

**Jännitteen ja hilan vaikutus taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä  
tuotettujen röntgenkuvien kuvan laatuun**

Kröger Jenni ja Näätänen Susanna  
Opinnäytetyö  
Kevät 2011  
Radiografian ja sädehoidon  
koulutusohjelma  
Oulun seudun ammattikorkeakoulu

## TIIVISTELMÄ

Oulun seudun ammattikorkeakoulu  
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

---

Tekijät: Jenni Kröger ja Susanna Näätänen  
Opinnäytetyön nimi: Jännitteen ja hilan vaikutus taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä tuotettujen röntgenkuvien kuvan laatuun  
Työn ohjaajat: Anja Henner ja Aino-Liisa Jussila  
Työnvalmistumislukukausi ja -vuosi: kevät / 2011  
Sivumäärä: 32+6 sivua liitteitä

---

Muutos filmikuvantamisesta digitaaliseen kuvantamiseen on nostanut esiin keskustelun potilasannoksen ja diagnostisen kuvan laadun optimoinnista. Röntgenhoitajan tulee olla tietoinen digitaalisen kuvantamisen haasteista jokapäiväisessä työssään, jotta hyvän käytännön mukainen kuvantaminen olisi jatkossa taattu ja kuvan laatu olisi diagnostisesti riittävä. Digitaalinen kuvantaminen mahdollistaa potilaan saaman säteilyannoksen vähentämisen, mutta ilman optimointia se voi aiheuttaa säteilyannosten kasvamisen.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli kuvailla jännitteen ja hilan vaikutusta taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä tuotettujen röntgenkuvien kuvan laatuun.

Tutkimus suoritettiin kuvaamalla CDRAD-fantomia ilman hila ja hilan kanssa taulukuvailmaisimelle ja kuvalevyllä 40 kV $\pm$ 130 kV:n jännitteen välillä. Saadut kuvat analysoitiin CDRAD-fantomien analysointi-ohjelman avulla ja kuvista määritettiin kontrastiéroetuskyky-käyrä. Suoritimme tutkimuksen yhden päivän aikana ja keräsimme aineiston ennalta laadittuihin taulukoihin. Aineistosta tehtiin diagrammit, joista näkyi jännitteen ja hilan vaikutus kuvan laatuun.

Tutkimustuloksista selvisi, että jännitteen muuttaminen ja hila vaikuttavat digitaalisilla kuvareseptoreilla tuotetun röntgenkuvan kuvan laatuun. Jännitteen nostaminen huononsi kuvan laatua, kun taas hilan käyttö paransi kuvan laatua ja nosti potilasannosta. Kuitenkaan taulukuvailmaisimen ja kuvalevyn kuvan laadussa ei ollut suurta eroa.

Jatkotutkimushaasteena olisi selvittää jännitteen ja hilan vaikutus potilasannokseen taulukuvailmaisimelle ja kuvalevyllä kuvattaessa.

---

Asiasanat: digitaalinen kuvantaminen, taulukuvailmaisimien, kuvalevy, jännite, hila, kuvan laatu, potilasannos, optimointi, CDRAD-fantom

## ABSTRACT

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

---

Authors: Jenni Kröger and Susanna Näätänen

Title of thesis: Effect of the Tube Voltage and Anti-scatter Grid on the Image Quality  
Produced by a Flat-panel Detector and Computed Radiography

Thesis supervisors: Anja Henner and Aino-Liisa Jussila

Term and year when the thesis was submitted: spring / 2011

Number of pages: 32+6 appendix pages

---

Film-screen systems have been replaced by a digital x-ray system which constitutes a challenge for radiographers to pay attention to the optimization and the management of the patient dose and the diagnostic image quality. Radiographers should be aware of these challenges of the digital imaging, and exposures should be performed according to ALARA-principle (As Low As Reasonably Achievable). While digital techniques have the potential to reduce patient doses, they also have the potential to increase them significantly.

The purpose of our bachelor's thesis was to describe the effect of the tube voltage and anti-scatter grid on the image quality of the radiographic image produced by a flat panel detector (FPD, DR) and computed radiography (CR).

In our study a CDRAD-phantom was used to assess the quality of the images. The study was carried out by imaging the CDRAD-phantom with various tube voltages between 40-130 kV using both the flat panel detector and computed radiography with and without a grid. The study was executed in one day and the material was gathered on the Excel-tables. In the end the material was analyzed with diagrams to show the effect of the voltage and grid on the diagnostic image quality.

The results of the study showed that the changing tube voltage and the use of the anti-scatter grid had an effect on the diagnostic image quality. Increasing the tube voltage impaired the quality of the image. On the other hand, the use of the anti-scatter grid improved the quality of the image. Nevertheless, there was no significant difference on the image quality between the flat-panel detector and computed radiography to produce a radiographic image.

Further studies could evaluate the effect of the tube voltage and anti-scatter grid on the patient doses using a flat-panel detector and computed radiography.

---

Keywords: digital imaging, flat-panel -detector, computed radiography, voltage, anti-scatter grid, image quality, patient dose, ALARA-principle, CDRAD-phantom

# SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ	
ABSTRACT	
1 JOHDANTO .....	2
2 KUVANLAADUN JA ANNOKSEN OPTIMOINTI DIGITAALISESSA KUVANTAMISESSA.....	4
2.1 Digitaaliset kuvareseptorit .....	4
2.1.1 Kuvalevyn toimintaperiaate .....	4
2.1.2 Taulukuvailmaisimen toimintaperiaate.....	5
2.2 Potilasannoksen hallitseminen digitaalisessa kuvantamisessa .....	6
2.4 Tärkeimmät röntgenkuvan kuvan laatuun vaikuttavat tekijät.....	8
2.5 Digitaalisen kuvan laadun mittareita .....	10
2.6 Kuvan laadun arviointi CDRAD-fantomilla .....	11
3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT .....	13
4 TUTKIMUSMETODOLOGIA .....	14
5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN .....	16
5.1 Aineiston keruu .....	16
5.2 Aineiston analysointi .....	17
6 TUTKIMUSTULOKSET.....	19
6.1 Jännitteen vaikutus kuvan laatuun taulukuvailmaisimelle kuvattaessa ilman hilaa 19	
6.2 Jännitteen vaikutus kuvan laatuun kuvalevyille kuvattaessa ilman hilaa .....	19
6.3 Jännitteen vaikutus kuvan laatuun taulukuvailmaisimelle kuvattaessa hilan kanssa21	
6.4 Jännitteen vaikutus kuvan laatuun kuvalevyille kuvattaessa hilan kanssa .....	22
6.5 Erot kuvan laadussa taulukuvailmaisimelle ja kuvalevyille kuvattaessa.....	23
7 POHDINTA .....	24
7.1 Tulosten tarkastelu .....	24
7.2 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys .....	25
7.3 Omat oppimiskokemukset.....	26
7.4 Johtopäätökset ja jatkotutkimushaasteet .....	27
LÄHTEET.....	28
LIITTEET	

# 1 JOHDANTO

Digitaaliset järjestelmät yleistyivät nopeasti röntgenkuvantamisessa 1990-luvun lopulla. Muutoksen mukana filmi-vahvistuslevyihin perustuva kuvantaminen on väistynyt ensin kuvalevyjärjestelmien (CR, computed radiography) ja viime vuosina litteisiin taulukuvailmaisimiin perustuvan digitaalisen tekniikan tieltä. Taulukuvailmaisimien (DR, Digital Radiography) edustaa röntgenkuvauksen uusinta tekniikkaa. (Lanca & Silva 2008a, 60.) Digitalisoituminen on suuri teknologinen edistysaskel lääketieteelliselle kuvantamiselle. Sen kiistattomia etuja ovat kuvauksen suorittamisen nopeus, välitön kuvankatselumahdollisuus, kuvien poisto, korjaus, rajaus ja sähköinen arkistointi. Digitaalisen kuvantamisen etujen hyödyntäminen tuo myös uusia haasteita säteilynkäytön ammattilaisille. (Managing patient dose in digital radiology, 2004, 1.)

Digitaalinen kuvantaminen mahdollistaa potilasannosten pienentämisen. Siirtyminen perinteisestä filmikuvantamisesta digitaaliseen kuvantamiseen on aiheuttanut potilasannoksien kasvamisen. Digitaalisen kuvan laatu on liian hyvä jos säteilyannos on ollut liian suuri. Liian pienellä säteilyannoksella kuvattu röntgenkuva tulee edelleen uusia sen riittämättömän kuvan laadun takia. (Managing patient dose in digital radiology, 2004, 1.) Taulukuvailmaisimella kuvattaessa on mahdollista saada aikaan parempi kuvan laatu pienellä sädeannoksella, kun taas kuvalevyllä kuvattaessa on rajoitetut mahdollisuudet pienentää säteilyannosta niin, että kuvan laatu pysyy riittävän hyvänä (Busch, Decker, Schilz & Busch 2003, 77). Röntgenhoitajan tulee hallita potilasannoksen ja kuvan laadun optimointi, jotta hyvän käytännön mukainen kuvantaminen olisi turvattu. (Lanca ym. 2008a, 5.)

Tämän opinnäytetyön tarkoitus oli kuvata jännitteen ja hilan vaikutusta taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä tuotettujen röntgenkuvien kuvan laatuun. Käytämme CDRAD-fantomia (Contrast-Detail -fantom), jota kuvaamme muuttamalla jännitettä sekä taulukuvailmaisimelle että kuvalevyllä ilman hilaa ja hilan kanssa. Saadut kuvat analysoimme CDRAD-fantomien analysointiohjelman avulla ja määrittämme kuvasta kontrastiéroetuskyky-käyrän.

Tavoitteenamme oli oppia keinoja toteuttamaan potilasannoksen ja kuvan laadun optimointia röntgenhoitajan työssä. Tavoitteena oli oppia tarkkailemaan kuvan laatua. Tutkimuksen tuloksia voidaan hyödyntää radiografian ja sädehoidon opinnoissa ja käytännön työssä potilaan säteilyaltistuksen optimoinnissa eri modalityteilla.

## 2 KUVANLAADUN JA ANNOKSEN OPTIMOINTI DIGITAALISESSA KUVANTAMISESSA

### 2.1 Digitaaliset kuvareseptorit

Digitaalisia kuvareseptoreja ovat kuvalevyt ja taulukuvailmaisimet. Röntgenkuvan muodostuminen digitaalisilla kuvareseptoreilla ei suuresti eroa konventionaalisesta kuvanmuodostuksesta. Filmi-vahvistuslevyn sijasta digitaalisilla röntgenkuvauslaitteilla on käytössä digitaalinen kuvareseptori. (Soimakallio ym. 2005, 37.) Digitaalisen kuvareseptorin kuvanmuodostukselle on useita vaatimuksia, jotka liittyvät sen kuvakokoon, pikselikokoon, herkkyyteen, dynaamiseen alueeseen, sisäiseen kohinaan ja kuvan lukuun. (Lanca & Silva 2008b, 134.) Nämä kuvareseptorin teknilliset ominaisuudet ovat osa sen kuvan muodostuskykyä, joka vaikuttaa kuvan laadun seurantaan ja potilasannoksen hallitsemiseen hyvän käytännön mukaisesti. (Lanca ym. 2008a, 5.)

Digitaalinen kuvantamistekniikka voi kasvattaa potilasannosta jopa 406103 % (Vaño ym. 2007, 4616466). Tämä johtuu siitä, että digitaalisilla kuvatekniikoilla on laaja annosvaste (dynaaminen valotusvara) muodostaa kuva (Persliden 2004, 50658). Digitaalisen tekniikan vaara on liian suurien kuvausarvojen käyttäminen, koska siitä ei aiheudu mitään haittaa kuvan laatuun, päinvastoin annoksen kasvattaminen parantaa kuvan laatua vähentämällä kuvassa kohinaa. (Lanca ym. 2008a, 58662.)

#### 2.1.1 Kuvalevyn toimintaperiaate

Levykuvantaminen eli Computed Radiography (CR) nousi ensimmäiseksi digitaaliseksi kuvantamismenetelmäksi natiivitutkimuksissa 1980-luvun alussa (Lanca ym. 2008a, 59). Järjestelmä korvasi perinteisen filmiövahvistuslevy-yhdistelmän. Kuvaustapahtuma on samanlainen kuin filmiövahvistuslevy-kuvantamisessa eli käytettävät laitteistot voivat olla samat. (Standertskjöld-Nordenstam, Kormano, Laasonen, Soimakallio & Suramo 1998, 41.)

Levykuvantamisessa kuvatiedon tallentamiseen käytetään puolijohde levyä (CR-levy), joka koostuu europiumilla aktivoitusta bariumfluorobromidiyhdisteestä, jotka muodostavat kidehilassa niin kutsutut aktivoituvat luminesenssikeskukset. Kun säteily absorboituu CR-levyyn, luminesenssikeskukset aktivoituvat ja kidehila muuttaa energettistä rakennettaan. (Digitaalisen kuvantamisen perusinfo FCR-käyttökoulutuksen yhteydessä.) Tavallisessa filmi-vahvistuslevy -yhdistelmässä säteily saa vahvistuslevyn atomin elektronin siirtymään ylemmälle elektronikehille, josta se palaa heti takaisin lähettäen valokvantin, joka tallentuu filmille. Kuvalevyn atomi jää virittyneeseen tilaan. Tästä muodostuu latenttikuva. (Standertskjöld-Nordenstam ym. 1998, 41.)

Levykuvantaminen on epäsuoraa kuvantamistekniikkaa, koska sen kuvanmuodostuminen tapahtuu kahdessa vaiheessa. Ensimmäisessä vaiheessa elektronit saavat viritystilan ja toisessa vaiheessa elektronien viritystilat purkautuvat, jolloin syntyy valoa. (Lanca ym. 2008a, 59.) Lukulaite perustuu laservaloon, joka vapauttaa energiatiloihin sidotut elektronit muodostaen fluoresenssivaloa. Valonkerääjän avulla luminesenssivalo ohjataan valonmonistusputkelle, joka vahvistaa signaalia. Lopuksi analogiódigitaalimuuntimen avulla muodostetaan digitaalinen kuva. Kuvalueen luku piste pisteeltä on suhteellisen hidasta. (Standertskjöld-Nordenstam ym. 2006, 34.)

### 2.1.2 Taulukuvailmaisimen toimintaperiaate

Taulukuvailmaisimien koostuu kolmesta osasta. Ensin on konversiokerros, jonka perusteella taulukuvailmaisimet jaetaan suoraan ja epäsuoraan konversioon. Suorassa konversiossa röntgensäteily muuntuu suoraan sähköiseksi signaaliksi ja siitä digitaaliseksi tiedoksi. Konversiomateriaalina on amorfista seleeniä. Epäsuorassa konversiossa taas röntgensäteily muutetaan ensin valoksi ja siitä sähköiseksi signaaliksi. Käytetyin konversiomateriaali on tällöin cesiumjodidi (CsI). (Lanca ym. 2008a, 60662.) Epäsuora konversio muistuttaa kuvalevyn säteilyn taltioimistapaa. Kuitenkin se perustuu neulamaiseen pii-rakenteeseen, joka vähentää siroavaa säteilyä. (Schaefer-Prokop, De Boo, Uffmann & Prokop 2009, 196.)



Taulukuvailmaisoin tarjoaa useita etuja perinteiseen filmi-vahvistuslevyteknikkaan verrattuna. Digitaalisen tekniikan edut kuvausprosessin kannalta liittyvät kuvan luontiin, jälkikäsitteilyyn sekä kuvankatseluun. Kuvausprosessin nopeutuminen mahdollistaa toiminnan tehostumisen. Kuvien välitön saatavuus sähköisessä muodossa mahdollistaa ajasta ja paikasta riippumattoman kuvien tulkinnan, joka tuo uusia mahdollisuuksia diagnostisten toimintojen järjestelyihin. Detektoreiden fysikaaliset ominaisuudet mahdollistavat kuvanlaadun ja säteilyannosten aikaisempaa tehokkaamman optimoinnin. Tämän ansiosta saadaan diagnostisesti riittävä kuvan laatu filmi-vahvistuslevy -tekniikkaa pienemmillä annoksilla. (Körner ym. 2007, 6756677.)

## 2.2 Potilasannoksen hallitseminen digitaalisessa kuvantamisessa

Kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan (ICRP, International Commission on Radiological Protection) suositukset ionisoivan säteilyn vahingollisia vaikutuksia vastaan kehottavat säteilyn käytön olemaan aina periaatteeltaan oikeutettua ja optimoitua. Optimointi on määritelty Säteilysuojelun perussuositukset (2007) julkaisussa seuraavasti: tapahtuvan altistuksen todennäköisyys, altistuvien henkilöiden lukumäärä ja heidän yksilöannoksensa täytyy kaikki pitää niin pieninä kuin kohtuudella on mahdollista. (Mustonen ym. 2007, 14.) Säteilyn määrä vaikuttaa suoraan otetun kuvan laatuun, mutta säteilyn terveysvaikutukset kudoksessa on peruste suorittaa optimointia kaikessa säteilylle altistavassa toiminnassa. Säteilyn terveysvaikutukset johtuvat röntgensäteilyn kyvystä irrottaa elektroni väliaineen atomin elektronikehältä, jolloin jäljelle jää positiivisesti varautunut ioni. Röntgensäteily on siis ionisoivaa säteilyä. (Jurvelin 2005, 16.) Jos ionisoituminen tapahtuu solun perimässä eli DNA:ssa, voi siitä seurata moninaisia DNA-vaurioita. Nämä vauriot voivat johtaa perimän vaurioitumiseen, solun kuolemaan, muuntumiseen syöpäsolun esiasteeksi, jakaantumiskyvyn menetykseen tai vaurion korjaamiseen ja normaalin toiminnan jatkumiseen. (Mustonen & Salo 2002, 31632.)

Digitaalisilla kuvantamismenetelmillä on mahdollista pienentää potilaan saamaa säteilyannosta. Tämä on tärkeää, koska ionisoivan säteilyn lääketieteellinen käyttö aiheuttaa 95 % ihmisten aiheuttamasta säteilystä ja se on toiseksi suurin säteilynlähde luonnon taustasäteilyn jälkeen. Kuitenkin digitaaliset kuvantamismenetelmät voivat myös nostattaa potilaan samaa säteilyannosta monestakin eri syystä. Liian pienillä

kuvausarvoilla kuvattu kuva tulee uusia sen diagnostisesti riittämättömän kuvan laadun takia. Tätä vältetään suurentamalla säteilyannosta. Lisäksi annokset ovat suurentuneet, koska pyyntöjen määrä on kasvanut niiden teon helppouden takia. Teknologian kehittyminen vaikuttaa henkilökunnan työnkuvan muutosten lisäksi myös potilaisiin. Jos säteilysuojelullisiin asioihin ei kiinnitetä huomiota, potilasannokset tulevat suurenemaan merkittävästi. (Mettler, Ringertz & Vaño 2004, 162.)

Ionisoiva säteily, joka läpäisee kudoksen ja taltioituu kuvareseptorille, muodostaa röntgenkuvan. Kuvareseptorien herkkyys tarkoittaa sitä, millainen on kuvareseptorin kyky käyttää hyväkseen vastaanottamaansa säteilyä. Kaikki säteilystä saatu informaatio, joka saadaan tallennettua kuvamatriisiin pikseleihin antaa diagnostista tietoa. Mitä pienemmällä annoksella saadaan diagnostisesti riittävä röntgenkuva tuotettua, sitä enemmän on vara pienentää käytettyä kuvausarvoja ja näin säteilyannosta.

### **2.3 Säteilyannoksen ja potilaan säteilyaltistuksen seuranta**

DAP kertoo ilmaan absorboituneen annoksen ja säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-alan tulona potilaan ihon pinnalla. Se ei sisällä takaisin siroavaa säteilyä (BSF). DAP kuvaa potilaaseen kohdistetun säteilyn määrää ja sen kokonaisenergiaa. Säteilyannoksen ja kuvauskohteen pinta-alan tuloa (Dose Area Product) mitataan DAP-mittarilla. DAP-mittari on ionisaatiokammio, joka koostuu kahdesta elektrodista sekä niiden välissä olevasta kaasutäytteisestä tilasta. DAP-mittari asetetaan röntgenputken kaihtimiin tai niiden eteen kiinnityskiskoisiin. DAP-mittakammiota käytettäessä koko säteilykeilan tulee osua kammion säteilyherkkään osaan. (Kiljunen 2004, 33.) Röntgensäteily ionisoi kaasumolekyylejä, mikä aiheuttaa sähköisen ilmiön kammiossa. Sähkökentän vaikutuksen avulla hiukkaset ajautuvat elektrodeille, ja tätä sähköistä varausta mitataan DAP-mittarilla. Ionisaatiokammiossa käytetty jännite on niin pieni, että syntyneet ionit eivät voi enää muodostaa uusia ioneja. (Pöyry 2004, 13.) Pinta-alan ja annoksen tulo yksikkö on  $\text{Gy} \cdot \text{m}^2$  (Kisielewicz ym. 2010, 1).

Potilasannoksen määrittäminen voidaan tehdä joko laskennallisesti tai DAP -mittarin avulla. Laskennallisesti määritetään potilaan saama pinta-annos eli ESD ja mittaamalla saadaan tietää annoksen ja pinta-alan tulo eli DAP. ESD:n laskennassa tarvitaan tieto röntgenputken säteilytuotosta kaikissa tutkimuksissa käytettävissä suodatuksissa. DAP-

mittaus vaatii mittalaitteen asentamisen röntgenlaitteeseen. DAP voidaan laskennallisesti muuntaa ESD:ksi. (Wirtanen 2002, 20625.)

EI-arvo (Exposure Index) kertoo kuvan valottumisesta ja potilaan saamasta säteilyannoksesta (Partic & Schaefer-Prokop 2001, 192). Digital Diagnostin käytössä on EI\_s-arvo, joka on johdettu EI-arvosta. EI\_s-arvo on suoraan verrannollinen ilmaisimen tulopinnan annokseen. Kun ilmaisinnan on 2.5 Gy, on EI\_s-arvo 250. Kun annos kaksinkertaistuu 5 Gy:n, EI\_s-arvo on 500. EI\_s-arvon ollessa 1000 on ilmaisinnan 10 Gy (Taulukko 1). Ilmaisinsignaali riippuu kuvan valotuksesta. Mitä suurempi säteilyannos, sitä vahvempi signaali eli kuvan laatu paranee. Kun valotusautomaatin herkkyys on 400, tulee EI\_s-arvon olla välillä 100-300. (Philips Digital Diagnost Perekymateriaali, 2009.)

Ilmaisimen signaali (LSB)	Exposure Index (EI_s)	Annos ( Gy)
2070	1000	10.0
1035	500	5.0
518	250	2.5
259	125	1.25

Taulukko 1. Annoksen vaikutus EI\_s-arvoon ja ilmaisimen signaaliin.

#### 2.4 Tärkeimmät röntgenkuvan kuvan laatuun vaikuttavat tekijät

Digitaaliseen röntgenkuvan kuvan laatuun vaikuttavat monet fyysiset seikat. Digitaalisen kuvantamislaitteen kuvareseptorille on useita vaatimuksia, jotka liittyvät sen kuvakokoon, pikselikokoon, herkkyyteen, dynaamiseen alueeseen, sisäiseen kohinaan ja kuvan lukuun. (Lanca ym. 2008b, 134.) Digitaalisen kuvan laatuun vaikuttavat erityisesti *kontrasti, avaruudellinen erotuskyky ja kohina*.

Digitaalinen kuva koostuu kuva-alkiosta, pikseleistä. Kaksiulotteisen kuvan kaikki pikselit kokoavat kuvamatriisin, jonka korkeus ja leveys ilmoitetaan kuvareseptorin

tiedoissa. Mitä pienempi pikselikoko on, sitä suurempi on saavutettava avaruudellinen erotuskyky. (Körner ym. 2007, 675.)

*Avaruudellinen erotuskyky* kertoo kuvareseptorin kyvystä esittää erillisiä anatomisia kohtia kuvassa. Kuvan maksimi avaruudellinen erotuskyky määritellään pikselikoon ja avaruudellisuuden avulla. Avaruudellinen erotuskyky on pikselin keskipisteiden välinen etäisyys. Pikselikoko vaikuttaa erotuskykyyn ja se vaihtelee yleensä kuvalevyillä 100 m<sup>2</sup>00 m. Taulukuvailmaisimilla se on 127 m<sup>2</sup>00 m. Filmiövahvistuslevy-yhdistelmällä avaruudellinen erotuskyky on yli 25 m<sup>2</sup>80 m, mutta sen rajoituksena on sen pienempi valotusvara verrattuna digitaalisiin kuvantamismenetelmiin. (Lanca ym. 2008b, 135.)

*Kontrasti* tarkoittaa kahden vierekkäisen pisteen harmaasävyjen kirkkauden eroa. Kuvantamistekniikan kontrasti määräytyy sen ominaiskäyrän perusteella. Ominaiskäyrä on suhdekäyrä kuvareseptorille absorboituneen annoksen ja kuvareseptorin lähettämälle signaalille. (Managing patient dose in digital radiology, 2004, 1.) Filmikuvantamisessa käyrä on S-käyrä, koska mustuma kasvaa logaritmisesti suhteessa säteilyn intensiteettiin. Digitaalisilla laitteilla ominaiskäyrä on lineaarinen, koska vaste mitataan suoraan säteilyn määrästä. (Dobbins 2000, 162.)

Kuvan muodostusteniikasta johtuvan *kohinan* tulee olla tarpeeksi vähäinen, jotta kuvan laatu pysyy hyvänä. Kohina voi olla kvanttikohinaa tai sähköistä kohinaa, jotka aiheuttavat epätarkkuutta kuvaan ja peittävät näin hyödyllistä diagnostista tietoa. Kvanttikohinan määrä on annosriippuvainen: mitä suurempi annos, sitä vähemmän kohinaa. Kuvareseptorin tallentava aine, yhdistävä aine ja keräävä aine ovat lähteitä missä kuvaan voi syntyä sisäistä eli sähköistä kohinaa. (Lanca ym. 2008b, 135-137.)

Taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä kuvattaessa tavoitteena on tuottaa kuvaan mahdollisimman hyvä kontrastiökohina-suhde ja samalla minimoida potilaan saama säteilyannos. Suuremmalla jännitteellä ja voimakkaammalla suodatuksella voidaan vähentää potilaan annosta, mutta samalla kuvan kontrasti heikkenee. Kuvan kohinatasoa voidaan säätää jännitteen valinnalla sopivaksi kuvanlaadun kannalta. Kohina kasvaa annoksen pienentyessä ja päinvastoin. Kuvassa tulisi aina näkyä jonkin verran kohinaa, muuten annos on liian suuri. Annosoptimointi ja riittävä kuvan laatu tulisi taata

jokaisessa tutkimuksessa. Digitaalisilla kuvareseptoreilla voidaan saavuttaa merkittäviä annossäästöjä, jos digitaalisen tekniikan hyödyt vain osataan ottaa riittävän laajasti huomioon. (Körner ym. 2007, 6756677.)

Röntgenkuvauksessa käytetään sähkömagneettista säteilyä. Kun sähkömagneettisen säteilyn aallonpituus on paljon suurempi kuin törmäyskohteen (atomi, molekyyli) koko, ei energianvaihtoa tapahdu, vaan fotonin muuttuu kulkusuuntaansa eli siroaa. (Kiljunen 2004, 7.) Sironnut säteily huonontaa kohinasuhdetta ja samalla röntgenkuvan tarkkuutta. Röntgenkuvauksen yhteydessä tapahtuva sironna on Compton sironna, jossa tulevan fotonin suunta muuttuu. (Soimakallio ym. 2005, 12615.) Röntgenkuvauksissa käytettävillä energioilla sironna on yhtä todennäköistä kaikkiin suuntiin. Sironnan määrää voidaan pienentää käyttämällä hila potilaan ja kuvareseptorin välissä. Jos röntgenkuvauksessa käytettävä jännite on yli 60 kV, niin käytetään hila. (Thompson ym. 1994, 480.) Hila koostuu vuorottelevista kerroksista lyijyä, joka ei läpäise säteilyä, ja säteilyä läpäisevästä alumiinista tai hiilestä. (Lehmann ym. 2002, 2026204.)

Hila pienentää sironnaa ja samalla säteilyn intensiteettiä. Tästä on seurauksena kuvausajan piteneminen. Pitkä kuvausaika aiheuttaa puolestaan liikeartefaktoja. Potilas saattaa liikahtaa, hengittää tai potilaan sydän saattaa lyödä kuvauksen aikana. Kaikista näistä on seurauksena kuvan ääri viivojen sumeneminen. Jos hila on asetettu vinoon, saattaa kuvaan aiheutua ns. hila-artefaktoja, jotka ovat röntgenkuvan poikki meneviä viivoja. Hilan käyttö vaatii suurempia kuvausarvoja, jotta riittävä kuvan tiheys pystyttäisiin säilyttämään. Samalla kasvaa myös potilaan saama säteilyannos. (Thompson ym. 1994, 3266338.)

## 2.5 Digitaalisen kuvan laadun mittareita

Riittävä kuvan laatu tarvitaan lääketieteellisesti varmistamaan oikea ja luotettava diagnoosi potilaalle. Digitaalisen kuvan laatuun vaikuttavat erityisesti kolme seikkaa: kontrasti, avaruudellinen erotuskyky ja kohina. Nämä laatuparametrit ovat arvioitavissa *signaaliökohina-suhteella* (SNR), *Wiener Spectralla* (WS) ja *modulaation siirtofunktiolla* (MTF). Nämä vaikuttavat *kuvareseptorin kvanttitehokkuuteen* (DQE). (Lanca ym. 2008b, 136.)

*Signaaliökohina-suhde* on tärkein digitaalisen kuvan laadun mittari. Se kuvaa kontrastin ja kohinan suhdetta kuvassa. (Marsh & Malone 2001, 37.) Vaikka kontrasti ja kohina ovat tärkeitä kuvan laatuun vaikuttavia ominaisuuksia, niiden välinen suhde on merkittävin seikka digitaalisen kuvanlaadun kannalta (Dobbins 2000, 162).

*Modulaation siirtofunktio* kuvaa, kuinka paljon erikokoisten kohteiden kontrasti kuvassa heikkenee. MTF kuvaa digitaalisessa kuvassa kontrastin ja avaruudellisen erotuskyvyn suhdetta. (Samei 2003, 37.)

*Wiener Spectra* kuvaa digitaalisessa kuvassa kohinan ja avaruudellisen erotuskyvyn suhdetta. WS määrittää erityisesti kohinan määrää kuvassa. (Marsh & Malone 2001, 37.)

*Detektorin kvanttiefektiivisyys* kuvaa, kuinka tehokkaasti detektori käyttää hyväkseen säteilyä muodostaessaan digitaalisen kuvan. Tähän vaikuttavat signaali-kohina -suhde, modulaation siirtofunktio ja Wiener Spectra. (Chotas, Dobbins & Ravin 1999, 595.) DQE mittaa kohinan ja kontrastin yhteisvaikutusta ja se on olennainen seikka kohteen yksityiskohtien kuvantamiseen (Lanca ym. 2008b, 136).

Digitaalisilla kuvareseptoreilla ajatellaan usein olevan suurempi herkkyys, pienempi ilmaisimesta johtuva kohina ja laajempi dynaaminen alue kuin perinteisellä filmiö vahvistuslevy-menetelmällä. Tämä on uusi mahdollinen tapa pienentää potilasannoksia kliinisessä käytössä. (Neitzel 2005, 32.) Vaikka digitaalinen kuvantaminen mahdollistaa uusia etuja, on digitaalisissa kuvissa myös havaittavissa suuria vaihteluja kuvanlaadussa ja efektiivisissä annoksissa (Pascoal, Lawinsky, Mackenzie, Tabako & Lewis 2005, 273).

## 2.6 Kuvan laadun arviointi CDRAD-fantomilla

CDRAD-fantomi on kehitetty arvioimaan digitaalisesti tuotettua röntgenkuvaa. Sen avulla voidaan testata kuvan laatu ja tarkastelijan havaintokyky. (Managing patient dose in digital radiology, 2004, 7.) Käytämme Artinis CDRAD 2.0 -fantomia kuvan laadun arvioinnissa, koska sen avulla saadaan määriteltyä sekä resoluutio että kontrasti, jotka ovat kaksi oleellista seikkaa digitaalisen röntgenkuvan kuvan laadussa. (Artinis

Contrast-Detail CDRAD 2.0 Phantom, hakupäivä 30.11.2009.) Analysointiohjelman avulla lasketaan IQF-arvo (Image Quality Figure), joka on verrannollinen havaittuihin kontrastiyksityiskohtapisteisiin. IQF-arvo nousee kuvanlaadun parantuessa. (Thijssen & Bijkerk. 2006, 10.)

CDRAD-fantom on lasinen levy, jossa on tietyn syvyisiä ja läpimittaisia sylinterimäisiä reikiä. Fantom-kuvassa näkyy 225 ruutua, 15 riviä ja 15 saraketta, joissa jokaisessa ruudussa näkyy yksi tai kaksi pistettä. Ensimmäisellä kolmella rivillä näkyy vain yksi piste, kun taas loppuissa on kaksi samanlaista pistettä, toinen keskellä ja toinen sattumanvaraisessa ruudun kulmassa. Optimaalinen pisteen mustuma on tummempi kuin tausta. Fantomin sylinterimäisten reikien syvyys kasvaa eksponentiaalisesti horisontaalisuunnassa, kuvassa näkyy 15 reikäsarakeita joiden kontrasti kasvaa vasemmalta oikealle. Lisäksi pystysuunnassa reikien läpimitta kasvaa, joka muodostaa pystysuuntaan 15 reikäriviä, joiden paikkaerotuskyky eli resoluutio kasvaa alhaalta ylös. (Artinis Contrast-Detail CDRAD 2.0 Phantom, hakupäivä 30.11.2009.)

### 3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli kuvata jännitteen ja hilan vaikutusta taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä tuotettujen röntgenkuvien kuvan laatuun. Kuvasimme CDRAD-fantomia (Contrast-Detail-fantom) sekä taulukuvailmaisimelle että kuvalevyllä muuttaen jännitettä 40 kV $\pm$ 130 kV:n välillä. Seurasimme jännitteen vaikutusta mAs-, DAP- ja EI\_s-arvoihin. Saadut kuvat analysoimme CDRAD-fantomien analysointi-ohjelman avulla ja määritimme kuvasta kontrasti $\pm$ erotuskyky-käyrän sekä IQF-arvon.

Tavoitteenamme oli oppia keinoja toteuttamaan potilasannoksen ja kuvan laadun optimointia röntgenhoitajan työssä. Tavoitteena oli oppia tarkkailemaan kuvan laatua. Tutkimuksen tuloksia voidaan hyödyntää radiografian ja sädehoidon opinnoissa ja käytännön työssä potilaan säteilyaltistuksen optimoinnissa eri modalityteilla.

Työmme tutkimusongelmat ovat:

1. Miten kuvan laatu muuttuu, kun jännitettä muutetaan taulukuvailmaisimelle kuvattaessa?
2. Miten kuvan laatu muuttuu, kun jännitettä muutetaan kuvalevyllä kuvattaessa?
3. Millainen on hilan vaikutus kuvan laatuun taulukuvailmaiselle kuvattaessa?
4. Millainen on hilan vaikutus kuvan laatuun kuvalevyllä kuvattaessa?
5. Millaisia eroja kuvan laadussa tulee esille taulukuvailmaisimelle ja kuvalevyllä kuvattaessa?



## 4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Opinnäytetyömme oli kvantitatiivinen tutkimus, joka toteutettiin poikkileikkaustutkimuksena kuvaamalla CDRAD-fantomia sekä taulukuvailmaisimelle että kuvalevylle ilman hilaa ja hilan kanssa muuttaen jännitettä 40 kV<sup>1</sup>130 kV:n välillä (ks. Hirsjärvi ym. 2007, 135). Tutkimuksen koeasetelma oli kuvaustilanne, jonka suunnittelimme ja testasimme etukäteen. Tutkimus oli kausaalinen, koska kiinnostuksen kohteena ovat muuttujien väliset syysuhteet, sillä kartoitamme kilovoltin ja hilan vaikutusta taulukuvailmaisimen ja kuvalevyn herkkyyteen (Kankkunen ym. 2009,42). Pyrimme luomaan asetelman, jossa syysuhdetta mitattiin mahdollisimman täsmällisesti. (ks. Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2009, 43.) Keräsimme aineiston yhden päivän aikana ja tutkimustulokset esitettiin diagrammeilla (ks. Hirsjärvi ym. 2003, 1276128).

Tutkimuksessa kartoitamme tietoa digitaalisesta kuvantamisesta, digitaalisista kuvareseptoreista sekä kuvan laadun ja potilasannoksen optimoinnista digitaalisessa kuvantamisessa. (ks. Hirsjärvi ym. 2003, 1276128). Kvantitatiivisessa tutkimuksessa korostuu kirjallisuuskatsauksen kattavuus mittausvälineen perustana sekä mittausvälineen rakentaminen ja esitestaaminen. Aineiston tallentamisen jälkeen analysointi on melko nopeaa ja vaivatonta tilastollista ohjelmaa käyttämällä. (Kankkunen ym. 2009, 41.) Alan kirjallisuudesta ja artikkeleista saimme idean toteuttaa tutkimus. Kirjallisuudesta ja tutkimusartikkeleista kehittyi sanasto käsitellä tutkimuksen sisältöä. Valitsimme mittausvälineeksi CDRAD-fantomia ja sen analysointiohjelman, koska kiinnostuksen kohteena oli digitaalisilla kuvareseptoreilla tuotetun röntgenkuvan kuvan laatu.

Tutkimusstrategia oli kokeellinen (*eksperimentaalinen*) tutkimus, jolle on tyypillistä valita näyte tietystä populaatiosta. Näyte analysoidaan erilaisten koejärjestelyiden valossa harkitusti ja systemaattisesti olosuhteita muunnellen. Tutkimusstrategia perustuu suunnitteluun, miten saadaan aikaan muutos yhdessä tai useammassa muuttujassa. (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2007, 130.) Tutkimuksen suunnittelussa perehdyimme tutkimusartikkeleihin. Tutkimusstrategia tehtiin yhdessä ohjaavien

opettajien kanssa, ja päätimme selvittää jännitteen ja hilan vaikutuksen röntgenkuvan kuvan laatuun kuvattaessa sekä taulukuvailmaisimelle että kuvalevyllä.

## 5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN

Tutkimus tehtiin Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveystieteiden röntgenharjoitteluluokassa. Käytössä oli Philipsin röntgenputki, jonka kokonaissuodatus on 2,72 mm Al. Kuvattaessa emme käyttäneet lisäsuodatusta. Röntgenputkessa oli bucky diagnostic CS -kattokiinnitysjärjestelmä. Käytimme Digital Diagnost Eleva 2009 -kuvausjärjestelmää.

Taulukuvailmaisina oli TRIXELL Pixium 4600 -ilmaisina, joka perustuu CsI- ja aSi-matriisiin (amorfina pii). Taulukuvailmaisimen matriisikoko oli 43 cm \* 43 cm. Taulukuvailmaisina perustuu röntgensäteilyn vuorovaikutukseen kuvareseptorin Cesiumjodi-tukeyteen kanssa, jolloin tapahtuu valosähköisiä vuorovaikutuksia ja säteily muuttuu näkyväksi valoksi. Tukeyteen alla on fotodiodimatriisi, joka on amorfista piiä. Fotodiodimatriisi rekisteröi tukeyteen saadun informaation näkyvästä valosta sähkövarauksiksi. Matriisin jokainen pikseli sisältää analogisen pikseliarvon, joka on verrannollinen säteilyprofiiliin. Kuvainformaatio puretaan digitaalisesti tiedoksi laservaloa käyttäen ja lähetetään työasemalle. (Philips Digital Diagnost Perehdytysmateriaali, 2009.)

Kuvalevy on Fuji IP Cassette type cc, jonka koko on 35,4 cm \* 43,0 cm. Fujin levykuvantamisessa kuvatiedon tallentamiseen käytetään kuvalevyä, joka koostuu bariumfluorobromidiyhdisteestä, joita on terästetty pienellä määrällä Europium-atomeja, jotka muodostavat kidehilassa ns. aktivoituvat luminesenssikeskukset. Kun säteily absorboituu CR-levyyn, luminesenssikeskukset aktivoituvat ja kidehila muuttaa energettistä rakennettaan. (Digitaalisen kuvantamisen perusinfo FCR-käyttökoulutuksen yhteydessä.)

### 5.1 Aineiston keruu

Ennen varsinaista aineiston keruuta esitestasimme tutkimuksen. Suoritimme esitestauksen samoissa kuvausoloissa kuin varsinaisen tutkimuksen. Aineisto kerättiin kuvaamalla CDRAD-fantomia pysyvissä kuvausoloissa. Nämä kuvausolot tarkoittivat

samaa säteilynlähdettä ja kuvausprosessia. Ainostaan miten säteily absorboituu kohteeseen ja kuvareseptori muodostaa kuvan, erottaa taulukuvailmaisimen ja kuvalevyn toisistaan. Tarkoitus oli saada tarkkoja tuloksia siitä, mitkä ovat kuvareseptorien mahdolliset erot kuvan laadussa ja yksityiskohtien erottamisessa eli kumpi käyttää säteilyä paremmin hyödykseen kuvanmuodostamisessa.

Kuvasimme CDRAD-fantomia muuttaen jännitettä 40 kV:sta 130 kV:in kymmenen kilovoltin välein. Jokaista kilovolttiluokkaa kohden otimme peräkkäin viisi eksponointia tutkimuksen luotettavuuden lisäämiseksi. Lisäksi kuvasimme CDRAD-fantomia molemmille kuvareseptoreille sekä hilan kanssa että ilman hilaa. Jokaisen eksponoinnin jälkeen kirjassimme arvot taulukoihin. Tutkimuksessa käyttämämme hila oli fokusoitu 110 cm etäisyyteen. Hilassa oli hilalamelleja 36 l/cm ja sen hilasuhde (R) oli 12. Käytimme samaa hilaa koko tutkimuksen ajan. Kuvausetäisyys kuvareseptorille oli 115 cm ja kenttäkoko oli 28 cm \* 28 cm. Kuvasimme ensimmäisenä CDRAD-fantomia taulukuvailmaisimelle ilman hilaa ja hilan kanssa käyttäen valotusautomaattia. Valotusautomaatin herkkyys oli 400. Käytimme valotusautomaatin antamaa mAs- arvoa kuvatessa kuvalevyllä. Matalilla jännitteillä (40 kV-680 kV) eksponoidut fantom-kuvat luettiin polven ap -ohjelmalla ja korkeilla jännitteillä (90 kV-130 kV) eksponoidut fantom-kuvat luettiin reiden ap -ohjelmalla. Kuvatessa 40 kV-680 kV jännitteillä asetimme CDRAD-fantomia päälle yhden pleksilevyn, jonka paksuus oli 5,2 cm ja kuvatessa 90 kV-130 kV jännitteillä lisäsimme toisen 5,2 cm:n paksun pleksilevyn fantomien päälle. Potilaan paksuutta simuloidaan lisäämällä erillisiä pleksilevyjä fantomien päälle.

## 5.2 Aineiston analysointi

CDRAD-fantom kuvien analysointiin käytettiin CDRAD ANALYSIS -ohjelmistoa ja kuvanlukijaa. Kuvan lukija paikallistaa jokaisen neliön pisteiden paikat CDRAD-fantom kuvasta. Oikea pisteen havaitseminen osoittaa ruudussa näkyvän mustumaeron, mutta jos pistettä ei erotu ruudusta, se jää kokonaan havainnoimatta. Lopuksi kuvananalyysissä havainnoitsija yhdistää pienimmän läpimittaisen pisteen sekä kontrastin yhteiseksi viivaksi, jota kutsutaan Contrast-Detail-curve eli kontrasti-erotuskyky-kulmaksi. Mitä alemmaksi ja lähemmäksi vasenta nurkkaa fantomi-kuvassa kontrasti-erotuskyky-jana muodostuu, sitä parempi on kuvantamislaitteen herkkyys säteilylle,

koska sitä pienemmän yksityiskohdan se pystyy kuvantamaan. (Artinis Contrast-Detail CDRAD 2.0 Phantom, hakupäivä 30.11.2009.) Lisäksi analysointiohjelman avulla laskettiin IQF-arvo (Image Quality Figure), joka on verrannollinen havaittuihin kontrastiyksityiskohtapisteisiin. Käytimme IQF-arvoa kuvan laadun arviointiin. (Thijssen & Bijkerk. 2006, 10.)

Tulokset kirjassimme neljään Excel-taulukkoon (liite 1). Teimme omat taulukot taulukuvailmaisimelle sekä kuvalevyille ilman hila ja hilan kanssa. Taulukoihin kirjattiin jännitteen vaikutus mAs-, DAP-, EI\_s- ja IQF-arvoihin jokaisella eksponoinnilla. Laskimme saaduista arvoista tulosten keskiarvot, joista teimme Excel-tilukko-ohjelman avulla keskiarvotaulukot (liite 2) ja diagrammit. Diagrammeista nähdään kuinka IQF-arvo muuttuu jännitteen kasvaessa sekä kuvalevyille että taulukuvailmaisimelle kuvattaessa ottaen huomioon hila.

## 6 TUTKIMUSTULOKSET

### 6.1 Jännitteen vaikutus kuvan laatuun taulukuvailmaisimelle kuvattaessa ilman hilaa

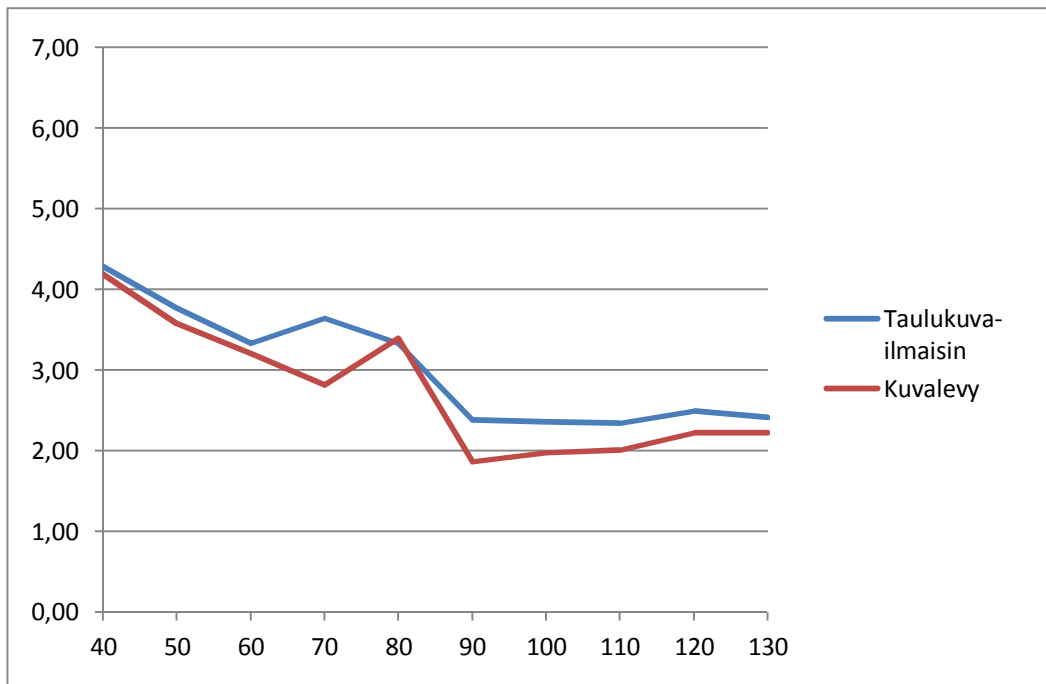
Kuvattaessa ilman hilaa taulukuvailmaisimelle mAs-arvo saatiin käyttämällä valotusautomaattia. Jännitteen nostaminen laskee mAs- ja DAP -arvoja 70 kV:n jännitteeseen saakka. 80 kV:n jännitteellä mAs- ja DAP-arvot nousevat hieman. IQF-arvo laskee 60 kV jännitteeseen saakka, 70 kV:n jännitteellä IQF-arvo nousee vähän ja 80 kV:n jännitteellä IQF-arvo laskee uudelleen (Kuvio 1). Jännitteen nostaminen 90 kV $\delta$ 130 kV:n välillä laskee mAs-arvoa vähän (0.7 mAs $\delta$ 0.4 mAs) ja nostaa DAP -arvoa (3.06 Gy $\delta$ 4.08 Gy). IQF-arvo laskee 110 kV:n jännitteeseen saakka, minkä jälkeen IQF-arvo nousee uudelleen. EI\_s-arvot vaihtelevat 122 $\delta$ 248 välillä, joten ne pysyvät viitearvoissa (100 $\delta$ 300). 130kV jännitteellä EI\_s-arvo on suurin.

Mitä suurempi IQF-arvo, sitä parempi on kuvan laatu. Kuvioista nähdään, että jännitteen kasvaessa IQF-arvo pienenee, joten kuvan laatu huononee (Kuvio 1).

### 6.2 Jännitteen vaikutus kuvan laatuun kuvalevyllä kuvattaessa ilman hilaa

Kuvalevyllä ilman hilaa kuvattaessa käytimme samoja mAs-arvoja kuin taulukuvailmaisimelle kuvattaessa ilman hilaa. Jännitteen nostaminen laskee mAs-, DAP- ja IQF-arvoja 70 kV:n jännitteeseen saakka. 80 kV:n jännitteellä mAs-, DAP- ja IQF-arvot nousevat poikkeavasti. 90 kV $\delta$ 130 kV:n jännitteellä kuvattaessa jännitteen nostaminen ei vaikuta mAs-arvoon. DAP-arvo nousee 100 kV:n jännitteeseen saakka ja 110 kV:n jännitteellä arvo laskee, minkä jälkeen DAP-arvo nousee uudelleen (Kuvio 1). EI\_s-arvot vaihtelevat 180 $\delta$ 432 välillä. Jännitteillä 40 kV, 80 kV, 120 kV ja 130 kV EI\_s-arvo on suurempi kuin 300. Samoilla jännitteillä myös IQF-arvo on suurempi kuin muilla jännitteillä.

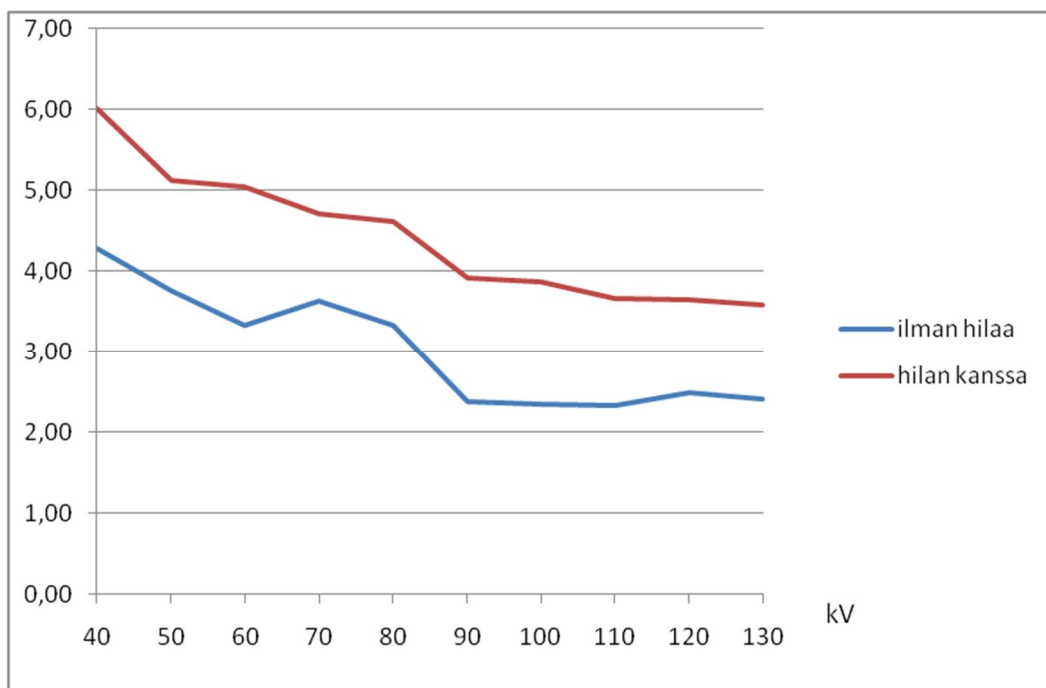
EI\_s-viitearvon 100 $\delta$ 300 välillä valotus on sopiva. EI\_s-arvon ollessa yli 300 säteilyannos on ollut liian suuri (Kuvio 1).



*Kuvio 1. Jännitteen vaikutus IQF-arvoon kuvattaessa taulukuva-ilmaisimelle ja kuvalevyille ilman hilaa.*

### 6.3 Jännitteen vaikutus kuvan laatuun taulukuvailmaisimelle kuvattaessa hilan kanssa

Kuvattaessa hilan kanssa taulukuvailmaisimelle mAs-arvo saatiin käyttämällä valotusautomaattia. Hilan kanssa jännitteen nostaminen laskee mAs-, DAP- ja IQF-arvoja. 40 kV:n jännitteellä mAs-, DAP- ja IQF-arvot ovat selkeästi suuremmat kuin muilla jännitteillä (Kuvio 2). EI<sub>s</sub>-arvot vaihtelevat 1436211 välillä, joten ne pysyvät viitearvoissa. 40 kV:n jännitteellä EI<sub>s</sub>-arvo on suurin. Hilan kanssa kuvattaessa säteilyannos oli suurempi ja kuvan laatu parempi kuin ilman hilaa kuvattaessa.

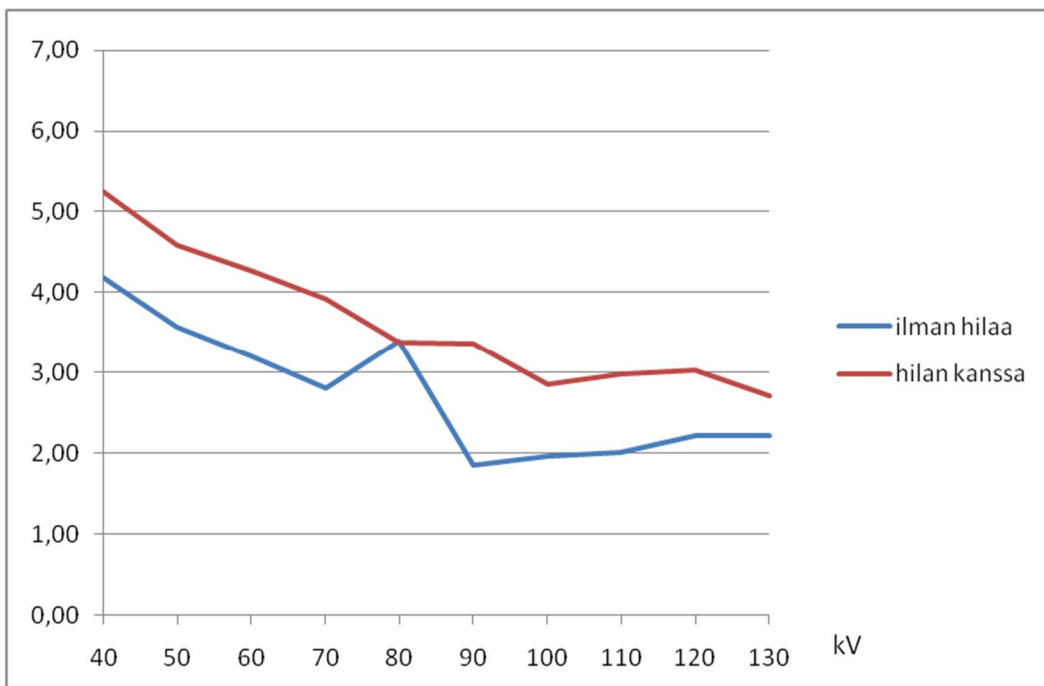


Kuvio 2. Jännitteen ja hilan vaikutus IQF-arvoon taulukuvailmaisimelle kuvattaessa.



#### 6.4 Jännitteen vaikutus kuvan laatuun kuvalevyllä kuvattaessa hilan kanssa

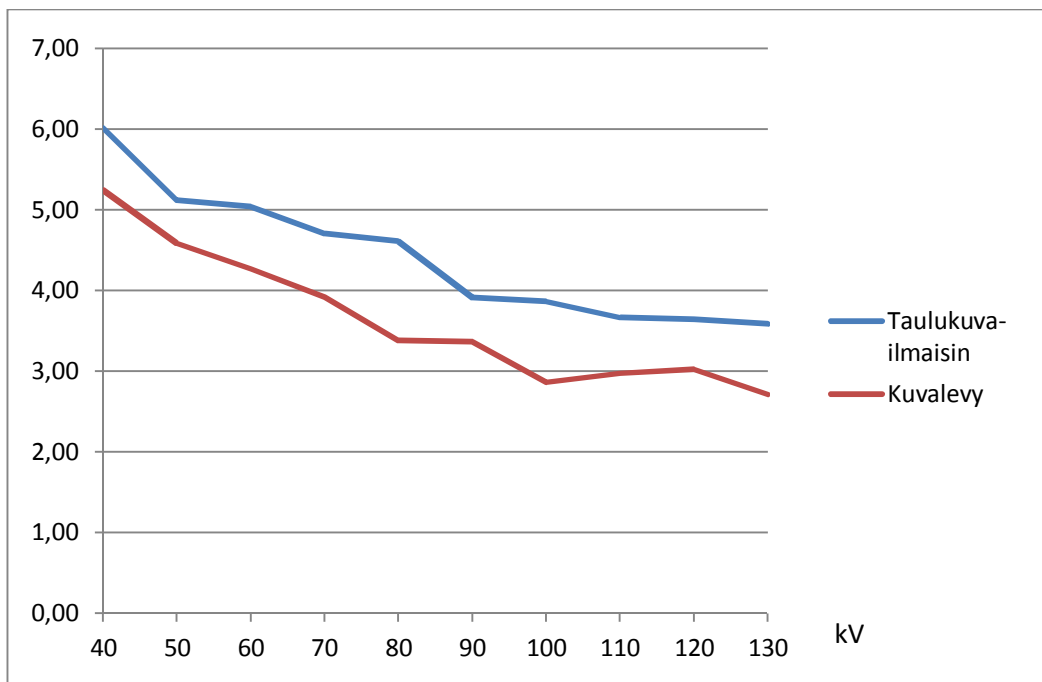
Kuvattaessa hilan kanssa kuvalevyllä käytimme samoja mAs-arvoja kuin taulukuvailmaisimelle kuvattaessa hilan kanssa. Jännitteen nostaminen laskee mAs-, DAP- ja IQF-arvoja 90 kV:n jännitteeseen saakka. 90 kV:n jännitteellä mAs ja DAP-arvot nousevat vähän, minkä jälkeen ne jatkavat laskua. 40 kV:n jännitteellä mAs-, DAP- ja IQF-arvot ovat selkeästi suuremmat kuin muilla jännitteillä. (Kuvio 3) EI\_s-arvot vaihtelevat 1686497 välillä. EI\_s-arvo on suurin 40 kV:n jännitteellä ja pienin 130 kV:n jännitteellä. Jännitteillä 40 kV, 50 kV ja 60 kV EI\_s-arvo on suurempi kuin 300.



Kuvio 3. Jännitteen ja hilan vaikutus IQF-arvoon kuvalevyllä kuvattaessa.

## 6.5 Erot kuvan laadussa taulukuvailmaisimelle ja kuvalevyille kuvattaessa

Kuvattaessa ilman hilaa taulukuvailmaisimelle IQF-arvot ovat hieman suuremmat kuin kuvalevyille kuvattaessa. Suurin poikkeama on 70 kV jännitteellä (Kuvio 1). Kuvattaessa hilan kanssa taulukuvailmaisimelle IQF-arvot ovat suuremmat kuin kuvalevyille kuvattaessa, joten kuvan laatu on taulukuvailmaisimelle kuvattaessa parempi (Kuvio 4). EI<sub>s</sub>-arvot ovat suuremmat kuvalevyille kuin taulukuvailmaisimelle kuvattaessa sekä ilman hilaa että hilan kanssa.



*Kuvio 4. Jännitteen vaikutus IQF-arvoon kuvattaessa hilan kanssa.*

## 7 POHDINTA

### 7.1 Tulosten tarkastelu

Valitsimme tutkimuksen aiheen kun olimme tutustuneet digitaalisiin kuvareseptoreihin kirjallisuuden ja aikaisempien tutkimusten kautta. Langan ja Silvan (2008) kaksiosaisessa tutkimuksessa, Digitaaliset kuvareseptorit ó teknillinen yleiskatsaus, ensimmäisessä osassa tuotiin esiin muutos filmikuvantamisesta digitaaliseen kuvantamiseen ja kuvailtiin erilaisten digitaalisten kuvareseptorien kuvanmuodostustekniikoiden eroja. Toisessa osassa on pohdittu digitaalisen kuvantamisen haasteita ja etuja digitaalisessa kuvantamisessa ja kuvan laatuun ja potilasannokseen vaikuttavia tekijöitä. Aihe oli mielenkiintoinen, koska digitaalisessa kuvantamisessa säteilyannosten ja kuvan laadun optimointiin vaikuttaa kuvareseptorin kuvanmuodostustekniikka. Säteilysuojelu on tärkeää röntgenhoitajan ammattitaidolle.

Tavoitteenamme oli oppia keinoja toteuttamaan potilasannoksen ja kuvan laadun optimointia röntgenhoitajan työssä. Tavoitteena oli oppia arvioimaan kuvan laatua. Tutkimuksen tuloksia voidaan hyödyntää radiografian ja sädehoidon opinnoissa ja käytännön työssä potilaan säteilyaltistuksen optimoinnissa eri modaliteeteilla.

Tutkimustuloksena saimme selville, kuinka jännite ja hila vaikuttavat taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä tuotetun röntgenkuvan kuvan laatuun. Sekä taulukuvailmaisimelle että kuvalevyllä kuvattaessa jännitteen nostaminen pienensi säteilyannoksia ja huononsi kuvan laatua. Hilan kanssa kuvattaessa säteilyannokset olivat suuremmat ja kuvan laatu parempi kaikilla jännitteillä. Sekä hilalla että ilman hilaa taulukuvailmaisimelle kuvattaessa kuvan laatu oli parempi kuin kuvalevyllä kuvattaessa. Tästä voidaan päätellä, että taulukuvailmaisimen DQE on parempi kuin kuvalevyn, koska se käyttää säteilyä tehokkaammin hyödykseen muodostaessaan digitaalista röntgenkuvaa. Tällä on merkitystä potilaan saamaan säteilyannokseen, sillä mitä herkempi kuvareseptori on säteilylle, sitä pienemmällä annoksella röntgenkuva saadaan aikaan.

## 7.2 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys

Kvantitatiivisen tutkimuksen luotettavuuteen vaikuttaa tutkimuksen validiteetti ja reliabiliteetti. Validiteetti viittaa siihen, onko tutkimuksessa mitattu juuri sitä, mitä on ollut tarkoituskin mitata. (Kankkunen ym. 2009, 152-153.) Tutkimuksemme tarkoitus oli kuvailla jännitteen ja hilan vaikutusta taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä tuotetun röntgenkuvan kuvan laatuun. CDRAD-fantomien ja sen analyysiohjelman avulla voidaan digitaalisesta kuvasta määrittellä kontrasti-erotuskyky-käyrä automaattisesti, joten valitsimme sen luotettavaksi analysointimenetelmäksi. CDRAD-fantomianalyysiohjelman avulla kontrasti-erotuskyky-käyrästä laskettiin IQF-arvo, joka kuvaa röntgenkuvan kuvan laatua. CDRAD-fantomien käyttöohjeista saimme ohjeet miten suoritetaan tutkimus. Tätä kautta muodostui myös mittaustulosten kirjaamistaulukko.

Tutkimuksen ulkoinen validiteetti tarkoittaa, kuinka hyvin tutkimuksesta saatuja tuloksia voidaan yleistää tutkimuksen ulkopuoliseen joukkoon (Kankkunen ym. 2009, 152). Kuvattaessa CDRAD-fantomia taulukuvailmaisimelle ja kuvalevyllä muuttaen jännitettä, taulukuvailmaisimella tuotti paremman kuvan laadun kuin kuvalevyllä kuvattaessa (Hamar, Völk, Zorger, Feuerbach & Strotzel 2003, 212). Lisäksi hilan käyttö digitaalisessa kuvantamisessa parantaa kuvan laatua, kun kuvauskohde on paksumpi kuin 5 cm. Kuitenkin hilan käyttö kasvattaa säteilyannosta. (Ween, Olstad, Jakobsen & Olsen 2010, 210.) Myös meidän tutkimuksen tuloksissa kävi ilmi, että taulukuvailmaisimella tuotti keskimäärin paremman kuvan laadun kuin kuvalevy sekä ilman hilaa että hilan kanssa kuvattaessa. Hilan käyttö paransi kuvan laatua ja nosti säteilyannosta.

Reliabiliteetti viittaa tutkimus tulosten pysyvyyteen (Kankkunen ym. 2009, 152). Suunnittelimme tutkimuksen suorittamisen etukäteen. Tarkoitus oli luoda tutkimusasetelma, jossa säteilylähteen ja kuvareseptorin kuvausetaisyys oli 115 cm. Lisäksi kuvauskohteen eli CDRAD-fantomien ja kuvareseptorin välinen etäisyys oli sama sekä taulukuvailmaisimelle että kuvalevyllä kuvattaessa. Esitetasimme tutkimuksen, että varsinaisen tutkimuksen suorittaminen tehtäisiin oikein ja tutkimuksen aineisto saataisiin kerättyä luotettavasti. Toistimme jokaisen eksponoinnin viisi kertaa ja kirjjasimme Excel-taulukkoon jännitteen, putkivirran, DAP- ja EI\_s-arvot. CDRAD-

fantomin analysointiohjelman avulla laskimme IQF-arvot. Saaduista arvoista laskimme Excel-taulukko-ohjelman avulla keskiarvot ja keskihajonnan. Mittaustulos on reliaabeli, kun mittaus suoritetaan samasta kohteesta uudelleen ja saatu tulos on sama. Tutkimuksemme tulokset olivat pysyviä, koska keskihajonnassa ei ollut suuria eroja. (ks. Ketokivi 2009, 54.)

Tutkimusaineiston keruussa molemmilla opinnäytetyön tekijöillä oli tietyt tehtävät. Sovimme, että toinen eksponoi sekä kirjaa aineiston taulukoihin ja toinen huolehtii kuvauksen suorittamisesta. Olemme varmoja, että aineisto on kerätty mahdollisimman virheettömästi ja näin ollen eettisesti oikein, koska keräsimme aineiston itse. (ks. Polit & Beck 2003, 180.)

Toteutimme tutkimuksen suunnitellusti ja noudatimme yleistä huolellisuutta sen suorittamisessa sekä rehellisyyttä aineiston keräämisessä. Yleinen huolellisuus säilyi, koska suunnittelimme työtehtävät ennalta ja noudatimme sovittuja työrooleja. Lisäksi kirjassimme aineiston suoraan taulukoihin muuttamatta tuloksia. Loppuraporttiin kirjoitimme tutkimuksen kulun mahdollisimman tarkasti. Näin noudatimme hyvää tieteellistä käytäntöä. (ks. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausten käsitteleminen 2002, 3.)

### 7.3 Omat oppimiskokemukset

Oppimistavoitteena oli toteuttaa kvantitatiivinen tutkimus. Kummallakaan opinnäytetyöntekijällä ei ollut aikaisempaa kokemusta tieteellisen tutkimuksen suorittamisesta, joten perehtyminen tutkimusmetodologiaan vei paljon aikaa. Kuitenkin perehtyminen tutkimusmenetelmiin kannatti, ja saavutimme oppimistavoitteen tarkoituksenmukaisesti.

Opimme hakemaan tietoa kirjallisuudesta ja käyttämään Oulun seudun ammattikorkeakoulun kirjaston elektronisia tietokantoja. Opimme rajaamaan lähteitä käyttämällä tarkkoja hakusanoja. Kiinnitimme huomiota lähteiden julkaisuvuosiin, koska kuvantamismenetelmät kehittyvät nopeasti. Englannin kielitaito kehittyi opinnäytetyötä tehdessä, koska lähteistä suurin osa oli englanninkielisiä.

Parityöskentely vaatii sitoutumista työhön ja neuvottelutaitoja. Ohjaavien opettajien kanssa työskentely on kehittänyt yhteistyötaitoja. Opinnäytetyötä tehdessä olemme oppineet keskittymiskykyä ja pitkäjänteisyyttä. Lisäksi kirjallinen tuottaminen on kehittynyt.

Digitaalisilla kuvareseptoreilla tuotetun röntgenkuvan kuvan laatuun vaikuttavat monet tekijät. Tutkimuksemme tuloksista ilmenee vain jännitteen ja hilan vaikutus röntgenkuvan kuvan laatuun. Huomasimme, että 40 kV:n jännitteellä valotusautomaatin käyttö on turhaa. Muutenkin matalilla jännitteillä kuvattaessa kannattaa arvioida kuvausarvot kuvauskohteen mukaan. Lisäksi huomasimme, että 80 kV:n jännitteeseen saakka taulukuvailmaisimelle kuvattaessa hilan kanssa kuvan laatu on liian hyvä. Kuvalevyille kuvattaessa hilan kanssa kuvan laatu on liian hyvä 60 kV:n jännitteeseen saakka. Opimme, että matalilla jännitteillä kuvattaessa hilan käyttö on perusteetonta.

Olemme oppineet käyttämään CDRAD-fantomia ja osaamme soveltaa sitä laaduntarkkailussa sekä potilasannoksen ja kuvanlaadun optimoinnissa. Tätä taitoa tulemme käyttämään käytännön työssä.

#### **7.4 Johtopäätökset ja jatkotutkimushaasteet**

Tutkimustuloksista kävi ilmi, että jännitteen nostaminen huonontaa kuvan laatua sekä taulukuvailmaisimelle että kuvalevyille kuvatessa. Kuvan laadussa ei ollut suurta eroa taulukuvailmaisimen ja kuvalevyn välillä. Hilan kanssa kuvattaessa ero kuvan laadussa on suurempi kuin ilman hilaa sekä taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä. Taulukuvailmaisimelle kuvattaessa kuvan laatu on kaikilla kilovolteilla parempi kuin kuvalevyille.

Tutkimuksessa selvitimme, kuinka jännitteen muuttaminen ja hila vaikuttavat taulukuvailmaisimella ja kuvalevyllä tuotettujen röntgenkuvien kuvan laatuun. Keräsimme aineistoon jännitteen (kV), virran (mAs), EI<sub>s</sub>-, DAP- (Gy\*m<sup>2</sup>) ja IQF-arvon. Huomasimme, että jännitteen muuttamisella oli suurempi vaikutus pinta-alaannokseen kuin kuvan laatuun. Jatkotutkimushaasteena olisi selvittää jännitteen ja hilan vaikutus potilasannokseen taulukuvailmaisimelle ja kuvalevyille kuvattaessa.

## LÄHTEET

Artinis Contrast-Detail CDRAD 2.0 Phantom. Artinis Medical Systems B.V. Hakupäivä 30.11.2009, [http://www.artinis.com/cdrad20\\_discription.htm](http://www.artinis.com/cdrad20_discription.htm).

Baston, K. Philips Digital Diagnost Perehdytysmateriaali. 2009.

Busch, S., Decker, C., Schilz, C. & Busch, H. P. 2003. Image quality and dose for digital projection radiography. Hakupäivä 27.01.2011, [http://www.dimond3.org/WEB\\_DIMOND3/Reports/WP%201/part\\_g\\_Chapter%20VI.pdf](http://www.dimond3.org/WEB_DIMOND3/Reports/WP%201/part_g_Chapter%20VI.pdf).

Chotas, H. G., Dobbins, J. T. & Ravin, C. E. 1999. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. *Radiology* 210, 595-6599.

Dobbins, J. T. 2000. Image quality metrics for digital systems. Teoksessa J. Beutel, H. L. Kundel & R. L. Van Metter. *Handbook of medical imaging*. Press SPIE, 161-215.

Hamar, O., Völk, M., Zorger, Z., Feuerbach, S. & Strotzer, M. 2003. Amorphous silicon, flat-panel, x-ray detector versus storage phosphor-based computed radiography: contrast-detail phantom study at different tube voltages and detector entrance doses. *Investigative Radiology* 38, 212-220.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2003. Tutki ja kirjoita. Helsinki: Kirjayhtymä.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2007. Tutki ja kirjoita. Helsinki: Kirjayhtymä.

Partic, B. & Schaefer-Prokop, C. 2001. Digital radiology in chest imaging. Teoksessa W. Hruby. *Digital (r)evolution in radiology*. Springer-Verlag Wien New York, 189-203.

Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausten käsitteleminen. 2002. Tutkimuseettinen neuvottelukunta. Hakupäivä 10.02.2011, <http://www.protsv.fi/tenk/JulkaisutjaOhjeet/htkfi.pdf>.

Jurvelin, J. 2005. Aineen ja energian vuorovaikutukset. Teoksessa S. Soimakallio, L. Kivisaari, H. Manninen, E. Svedström & O. Tervonen. Radiologia. WSOY, 15621.

Kankkunen, P. & Vehviläinen-Julkunen, K. 2009. Tutkimus hoitotieteessä. WSOY.

Ketokivi, M. 2009. Tilastollinen päättely ja tieteellinen argumentointi. Gaudeamus Helsinki University Press.

Kiljunen, T. 2004. Lasten röntgentutkimusten vertailutasot. Pro gradu. Helsinki: Helsingin Yliopisto.

Kisielewicz, K., Truskiewicz, A., Wach, S., Wasilewskae-Radwanska, M. 2010. Evaluation of dose area product vs. patient dose in diagnostic X-ray units. *Physica Medica*, 164.

Körner, M., Weber. C. H., Wirth. S., Pfeifer. K. J., Reiser., M. F. & Treitl, M. 2007. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview 1. *Radiographics* 27, 6756686.

Lanca, L. & Silva, A. 2008a. Digital radiography detectors ó A technical overview: Part 1. *Radiography* 15, 58662.

Lanca, L. & Silva, A. 2008b. Digital radiography detectors ó A technical overview: Part 2. *Radiography*, 1346138.

Lehmann, V. & Rönnebeck, S. 2002 MEMS techniques to the fabrication of anti-scatter grids for x-ray imaging. *Sensors and Actuators* 95, 2026207.

Managing patient dose in digital radiology. ICRP Publication 93. *Ann.ICRP*. 2004:34.



Marsh, D. & Malone, J. 2001. Methods and materials for the measurement of subjective and objective measurements of image quality. *Radiat Prot Dosimetry* 94, 37642.

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

Mustonen, R & Salo, A. 2002. Säteily ja solu. Teoksessa W. Paile. Säteilyn terveysvaikutukset. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Neitzel, U. 2005. Status and prospects of digital detector technology for CR and DR. *Radiat Prot Dosimet* 114, 32638.

Pascoal, A., Lawinsky, C., Mackenzie, A., Tabakov, S. & Lewis, C. 2005. Chest radiography: a comparison of image quality and effective dose using four digital systems. *Radiat Prot Dosimetry* 114, 2736277.

Persliden, J. 2004. Digital radiology and the radiological protection of the patient. *Eur Radiol Syllabus* 14, 50658.

Polit, D. F. & Beck, C. T. 2003. *Nursing Research Principles and Methods*. Lippincott Williams & Wilkins.

Pöyry, P. 2004. Annoksen ja pinta-alan tulon (DAP) mittaaminen röntgendiagnostiikassa ja DAP-mittareiden kalibrointi. Pro Gradu. Helsinki: Helsingin Yliopisto.

Samei, E. 2003. Performance of digital radiographic detectors: quantification and assessment methods. *Advances in digital radiography*. RSNA: categorical course in Diagnostic Radiology Physics, 37647.

Schaefer-Prokop, C. M., De Boo, D. W., Uffmann, M & Prokop, M. 2009. DR and CR: Recent advances in technology. *European Journal of Radiology* 72, 1946201.

Soimakallio, S., Kivisaari, L., Manninen, H., Svedström, E. & Tervonen, O. 2005.

Radiologia. WSOY.

Standertskjöld-Nordenstam, C. G., Koivisto, E., Laasonen, E., Soimakallio, S., Suramo, I., Svedström, E. & Tammi, H. 2006. Radiologia Suomessa. WSOY.

Standertskjöld-Nordenstam, C. G., Kormano, M., Laasonen, E. M., Soimakallio, S. & Suramo, I. 1998. Kliininen radiologia. Gummerus Kirjapaino Oy.

Thijssen, M. A. O & Bijkerk, K. R. 2006. Manual contrast-Detail Phantom Artinis CDRAD type 2.0.

Thompson, M. A., Hattaway, M. P., Hall, J. D., Dowd, S. B. 1994. Principles of imaging science and protection. Philadelphia: W. B. Saunders company.

Vaño, E., Fernández, J. M., Ten, J. I., Prieto, C., González, L., Rodríguez, R. & de Las Heras, H. 2007. Transition from screen-film to digital radiography: evolution of patient radiation doses at projection radiography. Radiology 243, 4616466.

Ween, B., Olstad, M., Jakobsen, J. Å. & Olsen, D. R. 2009. Pediatric digital chest radiography, comparison of grid versus non-grid techniques. European Journal of Radiography 1, 2016206.

Wirtanen, M. 2002. ESD ja DAP: Käytännön esimerkki potilasannoksen laskemisesta natiivitutkimuksessa. Teoksessa H. Järvinen. Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa, 19623.

*TAULUKKO 1. Matalien jännitteiden ja hilan vaikutus DAP- ja IQF-arvoihin taulukuvailmaisimella.*

Taulukuvailmaisimella ilman hilaa					Taulukuvailmaisimella hilan kanssa				
Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF	Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF
40	12,7	9,96	171	4,55	40	31,8	28,70	211	6,13
40	12,7	9,96	171	4,36	40	31,7	23,16	211	5,93
40	12,7	9,98	172	4,03	40	31,7	23,33	211	5,98
40	12,7	9,96	172	3,95	40	31,7	22,88	211	5,64
40	12,9	9,48	173	4,54	40	31,7	23,20	211	6,42
50	2,4	3,47	131	3,53	50	6,5	8,3	163	5,23
50	2,5	3,44	131	3,91	50	6,4	8,26	163	5,59
50	2,4	3,73	129	3,71	50	6,5	8,32	163	4,70
50	2,4	3,7	130	3,71	50	6,6	8,28	164	4,75
50	2,4	3,47	131	3,98	50	6,5	8,48	164	5,32
60	1	2,21	127	3,01	60	2,5	4,93	156	5,18
60	1	2,18	126	3,15	60	2,5	5,02	161	4,65
60	1	2,21	126	3,53	60	2,5	4,98	161	4,92
60	1	2,19	127	3,08	60	2,5	4,99	156	4,81
60	1	2,22	126	3,91	60	2,6	5,06	161	5,65
70	0,5	1,62	120	3,23	70	1,3	3,76	160	4,46
70	0,5	1,66	121	2,87	70	1,3	3,74	162	4,70
70	0,5	1,69	122	3,25	70	1,3	3,74	161	4,63
70	0,5	1,64	119	3,32	70	1,3	3,68	161	4,46
70	0,5	1,65	120	5,53	70	1,3	3,72	161	5,28
80	0,5	2,34	224	3,31	80	0,9	3,23	170	4,39
80	0,6	2,33	223	3,2	80	0,9	3,28	169	4,88
80	0,6	2,37	223	3,42	80	0,8	3,19	169	4,71
80	0,5	2,24	221	3,42	80	0,8	3,12	168	4,65
80	0,6	2,39	223	3,33	80	0,9	3,31	172	4,42

TAULUKKO 2. Korkeiden jännitteiden ja hilan vaikutus DAP- ja IQF-arvoihin taulukuvailmaisimella.

Taulukuvailmaisimella ilman hilaa					Taulukuvailmaisimella hilan kanssa				
Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF	Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF
90	0,6	3,06	123	2,34	90	1,4	7,05	144	3,81
90	0,7	3,26	129	2,49	90	1,3	6,91	141	3,89
90	0,6	3,08	122	2,33	90	1,4	7,00	144	4,07
90	0,6	3,06	120	2,5	90	1,3	6,86	141	3,82
90	0,7	3,25	128	2,23	90	1,4	6,99	146	3,99
100	0,6	3,43	161	2,51	100	1,0	6,12	144	3,87
100	0,6	3,37	157	2,3	100	1,0	6,14	145	3,52
100	0,6	3,42	161	2,42	100	1,0	6,06	146	3,90
100	0,6	3,46	159	2,04	100	0,9	5,63	133	4,10
100	0,6	3,36	160	2,5	100	1,0	6,11	145	3,93
110	0,5	3,66	201	2,41	110	0,7	5,47	148	3,43
110	0,5	3,61	193	2,35	110	0,7	5,43	150	4,14
110	0,5	3,61	193	2,28	110	0,8	5,75	153	3,59
110	0,5	3,62	199	2,36	110	0,7	5,50	150	3,51
110	0,5	3,56	190	2,29	110	0,8	5,66	151	3,66
120	0,4	3,78	223	2,49	120	0,6	5,32	155	3,53
120	0,5	3,89	232	2,19	120	0,6	5,66	163	3,84
120	0,5	3,95	230	2,95	120	0,6	5,51	164	3,78
120	0,4	3,83	218	2,38	120	0,6	5,79	166	3,75
120	0,4	3,71	223	2,43	120	0,6	5,38	158	3,32
130	0,4	4,08	255	2,21	130	0,5	5,43	170	3,73
130	0,4	3,77	231	2,27	130	0,5	5,34	168	3,88
130	0,4	3,89	252	2,52	130	0,5	5,43	169	3,32
130	0,4	4,08	256	2,56	130	0,5	5,64	171	3,37
130	0,4	3,98	246	2,49	130	0,5	5,55	171	3,64

TAULUKKO 3. Matalien jännitteiden ja hilan vaikutus DAP- ja IQF- arvoihin kuvalevyllä.

Kuvalevy ilman hilaa					Kuvalevy hilan kanssa				
Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF	Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF
40	12	8,99	404	4,24	40	31,9	31,11	520	5,32
40	12	8,99	408	4,14	40	31,9	31,11	426	4,98
40	12	8,99	403	4,05	40	31,9	31,11	527	5,36
40	12	8,99	404	4,16	40	31,9	31,11	501	5,24
40	12	8,99	388	4,37	40	31,9	31,11	513	5,35
50	2	3,36	284	3,88	50	6,2	11,73	379	4,76
50	2	3,37	281	3,35	50	6,2	11,73	378	4,97
50	2	3,37	286	3,66	50	6,2	11,73	352	4,29
50	2	3,37	281	3,51	50	6,2	11,74	349	4,47
50	2	4,67	300	3,49	50	6,2	11,73	385	4,45
60	1	2,08	237	3,2	60	2,4	7,18	331	4,46
60	1	2,08	239	3,11	60	2,4	7,18	332	4,42
60	1	2,08	239	3,21	60	2,4	7,18	288	4,37
60	1	2,1	244	3,29	60	2	7,18	306	4,06
60	1	2,1	239	3,2	60	2,4	7,18	321	4,05
70	0,4	1,46	189	2,93	70	1,1	4,79	273	4,22
70	0,4	1,43	180	2,72	70	1,1	4,79	268	3,68
70	0,4	1,43	185	2,86	70	1	4,79	269	3,69
70	0,4	1,43	179	2,92	70	1,1	4,79	270	4,07
70	0,4	1,43	186	2,64	70	1,1	4,79	276	3,95
80	1	1,88	292	3,38	80	0,7	4,25	253	3,99
80	1	2,26	367	3,72	80	0,7	4,25	271	1,09
80	1	2,3	372	3,05	80	0,7	4,25	271	4,08
80	1	2,3	367	3,44	80	0,7	4,2	267	3,7
80	1	2,3	368	3,39	80	0,7	4,25	266	4,04

TAULUKKO 4. Korkeiden jännitteiden ja hilan vaikutus DAP- ja IQF-arvoihin kuvalevyllä.

Kuvalevy ilman hilaa					Kuvalevy hilan kanssa				
Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF	Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF
90	0,4	2,82	178	1,18	90	1,4	7,67	228	3,24
90	0,4	2,87	180	1,96	90	1,4	7,67	235	3,48
90	0,4	2,87	179	2,28	90	1,4	7,67	228	3,01
90	0,4	2,87	182	1,94	90	1,4	7,71	231	3,37
90	0,4	2,82	179	1,96	90	1,4	7,67	232	3,72
100	0,4	4,67	268	2,17	100	0,8	5,8	194	3,31
100	0,4	4,67	263	1,71	100	0,8	5,86	180	2,9
100	0,4	4,67	274	1,75	100	0,8	5,86	193	2,97
100	0,4	4,67	267	2,08	100	0,8	5,86	185	2,52
100	0,4	4,67	274	2,15	100	0,8	5,8	168	2,62
110	0,3	4,51	290	2,04	110	0,6	5,49	197	2,94
110	0,3	4,51	289	1,88	110	0,6	5,49	193	3,09
110	0,3	4,51	290	2,16	110	0,6	5,49	199	3,12
110	0,3	4,51	284	1,98	110	0,6	5,49	199	2,96
110	0,3	4,51	284	1,99	110	0,6	5,56	198	2,78
120	0,3	5,15	353	2,15	120	0,6	6,25	231	2,56
120	0,3	5,04	354	2,45	120	0,6	6,33	232	3,36
120	0,3	5,04	355	2,3	120	0,6	6,25	246	3,06
120	0,3	5,04	361	2,37	120	0,6	6,33	217	3,15
120	0,3	5,04	355	1,83	120	0,6	6,33	210	3
130	0,3	6,05	426	2,52	130	0,3	4,44	177	2,85
130	0,3	6,05	432	2,09	130	0,3	4,44	152	2,69
130	0,3	6,05	435	2,04	130	0,3	4,44	175	2,46
130	0,3	6,05	424	2,32	130	0,3	4,44	174	2,84
130	0,3	6,05	441	2,12	130	0,3	4,44	164	2,73

TAULUKKO 1. Keskiarvot taulukuvailmaisimella kuvattaessa sekä hilan kanssa että ilman hilaa.

	Taulukuvailmaisimella ilman hilaa					Taulukuvailmaisimella hilan kanssa				
	Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF	Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF
Keskiarvo	40	12,74	9,87	171,8	4,29	40	31,72	24,25	211,0	6,02
Keskihajonta	0	0,09	0,22	0,8	0,28	0	0,04	2,49	0,0	0,29
Keskiarvo	50	2,42	3,56	130,4	3,77	50	6,50	8,33	163,4	5,12
Keskihajonta	0	0,04	0,14	0,9	0,18	0	0,07	0,09	0,5	0,38
Keskiarvo	60	1,00	2,20	126,4	3,34	60	2,52	5,00	159,0	5,04
Keskihajonta	0	0,00	0,02	0,5	0,38	0	0,04	0,05	2,7	0,39
Keskiarvo	70	0,50	1,65	120,4	3,64	70	1,30	3,73	161,0	4,71
Keskihajonta	0	0,00	0,03	1,1	1,07	0	0,00	0,03	0,7	0,34
Keskiarvo	80	0,56	2,33	222,8	3,34	80	0,86	3,23	169,6	4,61
Keskihajonta	0	0,05	0,06	1,1	0,09	0	0,05	0,08	1,5	0,21
Keskiarvo	90	0,64	3,14	124,4	2,38	90	1,36	6,96	143,2	3,92
Keskihajonta	0	0,05	0,10	3,9	0,12	0	0,05	0,08	2,2	0,11
Keskiarvo	100	0,60	3,41	159,6	2,35	100	0,98	6,01	142,6	3,86
Keskihajonta	0	0,00	0,04	1,7	0,19	0	0,04	0,22	5,4	0,21
Keskiarvo	110	0,50	3,61	195,2	2,34	110	0,74	5,56	150,4	3,67
Keskihajonta	0	0,00	0,04	4,6	0,05	0	0,05	0,14	1,8	0,28
Keskiarvo	120	0,44	3,83	225,2	2,49	120	0,60	5,53	161,2	3,64
Keskihajonta	0	0,05	0,09	5,7	0,28	0	0,00	0,19	4,5	0,22
Keskiarvo	130	0,40	3,96	248,0	2,41	130	0,50	5,48	169,8	3,59
Keskihajonta	0	0,00	0,13	10,3	0,16	0	0,00	0,12	1,3	0,24

TAULUKKO 2. Keskiarvot kuvalevyllä kuvattaessa sekä hilan kanssa että ilman hilaa.

	Kuvalevy ilman hilaa					Kuvalevy hilan kanssa				
	Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF	Kv	mAs	DAP	EI_s	IQF
Keskiarvo	40	12,00	8,99	401,4	4,19	40	31,90	31,11	497,4	5,25
Keskihajonta	0	0,00	0,00	7,7	0,12	0	0,00	0,00	41,1	0,16
Keskiarvo	50	2,00	3,63	286,4	3,58	50	6,20	11,73	368,6	4,59
Keskihajonta	0	0,00	0,58	7,9	0,20	0	0,00	0,00	16,8	0,27
Keskiarvo	60	1,00	2,09	239,6	3,20	60	2,32	7,18	315,6	4,27
Keskihajonta	0	0,00	0,01	2,6	0,06	0	0,18	0,00	18,6	0,20
Keskiarvo	70	0,40	1,44	183,8	2,81	70	1,08	4,79	271,2	3,92
Keskihajonta	0	0,00	0,01	4,2	0,13	0	0,04	0,00	3,3	0,24
Keskiarvo	80	1,00	2,21	353,2	3,40	80	0,70	4,24	265,6	3,38
Keskihajonta	0	0,00	0,18	34,3	0,24	0	0,00	0,02	7,4	1,29
Keskiarvo	90	0,40	2,85	179,6	1,86	90	1,40	7,68	230,8	3,36
Keskihajonta	0	0,00	0,03	1,5	0,41	0	0,00	0,02	2,9	0,27
Keskiarvo	100	0,40	4,67	269,2	1,97	100	0,80	5,84	184,0	2,86
Keskihajonta	0	0,00	0,00	4,8	0,22	0	0,00	0,03	10,7	0,31
Keskiarvo	110	0,30	4,51	287,4	2,01	110	0,60	5,50	197,2	2,98
Keskihajonta	0	0,00	0,00	3,1	0,10	0	0,00	0,03	2,5	0,14
Keskiarvo	120	0,30	5,06	355,6	2,22	120	0,60	6,30	227,2	3,03
Keskihajonta	0	0,00	0,05	3,1	0,24	0	0,00	0,04	14,1	0,29
Keskiarvo	130	0,30	6,05	431,6	2,22	130	0,30	4,44	168,4	2,71
Keskihajonta	0	0,00	0,00	6,9	0,20	0	0,00	0,00	10,5	0,16