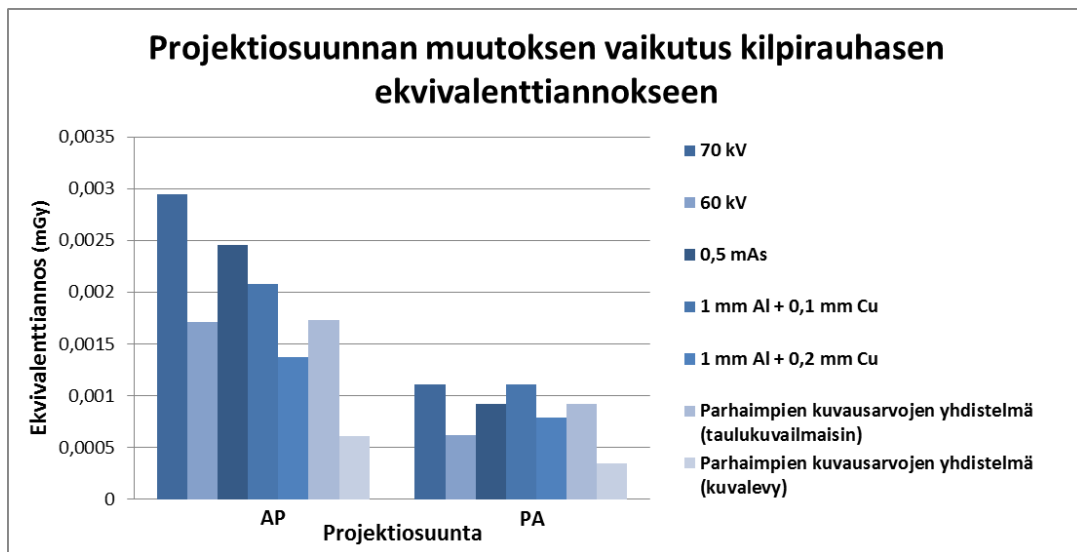
Käytettäessä tutkimuksessa parhaiksi osoittautuneita kuvausarvoja ja näiden yhdistelmiä, voidaan todeta AP -suunnan kuvauksen aiheuttavan rintojen alueelle enemmän ekvivalenttiannosta, kuin kuvaamalla sama kuvaus PA -suunnasta. Rintojen alueen ekvivalenttiannokset AP -projektion kuvauksissa ovat yli 0,002 – 0,009 mGy. Käytettäessä PA -projektiosuuntaa, rintojen ekvivalenttiannokset ovat alle 0,001 mGy (Kuvio 6).



KUVIO 6. Parhaiden kuvausarvojen ja näiden yhdistelmien ekvivalenttiannokset rintojen alueella AP- ja PA suunnan kuvauksissa.

6.6 Projektiosuunnan vaikutus kilpirauhasen ekvivalenttiannokseen

Verratessa AP -suunnan kuvausta PA -suunnan kuvaukseen käytettäessä tutkimuksessa esille tulleita parhaita kuvausarvoja ja näiden yhdistelmiä voidaan huomata, että AP -suunnan projektiokuvaus aiheuttaa kilpirauhasen alueelle suurempaa ekvivalenttiannosta kuin PA -suunnan kuvaus. Kuvaamalla AP -projektiosuunnasta, kilpirauhasen alueen ekvivalenttiannos on yli 0,0005 – lähes 0,003 mGy. Käytettäessä PA -projektiosuuntaa, kilpirauhasen ekvivalenttiannos on alle tai hieman yli 0,001 mGy (Kuvio 7).

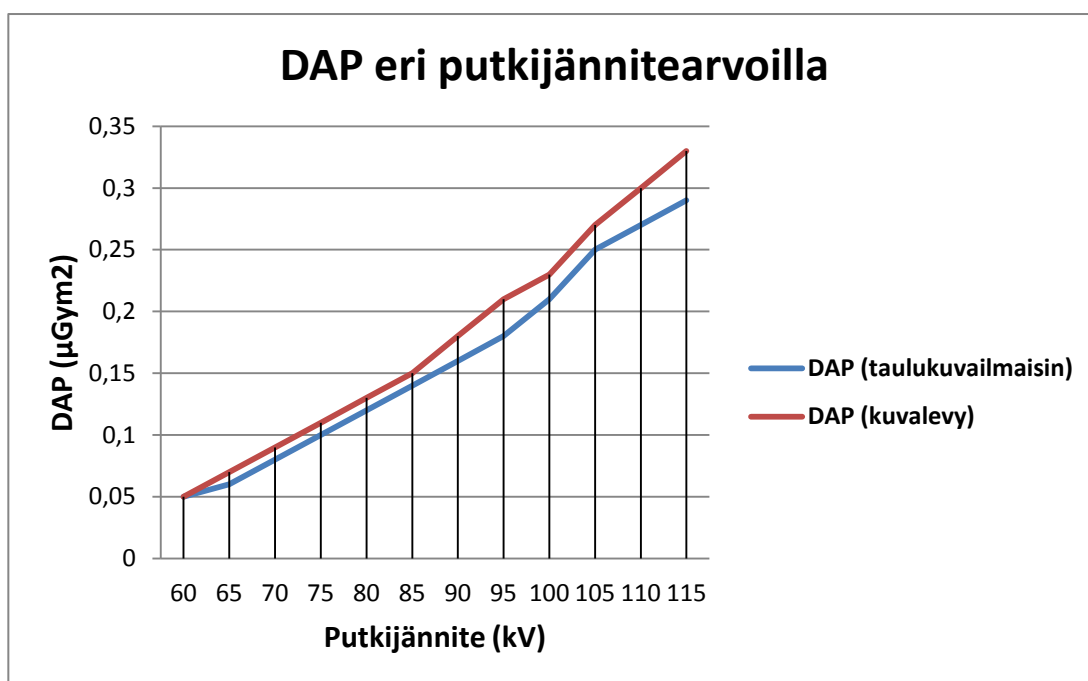


KUVIO 7. Parhaiden kuvausarvojen ja näiden yhdistelmien ekvivalenttiannokset kilpirauhasen alueella AP- ja PA suunnan kuvauksissa.

7 TULOSTEN TARKASTELU JA JOHTOPÄÄTÖKSET

7.1 Tulosten tarkastelu

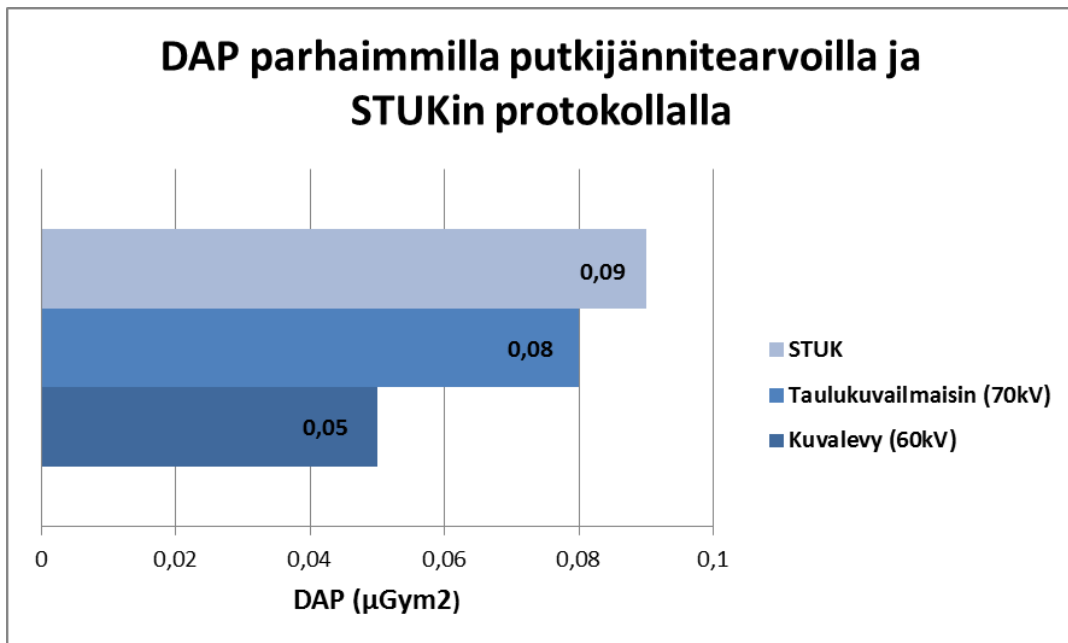
Tutkimus osoittaa, että säteilyannos DAP kasvaa, kun *putkijännitettä* kasvatetaan ja muut kuvausparametrit pidetään vakioina (Kuvio 8). Vähäisempää säteilyannosta saavutetaan käyttämällä pienempää putkijännitettä. Tällöin kuitenkin kuvan laatu kärsii enemmän kuin kuvattaessa suuremmilla putkijännitearvoilla (Taulukko 3). Kuvan laatu ei kuitenkaan kummallakaan kuvausjärjestelmällä parane yli 70 kV putkijännitettä käytettäessä. Tutkimuksen perusteella vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksessa pelkkää putkijännitettä muutettaessa olisi hyvä suosia alhaisia putkijännitearvoja, jolloin pystyttäisiin vähentämään tutkimuksesta aiheutuvaa säteilyannosta säilyttäen kuitenkin kuvan laatu.



KUVIO 8. Taulukuvailmaisoin- ja kuvalevyjärjestelmän annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) eri putkijännitearvoilla.

Verratessa tutkimuksen perusteella saavutettuja parhaita putkijännitearvoja molemmilla kuvausjärjestelmillä (taulukuvailmaisinta käytettäessä 70 kV ja kuvalevyä käytettäessä 60 kV) Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisesti suoritettun AP -projektion säteilyannokseen ja kuvan laatuun,

voidaan huomata, että käyttämällä parhaita putkijännitearvoja säteilyannos on alhaisempi (Kuvio 9).



KUVIO 9. DAP -annos suhteutettuna kuvan laatuun parhaimmilla putkijännitearvoilla ja Säteilyturvakeskuksen kuvausprotokollalla.

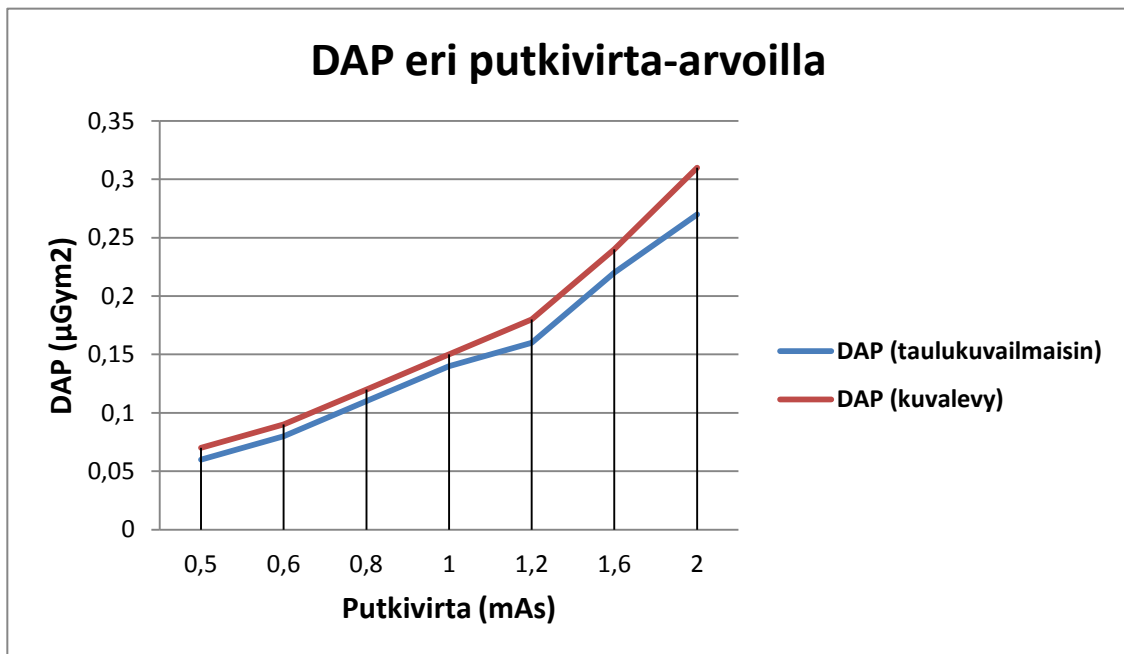
Käytettäessä taulukuvailmaisinjärjestelmällä parasta putkijännitettä (70 kV), säteilyannos on 0,01 µGym² pienempi kuin vertailukohteeksi määritetyllä Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisella projektiokuvausella aiheutuva säteilyannos. Kuvattaessa kuvalevyjärjestelmällä ja käytettäessä parasta putkijännitettä (60 kV), säteilyannos on jopa 0,04 µGym² pienempi kuin Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisesti suoritettulla AP -projektion protokollalla aiheutuva säteilyannos (Kuvio 9).

TAULUKKO 7. Kuvan laadussa täyttyvät kriteerit (Taulukko 2) parhaimmilla putkijännitearvoilla, sekä Säteilyturvakeskuksen AP -projektion kuvausprotokollalla.

Kuvausohjelma	Numeraalinen kuvan laatu
Taulukuvailmaisinjärjestelmä (70 kV)	1 ja 3
Kuvalevyjärjestelmä (60 kV)	1 ja 3
STUKin AP -projektiokuvaus	1 ja 3

Käytettäessä molemmilla kuvausjärjestelmillä parhaiksi osoittautuneita putkijännitteitä, kuvan laatu on samantasoista kuin Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollalla saavutettu kuvan laatu (Taulukko 7). Parhaita putkijännitteitä ja Säteilyturvakeskuksen projektiokuvausprotokollaa käytettäessä kuvan laadussa täyttyvät kriteerit 1 ja 3 (Taulukko 2).

Kuvio 10 osoittaa, että *putkivirran* kasvaessa säteilyannos DAP kasvaa huomattavasti. Eri putkivirta-arvoja käytettäessä kuvattaessa taulukuvailmaisimella, säteilyannos on alhaisempi kuin käytettäessä kuvalevyjärjestelmää (Kuvio 10). Aineistomme perusteella putkivirran nostaminen muiden kuvausarvojen pysyessä vakioina ei vaikuta kuvan laatuun merkittävästi, sillä kuvan laatu pysyy samantasoisena jokaisella putkivirta-arvolla (Taulukko 4). Tutkimuksen perusteella vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksessa pelkkää putkivirtaa muutettaessa olisi hyvä käyttää mahdollisimman alhaista putkivirta-arvoa, jolloin kuitenkin kuvan laatu säilyy.

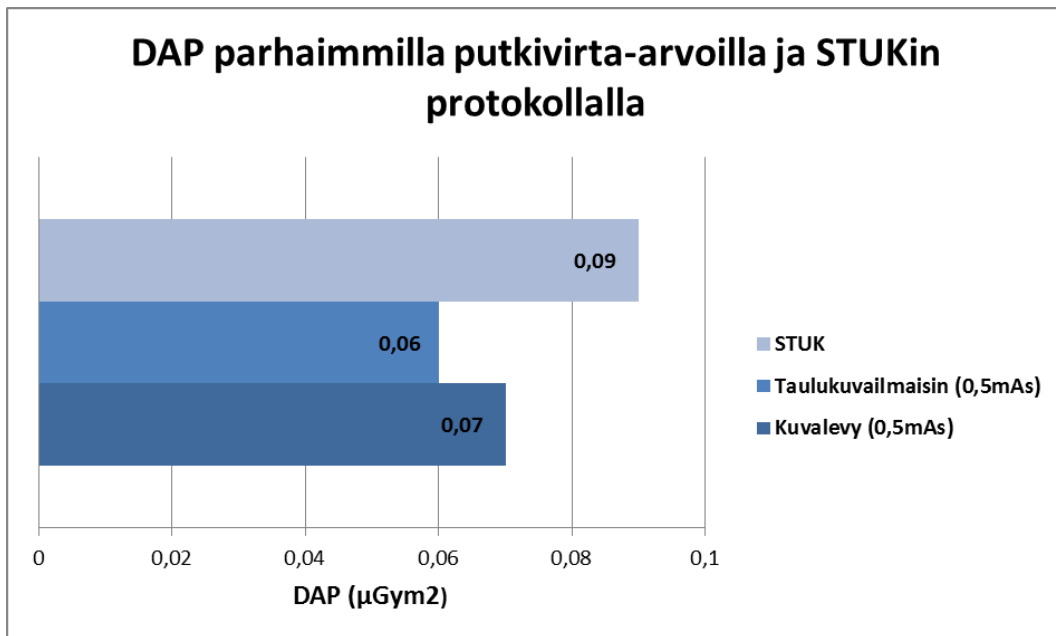


KUVIO 10. Taulukuvailmaisimain- ja kuvalevyjärjestelmän annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) eri putkivirta-arvoilla.

Käyttämällä parhaita putkivirta-arvoja (taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä kuvattaessa 0,5 mAs) säteilyannos DAP on pienempi kuin Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisella AP -projektiokuvauksella aiheutuva säteilyannos (Kuvio 11).

Käytettäessä taulukuvailmaisimella parasta putkivirta-arvoa (0,5 mAs), säteilyannos on 0,03 µGym² pienempi kuin vertailukohteenä käytetyn Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisella pro-

jehtiokuvauksella aiheutuva annos. Kuvalevyjärjestelmää käytettäessä säteilyannoksen vähene-
mistä ei saavuteta niin paljon kuin taulukuvailmaisimella kuvattaessa. Kuvalevyllä kuvattaessa sä-
teilyannos on 0,02 μGym^2 Säteilyturvakeskuksen projektioprotokollalla kuvattua tutkimusta pie-
nempi (Kuvio 11).



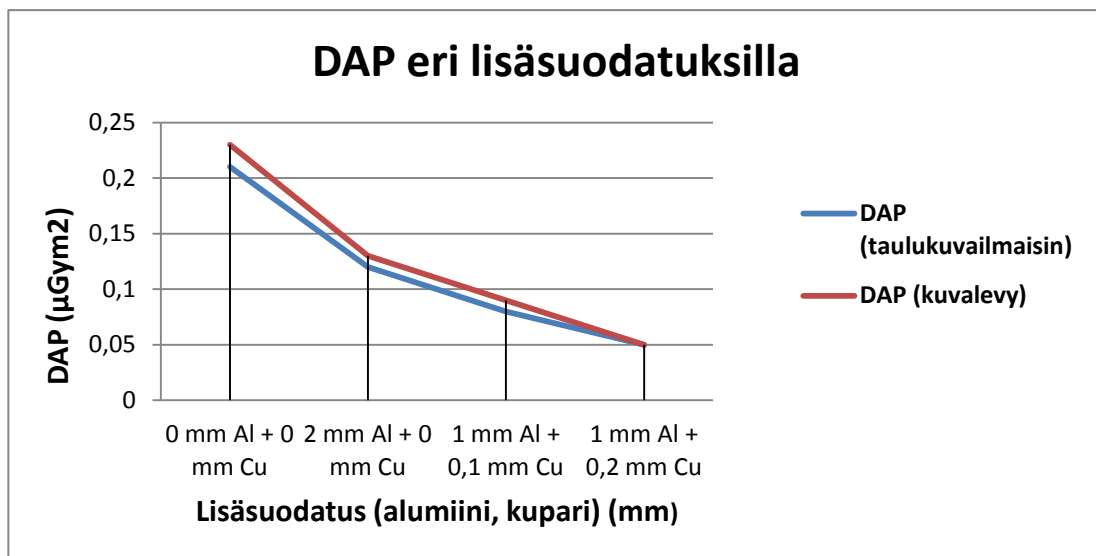
KUVIO 11. DAP -annos suhteutettuna kuvan laatuun parhaimmilla putkivirta-arvoilla ja STUKin kuvausprotokollalla.

Kuvattaessa molemmilla kuvausjärjestelmillä parhaiksi osoittautuneilla putkivirta-arvoilla, kuvan laatu on samantasoista kuin Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvauksella suoritettujen kuvauksen kuvan laatu (Taulukko 8). Parhaiksi osoittautuneilla putkivirta-arvoilla ja Säteilyturvakeskuksen projektiokuvausprotokollalla saadaan kuvan laatua, jossa täyttyvät kriteerien kohdat 1 ja 3 (Taulukko 2).

TAULUKKO 8. Kuvan laadussa täyttyvät kriteerit (Taulukko 2) parhaimmilla putkivirta-arvoilla sekä Säteilyturvakeskuksen AP -projektion kuvausprotokollalla.

Kuvausohjelma	Numeraalinen kuvan laatu
Taulukuvailmaisinjärjestelmä (0,5 mAs)	1 ja 3
Kuvalevyjärjestelmä (0,5 mAs)	1 ja 3
STUKin AP -projektiokuvaus	1 ja 3

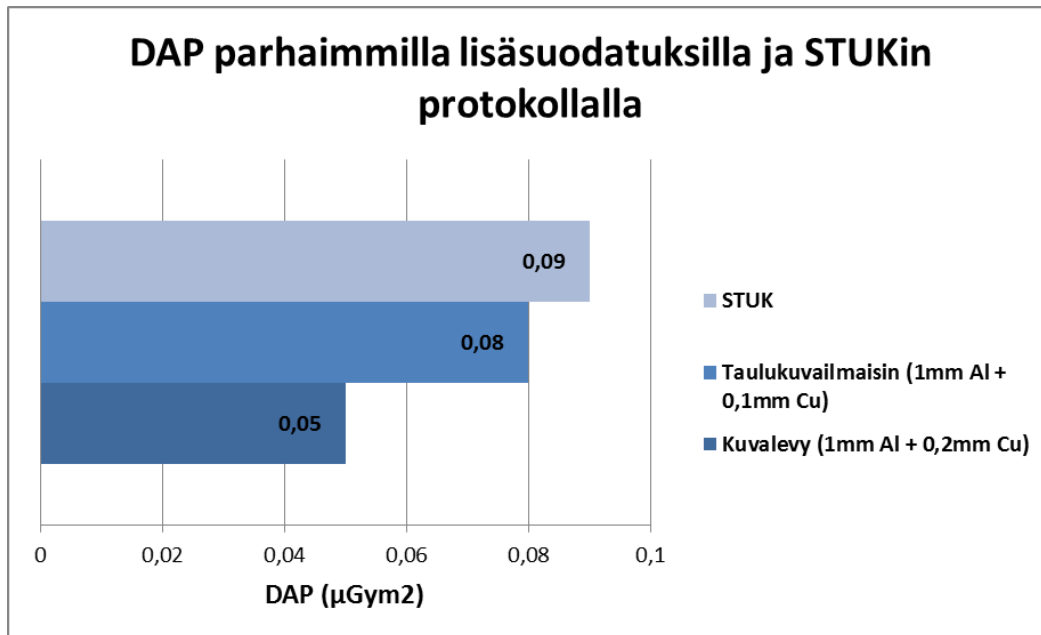
Aineisto osoittaa, että *lisäsuodatuksen* kohdalla käytettäessä 0 mm lisäsuodatusta tai 2 mm alumiini-suodatusta, säteilyannos DAP on suurempi kuin käytettäessä alumiini-kupari lisäsuodatusyhdistelmiä (Kuvio 12). Tutkimuksen mukaan alumiini-kupari yhdistelmää käytettäessä, kuvan laatu säilyy samantasoisena kuin pelkällä alumiini suodatuksella tai ilman lisäsuodatusta (Taulukko 5). Tutkimuksen mukaan vastasyntyneiden keuhkojen röntgentutkimuksessa pelkkää lisäsuodatusta muutettaessa olisi hyvä käyttää alumiini-kupari lisäsuodatusyhdistelmää, jolloin kuvan laatu kuitenkin säilytettäisiin.



KUVIO 12. Taulukuvailmaisinta- ja kuvalevyjärjestelmän annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) eri lisäsuodatuksilla.

Käyttämällä parhaita lisäsuodatuksia (taulukuvailmaisinta käytettäessä 1 mm Al + 0,1 mm Cu ja kuvalevyä käytettäessä 1 mm Al + 0,2 mm Cu), säteilyannos DAP on pienempi kuin Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisella projektiokuvausprotokollalla aiheutuva säteilyannos (Kuvio 13).

Taulukuvailmaisimella parasta lisäsuodatusta (1 mm Al + 0,1 mm Cu) käyttämällä säteilyannos on 0,01 µGym² pienempi kuin vertailukohteena olevan Säteilyturvakeskuksen ohjeiden mukaisella projektiokuvausprotokollalla aiheutuva säteilyannos. Käytettäessä kuvalevyä säteilyannoksen vähenemistä saavutetaan enemmän kuin taulukuvailmaisinta käytettäessä. Kuvalevyjärjestelmällä kuvattaessa säteilyannos on jopa 0,04 µGym² Säteilyturvakeskuksen AP - projektiokuvausprotokollalla tuotettua säteilyannosta pienempi (Kuvio 13).



KUVIO 13. DAP -annos suhteutettuna kuvan laatuun parhaimmilla lisäsuodatuksilla ja Säteilyturvakeskuksen kuvausprotokollalla.

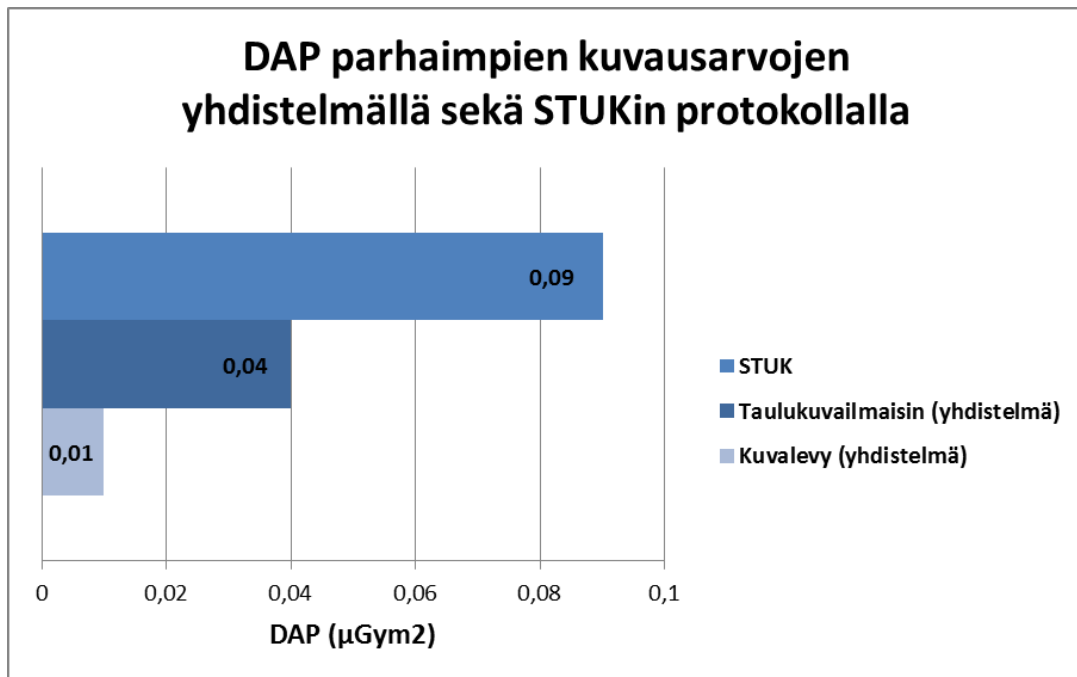
Käytettäessä molemmilla kuvausjärjestelmillä parhaiksi osoittautuneita lisäsuodatusyhdistelmiä, kuvan laatu on samantasoista kuin kuvattaessa Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollalla (Taulukko 9). Parhaiksi osoittautuneilla lisäsuodatusyhdistelmillä ja Säteilyturvakeskuksen projektiokuvauksella saadaan kuvan laatua, joka täyttää kuvan laadun tarkkailun kriteerit 1 ja 3 (Taulukko 2).

TAULUKKO 9. Kuvan laadussa täytyvät kriteerit (Taulukko 2) parhaimmilla lisäsuodatusyhdistelmillä, sekä Säteilyturvakeskuksen AP -projektion kuvausprotokollalla.

Kuvausohjelma	Numeeraalinen kuvan laatu
Taulukuvailmaisinjärjestelmä (1 mm Al + 0,1 mm Cu)	1 ja 3
Kuvalevyjärjestelmä (1 mm Al + 0,2 mm Cu)	1 ja 3
STUKin AP -projektiokuvaus	1 ja 3

Tutkimuksen mukaan taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä parhailla kuvausarvoyhdistelmillä (Taulukko 6) kuvattaessa saadaan pienempää säteilyannosta kuin Säteilyturvakeskuksen vastasyntyneiden lasten AP -projektiosuunnan keuhkotutkimuksella. Kuvattaessa taulukuvailmaisinjärjestelmällä ja käytettäessä parhaita kuvausarvojen yhdistelmiä (70 kV, 0,5 mAs ja 1 mm Al + 0,1 mm

Cu), säteilyannos DAP on 0,05 μGym^2 pienempi kuin kuvattaessa Säteilyturvakeskuksen projektiokuvausprotokollalla. Kuvalevyjärjestelmää käytettäessä ero Säteilyturvakeskuksen projektiokuvausprotokollalla saatuun säteilyannokseen on yhäkin suurempi. Kuvalevyllä kuvattaessa ja käytettäessä parhaimmiksi osoittautuneita kuvausarvoja (60 kV, 0,5 mAs ja 1 mm Al + 0,2 mm Cu), säteilyannos on jopa 0,08 μGym^2 pienempi kuin Säteilyturvakeskuksen AP -suunnan projektiokuvauksesta aiheutuva annos (Kuvio 14).



KUVIO 14. DAP -annos suhteutettuna kuvan laatuun parhailta kuvausarvoyhdistelmillä ja Säteilyturvakeskuksen kuvausprotokollalla.

Kuvattaessa taulukuvailmaisimella ja käytettäessä parhaita kuvausarvoja (70 kV, 0,5 mAs ja 1 mm Al + 0,1 mm Cu), saavutettiin samantasoista kuvan laatua kuin Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollalla. Kuvattaessa kuvalevyjärjestelmällä ja käytettäessä parhaita kuvausarvoja (60 kV, 0,5 mAs ja 1 mm Al + 0,2 mm Cu), kuvan laatu puolestaan huomattavasti verrattuna Säteilyturvakeskuksen projektiokuvausprotokolla suoritettun keuhkokuvaus kuvan laatuun (Taulukko 10). Taulukuvailmaisinjärjestelmällä kuvattaessa kuvan laatua määrittävistä kriteereistä täyttyy kohdat 1 ja 3, kun taas kuvalevyjärjestelmää käytettäessä kriteereistä täyttyy vain kohta 1 (Taulukko 2).

TAULUKKO 10. Kuvan laadussa täyttyvät kriteerit (Taulukko 2) parhailla kuvausarvoyhdistelmillä, sekä Säteilyturvakeskuksen AP -projektion kuvausprotokollalla.

Kuvausohjelma	Numeraalinen kuvan laatu
Taulukuvailmaisjärjestelmä (70 kV, 0,5 mAs, 1 mm Al + 0,1 mm Cu)	1 ja 3
Kuvalevyjärjestelmä (60 kV, 0,5 mAs, 1 mm Al + 0,2 mm Cu)	1
STUKin AP -projektiokuvaus	1 ja 3

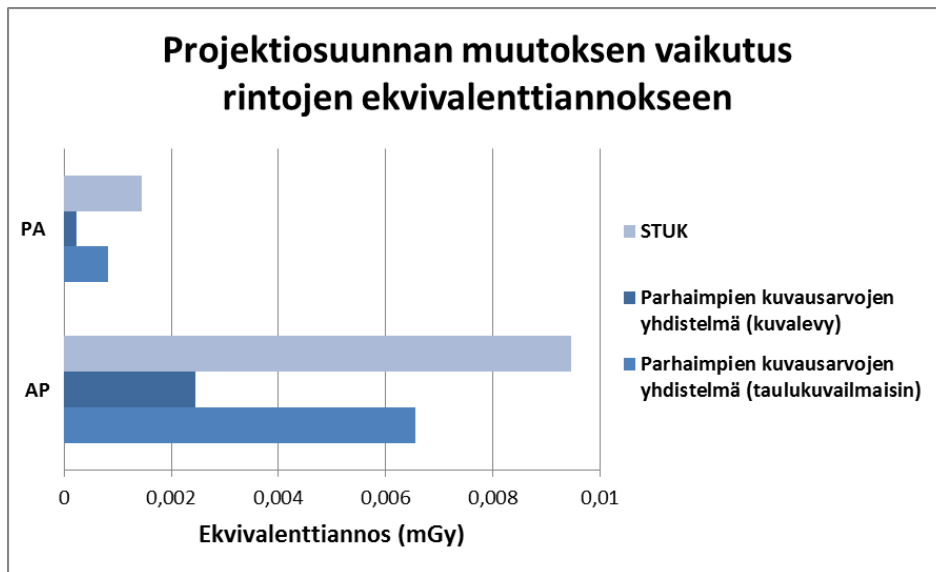
Projektiosuunnan vaikutus rintojen ja kilpirauhasen ekvivalenttiannoksiin on merkittävä. Kuvamalla PA -suunnasta, rintojen ja kilpirauhasen ekvivalenttiannokset ovat huomattavasti pienemmät kuin kuvattaessa AP -suunnasta. Esimerkiksi verratessa PA- ja AP projektiosuunnan vaikutusta rintojen (Kuvio 15) ja kilpirauhasen (Kuvio 16) ekvivalenttiannoksiin parhaita yhdistelmäkuvausarvoja ja Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollaa käytettäessä (Taulukko 11), PA- ja AP suunnan kuvauksien välillä on nähtävissä huomattava ero (Kuvio 15 ja 16).

TAULUKKO 11. Parhaiden kuvausarvoyhdistelmien ja Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollan kuvausarvot.

Parhaiden kuvausarvojen yhdistelmät taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä sekä STUKin AP -projektiokuvausprotokollan kuvausarvot

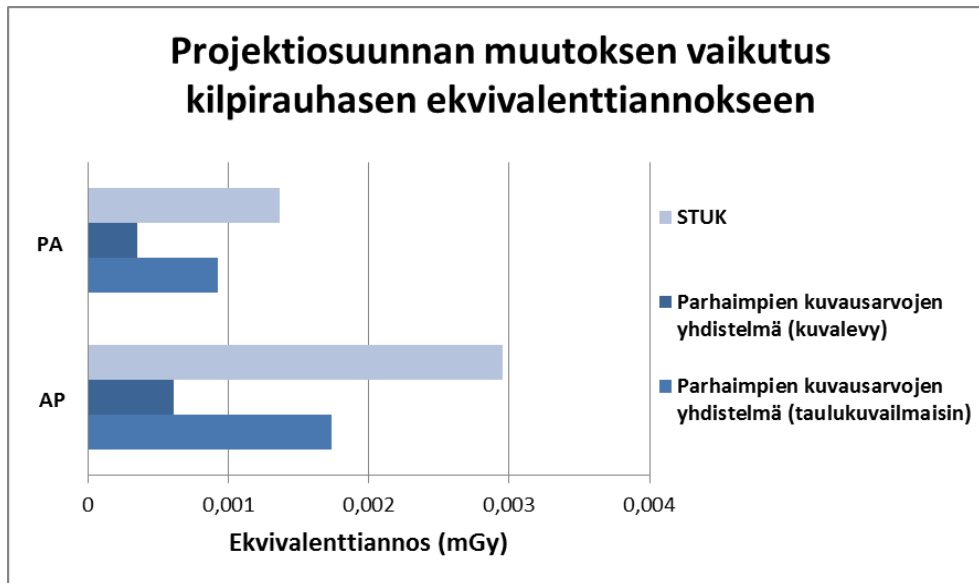
	Paras putkijännite (kV)	Paras putkivirta (mAs)	Paras lisäsuodatus (alumiini, kupari, mm)	Kuvausetäisyys (cm)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)
Taulukuvailmaisjärjestelmä	70	0,5	1 mm Al + 0,1 mm Cu	130	1	0,9
Kuvalevyjärjestelmä	60	0,5	1 mm Al + 0,2 mm Cu	130	1	0,9
STUK	70	0,6	1 mm Al + 0,1 mm Cu	110	1	0,9

Rintojen ekvivalenttiansiokset esimerkkitaapauksessa (Kuvio 15) ovat PA -suunnan kuvauksessa alle 0,002 mGy, kun taas AP -suunnan kuvauksessa ekvivalenttiansiokset ovat 0,002 mGy ja jopa lähes 0,01 mGy. Verrattessa keskenään Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollalla ja parhailla yhdistelmäkuvausarvoilla saatuja rintojen ekvivalenttiansioksia, Säteilyturvakeskuksen protokolla tuottaa rintojen alueelle suurempaa ekvivalenttiansiosta oli sitten kyseessä PA- tai AP suunnan kuvaus (Kuvio 15).



KUVIO 15. Projektiosuunnan (AP - PA) muutoksen vaikutus rintojen ekvivalenttiansiokseen parhailla kuvausarvoyhdistelmillä ja Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollalla.

Myös kilpirauhasen ekvivalenttiansiokset esimerkkitaapauksessa (Kuvio 16) ovat PA -projektiokuvausessa pienemmät kuin AP -suunnan kuvauksessa. PA -suunnan kuvauksessa kilpirauhasen alueen ekvivalenttiansiokset ovat alle tai hieman yli 0,001 mGy. AP -suunnan projektiokuvausessa ekvivalenttiansiokset ovat alle tai yli 0,001 mGy ja korkeimmillaan lähes 0,003 mGy. Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollalla ja parhaimmilla yhdistelmäkuvausarvoilla saatuja kilpirauhasen ekvivalenttiansioksia verrattaessa huomataan Säteilyturvakeskuksen kuvausprotokollan tuottavan kilpirauhasen alueelle huomattavasti suurempaa ekvivalenttiansiosta, oli kyseessä PA- tai AP suunnan projektiokuvaus (Kuvio 16).



KUVIO 16. Projektiosuunnan (AP - PA) muutoksen vaikutus kilpirauhasen ekvivalenttiannokseen parhailla kuvausarvoyhdistelmillä ja Säteilyturvakeskuksen AP -projektiokuvausprotokollalla.

7.2 Tulosten johtopäätökset

Tutkimuksen tarkoituksena oli aikaisempien tutkimusten perusteella ennalta valittuja kuvausarvoja ja -parametreja muuttamalla tutkia vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksen säteilyaltistuksen optimointia ja kuvan laatua digitaalisessa kuvantamisessa. Pääasiallisena tavoitteena oli todentaa tietoa optimoinnista ja luoda uusia mahdollisuuksia tuottaa vastasyntyneiden lasten keuhkojen natiiviröntgentutkimuksessa riittävän hyvää kuvan laatua yhä pienemmällä säteilyaltistuksella. Saatuja tuloksia verrattiin Säteilyturvakeskuksen vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksen AP -projektiosuunnan protokollalla tuotettuun annoksen ja pinta-alan tuloon (DAP), sekä kuvan laatuun. Taulukuvailmaisoin- ja kuvalevyjärjestelmää verrattiin keskenään ja tuloksissa tarkasteltiin PCXMC -annoslaskentaohjelman avulla, PA- ja AP projektioiden vaikutusta säteilyherkkien elinten (rintarauhanen, kilpirauhanen) ekvivalenttiannoksiin keuhkojen röntgentutkimuksessa.

Tutkimuksen ansiosta selvisi, että *putkijännitteen* kasvattaminen lisää potilaan säteilyannosta, mutta ei vaikuta merkittävästi kuvan laatuun ylittäessään 70 kV. Taulukuvailmaisoinjärjestelmää käytettäessä pystyttiin pienentämään säteilyannosta enemmän kuin kuvalevyjärjestelmällä. *Putkivirran* kasvattaminen lisäsi huomattavasti tutkimuksesta aiheutuvaa säteilyannosta. Putkivirran lisääminen ei kuitenkaan vaikuttanut tulosten mukaan kuvan laatuun huonontavasti tai parantavasti. Taulukuvailmaisimella kuvattaessa säteilyannos oli pienempi verrattuna kuvalevyjärjestelmällä

kuvaamiseen. *Lisäsuodatuksena* pelkän alumiini-suodatuksen käyttö aiheutti suuremman säteilyannoksen kuin alumiini-kupari -lisäsuodatusyhdistelmät. Lisättäessä lisäsuodatukseen alumiinin lisäksi myös kuparia, tutkimuksesta aiheutuva säteilyannos pieneni ja kuvan laatu pysyi lähes samanlaisena kuin pelkkää alumiini-suodatusta käytettäessä. *Projektiosuunnan muutos* vaikuttaa merkittävästi rintojen ja kilpirauhasen ekvivalenttiannoksiin. Kuvaamalla keuhkotutkimus PA -projektionä, rintojen ja kilpirauhasen ekvivalenttiannokset ovat huomattavasti pienemmät kuin kuvattaessa keuhkotutkimus AP -suunnan kuvauksena.

Tutkimuksemme tuloksia ei pystynyt kaikilta osin vertaamaan aikaisempiin tutkimuksiin, koska monissa tutkimuksissa oli kerätty pelkästään ESD -aineisto (pinta-annos). Verratessa esim. tutkimuksemme tuloksia Fungin ja Gilboyn (2001, 358–367) tutkimustuloksiin, tutkimuksemme DAP -annokset ovat pienempiä. Myös verratessa tutkimuksemme tuloksia Säteilyturvakeskuksen AP -suunnan keuhkokuvausprotokollalla suoritettuun tutkimukseen, tutkimuksessamme esille tulleet säteilyannokset ovat pienemmät.

8 POHDINTA

Opinnäytetyömme tarkoituksena oli alun perin pyrkiä optimoimaan 5 -vuotiaiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksen säteilyaltistusta ja kuvan laatua. Opinnäytetyön teon aikana kuitenkin ilmeni, että saatavilla oleva fantomi vastaakin vastasyntynyttä lasta. Näin tutkimuskohteeksi muokkautui vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksen säteilyaltistuksen optimointi. Vastasyntyneiden säteilyaltistusta keuhkojen natiiviröntgentutkimuksessa on tutkittu enemmän, mutta koimme silti aiheen tärkeäksi. Opinnäytetyön aihevalinta on merkittävä vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksen säteilyaltistuksen optimoinnin edistämistä ajatellen.

Kuvailevan tutkimuksemme tarkoituksena oli aikaisempien tutkimusten perusteella ennalta valittuja kuvausarvoja ja -parametreja muuttamalla, tutkia vastasyntyneiden keuhkojen röntgentutkimuksen säteilyaltistuksen optimointia ja kuvan laatua digitaalisessa kuvantamisessa. Tavoitteena oli täsmentää vanhaa tietoa optimoinnista ja luoda mahdollisuus tuottaa riittävän hyvää kuvan laatua, yhä pienemmillä säteilyaltistuksilla. Tutkimuksemme tulokset olivat sellaiset kuin etukäteen arvelimme ja vahvistavat tietämystämme säteilyaltistuksen optimoinnista. Saatujen tulosten perusteella pystyimme vaikuttamaan vastasyntyneiden lasten keuhkojen röntgentutkimuksesta aiheutuvaan säteilyaltistukseen annosta alentavasti, ja määrittämämme kuvan laadun arviointikriteerit säilyttäen. Tutkimuksemme tulokset pätevät Philipsin Digital Diagnost laitteella, ja muulla laitteistolla kuvattuna säteilyaltistus voi vaihdella.

Taulukuvailmaisimella kuvaaminen oli suhteellisen nopeaa, sillä fantomia ei tarvinnut siirtää eksponointien välissä. Kuvalevyllä kuvaaminen oli hitaampaa, sillä jouduimme jokaisella kerralla asettelemaan fantomin tarkasti uutta eksponointikertaa varten. Käytimme kuvauksissa samaa kuvalevyä luotettavuuden parantamiseksi, mikä myös hidasti tutkimuksen aineiston keruuta.

Tutkimuksen aineiston keruu ennalta valittujen muuttujien osalta sujui hyvin, mutta aineistoa analysoidessamme huomasimme kuvausetäisyyttä muutettaessa tapahtuneen virheen. Kuvausetäisyyttä muutettaessa, muutimme vahingossa myös kuvakentän kokoa kuvausetäisyyden kasvaessa. Tästä johtuen emme käsitelleet kuvausetäisyyttä tuloksissamme, mutta säilytimme parhaaksi kuvausetäisyydeksi valitun etäisyyden kuvausarvojen yhdistelmäkuvaauksissa. Päätimme tehdä tällaisen ratkaisun, koska aineiston analysoinnin jälkeen emme pystyneet uusimaan parhaiden

kuvausarvojen yhdistelmäkuvaus. Kuvausetäisyyden kasvattamista voidaan kuitenkin käyttää tehokkaana keinona säteilyannoksen pienentämisessä (Brennan & Nash 1998, 251).

8.1 Tutkimuksen luotettavuus, pätevyys ja eettisyys

Tutkimuksemme on luotettava, sillä tutkimuksessa käytetyllä mittarilla on kyky tuottaa ei-sattumanvaraisia tuloksia, ja mittaukset (eksponoinnit) ovat toistettavissa. Kokeellisessa tutkimuksessamme luotettavuus toteutui, kun pyrimme pitämään niin monen muuttujan (kuvausparametrin) kontrollin alaisena kuin vain mahdollista. Tutkimuksessamme luotettavuutta lisäävät mitaustilanteen tarkkuus, jolloin mittausilmiötä havainnollistetaan riittävän moneen kertaan ja saatuja tuloksia verrataan keskenään. Yhdenmukaisuutta luotettavuuteen tuo annossuuremittarin (DAP) käyttäminen. Ilmiön jatkuvuuden tarjoaa havainnoinnin jatkuva samankaltaisuus, sekä DAP -mittarin kalibrointi. Myös kahden eri henkilön havainnot tuovat lisää luotettavuutta tutkimukseen, sekä tutkimusolosuhteiden pysyminen mahdollisimman vakiona mittausten yhteydessä. (ks. Tutkimuksen reliabiliteetti 2012, hakupäivä 6.5.2012.)

Luotettavuuden lisäksi tulee pyrkiä takaamaan tutkimuksen pätevyys sekä eettisyys. Tutkimuksemme pätevyys toteutuu, kun mittaustulokset vastaavat tai parantavat olemassa olevaa tietoa vastasyntyneiden keuhkotutkimuksen säteilyaltistuksen optimoinnista, ja mittaustuloksia pysytään vertaamaan todelliseen tietoon tutkittavasta ilmiöstä. Tässä tutkimuksessa pätevyyttä tuottaa mittaustulosten vertaaminen Säteilyturvakeskuksen lasten keuhkotutkimuksen AP -projektiokuvausprotokollaan, sekä sen tuottamaan säteilyannokseen ja kuvan laatuun.

Tutkimuksemme eettiset lähtökohdat korostuvat jo aiheen valinnan ja sen tärkeyden puitteissa, sillä lapset ovat säteilyn käytössä erityisryhmä heidän suuremman säteilyherkkyyden takia. Säteilysuojelu toteutuu, kun yleisiä tutkimuksia, kuten keuhkojen alueen tutkimusta, optimoidaan edelleen ja luodaan uusia näkökulmia optimoinnin kehitykselle. Tutkimuksemme ei vaadi kohteen kannalta eettistä pohdintaa, sillä kohteena on oikeiden potilaiden sijaan eloton fantominukke. Havainnoimme aineiston keruun tulokset, sekä analysoimme tulokset rehellisesti ja objektiivisesti.

Parhaiden yhdistelmäkuvausarvojen tuloksissa parhaan kuvausetäisyyden käyttäminen liitteen 1 perusteella voi vähentää parhaiden kuvausarvoyhdistelmien kuvausten tulosten luotettavuutta, sillä kuvausetäisyyttä muuttaessa muutettiin samanaikaisesti kahta muuttujaa.

Tutkimuksessa kuvan laadun arviointi vähentää tutkimuksen luotettavuutta, koska puuttuvan kuvansiirtoyhteyden vuoksi jouduimme arvioimaan kuvan laatua hoitajan työaseman monitorilta, jota tulisi käyttää ainoastaan kuvien esikatseluun. Kuvan laadun arviointi tulisi tehdä radiologin diagnostisen kuvan laadun tarkasteluun tarkoitettulla monitorilla. Myös Säteilyturvakeskus suosittelee (Terveystieteiden tutkimuskeskuksen laadunvalvontaopas 2008, hakupäivä 10.11.2012) kuvia tulkittavaksi diagnostisilta primaarinäytöiltä, joita ovat radiologin työmonitorit.

Tutkimustulokset osoittavat, että taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä kuvattaessa säteilyannokset ovat olleet erilaisia, ja taulukuvailmaisinta käytettäessä annokset ovat olleet hieman pienemmät kuin kuvalevyllä kuvattaessa. Tämä herättää kysymyksen DAP -mittarin toistettavuuden luotettavuudesta sekä säteilyntuoton tasaisuudesta, sillä käytimme molempien kuvausjärjestelmien koetilanteissa samaa röntgenputkea ja kuvausarvot sekä -parametrit asetettiin laitteistoon käsin käyttämättä lainkaan automatiikkaa. Olisimme voineet käyttää DAP -mittarin lisäksi säteilymittaria annosten mittaamisessa, joka olisi tuonut lisää tarkkuutta ja luotettavuutta tuloksiin.

Olisimme voineet ottaa tutkimuksessamme huomioon myös muuttujien vaikutuksen säteilyyn aiheuttamaan pinta-annokseen (ESD). Sen olisimme voineet laskea säteilyntuoton perusteella tai mitata tähän tarkoitukseen olevalla mittarilla. Pinta-annoksen tarkastelu olisi tuonut tutkimukselle lisää luotettavuutta sekä vertailukelpoisuutta aikaisempiin tutkimuksiin.

8.2 Omat oppimiskokemukset

Kuvailevan tutkimuksen teko pohjautui teoretiseen aiheeseen ja aikaisempiin tutkimuksiin. Näiden pohjalta täytyi pystyä poimimaan oleelliset asiat ja muuttujat tutkimuksen kannalta, joiden pohjalta tutkimus lopulta suoritettiin. Aiheestamme oli jo olemassa paljon tietoa ja tutkimuksia, joten meidän täytyi käydä läpi monia eri lähteitä ja valita sieltä työmme kannalta parhaimmat. Tämä opetti valikoimaan lähteitä ja tarkastelemaan niitä kriittisesti.

Opimme myös lukemaan ulkomaisia tieteellisiä tutkimuksia ja julkaisuja, sekä poimimaan sieltä työmme kannalta oleelliset asiat. Tämä taito tulee olemaan tulevaisuudessa erittäin tärkeä oman ammattitaidon ylläpitämisen ja kehittämisen kannalta. Opinnäytetyön tekeminen opetti myös prosessinomaista työskentelyä ja määrällisen tutkimuksen tekemistä.

Opimme työmme kautta lisää säteilyaltistuksen optimoinnista ja eri parametrien vaikutuksesta toisiinsa, sekä saimme vahvistusta jo aikaisemmin opituille asioille. Opinnäytetyöprosessin aikana oli erittäin mielenkiintoista päästä kokeilemaan aikaisemmin opittuja asioita ja niiden vaikutusta toisiinsa. Kun kuvasimme fantomia, näimme käytännössä miten asiat vaikuttavat toisiinsa. Tämän koimme hyödyttävän tulevaisuudessa työskentelyämme ja motivoimaan meitä tulevina ammattilaisina kehittämään säteilyn käytön optimointia.

Huomasimme työmme kautta myös, miten suuresti kuvaussuunnan valinta vaikuttaa säteilyannokseen. Keuhkokuvien ottaminen PA -suunnasta pienentää huomattavasti lapsen säteilyherkkien elinten ekvivalenttiannosta. Tällä on suuri merkitys etenkin sellaisten lasten kohdalla, joita joudutaan kuvaamaan paljon. Tämän vuoksi kuvaaminen PA -suunnasta olisi tärkeää, ja suositeltavaa heti kun lapsen yhteistyökyky sen sallii.

8.3 Aiheen jatkotutkimushaasteet

Tutkimus tarjoaa mahdollisuuden säteilyaltistuksen alentamiseen, mutta kuvan laadun tarkastelu näillä kuvausarvoilla ja -parametreilla vaatii lisää tutkimusta. Jatkotutkimusaiheena esitämme kuvan laadun tarkastelun tutkimuksessamme esille tulleilla kuvausparametreilla. Kuvan laadun tarkasteluun voisi syventyä enemmän myös esimerkiksi arvioimalla kuvan kohinatasoa, kontrastia ja erotuskykyä.

Jatkotutkimuksissa voisi annoksen ja pinta-alan tulon lisäksi tarkastella työmme parametrien vaihtelun vaikutusta tutkimuksesta aiheutuvaan pinta-annokseen. Näin saatuja tuloksia pystyttäisiin paremmin vertaamaan aikaisempiin tutkimuksiin.

LÄHTEET

Álvares, B., Pereira, I., Aires de Araújo Neto, S. & Sakuma, E. 2006. Normal findings on chest x-rays of neonates. *Radiol Bras* 39 (6), 435–440.

Arthur, R. 2001. The neonatal chest x-ray. *Paediatric Respiratory Reviews* 2001 (2), 311–323.

Brennan, P.C., Nash, M. Increasing FFD: an effective dose-reducing tool for lateral lumbar spine investigations. *Radiography* 1998 (4), 251–259.

Carlton, R.R. & Adler, A.M. 1996. Principles of radiographic imaging. An art and science. 2. painos. Yhdysvallat: Delmar.

Cook, J.V., Kyriou, J.C., Pettet, A., Fitzgerald, M.C., Shah, K. & Pablot, S.M. 2001. Key factors in the optimization of pediatric x-ray practice. *The British Journal of Radiology* 2001 (74), 1032–1040.

Council Directive 30.6.1997/97/43/EURATOM. Hakupäivä 13.3.2012.

http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_en.pdf

Don, S. 2004. Radiosensitivity of children: potential for overexposure in CR and DR and magnitude of doses in ordinary radiographic examinations. *Paediatric Radiology* 34 (3), 167–172.

Euroopan komissio. 1996. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. Hakupäivä 9.7.2011.

<ftp://ftp.cordis.lu/pub/fp5-euratom/docs/eur16261.pdf>

Fung, K.K.L. & Gilboy, W.B. 2001. The effect of beam tube potential variation on gon-ad dose to patients during chest radiography investigated using high sensitivity LiF:Mg, Cu, P thermoluminescent dosimeters. *The British Journal of Radiology* 2001 (74), 358–367.

Henner, A. 2010. Hyvät käytännöt lasten keuhkojen natiiviröntgentutkimuksessa. Abstrakti. Sädeturvapäivät. Hakupäivä 20.4.2011.

http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x67xx82x

Hietanen, L. 2005. Ohjeisto lasten röntgentutkimuksiin. Alara 2005 (3), 13–14.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2000. Tutki ja kirjoita. 6. uudistettu painos. Helsinki: Tammi.

International Commission on Radiological Protection. 2010. About ICRP. Hakupäivä 13.3.2012.

<http://www.icrp.org/>

Järvinen, H. 2002. Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa 2002. STUK-C1. Hakupäivä 10.6.2012 <http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-c/stuk-c1.pdf>.

Kettunen A., Ahonen, P., Räsänen, O & Servomaa, A. 2006. Lapset ja nuoret altistuvat herkästi säteilyn haittavaikutuksille. Pinsetti 06 (2) 18–20.

Kiljunen, T. 2004. Lasten röntgentutkimusten vertailutasot. Pro gradu – tutkielma. Helsingin yliopisto. Hakupäivä 9.12.2010.

<http://ethesis.helsinki.fi/julkaisut/mat/fysik/pg/kiljunen/lastenro.pdf>

Lasten röntgentutkimuskriteerit. 2008. STUK Tiedottaa 1/2008. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Lasten röntgentutkimusohjeisto. 2005. STUK Tiedottaa 1/2005. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Lauerma, K. 2009. Lasten röntgentutkimusten optimointi. Abstrakti. Sädeturvapäivät. Hakupäivä 7.11.2010. http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x67xx82x

Lindblom, K. 2001. Kompression kan spara stråldoser. Strålskyddsnytt 19 (2), 1-3.

Oksman, L. 2010. Lasten röntgentutkimukset – optimoinnin ongelmat käytännössä. Abstrakti. Sädeturvapäivät. Hakupäivä 20.4.2011.

http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x67xx82x

Olsson, M.-L., Tingberg, A. & Mattsson, S. 2010. A phantom study showing the importance of compression in conventional diagnostic x-ray examinations. Hakupäivä 9.7.2011
<http://rpd.oxfordjournals.org/content/early/2010/03/05/rpd.ncq082.abstract>

Paile, W. 2002. ICRP:n näkemys säteilyn riskeistä ja suojeluperiaatteista. Teoksessa W. Paile (toim.) Säteilyn terveystvaikutukset. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 151–163.

Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot lasten röntgentutkimuksissa. 2005. Päätös. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Hakupäivä 9.12.2010.

http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset_viranomaisohjeet_fi_FI/stohjeet/_files/12222632510023928/default/Paatos-pdf-Potilaan_sateilyaltistuksen_vertailutasot_lasten_rontgentutkimuksissa_paatosis_ja_ohje.pdf

Pöyry, P. 2004. Annoksen ja pinta-alan tulon (DAP) mittaaminen röntgendiagnostiikassa ja DAP -mittareiden kalibrointi. Helsingin yliopisto. Fysikaalisten tieteiden laitos. Fysiikan suuntautumisvaihtoehto. Pro gradu – tutkielma.

Ruohonen, J. 2010. Perusfysiikkaa: Mitä pitää muistaa tehdä eri tavalla kun lapsipotilasta kuvataan? Abstrakti. Sädeturvapäivät. Hakupäivä 20.4.2011.

http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x82x#cat82

Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Röntgentutkimuksien säteilyannokset. 2011. Säteilyturvakeskus. Hakupäivä 11.11.2012.

http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/terveydenhuolto/rontgen/fi_FI/annoksia/

Schaetzing R. 2004. Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography. *Pediatric Radiology* 34 (3) 207–214.

Sosiaali- ja terveysministeriö. 2009. Säteilynsuojelu. Hakupäivä 13.3.2012

<http://www.stm.fi/hyvinvointi/ymparistoterveys/sateily>

Säteilytoiminnan turvallisuusperusteet 23.5.2005/ST 1.1.

Tapiovaara, M. Pukkila, O. & Miettinen, A. 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa O. Pukkila (toim.) Säteilyn käyttö. Helsinki: Säteilyturvakeskus. 13 – 180.

Tapiovaara, M. & Siiskonen, T. 2008. PCXMC– A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. STUK-A231. Hakupäivä 23.5.2012.
http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/tiivistelmat/a_sarja/en_GB/_print/

Tenkanen - Rautakoski P. 2010. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2008. STUK-B-121. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Hakupäivä 5.6.2012.
<http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?423>

Terveystieteiden tutkimuskeskuksen röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. 2008. STUK Tiedottaa 2/2008. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Hakupäivä 10.11.2012.
http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa/_files/12222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf

Willis, C.E. 2004. Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR. *Pediatric Radiology* 34 (3), 196 – 200.

SEURANTAKAAVAKKEET

SEURANTAKAAVAKKEET	
Opinnäytetyö: Säteilyaltistuksen optimointi vastasyntyneiden lasten keuhkojen natiiviröntgentutkimuksessa - Atom Pediatric fantomitutkimus taulukuvailmaisoin- ja kuvalevyjärjestelmällä	
Tutkimuksen tekijät: Jenna Sergejeff ja Niina Takalo	
Röntgenlaitteisto: Philips Digital Diagnost -järjestelmä: työasema Eleva Workspot integroitu röntgengeneraattori Optimus liikuteltava thorax -teline kuvalevytulokija PCR S Plus kuvalevy Fujifilm IP Casette type CC 18*24 cm (A46246424C)	
Fantomi: Atom Pediatric newborn phantom, malli 703-D "Francis"	
Tarkoitus: Dokumentoida koetilanteiden kuvausarvot ja -parametrit sekä annossuureet AP (anteriorposterior) -projektiossa. Määrittää alkuasetelma. Kirjata annoksen ja pinta-alan tulo (DAP). Kukin yksittäinen koetilanne toistetaan kaksi kertaa. Tutkimus suoritetaan kahdella digitaalisella kuvareseptorijärjestelmällä, taulukuvailmaisoin- ja kuvalevyjärjestelmällä. Aineiston keruun lopuksi selvitetään parhaimmat kuvausparametrit suhteessa kuvan laatuun, sekä näiden muuttujien yhdistelmän tulokset.	
Tarkoituksena lisäksi selvittää projektiotuuunnan (AP vs. PA) parhaimpien kuvausarvojen sekä näiden yhdistelmän vaikutus säteilyherkkien elimien (rinnat, kilpirauhanen) säteilysuojeluun. Vertaillessa AP ja PA projektiota, huomioidaan, että AP ja PA tuottavat saman määrän säteilyannosta, projektiotuuunnalla vaikutus ainoastaan säteilyherkkien elimiin.	
Kuvan laadun tarkkailu:	1 = lapaluun mediaalisen reunan erottuvuus, 2 = 12 kpl kylkiluita, 3 = näkyvyys Th (thoracic) 1-12.

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN (ALKUASETELMA)

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetaisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1A	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetaisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ak	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1
1Bk	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1
2Ak	65	0,6	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1
2Bk	65	0,6	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1
3Ak	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
3Bk	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
4Ak	75	0,6	110	1 + 0,1	0,1	1	0,9	1,3
4Bk	75	0,6	110	1 + 0,1	0,1	1	0,9	1,3
5Ak	80	0,6	110	1 + 0,1	0,12	1	0,9	1,3
5Bk	80	0,6	110	1 + 0,1	0,12	1	0,9	1,3
6Ak	85	0,6	110	1 + 0,1	0,14	1	0,9	1,3
6Bk	85	0,6	110	1 + 0,1	0,14	1	0,9	1,3
7Ak	90	0,6	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
7Bk	90	0,6	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
8Ak	95	0,6	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
8Bk	95	0,6	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
9Ak	100	0,6	110	1 + 0,1	0,21	1	0,9	1,3
9Bk	100	0,6	110	1 + 0,1	0,21	1	0,9	1,3
10Ak	105	0,6	110	1 + 0,1	0,25	1	0,9	1,3
10Bk	105	0,6	110	1 + 0,1	0,25	1	0,9	1,3
11Ak	110	0,6	110	1 + 0,1	0,27	1	0,9	1,3
11Bk	110	0,6	110	1 + 0,1	0,26	1	0,9	1,3
12Ak	115	0,6	110	1 + 0,1	0,29	1	0,9	1,3
12Bk	115	0,6	110	1 + 0,1	0,29	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetaisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Am	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
1Bm	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
2Am	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
2Bm	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
3Am	70	0,8	110	1 + 0,1	0,11	1	0,9	1,3
3Bm	70	0,8	110	1 + 0,1	0,11	1	0,9	1,3
4Am	70	1	110	1 + 0,1	0,14	1	0,9	1,3
4Bm	70	1	110	1 + 0,1	0,14	1	0,9	1,3
5Am	70	1,2	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
5Bm	70	1,2	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
6Am	70	1,6	110	1 + 0,1	0,22	1	0,9	1,3
6Bm	70	1,6	110	1 + 0,1	0,22	1	0,9	1,3
7Am	70	2	110	1 + 0,1	0,27	1	0,9	1,3
7Bm	70	2	110	1 + 0,1	0,27	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys (FFD,cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ae	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
1Be	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
2Ae	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
2Be	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
3Ae	70	0,6	150	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1
3Be	70	0,6	150	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1
4Ae	70	0,6	167	1 + 0,1	0,03	1	0,9	1
4Be	70	0,6	167	1 + 0,1	0,03	1	0,9	1

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys (FFD,cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1As	70	0,6	110	0 + 0	0,21	1	0,9	1,2,3
1Bs	70	0,6	110	0 + 0	0,21	1	0,9	1,2,3
2As	70	0,6	110	2 + 0	0,12	1	0,9	1,3
2Bs	70	0,6	110	2 + 0	0,12	1	0,9	1,3
3As	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
3Bs	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
4As	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1
4Bs	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Optimaaliset kuvausarvot

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ay	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3
1By	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN (ALKUASETELMA)

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1A	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ak	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3
1Bk	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3
2Ak	65	0,6	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
2Bk	65	0,6	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
3Ak	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
3Bk	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
4Ak	75	0,6	110	1 + 0,1	0,11	1	0,9	1,3
4Bk	75	0,6	110	1 + 0,1	0,11	1	0,9	1,3
5Ak	80	0,6	110	1 + 0,1	0,13	1	0,9	1,3
5Bk	80	0,6	110	1 + 0,1	0,13	1	0,9	1,3
6Ak	85	0,6	110	1 + 0,1	0,15	1	0,9	1,3
6Bk	85	0,6	110	1 + 0,1	0,15	1	0,9	1,3
7Ak	90	0,6	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
7Bk	90	0,6	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
8Ak	95	0,6	110	1 + 0,1	0,21	1	0,9	1,3
8Bk	95	0,6	110	1 + 0,1	0,21	1	0,9	1,3
9Ak	100	0,6	110	1 + 0,1	0,23	1	0,9	1,3
9Bk	100	0,6	110	1 + 0,1	0,23	1	0,9	1,3
10Ak	105	0,6	110	1 + 0,1	0,27	1	0,9	1,3
10Bk	105	0,6	110	1 + 0,1	0,26	1	0,9	1,3
11Ak	110	0,6	110	1 + 0,1	0,29	1	0,9	1,3
11Bk	110	0,6	110	1 + 0,1	0,3	1	0,9	1,3
12Ak	115	0,6	110	1 + 0,1	0,33	1	0,9	1,3
12Bk	115	0,6	110	1 + 0,1	0,33	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokuskoko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Am	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
1Bm	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
2Am	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
2Bm	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
3Am	70	0,8	110	1 + 0,1	0,12	1	0,9	1,3
3Bm	70	0,8	110	1 + 0,1	0,12	1	0,9	1,3
4Am	70	1	110	1 + 0,1	0,15	1	0,9	1,3
4Bm	70	1	110	1 + 0,1	0,15	1	0,9	1,3
5Am	70	1,2	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
5Bm	70	1,2	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
6Am	70	1,6	110	1 + 0,1	0,24	1	0,9	1,3
6Bm	70	1,6	110	1 + 0,1	0,24	1	0,9	1,3
7Am	70	2	110	1 + 0,1	0,31	1	0,9	1,3
7Bm	70	2	110	1 + 0,1	0,31	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ae	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
1Be	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
2Ae	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
2Be	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
3Ae	70	0,6	150	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1
3Be	70	0,6	150	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1
4Ae	70	0,6	167	1 + 0,1	0,03	1	0,9	1
4Be	70	0,6	167	1 + 0,1	0,03	1	0,9	1

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1As	70	0,6	110	0 + 0	0,23	1	0,9	1,2,3
1Bs	70	0,6	110	0 + 0	0,23	1	0,9	1,3
2As	70	0,6	110	2 + 0	0,13	1	0,9	1,3
2Bs	70	0,6	110	2 + 0	0,13	1	0,9	1,3
3As	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
3Bs	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
4As	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3
4Bs	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Optimaaliset kuvausarvot

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ay	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1
1By	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (rinnat)

Optimaaliset kuvausarvot									
Koe	Putki-jännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,009462
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,007885
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,007864
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,007864
Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä									
Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1Ay	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3	0,006553

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: PA-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (rinnat)

Optimaaliset kuvausarvot									
Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,000973
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,000811
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,000973
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,000973
Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä									
Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1Ay	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3	0,000811

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (rinnat)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3	0,006006
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3	0,007885
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,007864
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3	0,004803

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1Ay	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1	0,00244

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: PA-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (rinnat)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3	0,000461
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3	0,000811
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,000973
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3	0,000672

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1Ay	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1	0,000225

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (kilpirauhanen)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,002953
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,002461
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,002081
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,002081

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1Ay	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3	0,001734

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: PA-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (kilpirauhanen)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,001112
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,000926
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,001112
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,001112

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1Ay	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3	0,000926

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (kilpirauhanen)

Optimaaliset kuvausarvot									
Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3	0,001716
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3	0,002461
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,002081
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3	0,001379

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä									
Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1Ay	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1	0,000611

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: PA-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (kilpirauhanen)

Optimaaliset kuvausarvot									
Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3	0,000621
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3	0,000926
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,001112
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3	0,000793

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä									
Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalentti annos (mGy)
1Ay	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1	0,000348

SEURANTAKAAVAKKEET

Opinnäyttyö: Säteiläytistystuksen optimointi vastasyntyneiden lasten keuhkojen nativiröntgentutkimuksessa - Atom Pediatric fantomitutkimus taulukuvaimmais- ja kuvalevyjärjestelmällä

Tutkimuksen tekijät: Jenna Sergejeff ja Niina Takalo

Röntgenlaitteisto: Philips Digital Diagnost -järjestelmä: työasema Eleva Workspot
integroitu röntgengeneraattori Optimus
liikuteltava thorax -teline
kuvalevyynlukija PCR S Plus
kuvalevy Fujifilm IP Casette type CC 18*24 cm (A46246424C)

Fantomi: Atom Pediatric newborn phantom, malli 703-D "Francis"

Tarkoitus: Dokumentoida koetilanteiden kuvausarvot ja -parametrit sekä annossuureet AP (anterioposterior) -projektiossa. Määrittää alkuasetelma. Kirjata annoksen ja pinta-alan tulo (DAP). Kuka yksittäinen koetilanne toistetaan kaksi kertaa. Tutkimus suoritetaan kahdella digitaalilla kuvareseptorijärjestelmällä, taulukuvaimmais- ja kuvalevyjärjestelmällä. Aineiston keruun lopuksi selvitetään parhaimmat kuvausparametrit suhteessa kuvan laatuun, sekä näiden muuttujien yhdistelmän tulokset.

Tarkoituksena lisäksi selvittää projektiosuunnan (AP vs. PA) parhaimpien kuvausarvojen sekä näiden yhdistelmän vaikutus säteilyherkkien elimien (rinnat, kilpirauhanen) säteilysojeluun. Vertaillessa AP ja PA projektioita, huomioidaan, että AP ja PA tuottavat saman määrän säteilyannosta, projektiosuunnalla vaikutus ainoastaan säteilyherkkiin elimiin.

Kuvan laadun tarkkailu: 1 = lapaluun mediaalisen reunan erottuvuus, 2 = 12 kpl kylkiluita, 3 = näkyvyys Th (thoracic) 1-12.

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN (ALKUASETTELMA)

Digitaalinen taulukuvaijainjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetaisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1A	70	0,6	110	1+0,1	0,09	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN (ALKUASETTELMA)

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetaisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1A	70	0,6	110	1+0,1	0,09	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailmaisjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ak	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1
1Bk	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1
2Ak	65	0,6	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1
2Bk	65	0,6	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1
3Ak	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
3Bk	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
4Ak	75	0,6	110	1 + 0,1	0,1	1	0,9	1,3
4Bk	75	0,6	110	1 + 0,1	0,1	1	0,9	1,3
5Ak	80	0,6	110	1 + 0,1	0,12	1	0,9	1,3
5Bk	80	0,6	110	1 + 0,1	0,12	1	0,9	1,3
6Ak	85	0,6	110	1 + 0,1	0,14	1	0,9	1,3
6Bk	85	0,6	110	1 + 0,1	0,14	1	0,9	1,3
7Ak	90	0,6	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
7Bk	90	0,6	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
8Ak	95	0,6	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
8Bk	95	0,6	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
9Ak	100	0,6	110	1 + 0,1	0,21	1	0,9	1,3
9Bk	100	0,6	110	1 + 0,1	0,21	1	0,9	1,3
10Ak	105	0,6	110	1 + 0,1	0,25	1	0,9	1,3
10Bk	105	0,6	110	1 + 0,1	0,25	1	0,9	1,3
11Ak	110	0,6	110	1 + 0,1	0,27	1	0,9	1,3
11Bk	110	0,6	110	1 + 0,1	0,26	1	0,9	1,3
12Ak	115	0,6	110	1 + 0,1	0,29	1	0,9	1,3
12Bk	115	0,6	110	1 + 0,1	0,29	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuväliläinjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Am	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
1Bm	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
2Am	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
2Bm	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
3Am	70	0,8	110	1 + 0,1	0,11	1	0,9	1,3
3Bm	70	0,8	110	1 + 0,1	0,11	1	0,9	1,3
4Am	70	1	110	1 + 0,1	0,14	1	0,9	1,3
4Bm	70	1	110	1 + 0,1	0,14	1	0,9	1,3
5Am	70	1,2	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
5Bm	70	1,2	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
6Am	70	1,6	110	1 + 0,1	0,22	1	0,9	1,3
6Bm	70	1,6	110	1 + 0,1	0,22	1	0,9	1,3
7Am	70	2	110	1 + 0,1	0,27	1	0,9	1,3
7Bm	70	2	110	1 + 0,1	0,27	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvaimaisinjärjestelmä

Koe	Putkiännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys (FFD,cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ae	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
1Be	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
2Ae	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
2Be	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
3Ae	70	0,6	150	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1
3Be	70	0,6	150	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1
4Ae	70	0,6	167	1 + 0,1	0,03	1	0,9	1
4Be	70	0,6	167	1 + 0,1	0,03	1	0,9	1

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvaimaisinjärjestelmä

Koe	Putkiännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys (FFD,cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1As	70	0,6	110	0 + 0	0,21	1	0,9	1,2,3
1Bs	70	0,6	110	0 + 0	0,21	1	0,9	1,2,3
2As	70	0,6	110	2 + 0	0,12	1	0,9	1,3
2Bs	70	0,6	110	2 + 0	0,12	1	0,9	1,3
3As	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
3Bs	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
4As	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1
4Bs	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvailemäläinjärjestelmä

Optimaaliset kuvausarvot

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo DAP ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1AY	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3
1By	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1AK	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3
1BK	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3
2AK	65	0,6	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
2BK	65	0,6	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
3AK	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
3BK	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
4AK	75	0,6	110	1 + 0,1	0,11	1	0,9	1,3
4BK	75	0,6	110	1 + 0,1	0,11	1	0,9	1,3
5AK	80	0,6	110	1 + 0,1	0,13	1	0,9	1,3
5BK	80	0,6	110	1 + 0,1	0,13	1	0,9	1,3
6AK	85	0,6	110	1 + 0,1	0,15	1	0,9	1,3
6BK	85	0,6	110	1 + 0,1	0,15	1	0,9	1,3
7AK	90	0,6	110	1 + 0,1	0,16	1	0,9	1,3
7BK	90	0,6	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
8AK	95	0,6	110	1 + 0,1	0,21	1	0,9	1,3
8BK	95	0,6	110	1 + 0,1	0,21	1	0,9	1,3
9AK	100	0,6	110	1 + 0,1	0,23	1	0,9	1,3
9BK	100	0,6	110	1 + 0,1	0,23	1	0,9	1,3
10AK	105	0,6	110	1 + 0,1	0,27	1	0,9	1,3
10BK	105	0,6	110	1 + 0,1	0,26	1	0,9	1,3
11AK	110	0,6	110	1 + 0,1	0,29	1	0,9	1,3
11BK	110	0,6	110	1 + 0,1	0,3	1	0,9	1,3
12AK	115	0,6	110	1 + 0,1	0,33	1	0,9	1,3
12BK	115	0,6	110	1 + 0,1	0,33	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Am	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
1Bm	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
2Am	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
2Bm	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
3Am	70	0,8	110	1 + 0,1	0,12	1	0,9	1,3
3Bm	70	0,8	110	1 + 0,1	0,12	1	0,9	1,3
4Am	70	1	110	1 + 0,1	0,15	1	0,9	1,3
4Bm	70	1	110	1 + 0,1	0,15	1	0,9	1,3
5Am	70	1,2	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
5Bm	70	1,2	110	1 + 0,1	0,18	1	0,9	1,3
6Am	70	1,6	110	1 + 0,1	0,24	1	0,9	1,3
6Bm	70	1,6	110	1 + 0,1	0,24	1	0,9	1,3
7Am	70	2	110	1 + 0,1	0,31	1	0,9	1,3
7Bm	70	2	110	1 + 0,1	0,31	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkiännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ae	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
1Be	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
2Ae	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
2Be	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
3Ae	70	0,6	150	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1
3Be	70	0,6	150	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1
4Ae	70	0,6	167	1 + 0,1	0,03	1	0,9	1
4Be	70	0,6	167	1 + 0,1	0,03	1	0,9	1

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Koe	Putkiännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1As	70	0,6	110	0 + 0	0,23	1	0,9	1,2,3
1Bs	70	0,6	110	0 + 0	0,23	1	0,9	1,3
2As	70	0,6	110	2 + 0	0,13	1	0,9	1,3
2Bs	70	0,6	110	2 + 0	0,13	1	0,9	1,3
3As	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
3Bs	70	0,6	110	1 + 0,1	0,09	1	0,9	1,3
4As	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3
4Bs	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Optimaaliset kuvausarvot

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putkijännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokusko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)
1Ay	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1
1By	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvausjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysojelu (rinnat)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putkivirta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, $\mu\text{Gy}^*\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nnos (mGy)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,009462
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,007885
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,007864
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,007864

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}^*\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nnos (mGy)
1Ay	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3	0,006553

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: PA-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvaiminjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (rinnat)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nmos (mGy)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,000973
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,000811
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,000973
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,000973

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nmos (mGy)
1Ay	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3	0,000811

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysojelu (rinnat)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia mmos (mGy)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3	0,006026
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3	0,007885
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,007864
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3	0,004803

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia mmos (mGy)
1AV	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1	0,00244

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: PA-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysuojelu (rinnat)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nmos (mGy)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3	0,000461
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3	0,000811
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,000973
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3	0,000672

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nmos (mGy)
1AY	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1	0,00025

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvausjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysojelu (kilpirauhanen)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nnos (mGy)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,002953
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,002461
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,002081
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,002081

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nnos (mGy)
1AY	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3	0,001734

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: PA-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen taulukuvaiminjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysojelu (kilpirauhanen)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nnos (mGy)
3k	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,00112
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,000926
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,00112
3s	70	0,6	110	1 + 0,1	0,08	1	0,9	1,3	0,00112

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nnos (mGy)
1AY	70	0,5	130	1 + 0,1	0,04	1	0,9	1,3	0,000926

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: AP-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysojelu (kilpirauhanen)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nnos (mGy)
1k	60	0,6	110	1+0,1	0,05	1	0,9	1,3	0,001716
1m	70	0,5	110	1+0,1	0,07	1	0,9	1,3	0,002461
2e	70	0,6	130	1+0,1	0,06	1	0,9	1,5	0,002081
4s	70	0,6	110	1+0,2	0,05	1	0,9	1,3	0,001379

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttia nnos (mGy)
1AY	60	0,5	130	1+0,2	0,01	1	0,9	1	0,000611

KEUHKOJEN NATIIVIRÖNTGENTUTKIMUS: PA-PROJEKTIO MAATEN

Digitaalinen kuvalevyjärjestelmä

Säteilyherkkien elimien säteilysojelu (kilpirauhanen)

Optimaaliset kuvausarvot

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttiasennos (mGy)
1k	60	0,6	110	1 + 0,1	0,05	1	0,9	1,3	0,000621
1m	70	0,5	110	1 + 0,1	0,07	1	0,9	1,3	0,000926
2e	70	0,6	130	1 + 0,1	0,06	1	0,9	1,3	0,001112
4s	70	0,6	110	1 + 0,2	0,05	1	0,9	1,3	0,000703

Optimaalisimpien kuvausarvojen yhdistelmä

Koe	Putki-jännite (kV)	Putki-virta (mAs)	Kuvausetäisyys FFD (cm)	Lisäsuodatus Al + Cu (mm)	Annoksen ja pinta-alan tulo(DAP, $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	Fokus-koko (1)	Kuvakenttä (m ²)	Kuvan laatu (1,2,3)	Ekvivalenttiasennos (mGy)
1AY	60	0,5	130	1 + 0,2	0,01	1	0,9	1	0,000348