



Vesa Oksanen & Mika Possakka

KUVANLAADUN JA SÄTEILYALTISTUKSEN OPTIMOINTI DIGITAALISESSA KUVANTAMISESSA

CDRAD-fantomien käyttöohje ja IQORad Toimintamallin versio 1.0

KUVANLAADUN JA SÄTEILYALTISTUKSEN OPTIMOINTI DIGITAALISESSA KUVANTAMISESSA

CDRAD-fantomin käyttöohje ja IQORad-toimintamallin versio 1.0

Vesa Oksanen
Mika Possakka
Opinnäytetyö
Syksy 2010
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma
Oulun seudun ammattikorkeakoulu

Tekijät: Vesa Oksanen ja Mika Possakka.

Opinnäytetyön nimi: Kuvanlaadun ja säteilyaltistuksen optimointi digitaalisessa kuvantamisessa. CDRAD-fantomien käyttöohje ja IQORad-toimintamallin versio 1.0.

Työnohjaajat: Anja Henner ja Aino-Liisa Jussila.

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: syksy / 2010

Sivumäärä: 43 + 67 sivua liitteitä

Tiivistelmä

Kuvauslaitteet ovat kehittyneet digitaalisiksi, ja tutkittua tietoa kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoinnista on suhteellisen vähän. Kiinnostuimme aiheesta, koska koimme aiheen olevan ammatilliselle kasvulle tärkeä ja mielenkiintoinen. Projektimme toimeksiantajana oli Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveysalan yksikön radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma.

Projektimme **tulostavoitteena** oli laatia toimintamalli, joka sisältää toiminta- ja käyttöohjeistuksen kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointiin CDRAD-fantomien avulla Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveysalan yksikön radiografian ja sädehoidon koulutusohjelman opiskelijoille. **Toiminnallisena tavoitteena** oli toimintamallin avulla mahdollistaa yhteneväinen käytäntö kuvanlaadun ja säteilyaltistuksen optimointiin. Ohjeen avulla sitoudutaan paremmin Sosiaali- ja terveysalan yksikön säteilyn käytön turvallisuuskulttuuriin. Se on osa laatukäsikirjaa, ja samalla viedään yksikössämme eteenpäin turvallisuuskulttuuria, joka on Sosiaali- ja Terveysministeriön -asetusten mukaista toimintaa.

Projektissamme perehdyimme syvällisesti alan kirjallisuuteen, uusimpiin artikkeleihin ja aikaisemmin julkaistuihin tutkimuksiin. Käytimme myös hyväksi projektiorganisaatioomme kuuluvia alan asiantuntijoita ja ohjausryhmän tukea.

Tuotteemme sisältää CDRAD-fantomien käyttöohjeen ja IQORad-toimintamallin version 1.0 siitä, miten sillä voidaan optimoida kuvanlaatua ja säteilyannosta digitaalisessa kuvantamisessa. Toimintamallin testiprojektion perusteella voidaan todeta, että kun käytetään 75 kV:a 66 kV:n sijaan, lisäsuodatuksen ollessa 2 mmAl, saatiin parempi kuvanlaatu pienemmällä säteilyannoksella.

Tuotteesta on hyötyä opiskelijoille ja jo alalla oleville röntgenhoitajille. Projektimme asettajana ja yhteistyötahona toiminut Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveysalan yksikön radiografian ja sädehoidonkoulutusohjelma voi hyödyntää tuotettamme näyttöön perustuvassa opetuksessa. IQORad-toimintamallin version 1.0 avulla on lähes rajattomat mahdollisuudet tutkia kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointia eri kuvausparametreilla, röntgentutkimuksia vertailemalla ja niiden tuloksia eri fantomien kesken esimerkiksi CDRAD-fantom ja Digrad 13 -fantomien kesken.

Asiasanat: Optimointi, kuvanlaatu, CDRAD-fantom, digitaalinen kuvantaminen, näyttöön perustuva opetus

Authors: Vesa Oksanen and Mika Possakka.

Title of thesis: Radiographic Imaging: Image Quality and Radiation Dose Optimization in Digital Imaging. The directions for use of the CDRAD-phantom and a standard of activity: IQOrad version 1.0.

Supervisors: Anja Henner and Aino-Liisa Jussila.

Term and year when the thesis was submitted: fall / 2010

Number of pages: 43, 67 appendix pages.

ABSTRACT

Digital imaging applications have been increasing rapidly in the past few years. At the same time implementation of digital imaging systems and rapidly evolving technology have introduced a need to study the possibilities that digital imaging has to offer. Traditional tradeoffs between image quality and dose no longer exist.

The purpose of our project was to make a standard of activity for optimizing image quality and radiation dose with the CDRAD analyser program and contrast-detail phantom, including instructions for use. The product was intended for the students in the Department of Radiography and Radiotherapy at the School of Health and Social Care of Oulu University of Applied Sciences. The functional aim was to create a standard of activity that enabled uniform procedure in optimising the image quality and radiation dose. The instructions are a part of the quality manual.

The product development project was carried out in the School of Health and Social Care of Oulu University of Applied Sciences. We made ourselves familiar with the most recent articles and previously published studies regarding dose reduction, digital imaging, image quality and evidence-based learning. We also utilized the support we obtained from the experts and guidance group in this project.

The images taken of the contrast-detail phantom were evaluated with a computer-based application. The image quality and radiation dose could be optimized using the CDRAD phantom. We discovered how different imaging parameters affected the image quality. According to the results image quality was better when kVp was added to 75 from 66 and when 2 mmAl added filtration was used and radiation exposure was lower. The product development project led to a standard of activity and an instruction manual.

The results of this project can be utilized by radiographer students as part of evidence based learning in their studies. Oulu University of Applied Sciences can also implement the results in the curriculum. Thus radiation safety can be improved in the School of Health Social Care in accordance with the regulations of the Ministry of Social Affairs and Health.

Keywords: Optimization, Image quality, CDRAD phantom, digital imaging, evidence-based learning.

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ.....	2
ABSTRACT.....	3
1 JOHDANTO	6
2 PROJEKTIN TAUSTA JA TAVOITTEET	8
3 TUOTEKEHITYSPROJEKTIN SUUNNITTELU	9
3.1 Projektioorganisaatio	9
3.2 Projektin päätehtävät.....	10
4 DIGITAALISEN RÖNTGENKUVAN LAATUA KUVAAVAT PARAMETRIT... 12	
4.1 Digitaalisessa kuvantamisessa käytettävät kuvareseptorit	13
4.1.1 Kontrasti ja resoluutio	14
4.1.2 Terävyys ja kohina	15
4.1.3 DQE, MTF ja SNR.....	15
4.2 Röntgenputken jännite ja virta.....	16
4.3 Röntgenputken suodatus ja fokuskoko	17
4.4 Säteilykeilan rajaus, kuvaus etäisyys ja hila	20
5 TUOTTEEN TOTEUTUS.....	22
5.1 Tuotteen luonnostelu ja alkusuunnittelu	22
5.2 Tuotteen tekeminen.....	23
5.3 Tuotteen viimeistely.....	26
5.4 Tuotteen tekijänoikeudet	27
5.5 Projektin päättäminen	27
6 PROJEKTIN ARVIOINTI	29
6.1 Tuotteen arviointi palautelomakkeen avulla	30
6.2 Projektin aikataulun ja kustannusten arviointi	34
6.3 Projektityöskentelymme itsearviointi	35
7 POHDINTA	36
7.1 Yhteistyö	37
7.2 Hyödyntämismahdollisuudet.....	38
LÄHTEET	40
LIITTEET.....	45

1 JOHDANTO

Säteilyaltistuksen optimointi on tärkeää, koska säteilyllä on terveydellisiä haittoja ihmiselle. Ne on jaettu kahteen eri ryhmään: deterministiset haitat eli suorat haitat ja stokastiset haitat eli satunnaiset vaikutukset. Suorat haitat ilmenevät kudosisäilyinä, kun taas satunnaisia vaikutuksia ovat syöpä ja perinnölliset vaikutukset. (Mustonen, Sjöblom, Bly, Havukainen, Ikäheimonen, Kosunen, Markkanen & Paile 2009, 29.) Pitkäaikaisen altistumisen suhteellisen matala annoksiselle ionisoivalle säteilylle on todettu olevan haitallista silmän linssille ja sen on todettu pitkällä aikavälillä lisäävän mahdollisuutta sairastua harmaakaihiin. On myös näyttöä säteilyn vaikutuksista sydän- ja verisuonisairauksien yhteydessä. (Chodick, Bekiroglu, Hauptmann, Alexander, Freedman, Doody, Cheung, Simon, Weinstock, Bouville & Sigurdson 2008, 620–631; Little, Tawn, Tzoulaki, Wakeford, Hildebrandt, Paris, Tapio & Elliott 2010, 20.)

Röntgenkuvantamisen kehittyessä digitaaliseksi ovat kuvausparametrit, kuten käytettävän putken jännite ja virta, otettu suoraan konventionaalisesta kuvantamisesta ilman sen suurempaa optimointia. Digitaaliset kuvantamisjärjestelmät mahdollistavat potilasannosten pienentämisen, mutta kuitenkin samalla on riski, että annokset voivat nousta merkittävästi huomaamatta. Potilasannoksen ja kuvanlaadun optimointi vaatii koko kuvantamisketjun optimointia (kuvankatseluolosuhteet, laitteistot, jne.). (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 202–208.) **CDRAD**-fantomilla (Contrast-Detail Radiography) tehty tutkimus osoitti, että taulukuvailmaisinta käyttämällä on paras mahdollisuus tuottaa hyvä kuvanlaatu pienellä säteilyannoksella verrattuna esimerkiksi kuvalevy- tai perinteiseen filmi-vahvistuslevy kuvantamisjärjestelmiin (Bucsh, Decker, Schilz & Bucsh 2004, 77–92).

Sosiaali- ja Terveysministeriön asetus 423/2000 säteilyn lääketieteellisestä käytöstä velvoittaa suunnittelemaan säteilyn lääketieteellistä käyttöä. Sen tavoitteena on tutkittavien ja hoidettavien henkilöiden tarpeettoman säteilyaltistuksen välttäminen. Huomioon otettavia yleisiä seikkoja ovat laitteiden valinta, säteilylle altistavan toimenpiteen suorittaminen niin, että se tuottaa riittävän diagnostisen tiedon tai hyvän hoitotuloksen, potilasannosten määrittäminen ja laadunvarmistus.

Näyttöön pohjautuvan radiografian sisällyttäminen opetukseen ja päivittäiseen työskentelyyn edistää radiografiaa tieteenalana ja röntgenhoitajia omaksumaan tutkimustietoon perustuvaa tietoa. Ensimmäinen askel näyttöön perustuvaan toimintaan on tunnistaa kehittämisen- ja tiedon tarve ja niistä syntyvät kysymykset, etsiä kysymyksiin vastaukset alan uusimmista artikkeleista ja kriittisesti perehtyä niihin siten, että ne tukevat omaa oppimis- ja kehittämistarvetta ja lopuksi sisäistää hankittu tieto ja arvioida omaa oppimista. Röntgenhoitajat, jotka toteuttavat näyttöön pohjautuvaa radiografiaa työssään lisäävät tietoutta asiasta ja tulevat olemaan alansa kehityksen kärjessä. (Hafslun, Clare, Graverholt & Wammen Nortvedt 2008, 343–348.) Näyttöön pohjautuva koulutus antaa paremmat mahdollisuudet jatkaa omaa kehittymistä työelämässä ja samalla kehittää radiografiaa tieteenalana eteenpäin.

Kuvauslaitteet ovat kehittyneet digitaalisiksi ja tutkittua tietoa kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoinnista on suhteellisen vähän. Kiinnostuimme aiheesta, koska koimme aiheen olevan ammatilliselle kasvulle tärkeä ja mielenkiintoinen. Päätimme tehdä opinnäytetyönämme CDRAD-fantomille käyttöohjeen, jossa kuvataan CDRAD-fantomien rakenne ja fantomien avulla toimintamallin, jonka avulla pystytään tekemään kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointia digitaalisessa kuvantamisessa. Projektimme sisältää tuotteen, joka oli yhtenä motivaatiota lisäävänä tekijänä valintaamme. Oulun seudun ammattikorkeakoulun radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma voi hyödyntää tuotettamme radiografian ja sädehoidon koulutusohjelman kuvantamisen opetuksessa. Tuotetta pystytään myös hyödyntämään tulevaisuudessa näyttöön pohjautuvassa koulutuksessa.

”Röntgenhoitajan ammattietiikkaa ohjaavat mm. lainsäädäntö, erilaiset ohjeet, yleinen ja terveydenhuollon etiikka sekä röntgenhoitajan eettiset ohjeet” (Röntgenhoitajan ammattietiikka, Suomen röntgenhoitajaliitto, hakupäivä 31.8.2010). Tuote on myös ammattikunnan arvoihin ja periaatteisiin sitoutuvaa toimintaa. Tuote edistää myös ALARA-periaatetta, eli optimointiperiaatetta (ALARA, As Low As Reasonably Achievable), jonka tarkoituksena on, että säteilyn käytöstä aiheutuva säteilyaltistus on pidettävä niin pienenä, kuin kohtuudella on mahdollista (Säteilyn suojelun perusteet, hakupäivä 4.5.2009)

2 PROJEKTIN TAUSTA JA TAVOITTEET

Projektin tulostavoitteena oli laatia CDRAD-fantomille käyttöohje, jossa kuvataan CDRAD-fantomien rakenne sekä toiminta ja toimintamalli, jossa fantomien avulla Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveystieteiden yksikön radiografian ja säteilyhoidon koulutusohjelman opiskelijat ja jo alalla työskentelevät röntgenhoitajat pystyvät tekemään kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointia digitaalisessa kuvantamisessa. Tulostavoitteena oli tuottaa uusi helposti omaksuttava kirjallinen toimintamalli, joka on osa laatukäsikirjaa. Toimintamallia voidaan hyödyntää digitaalisen kuvantamisen, säteilyhoidon optimoinnin ja näyttöön perustuvassa opetuksessa. **Laatutavoitteenamme** oli luoda tuote, joka täyttää tuotteelle asetetut laatukriteerit. Tärkeimmät laatukriteerit projektissämme olivat sisällön, kieliasun ja ulkoasun laatu.

Toiminnallisena tavoitteena oli mahdollistaa yhtenevä käytäntö kuvanlaadun ja säteilyhoidon optimointiin. Tästä saatu hyöty siirtyy suoraan potilaille säteilyhoidon optimointina ja potilasannosten pysymisenä viranomaismääräysten tasolla. Toimintamallin avulla sitoudutaan paremmin Sosiaali- ja Terveystieteiden yksikön säteilyhoidon turvallisuuskulttuuriin. Se olisi osa laatukäsikirjaa, ja samalla viedään yksikössämme eteenpäin turvallisuuskulttuuria, joka on Sosiaali- ja Terveystieteiden ministeriön -asetusten mukaista toimintaa (Sosiaali- ja Terveystieteiden ministeriön asetus 423/2000). Toimintamallin avulla voidaan kehittää näyttöön perustuvaan radiografiaan.

Oppimistavoitteenamme oli kehittää yhteistyötaitojamme projektiryhmänä projektityöskentelyssä sekä ottaa huomioon ohjausryhmä, tukihenkilöt ja asiantuntijat projektissa. Halusimme oppia tuotekehityksen toteutusta, syventää tietojamme ja osaamistamme kuvanlaadun ja säteilyhoidon optimoinnista digitaalisessa kuvantamisessa sekä perehtyä näyttöön pohjautuvaan radiografiaan ja laajentaa tutkimustietopohjaamme. Halusimme kehittää omaa turvallisuuskulttuuria säteilyhoidossa ja säteilyhoidon asiantuntijuuttamme. Uskomme, että niiden merkitys ja osaamisen tarve lisääntyvät tulevaisuudessa vielä huomattavasti röntgenhoitajan työnkuvassa. Tämän projektin ansiosta hallitsemme kuvanlaadun ja säteilyhoidon optimoinnin CDRAD-fantomia hyväksi käyttäen paremmin tulevassa työssämme.

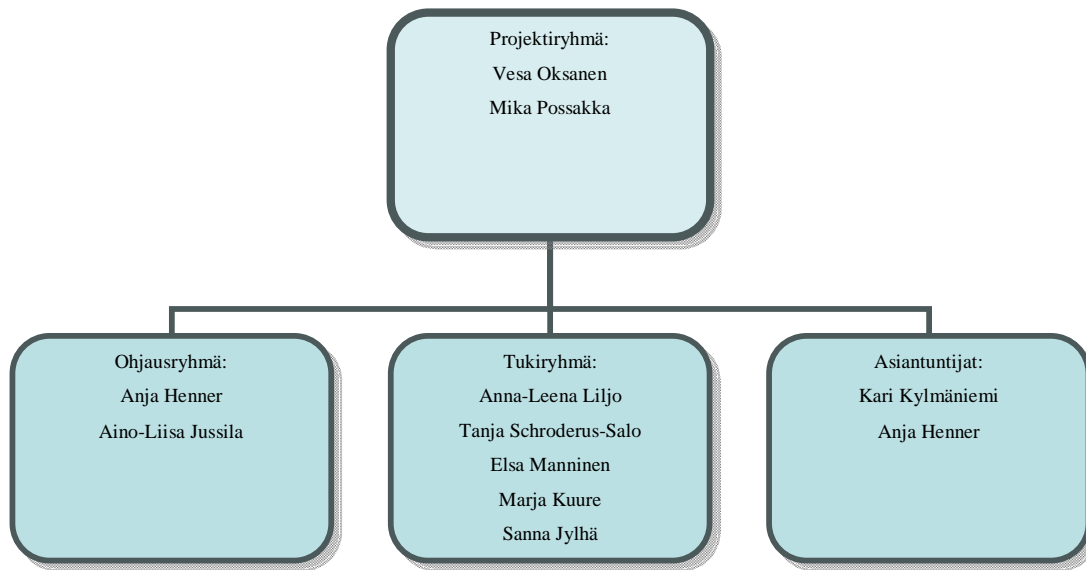
3 TUOTEKEHITYSPROJEKTIN SUUNNITTELU

Aloitimme tuotekehityssuunnitelman elokuussa 2009. Tätä ennen olimme jo tehneet seminaarityön, jossa perehdyimme teorian tietoon alan kirjallisuudesta ja tieteellisillä artikkeleilla. Alan laitevalmistajalta saimme myös materiaalia projektiamme varten. Tuotteen suunnittelun aloitimme perehtymällä tuotteistamista koskevaan kirjallisuuteen ja siihen, kuinka sen avulla saamme hyvän ja laadukkaan tuotteen aikaiseksi.

3.1 Projektioorganisaatio

Projektioorganisaatio on organisaatio, joka on muodostettu tarkoituksenmukaisesti projekteja varten. Projektioorganisaatiossa toimivat avainhenkilöt ovat mukana määrääjän, ja henkilöiden määrä vaihtelee sitä mukaa, kuin projekti etenee. Projektin organisoinnissa painottuvat eri seikat, koska projektit ovat usein luonteeltaan ja kooltaan erilaisia. Projektioorganisaatioon kuuluvat yleensä projektin asettaja, valvontaryhmä, projektipäällikkö, projektisihteeri ja tukiryhmä. Jos kyseessä on suurempi projekti, voidaan se jakaa vielä pienempiin osaprojekteihin. (Pelin 1990, 43.) Projektiryhmään kuuluivat röntgenhoitajaopiskelijat Vesa Oksanen ja Mika Possakka. Pienen projektiryhmän johdosta emme valinneet projektille projektipäällikköä ja projektisihteeriä, vaan vastasimme projektin etenemisestä projektiryhmänä tasavertaisesti ja tukeutuen ohjaus- ja tukiryhmiin, unohtamatta asiantuntijoita.

Projektimme asettaja ja yhteistyötaho oli Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveystieteiden yksikön radiografian ja sädehoidonkoulutusohjelma. Projektioorganisaatioon (kuvio 1) kuuluvat projektiryhmä, ohjausryhmä, asiantuntijat ja tukiryhmä. Ohjausryhmään kuuluivat yliopettaja Anja Henner, joka toimii Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveystieteiden yksikössä säteilynkäytön vastaavana johtajana, sekä lehtori Aino-Liisa Jussila. Projektin asiantuntijoina toimivat Anja Henner ja laatukoordinaattori Kari Kylmäniemi, Oulun yliopistollisesta sairaalasta (Oys).



KUVIO 1. Projektioorganisaatio.

Tukiryhmän laatuhenkilöinä toimivat röntgenhoitajaopiskelijat Anna-Leena Liljo ja Tanja Schroderus-Salo, jotka olivat vertaisarvioijia sekä yliopettaja Elsa Manninen ja suomen kielen ja viestinnän tuntiopettaja Marja Kuure. Käännösapuna käytimme kielenkääntäjä FM Sanna Jylhää.

3.2 Projektin päätehtävät

Projektillamme oli kuusi päätehtävää, joita varten laadimme tuotekehityssuunnitelmaan tehtäväluettelon (liite 2), joka sisältää myös aikataulun ja päätehtävien työvaiheet. **Ensimmäisenä päätehtävänä** oli aiheeseen perehtyminen talvella 2008–2009. Ideaseminaarissa tammikuussa 2009, saimme hyviä ideoita seminaariin osallistuneilta opiskelijoilta ja ohjausta valmistavan seminaarin seminaarityön kirjoittamiseen. Lopullinen aihe varmistui huhtikuussa 2009 yliopettaja Anja Henneriltä, jonka jälkeen keräsimme lähdemateriaalin. Sen pohjalta teimme valmistavan seminaarityön, joka oli projektin ensimmäinen välitulos. Valmistavan seminaarin seminaarityön teimme esiyymmärryksen pohjautuen, jossa perehdyimme alan viimeisimpiin tieteellisiin artikkeleihin ja teorian.

Toinen päätehtävä oli tuotekehityssuunnitelma (liite 2), joka oli projektin toinen välitulos. Sen esitimme seminaarissa. Siinä käsitelimme tuotekehitysprojektille tavanomaisia asioita: projektiorganisaatiota, projektibudjettia, yhteistyösopimuksia, tuotteen laatuksiteereitä ja tehtäväluetteloa ja aikataulutusta. Niiden tarkoitus oli selventää itsellemme ja yhteistyötaholle projektin aikataulutusta ja kulkua. **Kolmantena päätehtävä** oli CDRAD-fantomien käyttöön perehtyminen. Opettelimme CDRAD-fantomien käyttöä ja kuinka tuloksia analysoidaan tietokoneohjelmalla. Samalla käännsimme CDRAD-fantomiin liittyviä ohjeita suomeksi.

Neljäs päätehtävä oli toimintamallin luonnostelu ja valmistaminen, joka oli projektimme kolmas välitulos. Samanaikaisesti opettelimme CDRAD-fantomien käyttöä. Otimme paljon kuvia, joilla pyrimme saamaan visuaalisuutta tuotteeseen. Teimme palautelomakkeen (liite 4), jolla keräsimme tuotteesta palautetta ja sen pohjalta teimme muutokset tuotteeseen.

Viides päätehtävä oli toimintamallin painattaminen, joka ei sitten toteutunut suunnitelmassamme muodossa vaan päädyimme tuotteen (liite 5) laminointiin, jonka katsoimme olevan paras ratkaisu tuotteen fyysiselle kestävyydelle. Laminoinnin lisäksi tuote tuli sähköiseen muotoon, jonka tallensimme cd-r-levylle. **Kuudes päätehtävä** oli projektin päättäminen yhteisymmärryksessä yhteistyötahon kanssa. Loppuraportti oli tämän päätehtävän suurin osuus, jota teimme neljännen ja viidennen päätehtävän kanssa samanaikaisesti.

Kaikille päätehtäville oli yhteistä se, että saimme ideoita, kehitysehdotuksia, materiaalia ja ohjausta projektiorganisaatioon kuuluvilta tuki- ja ohjausryhmiltä sekä asiantuntijoilta. He olivat suureksi hyödyksi työmme kehittymiselle, etenemiselle ja motivaation ylläpitämiselle. Esitestauksella, jota varten teimme palautelomakkeen (liite 4), oli ensiarvoisen tärkeä tuotteen lopullisen sisällön ja ulkoasun laadukkaalle muodostumiselle.

4 DIGITAALISEN RÖNTGENKUVAN LAATUA KUVAAVAT PARAMETRIIT

Digitaalisessa kuvantamisessa potilasannoksen ja kuvanlaadun hallinnassa keskeisiä asioita ovat kuvauslaitteiston ja -tekniikan valinta, potilaan saama säteilyannos sekä röntgenkuvan diagnostinen laatu (Lanca & Silva 2008b, 134). Alhaisella annostasolla kuvattaessa on useimmiten mahdollista saavuttaa hyväksyttävä diagnostinen kuvanlaatu (Managing patient dose in digital radiology 2004, 42).

Kuvanlaatua arvioidaan **kontrastin, terävyyden ja kohinan** kautta, jotka vaikuttavat kuvattavan kohteen visualisoitumiseen. Kukin edellä mainituista asioista vaikuttaa itsenäisesti kuvan laatuun, mutta ne ovat myös toisistaan riippuvaisia. Jälkikäsitteilyllä voidaan vaikuttaa kuvan kontrastiin ja tummuuteen, jolloin huonolaatuisesta kuvasta voidaan saada diagnostinen. Jälkikäsitteilyllä kuvanlaatua voidaan yrittää parantaa, mutta sillä ei voida lisätä kuvaan informaatiota. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 83; Veldkamp, Kroft, Mertens & Geleijns 2005, 860.)

Digitaalisen kuvantamisen haittana, mutta myös hyötynä, voidaan pitää kuvankäsittelyä. Jälkikäteen esimerkiksi ”alivalottunut” (kohinainen) kuva voidaan kuvankäsittelyn avulla saada erotuskyvyltään diagnostiseksi, kohinasta huolimatta. On myös mahdollista, että röntgenkuva ”ylivalotetaan” jolloin kuvanlaatu paranee, koska kohina vähenee. Tällä tavalla potilasannokset voivat digitaalisessa kuvantamisessa kasvaa huomattavasti. (Samei, Hill, Frey, Southgate & Delong 2003, 601 -606; Managing patient dose in digital radiology 2004, 39.)

Kuvailmaisimien on digitaalisen röntgenjärjestelmän avainkomponentti. Sen on oltava kentäkooltaan riittävä eri tutkimuksille. Kuvantarkkuuden ja herkkyyden tulee olla riittävät. Lisäksi kuvailmaisimella tulee olla laaja dynaaminen alue, vähän sisäistä kohinaa ja kuvan luenta tulee olla nopea. Kuvailmaisimen aktiivisen alueen tulee olla vähintään 43 cm x 43 cm, jotta sitä voidaan käyttää, sekä vaaka, että pystysuunnassa ilman, että dektektoria pitää kääntää. Kuvan maksimi paikkaerotuskyvyn määrittää pikselikoko ja pikseliväli. Pikselikoko vaikuttaa järjestelmän resoluutioon (paikkaerotuskyky) ja vaihtelee

tyypillisesti välillä 100–200 μm kuvalevyilmaisimissa (computed radiography) eli CR ja 127–200 μm taulukuvailmaisimissa (digital radiography) eli DR. Filmi-vahvistuslevy-järjestelmissä paikkaerotuskyky on suurempi (25–80 μm), mutta herkkyys ja dynaaminen alue (annosvaste) on rajallinen verrattuna digitaalisiin järjestelmiin. (Lanca & Silva 2008b, 134–135.)

Digitaalisten ilmaisimien herkkyyden ja liikkumavaran täytyy olla tarpeeksi suuri, jotta matalasäteilyannoksinen toiminta on mahdollista. Digitaaliset ilmaisimet, joilla on suurempi herkkyys tai suurempi **kvanttiefektiivisyys** -arvo (Detective quantum efficiency, DQE). Sillä kuvataan, kuinka tehokkaasti röntgensäteilyä kuvanmuodostuksessa hyödynnetään. Tämä mahdollistaa paremman kuvanlaadun kaikilla taajuuksilla, pystyen näin kuvaamaan sekä pieniä, että suuria kuvarakenteita. Dynaamisen alueen (annosvasteen) tulee olla laaja. Tyypillisesti digitaalisten ilmaisimien dynaaminen alue on 1:10 000, mikä on oleellisesti korkeampi, kuin filmi-vahvistinlevy-järjestelmien (1:30). Tämän johdosta digitaalisilla järjestelmillä tuotettujen harmaasävyjen määrä voidaan maksimoida. Tämä ominaisuus on avainpiirre, kun on kyse röntgenkuvan valotusvirheistä. (Lanca & Silva 2008b, 135–136.)

Sisäisen kohinan täytyy olla tarpeeksi pieni, jotta kuvan laatu säilyy. Sisäinen kohina voi liittyä esimerkiksi digitaalisen ilmaisimen sieppauselementtiin, kytkentäelementtiin ja keräyseelementtiin. Tehokkaan työskentelyn mahdollistamiseksi taulukuvailmaisimen luennan tulee olla tarpeeksi nopea. Tämä riippuu käytettävän teknologian tyypistä. Mitä suurempi luettava alue on, sitä hitaampi on kuvan luenta. Digitaalisessa kuvantamisessa nämä ominaisuudet ovat erittäin tärkeitä, koska ne vaikuttavat kuvan laatuun, annoksen hyötysuhteeseen ja työnkulkuun. (Lanca & Silva 2008b, 135.)

4.1 Digitaalisessa kuvantamisessa käytettävät kuvareseptorit

Kuvailmaisimiksi kutsutaan sitä röntgenlaitteiston osaa, joka havaitsee potilaan läpi-
menneen säteilyn ja muuntaa sen helpommin käytettävään muotoon, esimerkiksi sähköiseksi signaaliksi (Tapiovaara ym. 2004, 51). Digitaalinen kuva muodostuu pikseleistä eli kuva-alkioista. Pikselissä on tieto siitä, kuinka paljon säteilyä on sen kohdalla päässyt kohteen läpi. Pikseleitä on tietty lukumäärä vaaka- ja pystysuunnassa, jokaisessa kuvassa, esimerkiksi 40 cm x 40 cm:n kokoinen kuva voi olla jaettuna 2048 x 2048

kuvamatriisiksi, joka tarkoittaa pikseleiden lukumäärää. (Dowsett, Kenny & Jonhson 2001, 276–277.) Kuvamatriisin koko määrää paikkaerotuskyvyn eli kuvan resoluution: mitä pienempi pikselikoko, sitä tarkempi erotuskyky (Carlton & Adler 2006, 346).

Digitaaliset kuvantamislaitteet ovat kuvalevyihin ja taulukuvailmaisimiin perustuvia. Kuvalevyyn **computed radiography** (CR) perustuvassa järjestelmässä kasetin / kuvaustelineen sisällä on kuvalevy, eli storage phosphor plate, IP-levy (SPS / IP). Röntgenkuva tallentuu fosforilevyille. Kuvalevyksi perustuu epäsuoraan konversioon. (Lanca & Silva 2008a, 58–59.)

Taulukuvailmaisimet **direct radiography** (DR) perustuvat, joko amorfiseen seleeniin (a-Se) tai amorfiseen piin (a-Si) ja loisteaineen yhdistelmään. Loisteaineena käytetään useimmiten, joko cesiumjodidia (CsI) tai gadoliniumoxysulfaattia ($Gd_2O_2S:Tb^{3+}$ / GOS). Taulukuvailmaisimeen perustuvassa järjestelmässä kuvailmaisimella on laitteiston kiinteä osa. Kuvailmaisimen rakenne määrää, onko se epäsuoran vai suoran konversion järjestelmä. Epäsuorassa konversiossa käytetään kuvan prosessoinnissa tuikeainetta, joka muuttaa fotonit valoksi, ja kuvailmaisimella muuttaa valon sähköiseksi signaaliksi. Suoran konversion kuvailmaisimet perustuvat amorfiseen seleeniin, joka muuttaa fotonit suoraan sähköiseksi signaaliksi, eikä erillistä tuikeainetta tarvita. (Arreola & Rill 2004, 222; Carlton & Adler 2006, 356, 371.)

4.1.1 Kontrasti ja resoluutio

Kuvan kontrasti ja erotuskyky (resoluutio) ovat yksiselitteisiä kuvanlaatua ilmentäviä parametreja. Kuvausmenetelmällä pyritään samanaikaisesti hyvään erotuskykyyn ja kontrastiin. Nämä parametrit riippuvat kuitenkin toisistaan, ja toisen niistä parantuessa toinen huonontuu. Kun kaksi kuvassa olevaa kohdetta erottuu toisistaan, niiden eroa kuvasignaalin ilmentäminen kuvakontrastilla. Kuvantamislaitteen erotuskyvyllä kuvataan pienintä etäisyyttä, esimerkiksi kahta pistemäistä tai viivamaista kohdetta, jotka pystytään havaitsemaan vielä erillisinä kohteina. (Soimakallio, Kivisaari, Manninen & Svedström 2005, 25–26.)

Jos vierekkäisten harmaansävyjen ero on suuri, puhutaan korkeasta kontrastista. Tällöin kuvassa on vähemmän huomattavia harmaansävyjä. Vastaavasti, jos vierekkäisten har-

maansävyyden ero on pieni, niin silloin on kyseessä matala kontrastinen kuva. Mitä suurempi kontrastinen kuva on, sitä vähemmän kuvassa on harmaan eri sävyjä. Matala kontrastisessa kuvassa harmaansävyyden skaala taas on suurempi. Korkeaa kontrastia pidetään yleensä hyvänä, mutta tämä käsite on kuitenkin harhaanjohtava, ja sitä tulee välttää, koska yleensä matalakontrastinen kuva tarjoaa enemmän informaatiota. (Carlton & Adler 2006, 418.)

4.1.2 Terävyys ja kohina

Terävyys on yksi keskeinen vaatimus hyvälle kuvalle (Tapiovaara ym. 2004, 86). Kuvan terävyyteen vaikuttavat: fokuskoko, fokuksen ja reseptorin etäisyys (Source to Image Distance, SID), sekä kohteen ja reseptorin etäisyys (Object to Image Distance, OID). Terävyyteen voi vaikuttaa myös se, millainen kuvailmaisus on kyseessä, ja mahdollinen liike-epätarkkuus. (Bushong 2001, 285.) Kohina on merkittävin kuvanlaatua heikentävä seikka. Se heikentää kuvan kontrastia ja estää pienten kontrastierojen havaitsemisen. Kohina johtuu liian vähäisestä röntgensäteiden määrästä kuvareseptorilla. Kohinaa pystytään vähentämään säteilynmäärää nostamalla, tosin silloin myös potilasannos kasvaa. Kuvan kohinaa mitataan **signaali-kohinasuhteella** (Signal to Noise Ratio eli signaali/kohinasuhde, SNR), joka ilmaistaan suhdeluvulla. Mitä suurempi suhdeluku on, sitä paremmin pienet kontrastierot ovat havaittavissa kuvan taustakohinasta, eli kuvassa on vain vähän kohinaa. (Carlton & Adler 2006, 347–348.)

4.1.3 DQE, MTF ja SNR

Kvanttiefektiivisyys (DQE) kuvaa, kuinka tehokkaasti röntgensäteilyä kuvanmuodotuksessa hyödynnetään. Kvanttiefektiivisyys määräytyy annoksen ja laadun sekä paikkaerotuskyvyn mukaan, ja siihen vaikuttavat kvanttikohina ja kuvailmaisimesta aiheutuva kohina. Ideaalisessa tilanteessa kuvailmaisimen DQE -arvo on 100 %. DQE:n ollessa suuri on mahdollista pienentää säteilyannosta välttämättä kuitenkin kuvanlaadun heikkeneminen. (Bucsh ym. 2004, 16; Seibert 2004, 189.) DQE on kuvantamisjärjestelmän kohina ja kontrastisuorituskyvyn yhdistetyn vaikutuksen suureen lukuarvo, ilmaistuna kohteen yksityiskohdan funktiona. Resoluutio, kontrasti ja kohina/häiriöt vaikuttavat kvanttihyötysuhteeseen (DQE), jota pidetään sopivimpana parametrina digitaalisen röntgenlaitteen kuvantamiskyvyn määrittelyyn. (Lanca & Silva 2008b, 136.)

Modulaation siirtofunktio (MTF, Modulation Transfer Function) kuvaa, kuinka hyvin kuvausjärjestelmä siirtää paikkataajuusinformaatiota kuvattavasta kohteesta. Ideaalinen kuvantajajärjestelmä siirtää kaiken paikkataajuus informaation ja MTF on yhtenäinen kaikilla taajuuksilla. Tuotettu kuva on silloin täydellinen kopio alkuperäisestä kohteesta. Käytännössä kuitenkin kuvausjärjestelmän tuottamassa kuvassa on sumentumia ja epätarkkuuksia, joka johtaa siihen, että korkeammat paikkataajuudet eivät siirry yhtä hyvin, kuin matala paikkataajuusinformaatio. (Lawinski, Mckenzie, Cole, Blake & Honey 2005, 5–6.) MTF on parametri, joka ilmaisee kuvantamislaitteen erotuskykyä eli sitä, kuinka tehokkaasti viivatiheydeltään erilainen kuvasuhde toistuu kuvassa (Soimakallio ym. 2005, 26). MTF kertoo kaikkien paikkataajuuksien kuvautumista kuvassa. MTF on mahdollista määrittää myös eritaajusten siniaaltojen vaimenemisena (Tapiovaara ym. 2004, 87–88).

Signaali-kohinasuhde (SNR) kuvaa kontrastin ja kohinan suhdetta laajamittaisissa kohteissa. Vaikka signaalin herkkyys (kontrasti) ja kuvan kohina ovat tärkeitä indikaattoreita yksinäänkin. On niiden suhde tärkeämpi, sillä ne yhdessä muodostavat kuvanlaadun tärkeimmän indikaattorin, signaali-kohinasuhteen. Jotta kuva on diagnostisesti luotettava, tulee signaali/kohina suhteen olla noin 5:1. Digitaalisissa röntgenjärjestelmissä kohinan pienentyessä ja SNR:n kasvaessa kuvan diagnostinen laatu paranee hyvin nopeasti. (Lanca & Silva 2008b, 137; Seibert 2004, 187.)

4.2 Röntgenputken jännite ja virta

Röntgenputkesta saadaan jatkuva jakauma eri aallonpituuksia (ominais- ja jarrutussäteilyä) eikä vain yhtä fotonien energiaa. Röntgenputkesta saatavan säteilyn määrää energian (tai aallonpituuden) funktiona sanotaan röntgenspektriiksi. Spektrin muotoon vaikuttaa: anodimateriaali, suodatus, putken jännite (kV) ja putken virta (mA). (Jauhiainen 2007, 23.)

Röntgenputken jännite vaikuttaa tuotetun säteilyn määrään ja laatuun. Jännitteen nostaminen lisää elektronien nopeutta ja nostaa niiden energiaa, jolloin säteilyn läpikulkuuus lisääntyy ja sen, seurauksena kuvan kohina pienenee, ja kontrasti huononee. Elektronien lisääntyneen jännitteen johdosta fotonien energia suurenee. Fotonien intensiteetti lisääntyy nopeasti jännitettä nostettaessa. Säteilyn laatu on keskimääräisesti suoraan

verrannollinen jännitteen muutokseen. Kun jännite kaksinkertaistuu, niin fotonien määrä nelinkertaistuu. Tämä pystytään todistamaan matemaattisesti, mutta sillä ei kuitenkaan ole käytännön merkitystä, koska siinä ei oteta huomioon, että jännitteen korottamisella on huomattava vaikutus säteilyn läpätunkevuuteen. (Carlton & Adler 2006, 175–177, 423–424.)

Röntgenputken virran mittayksikkö on mA (milliampeeri). Tämä ilmoittaa elektronien määrää, jotka siirtyvät katodilta anodille sekunnissa. Tuotetun röntgensäteilyn määrä riippuu elektronien määrästä, jotka ovat päässeet katodilta anodille, ja ajasta, kuinka kauan on eksponoitu. Milliampeeria sekunnissa (mAs) on yksikkö, jolla kuvataan tuotettua putkivirtaa ja eksponointi aikaa. Tämä voidaan laskea helposti $\text{mA} \times \text{s} = \text{mAs}$. Säteilyn määrä kontrolloidaan suurelta osin mAs:ia muuttamalla. (Carlton & Adler 2006, 173–174.) Kun mA kasvaa, niin myös potilaan saama säteilyannos kasvaa samassa suhteessa (Bushong 2001, 247–248).

4.3 Röntgenputken suodatus ja fokuskoko

Röntgenputken ja detektorin välillä suodatusta on useassa eri kohdassa. Suodatuksen tarkoitus on parantaa röntgensäteilyn laatua poistamalla vähäenerginen hajasäteily, joka nostaa potilaan pinta-annosta. Suodatuksia ovat joko kiinteäsuodatus, lisäsuodatus ja niiden muodostama kokonaissuodatus. Röntgenputken rakenteesta ja koteloinnista johtuvaa suodatusta kutsutaan vakiosuodatuksiksi. Vakiosuodatuksen vaikuttavat röntgenputken lasikuoren paksuus, eristeöljy, joka ympäröi sitä, ja röntgenputken ikkuna. Alumiinia pidetään standardi suodatusmateriaalina, joten eri materiaalien suodatus voidaan ilmoittaa materiaalin suodatuksen vastaavuus alumiinina (Al/Eq). (Carlton & Adler 2006, 165–169.) Yleinen suodatusmateriaali on alumiini. Se on tehokas matala energisen säteilyn poistaja. Toinen yleinen suodatusmateriaali on kupari. Tinaa, gadoliniumia, ja holmiumia käytetään myös, mutta ei kuitenkaan samoissa määrin, kuin alumiinia ja kuparia. (Bushong 2001, 159–160.) Vaikka alumiini (Al) on yleinen suodatusmateriaali ja sen atomitiheys on 13, niin kupari (Cu), jonka atomitiheys on 29, on hyvä korkeaenergisien säteilyn suodattamisessa (Carlton & Adler 2006, 165–169).

Tyypillisen röntgenputken vakiosuodatus on 0,5–1,0 mm Al/Eq. Suurin osa vakiosuodatuksista johtuu putken ikkunasta. Sen takia mammografiatutkimuksissa käytetyissä

röntgenputkissa anodiväylä on usein molybdeenia, jotta saadaan tuotettua sopivan matalaenergistä säteilyä. Ikkunan materiaalina on usein beryllium, jotta vakiosuodatus saadaan mahdollisimman pieneksi, jopa 0,1 mm Al/Eq. Lisäsuodatuksena pidetään kaikkea suodatusta, joka ilmenee putkenrakenteen ja eristeen ulkopuolella. Yhdistelmäsuodatuksessa käytetään kahta tai useampaa suodattavaa materiaalia. (Carlton & Adler 2006, 165–169.)

Lääkinnälliseen tarkoitukseen käytettävien röntgenlaitteiden vähimmäissuodatukselta on annettu määräykset. Suodatuksen tulee vastata yleensä vähintään **2,5 mm** alumiinia. Hammasröntgenlaitteissa riittää pienempi suodatus 1,5 mm alumiinia, kun putkijännite on enintään **70 kV**. Mammografialaitteiden kohdalla hyväksyttävä minimi suodatus on **0,5 mm** alumiinia tai **30 µm** molybdeenia. (Tapiovaara ym. 2004, 36.)

Potilaan säteilyannoksen vähentämiseksi voidaan tutkimuksen mukaan suodatusta vaihtamalla rajata tietyn energian alittava säteily kokonaan pois. Lisäsuodatus vaikuttaa koko säteily-spektrin alueella (taulukko 1), mutta kuitenkin enemmän matalaenergiseen säteilyyn. Lisäsuodatus muuttaa säteilyn spektrin korkeaenergiseksi, ja sen lopputuloksena säteellä on parempi läpäisykyky, parempi laatu, ja korkeampi efektiivinen energia. (Bushong 2001, 159–160.) Amorfiseen piihin perustuvalla epäsuorankonversion taulukuvailmaisimella tehdyllä tutkimuksella, saatiin potilasannoksia laskettua 30 %, kuvanlaadun kärsimättä, kun suodatuksena oli **0,3 mm/Cu** (Hamer, Sirlin, Strotzer, Borisch, Zorger, Feuerbach & Völk 2005, 691–700).

TAULUKKO 1. Esimerkkejä lisäsuodatuksen määrästä eri Kv-alueilla olettaen, että perussuodatus on 2,5 mm alumiinia.

Kv-alue	Lisäsuodatus	Tutkimus
40 – 50	0	reuma, pienluututkimukset, pehmytosatutkimukset
50 – 70	0,5 – 2 mm Al	pienet luut
65 – 100	1 – 2 mm Al	luukuvat, jodivarjoainetutkimukset
120 – 140	0,1 – 0,2mm Cu + 2 mm Al	bariumvarjoainetutkimukset thorax

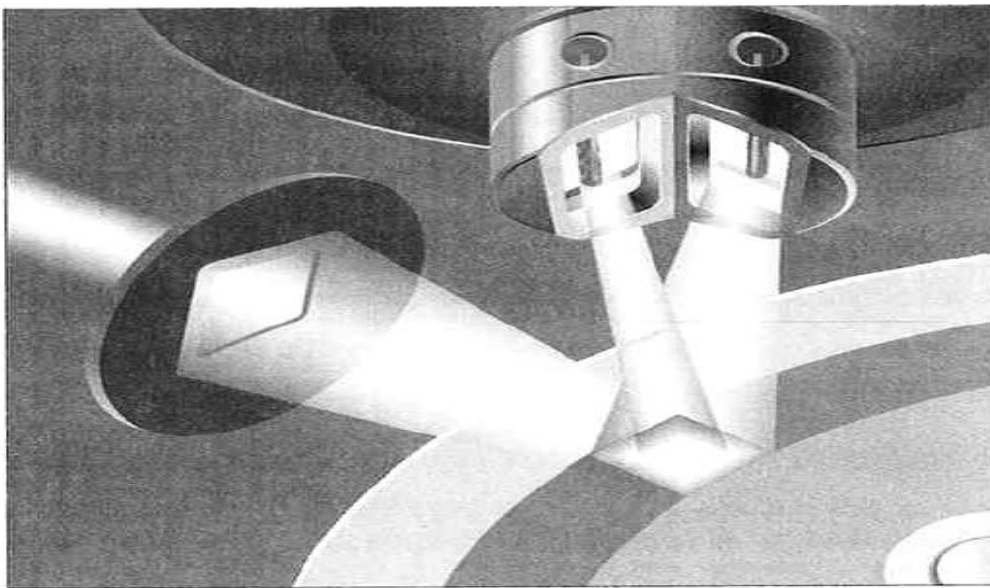
(Jantunen, Kortelainen, Lehkonen & Wood 2006, 25.)

Useimmissa röntgenputkissa on kaksi eri **fokuskokoa**. Ne ovat usein merkitty pieneksi ja isoksi. Perinteisissä röntgenputkissa fokuskoot ovat yleensä 0,6/1,2 mm, 0,5/1,0 mm tai 1,0/2,0 mm. Isoa fokusta käytetään tiheiden ja paksujen anatomisten alueiden kuvantamisessa sen paremman lämpökapasiteetin ansiosta. Ison fokuksen lyhyemmän exponointiajan ansiosta mahdollinen liike-epätarkkuus kuvassa saadaan minimoitua paremmin. (Bushong 2001, 250.) Röntgenputken fokuskoko on tärkeä seikka, kun puhutaan kuvan terävyydestä. Fokuskoko on kuvausjärjestelmän piirtokykyyn vaikuttava seikka. (Tapiovaara ym. 2004, 34, 88.) Mahdollisuus, että fokuskoko vaikuttaa kuvanlaatuun ja kontrastiin, siten että se on nähtävissä, on erittäin epätodennäköistä, koska fokuskoolla on niin pieni vaikutus kuvan valotukseen. (Carlton & Adler 2006, 431, 446.) Pienellä ja isolla fokuskoolla ei ole saatu tilastollisesti merkittäviä eroja kuvanlaatuun niitä tutkittaessa (Gorham & Brennan 2010, 1–10).

Variofokus

Philipsin kehittämän variofokuksen avulla voidaan saavuttaa kompromissi pienimmän fokuskoon, suurimman jännitteen ja lyhyimmän valotusajan välillä. Variofokusohjausjärjestelmä yhdistää kaksoisfokusointiputken ja kahden erilaisen fokuskoon optiset efektit ja tehot ennalta määriteltävässä suhteessa. Variofokus-ohjausjärjestelmällä voidaan luoda käytännössä katsoen mikä tahansa haluttu fokuskoko, joka on kaksoisfo-

kusputken (double focus tube, kuvio 2) suuren ja pienen fokuskoon välissä. Tämän johdosta on laitteen käyttäjällä mahdollista valita optimaalinen fokuskoko ja niiden mukainen jännite. Samanaikaisesti Variofokus-teknologia minimoi kuvista liikeartefaktat, ja geometriset vääristymät. Variofokuksen lisäetuna on molempien fokuskokojen yhtenäisempi käyttö verrattuna perinteiseen järjestelmään. Variofokus -järjestelmän säännöllinen käyttö voi siis myös vähentää röntgenputken rasitusta. Variofokuksen etuina voidaan pitää, korkeampaa kuvanlaatua, se on helppokäyttöinen ja putken käyttöikä paranee. (Variofocus, 2–3.)



KUVIO 2. Variofokuksen toimintaperiaate (Variofocus, 3).

4.4 Säteilykeilan rajausta, kuvaus etäisyys ja hila

Rajauksella saadaan säteilykeila rajattua sopivan kokoiseksi. Röntgentutkimuksissa säteilykeila tulee aina rajata kuvattavana olevan kohteen mukaan, eikä se saa ylittää detektorin kokoa. Oikealla rajauksella saadaan alennettua potilasannosta, ja se myös parantaa kuvanlaatua, koska pienemmällä alueella on vähemmän hajasäteilyä. (Carlton & Adler 2006, 153, 157, 223.) Rajaamisessa tulee olla tarkkana, ettei jouduta uusimaan kuvausta, jolloin rajaamisella saatu hyöty menetetään (Jeffery 1997, 165–177).

Kuvaustäisyys

Kuvaustäisyyden muuttuessa säteilyn intensiteetti vaihtelee suuresti. Mitä kauemmas lähteestä säteily etenee, sitä pienemmäksi sen intensiteetti muuttuu. Röntgenputken ikkunasta tuleva säteily muodostaa primäärikeilan. Kun primäärikeila levenee ja hajaantuu, niin säteilyn intensiteetti ja määrä alkaa vähentyä. Etäisyyden kasvaessa tuotettujen fotonien määrä pysyy muuttumattomana, mutta niiden jakauma vaihtelee. Mitä kauempana lähteestä fotonit ovat, sitä pienempi niiden määrä rajatulla alueella on. Röntgensäteilyn määrän suhdetta etäisyyteen kuvataan etäisyyden neliön lailla. Säteilyn intensiteetti on kääntäen verrannollinen etäisyyden neliöön. Etäisyyden kasvaessa kaksinkertaiseksi säteilyn intensiteetti laskee yhteen neljäsosaan alkuperäisestä. (Carlton & Adler 2006, 177–179.) Kasvattamalla kuvaustäisyyttä, voidaan potilasannosta vähentää huomattavasti. Lannerangan kuvauksessa, etäisyyden muuttaminen 100 senttimetristä 130 senttimetriin, saatiin efektiivistä ja munasarjojen annosta laskettua yli 60 % kuvanlaadun tästä kuitenkin huomattavasti kärsimättä. (Brennan & Nash 1998, 251–259.)

Hila

Hila parantaa kuvan kontrastia huomattavasti estämällä sironneen säteilyn pääsyn kuvareseptorille. Hilassa on ohuita, yleensä lyijystä valmistettuja lamelleja, jotka absorboivat fotonit, jotka saapuvat vinosti lamelleihin nähden. Lamellien välissä on väliaine, yleensä alumiinia, kuitumateriaalia tai muovia, joka läpäisee hyvin säteilyä. (Tapiovaara ym. 2004, 66.) Hilan käyttö pienten kohteiden, kuten lasten kuvauksessa, on harkinnanvaraista. Hilan käyttö vaatii suuremman säteilyannoksen, mutta käyttämällä ilmahilaa voidaan hajasäteilyn osuutta kuvassa vähentää ja pienentää annosta. (Kettunen 2004, 47–48.)

5 TUOTTEEN TOTEUTUS

Asiantuntijätiedon hyödyntäminen tuotteen suunnittelun eri vaiheissa ja huolellinen kirjallisuuteen perehtyminen edesauttavat siinä, että saadaan tehtyä laadukas tuote. Luonnosteluvaiheelle on ominaista tehdä analyysi tuotetta ohjaavista eri näkökohdista ja tekijöistä. Ne ohjaavat tuotteen suunnittelua ja valmistamista (Jämsä & Manninen 2000, 43, 50.) Pitkät ja monimutkaiset lauserakenteet ovat kielellisen ymmärrettävyyden kannalta pahimmat esteet. Vaikeita sanoja on myös syytä välttää, silti lopullinen sanoma syntyy aina vastaanottajassa. (Wiio & Puska 1993, 62–64.) Painotuotteen ulkoasu on osa tuotteen oheisviestintää, johon kannattaa panostaa (Jämsä & Manninen 2000, 57).

5.1 Tuotteen luonnostelu ja alkusuunnittelu

Perehdyimme aluksi kirjallisuuden avulla, mitä tulee ottaa huomioon, kun halutaan tehdä tuote. Tämän loppuraportin liitteenä 1. olevassa tuotekehityssuunnitelman kappaleessa ”Tuotteen laadun määrittely” on esitetty ne asiat, mitä tulee ottaa huomioon, kun halutaan tehdä laadukas tuote. Tuotekehityssuunnitelmaan teimme taulukon ” *Hyvän oppaan laatukriteerit*”, jossa toimme esille laatukriteerit, joihin pyrimme pääsemään saadaksemme laadukkaan ja kriteerit täyttävän tuotteen. Tuotteen luonnostelun aloitimme hahmottelemalla ruutupaperille, millainen tuote on hyvä. Mietimme tuotteen ulkoasua, sisältöä, kuvitusta ja tuotteen laatukriteereitä.

Päädymme kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoinnin toimintamallin koeprojektioksi ottamaan polven AP-projektion, koska polvesta on tehty vähän optimointiin liittyviä tutkimuksia. Thorax-projektion valinta olisi tuonut hankaluuksia, kuinka saisimme CDRAD-fantomien kiinnitettyä thorax-telineeseen lateraalisuunnassa kuvattaessa. AP (etusuunnassa) suunnassa etäisyys olisi tuottanut ongelmia.

Yksinkertaisella ja helppokäyttöisellä taulukolla (liite 3) ja huolellisella tulosten kirjautamisella helpotimme omaa työtämme tulosten analysoinnissa. Taulukko tuo lisää luotettavuutta ja on oikeaa tietoa tukevaa toimintaa. Toistolla saimme myös lisää luotettavuutta tuloksiin, kun otimme jokaisesta vaiheesta kolme kuvaa. Teimme, joka vaiheelle

oman ”potilaan” Philipsin potilaslistaan, esimerkiksi ”50kV 0Al ei hilaa”, ”50kV 2Al ei hilaa” ja niin edelleen. Kuvassimme kaikki 108 kuvaa saman kuvaussession aikana, jonka ansiosta CDRAD-fantom ja pleksit olivat kokoajan samassa kohdassa, myös tämä lisäsi tulosten luotettavuutta. Teimme työnjaon kuvauksissa niin, että toinen hoiti Philipsin kuvauskonsolin ja toinen valitsi röntgenputkeen oikean suodatuksen, kirjasi tulokset ja varmisti, että kenttäkoko oli oikean kokoinen ja sama kuvaussession ajan.

Tarkalla ja selkeällä alkusuunnittelulla, esimerkiksi mittaustaulukko ja ”potilaiden” luominen, halusimme helpottaa CDRAD-fantomien antamien tulosten analysointia CDRAD analyser -ohjelmalla. Se nopeutti myös toimintaamme koululla, kun meidän ei tarvinnut miettiä mitä teemme ja miten.

5.2 Tuotteen tekeminen

Selkeä kuva on usein helpompi ymmärtää ja se jää paremmin mieleen, kuin selkeä sanallinen selitys. Hyvä kuvateksti ohjaa kuvien luentaa ja kertoo jotain sellaista, mitä kuvasta ei välttämättä heti huomaa. Kuvalla ja hyvin valitulla kuvatekstillä parannetaan esimerkiksi potilasohjeiden luotettavuutta, kiinnostavuutta ja ymmärrettävyyttä. (Korpela & Linjama 2003, 204; Torkkola, Heikkinen & Tiainen 2002, 40; Loiri & Juhlin 1999, 52–57.)

Alun perin aikomuksemme oli tehdä tuote A4-kokoisena, laitettuna muovitaskuun tai A6-kokoiseksi vihkoksi. Sähköinen muoto (Microsoft Word -ohjelmalla) oli itsestään selvyys koko projektin ajan. Päädyimme yhdessä siihen tulokseen, että A4-koko on paras vaihtoehto tässä vaiheessa, kun tuote tulee Oulun seudun ammattikorkeakoulun (Oamk) käyttöön. Samasta syystä päädyimme laittamaan tuotteen Oamk:n omalle kirjepohjalle. Laminointiin päädyttiin sen kestävyys- ja helppohoitoisuuden takia. Muovitaskut repeävät käytössä saumoistaan, joten se ei ollut hyvä ratkaisu pitkällä aikavälillä.

Alusta asti oli myös selvää, että tulemme käyttämään valokuvia, joita otimme paljon Canon IXUS 95 IS digitaalikameralla. Otimme värillisiä ja mustavalkoisia kuvia, joita vertailimme keskenään. Kuvia otimme aluksi 3648 x 2736 kuvakoolta, jolla kuvista tuli liian suuria muistikooltaan. Siitä viisastuneena otimme loput kuvat 640 x 480 kuvakoolta, jolla saimme kuvat muistikooltaan pienemmiksi, jolloin kuvien muokkaaminen ku-

vankäsittelyohjelmalla helpottui. Kuvien taustalla näkyi usein ”ylimääräistä” ja asiaan kuulumatonta, joita rajasimme kuvankäsittelyohjelmalla pois. Rajaaminen on yksi tärkeimmistä keinoista, jolla valokuvan laatua ja tehoa voi parantaa (Parker 1998, 148). Osaan kuvista laitoimme taustaksi valkoista paperia kuvien selkeyttämiseksi, joskaan se ei aina auttanut saamaan hyviä ja selkeitä kuvia. Kuviin tuli usein heijastumia tai kameransalama heijastui kuvassa. Ratkaisimme ongelman käyttämällä taustalla mustaa kangasta (T-paita), jolla saimme kuvat onnistumaan huomattavasti paremmin. Kuvat numeroitiin ja niille tehtiin kuvatekstit, jotta tuotteen käyttäjän on helpompi löytää oikea kuva.

Suurin urakka oli CDRAD-fantomien käyttöohjeiden suomentaminen, joka vei arvioitua enemmän aikaa. CDRAD analyser -ohjelman opettelimme käyttämään suomenoksen pohjalta ja kokeilemalla mitä mistäkin tapahtuu. Kuvien käsittely oli toinen haastava osuus projektissamme. Emme kumpikaan olleet käyttäneet aikaisemmin kuvankäsittelyohjelmia lainkaan. Kokeilimme aluksi Jasc Paint Shop Pro 8 -kuvankäsittelyohjelmaa, joka oli varsin vaikeaselkoinen. Internetistä löysimme ilmaisen GIMP -kuvankäsittelyohjelman, jota oli helpompi käyttää sen suomenkielisyyden ansiosta. Muokkasimme kuvia myös Microsoft Word -ohjelmalla. CDRAD analyser -ohjelmasta otimme tietokoneen monitorin näytöstä print screen -kuvia, joka oli ainut keino saada havainnollistavia kuvia ohjelman käytön opettamiseen. Näihin kuviin lisäsimme myös punaisia nuolia helpottamaan kuvien tulkintaa. Toinen havainnollistava keino mitä print screen -kuviissa käytimme, oli halutun toiminnon ”mustaaminen”.

Hankimme projektiamme varten koululle neljää (50mm, 20mm, 15mm ja 10mm) eri paksuutta olevaa pleksiä, joita tarvitsimme toimintamallin laatimisessa. Polven AP-projektiota vastaavat paksuudet saimme laatukoordinaattori Kari Kylmäniemeltä. Pleksit kävimme ostamassa Vink Finland Oy:stä. Pleksit saatuaamme aloitimme toimintamallin tekemisen ja siihen tarvittavan testituloksien keräämisen koulun röntgenlaitteilla. Se oli mielestämme projektin mielenkiintoisin osuus.

Otimme selvää Oys:n eteläisen keskusröntgenin röntgenhoitajilta, millä arvoilla he ottavat polven AP-kuvan ja niiden arvojen pohjalta teimme mittaustaulukon (Liite 3). Kysyimme myös Kari Kylmäniemen mielipidettä mitä kuvausarvoja kannattaa muuttella ja kuinka paljon. Noiden tietojen ja omien suunnitelmien pohjalta teimme selkeän taulu-

kon helpottamaan kuvaustulosten kirjausta. Taulukon avulla oli myös helppo seurata missä kuvausprotokollassa olimme menossa. Toimintamallin esimerkkinä käytimme polven AP-projektiota. Olimme jokaisesta kuvausprotokollasta 3 exponointia, emme liikutelleet pleksilevyjä ja CDRAD-fantomia exponointien aikana. Tämän toimenpiteen ansiosta saimme mittaustuloksille lisää luotettavuutta. Mitä suurempi otoskoko tutkimuksella on, sitä pienempi on virhemahdollisuuksien riski (Holopainen & Pulkkinen 2002, 36).

Itse CDRAD-fantom kuvaus onnistui mainiosti saumattoman yhteistyön voimin. Yllätyksenä tuli kuvien poltto cd-r-levylle, joka oli todella hidasta ja poltettaviin kuviin ei voinut lisätä tekstiä. Tekstin avulla olisi ollut helppo tunnistaa kuvat. Toinen ongelma oli se, että Phillips:n laite poltti yhdestä kuvasta kaksi kuvaa levyille. Toinen kuva oli niin sanottu ”raakadatakuva”, joka ei ollut oikea analysoitava kuva. USB-muistitikulle emme voineet siirtää kuvia suoraan Philipsin laitteella, koska meillä ei ollut siihen tarvittavia tunnuksia ja oikeuksia. Kuvien polttaminen olisi ollut niin suuri urakka ja se ei olisi palvellut parhaalla mahdollisella tavalla röntgenhoitajaopiskelijoita. Seuraavaksi yritimme asentaa CDRAD analyser -ohjelman radiologinasemalle. Siihen meillä ei ollut oikeuksia asentaa ohjelmia. Käännyimme asiassa ATK-tukihenkilöiden puoleen, he saivat asennettua omilla tunnuksillaan ohjelman radiologin asemalle. Tämä toimenpide ei vielä tässä vaiheessa helpottanutkaan analysoinnin aloittamista, koska kuvat siirtyivät automaattisesti AGFA:n kuvankatseluohjelman kansioon, joten niitä ei voinut analysoida kyseisen ohjelman kautta. Meillä ei ollut myöskään tarpeellisia oikeuksia, jotta olisimme voineet vaihtaa lähdekansion, johon röntgenlaitteisto lähettää ottamamme kuvat. Tämän toimenpiteen avulla olisimme voineet analysoida kuvat suoraan radiologin asemalla, koska emme osanneet laittaa ottamiamme kuvia oikeaan DICOM-muotoon, jota CDRAD analyser -ohjelma edellyttää.

Jouduimme loppujen lopuksi polttamaan kuvat cd-rw-levylle, aina yksi projektiio kerrallaan, joka oli todella työlästä ja aikaa vievää. Kun poltimme kuvan, niin Philipsin ohjelma poltti ensiksi ”raakadatakuvan” ja sitten vasta oikean analysoitavan kuvan. Philips nimesi kuvat automaattisesti IMG_0001 ja IMG_0002, joista IMG_0002 oli tarvitsemamme kuva. Päätimme polttaa aina yhden projektion kerrallaan, jossa oli kolme kuvaa. Teimme näin, että voimme olla varmoja mitkä kuvat ovat mitkäkin. Kolmen kuvan polttaminen antoi seuraavat DICOM-tiedostot: IMG_0001, IMG_0002, IMG_0003,

IMG_0004, IMG_0005 ja IMG_0006, joista oikeat kuvat olivat aina parilliset numerot eli 2, 4 ja 6. Kun kaikki kuvat oli saatu poltettua ja siirrettyä koneelle, jokainen omaan kansioonsa siten, että yhdessä kansiossa oli aina yhden projektion kolme kuvaa. Tällä tavoin pystyimme varmistamaan, että meillä oli käytössä aina jokaisen projektion oikeat kuvat. Mikä on tulosten luotettavuuden kannalta erittäin tärkeää.

Kuvien analysointi myöhästyi, koska CDRAD analyser -ohjelman toiminnan kannalta tärkeä USB-avain, vioittui, jonka vuoksi jouduimme tilaamaan uuden tikun Hollannista saakka. Päätimme odottaa uuden USB-avaimen saapumista Hollannista, se luvattiin lähettää meillä lähes saman tien, kun otimme yhteyttä Hollantiin. Tällä kertaa oli onni onnettomuudessa, sillä Hollantilainen CDRAD-fantom valmistaja Artinis Medical Systems kiinnostui optimointituloksistamme. Tulosten analysoinnin jälkeen pystyimme tekemään toimintamallin loppuun, koska meillä oli konkreettinen esimerkki tuloksista ja kuinka niihin on päästy. Analysoimme tulokset myös miten lisäsuodatus, kV:n muutokset ja hilan käyttö vaikuttaa mAs- ja DAP-arvoihin.

5.3 Tuotteen viimeistely

Tuotteen teon rinnalla aloitimme palautelomakkeen (liite 4) tekemisen, joka tehtiin asettamiemme hyvän oppaan laatukriteereihin nojautuen. Palautelomakkeen sisältöön saimme ohjausta projektiorganisaation ohjausryhmältä. Saamamme palautteen pohjalta teimme muutoksia, unohtamatta omaan näkemystämme ja mielipiteitämme lopullisen tuotteen muodostumisessa. Yksi ohjausryhmän ehdotus oli, että nimeäisimme toimintamallin. Useiden nimivaihtoehtojen jälkeen, päädyimme nimeämään sen ”IQORad-toimintamalli versio 1.0” (Image Quality Optimization Rad) nimiseksi. IQO on kirjoitettu fontti koko 12:sta ja isoilla kirjaimilla. Rad on kirjoitettu fontti koolla 10 ja R-kirjain isolla. Se oli mielestämme visuaalisesti näyttävä.

Tuotteen viimeistelyssä tulimme siihen tulokseen, että käyttöohje tulee ensisijaisesti koulun käyttöön, joten muutimme käyttöohjetta joltain kohdin sopimaan paremmin koulun tarpeisiin, esimerkiksi kuva CDRAD analyser cd-rom-kotelosta. Käyttöohje osion valmistuttua viimeistelimme vielä IQORad-toimintamallin versio 1.0:a. IQORad-toimintamalli versio 1.0 osion alkuun lisäsimme lyhyen kuvauksen sen eri vaiheista ja loppuun ”yhteenvedo” alaotsikko, johon teimme kaavion selventämään IQORad-

toimintamallin versio 1.0 ajatusta. Siirsimme tuotteen myös koulun omalle kirjepohjalle. Ottamamme print screen -kuvat käyttöohjeessa olivat liian pieniä ja epätarkkoja, joten suurensimme osan niistä lähes koko sivun suuruisiksi, jolloin kuvista tuli enemmän tekstiä tukevia ja selvempiä. Tuotteen tarkisti myös äidinkielen opettaja Marja Kuure ennen lopullisen tuotteen laminointia.

Päädyimme laittamaan tuotteen sähköiseen Pdf -muotoon (Portable Document Format). Saadaksemme tiedostokoon mahdollisimman pieneksi, jolloin tuotteen lähettämisen sähköpostilla oli mahdollista. Microsoft Word -muodossa tuote olisi vienyt liikaa tilaa. Poltimme tuotteen cd-r-levylle molemmissa muodoissa, sillä Microsoft Word -muotoa on helpompi päivittää.

5.4 Tuotteen tekijänoikeudet

Tekijänoikeuslain (1961/404, 1§) mukaan:

Sillä, joka on luonut kirjallisen tai taiteellisen teoksen, on tekijänoikeus teokseen, olkoonpa se kaunokirjallinen tai selittävä kirjallinen tai suullinen esitys, sävellyks- tai näyttämöteos, elokuvateos, valokuvateos tai muu kuvataiteen teos, rakennustaiteen, taidekäsityön tai taideteollisuuden tuote taikka ilmetköönpä se muulla tavalla.

Tuotteen suunnitteli ja valmisti projektiryhmä, joten tekijänoikeudet kuuluvat projektiryhmälle. Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveysalan yksikkö saa päivitysoikeudet, siten että alkuperäinen työ ja tekijät on mainittava aina päivitetyssä versiossa. Opinnäytetöissä, joissa tuotettamme käytetään, on oltava maininta sen käytöstä ja tekijöistä. Päivitetyt versiot on toimitettava tekijänoikeuksien haltijoille sähköisessä muodossa. Oulun seudun ammattikorkeakoulu ei saa myydä alkuperäistä, eikä päivitetyjä versioita eteenpäin, ilman lupaamme. Tuotteelle teimme tekijänoikeussopimuksen (liite 1) ja koko projektille yhteistyösopimuksen (liite 1).

5.5 Projektin päättäminen

Projekti päättyi lokakuussa 2010 loppuraporttityön ja tuotteen esittelyyn seminaarissa. Valmis tuote luovutetaan projektimme toimeksiantajalle Oulun seudun ammattikorkea-

koulun sosiaali- ja terveystieteiden yksikön radiografian ja sädehoidon koulutusohjelman opettajille. Tuote tullaan sijoittamaan röntgenluokan laadunvalvontakansioon.

Tuotteen tekijänoikeudet jäävät Vesa Oksaselle ja Mika Possakalle. Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveystieteiden yksikkö saa päivitysoikeudet, siten että alkuperäinen työ ja tekijät on mainittava aina päivitetyssä versiossa ja opinnäytetöissä. Päivitetyt versiot on toimitettava tekijänoikeuksien haltijoille sähköisessä muodossa. Oulun seudun ammattikorkeakoulu ei saa myydä alkuperäistä eikä päivitettyjä versioita eteenpäin. Oulun seudun ammattikorkeakoulun sosiaali- ja terveystieteiden yksikkö saa luvan käyttää tuotetta opetuksessa ja opinnäytetöiden yhteydessä.

6 PROJEKTIN ARVIOINTI

Projektivastaava tarvitsee jatkuvaa ja välitöntä ohjausta. Tätä ohjausta hän saa projektiohjausryhmältä. Projektivastaava on velvollinen pitämään projektiohjausryhmän ajan tasalla ja tarvittaessa järjestää kokouksia projektiryhmän, -tukiryhmän ja -ohjausryhmän kesken. Ohjausryhmän kokouksissa käydään läpi projektin eteneminen, esimerkiksi mahdolliset ongelmatilanteet ja pyritään löytämään niihin ratkaisu. Tukiryhmä toimii asiantuntijaryhmänä tai -henkilöinä, ja se ohjaa projektiryhmää oman asiantuntemuksensa mukaan, esimerkiksi työ-, tutkimus- ja tietokäsittelymenetelmien valinnassa ja käytössä. (Manninen, Maunu & Läksy 1998, 27.)

Projektissa laadunvarmistuksesta vastaa koko projektiryhmä. Projektin laatua ei ole pelkästään lopputuotteen sisältö. Aika- ja kustannustavoitteet on otettava huomioon, kun arvioidaan projektityöskentelyn laatua. Projektin toteutus- ja ohjausprosessi on myös laatutoimintaa, jolla varmistetaan oikeiden asioiden tekeminen oikealla tavalla projektissa. (Ruuska 1999, 157–158.) Projektin ohjauksella on sisäinen ja ulkoinen laadunvarmistus, jolla seurataan projektin etenemistä projektisuunnitelmaan nähden (Pitsinki 1998, 13–15). Sisäistä laadunvarmistusta teimme keskinäisissä palavereissa ja ulkoista laadunvarmistusta olivat ohjausryhmän ohjaukset, asiantuntija avun käyttäminen ja esittämämme seminaarityöt seminaareissa projektin aikana.

Arvioimme projektiamme sille asetettujen tavoitteiden, päätehtävien ja tekemämme palautelomakkeen (liite 4) vastausten pohjalta. Otimme huomioon myös projektiorganisaatioon kuuluvien henkilöiden mielipiteet. **Tulostavoitteenamme** oli laatia helposti omaksuttava käyttöohje CDRAD-fantomille, jossa kuvataan CDRAD-fantomien rakenne sekä toiminta ja toimintamalli, jossa fantomien avulla voidaan tehdä kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointia digitaalisessa kuvantamisessa. Asettamiimme tulostavoitteisiin pääsimme mielestämme erittäin hyvin. Yhteistyötaho, jolle tuote tuli, oli tyytyväinen tuotteeseen lauserakenteiden selkeyttämisen jälkeen. Yhteistyötahon mielestä tuote sopii hyvin opetuksen tueksi. **Laatutavoitteenamme** oli luoda laadukas tuote (liite 5), joka täyttää sille asetetut laatukriteerit. Pääsimme laatutavoitteeseemme hyvän asiantuntijayhteistyön ja asettamiemme hyvän oppaan laatukriteerien avulla ja niitä noudattaen.

Toiminnallisena tavoitteena oli mahdollistaa yhtenevä käytäntö kuvanlaadun ja säteilystuksen optimointiin. IQORad-toimintamallin versio 1.0 (liite 5) avulla voidaan kehittää näyttöön perustuvaan radiografiaa. Mielestämme onnistuimme hyvin toiminnallisessa tavoitteessamme, mutta on kuitenkin mahdoton arvioida, miten opiskelijat tulevat sisäistämään IQORad-toimintamallin versio 1.0 tarjoamat käytännöt, koska tässä vaiheessa ei ole vielä tarkasti tiedossa, miten tuote tullaan ottamaan huomioon röntgenhoitajaopiskelijoiden koulutuksessa.

6.1 Tuotteen arviointi palautelomakkeen avulla

Tuote on hyvä esitettävä, jo sen valmisteluvaiheessa. Jotta palaute ja arviointi olisivat mahdollisimman kriittistä, esitestausta on hyvä tehdä tuotteen loppukäyttäjällä, jolle tuote ei ole entuudestaan tuttu. (Jämsä & Manninen 2000, 80.) Teimme tuotteelle esitetauksen oman Rad7sn-ryhmän opiskelijoiden ja kahden jo alalla työskentelevän röntgenhoitajan avulla ja sitä varten teimme palautelomakkeen (Liite 4).

Palautelomakkeen teimme Parkkusen, Vertion ja Koskinen-Ollonqvistin (2001) laatimien hyvän oppaan laatukriteerien pohjalta. Käyttämämme laatukriteerit löytyvät liitteenä 1 olevasta tuotekehityssuunnitelmasta. Palautelomakkeessa oli 11 kysymystä rasti ruutuun -menetelmällä ja yksi vapaakenttä kommenteille ja parannusehdotuksille. Rastiruutuun -kohdat oli numeroitu siten, että 1 = täysin eri mieltä, 2 = jokseenkin eri mieltä, 3 = en osaa sanoa, 4 = jokseenkin samaa mieltä ja 5 = täysin samaa mieltä. Palautelomakkeilla saatujen vastausten perusteella teimme vielä joitain muutoksia tuotteeseen.

Palautelomakkeen kysymykset koskivat ulkoasun, kuvituksen, sisällön ja kieliasun laatua. Ulkoasun laatua käsittelevät kysymykset: ”*Tuote on kestävä*”, ”*Tuotteen ulkoasu on mielenkiintoa herättävä*” ja ”*Tuote on selkeä*”. Kuvituksen laatua käsittelevät kysymykset: ”*Tuotteen kuvitus on onnistunut*” ja ”*Helpottavatko kuvat tekstin ymmärtämistä*”. Sisällön laatua käsittelevät kysymykset: ”*Tuotteen sisältö on oikeaa ja virheetöntä*”, ”*Tuote on tarpeellinen*”, ”*Tuotteesta saa riittävästi tietoa*” ja ”*Tuote etenee loogisessa järjestyksessä*”. Kieliasun laatua käsittelevät kysymykset: ”*Tuote on helppolukuisen*” ja ”*Tuotteessa käytettävät käsitteet ovat ymmärrettäviä*”. Palautelomakkeen loppuun sai antaa kommentteja ja parannusehdotuksia. Palautelomakkeen vastausten perusteella arvioimme aikaisemmin tekemäämme taulukkoa 2. (liite 1) ”*Hyvän oppaan laatu-*

kriteeri”, johon lisäsimme kohdan ”**Esitestaajien palautteet**”. Esitestaajien palautteen pohjalta voimme tehdä johtopäätöksen, että pääsimme asettamiimme laatutavoitteisiin, myös esitestaajien mielestä.

Opiskelijoiden palaute tuotteesta

Opiskelijat (n=4) arvioivat tuotteen ulkoasun laadun: Opiskelijat olivat palautteiden mukaan jokseenkin samaa mieltä tekijöiden kanssa, että tuote oli kestävä, ulkoasu mielenkiintoa herättävä ja tuote oli selkeä.

”Ulkoasu on melko mielenkiintoa herättävä”.

”Opas on selkeä”.

”Ulkoasuun jotain pientä mielenkiintoa voisi ehkä kaivata, jos jotain pähkähtää mieleen, hyvin asiakirjamainenhan se oli, mutta ehkä niin on tarkoitettukin...:)”.

Opiskelijoiden mielestä tuotteen kuvitus oli onnistunut ja ne helpottivat tekstin ymmärtämistä. Kaikki opiskelijat olivat tässä osiossa ”täysin samaa mieltä” tekijöiden kanssa.

”Kuvat olivat todella hyviä ja hyödyllisiä”.

”Kuvat olivat tosi hyviä ja tukivat aina sisältöä”.

”Jossain välissä oli kaksi kuvaa vierekkäin ja kun ne olivat niin samanlaiset, niin en tiedä oliko se hyvä juttu”.

Tuotteen sisällön laadun opiskelijat arvioivat olevan oikeaa ja virheetöntä, heidän mielestään tuote on tarpeellinen, se tarjoaa riittävästi tietoa ja etenee loogisessa järjestyksessä. Opiskelijat vastasivat näissä osioissa olevansa ”täysin samaa mieltä” tai ”jokseenkin samaa mieltä” tekijöiden kanssa.

”CDRAD-fantomin sielunelämään perehtymättömän oli välillä vähän vaikeaa pysyä kärryillä, mutta kuvat selvensivät asiaa ja välillä jopa minäkin ymmärsin mistä puhuitte”.

”Varmasti hyvä tuote ja tarpeellinen”.

”Tuotteesta saa paljon tietoa, mutta tärkeintähän on, että sieltä saa poimitua yksinkertaisesti sen oleellisen esim. fantom kokeen tekemiseen. Muuten eteneminen on kyllä tosi loogista => tosi tärkeää!”.

Kieliasun laadusta opiskelijat olivat sitä mieltä, että tuote oli helppolukuinen, mutta siinä käytettyjen käsitteiden ymmärrettävyydestä he ”eivät osanneet sanoa” tai ”olivat jokseenkin eri mieltä” tekijöiden kanssa.

”Teksti menee mielestäni aika laidasta laitaan eli, jos meinaatte laittaa esimerkiksi kansioon niin vasempaan reunaan kannattais jättää enemmän tyhjää tilaa. Kaipasin myös väljyyttä ylös ja alas”.

Röntgenhoitajien arvio tuotteesta

Röntgenhoitajat (n=2) arvioivat tuotteen ulkoasun laadun kestäväksi, selkeäksi ja mielenkiintoa herättäväksi. Tuotteen kuvituksen he arvioivat onnistuneeksi ja kuvat helpottivat tekstin ymmärtämistä.

”Tuote on hyvä ja selkeä, koska lukemisen aloittaessani en edes tiennyt mitä se koski”.

”Todella selkeä käyttöohje on rakenteeltaan, mikä on tärkeää”.

”Kuvat selkeyttivät tekstiä”.

”En tiedä minkälaisia ohjeita CDRAD-fantomien käytöstä on muutoin, mutta tuotteenne ohjaa selkeästi ja melko yksityiskohtaisesti kuvien avulla käyttäjää, joten mielestäni tuote on tarpeellinen”.

Tuotteen sisällön laadun hoitajat arvioivat olevan oikeaa ja virheetöntä, heidän mielestään tuote on tarpeellinen, se tarjoaa riittävästi tietoa ja etenee loogisessa järjestyksessä. Tuote oli myös helppolukuinen ja käytettyjen käsitteiden ymmärtämisessä röntgenhoitajien mielipiteet erosivat toisistaan. Toinen hoitaja oli ”jokseenkin eri mieltä”, ja toinen ”täysin samaa mieltä.”

”Vaikeat käsitteet avautuivat hienosti ilman turhia selittelyjä”.

”Käyttöohjeen rakenne on johdonmukainen”.

Arvioitsijoiden parannusehdotukset

Parannusehdotuksista toteutimme vasemman marginaalin leventämisen, koska tuote lamioidaan ja se säilytetään kansiossa, joten sivujen rei’itys ei tule tuotteen tekstin päälle. Levensimme vasemman marginaalin 2,0 cm:stä 2,5 cm:n, samalla muutimme ylämarginaalia 1,0 cm:stä 3,0 cm:n. Kuvan 19. teksti oli eri sivulla, kuin itse kuva, joten siirsimme ne samalle sivulle. Alaotsikko 3.2 ”Huomioitavaa” muutimme sen selkeämmäksi ”CDRAD-fantomien asettelussa huomioitavaa” ja, siten se vastasi paremmin tekstin sisältöä. Käyttäjälle kappaletta yksi arvioitsija piti vaikeaselkoisena ja kaipasi siihen säteilylain lisäksi jotain muutakin motivoivaa ja kiinnostusta herättävää näkökulmaa. Mielestämme käyttäjälle kappale on onnistunut ja se vastaa täysin sitä miksi kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointi on tärkeää.

Yhteistyötahon kommentit tuotteesta:

”Tuote sopii hyvin opetuksen tueksi ja on selkeä ja informatiivinen. Paikoin tekstissä epätarkkaa ilmaisua. Otsikoiden fonttikoko voisi olla isompi. Tekstissä voisi käyttää kauttaaltaan passiivia”.

Viestinnän ja suomenkielen tuntiopettajan kommentti tuotteesta:

”Käyttäjälle sopiva ohjeiden tarkkuus ja kieli”.

Lihavointi on hyvä kirjasintyyli väliotsikoihin, helppolukuisuus ja houkuttelevuus paranevat kirjasinkoon oikealla valinnalla. Niillä luodaan painotuksia ja kontrasteja kirjasinten välille. (Parker 1998, 59–65.) Muutimme yhteistyötahon kommenttien pohjalta pääotsikoiden fontti kokoa 14:sta, kokoon 16:sta. Tämän lisäksi pääotsikoissa käytimme lihavointia ja isoja kirjaimia. Väliotsikoiden fontti kokoon pidimme 12:sta. Väliotsikoissa oli lihavointi ja vain alkukirjain oli isolla, loput normaalikokoisia, kokoa 12. Vaihdoimme kaikki kirjaimet väliotsikoista isoiksi kirjaimiksi. Näillä toimenpiteillä saimme painokkuutta ja arvovaltaisuutta pää- ja väliotsikoihin, sekä helppolukuisuus parani. Muutimme tekstin kauttaaltaan passiivi muotoon käyttöohjeen osalta ja tarkensimme tekstiä, joiltain osin. Kuvan 5. vaihdoimme selkeämpään ohjausryhmän toiveiden mukaisesti.

6.2 Projektin aikataulun ja kustannusten arviointi

Toteutussuunnitelmalla kuvataan projektin toteuttamisen tai sen läpivientivaiheen kulua. Toteutussuunnitelma on tehtävä tukemaan projektin tavoitteita. Toteutussuunnitelmaan voi sisältyä seuraavia kohtia: tavoite tai päämäärä, menetelmän valinta, toimintasuunnitelma pääpiirteittäin, aikataulu, projektin budjetti, projektiorganisaatio, laadunvarmistus ja seuranta. (Karlsson & Marttala 2001, 61–62.) Teimme projektille tuotekehityssuunnitelman (liite 2), joka sisälsi tehtäväluettelon, aikataulutuksen ja projektibudjetin.

Projektin aikataulun osalta jäimme hieman jälkeen siitä, mihin olimme pyrkinneet asettamissamme päätehtävien aikatauluissa. Tarkoituksena oli saada projekti päätökseen kesän 2010 aikana, mutta projektimme venyi aikataulullisesti syksyyn 2010. Tämä tietoinen riski aikataulutuksessa johtui syksyllä 2009 tulleesta kolmen kuukauden tauosta, kun toinen projektiryhmän jäsen oli vaihdossa Kiinassa. Sovimme yhteisesti ennen tulevaa kolmen kuukauden taukoa, että opinnäyteprojekti etenee omalla painollaan tuona aikana. Tarkempi aikataulu löytyy tuotekehityssuunnitelmasta (liite 2). Suunnittelemamme tuntimäärät sen sijaan pysyivät niissä raameissa, mihin olimme ne suunnitelleet. Tehtäväluetteloon (liite 2) suunnittelemamme tehtävät menivät siinä järjestyksessä kuin olimme ajatelleet. Eri päätehtävät menivät välillä lomittain, jotta pääsimme projektissamme sujuvasti eteenpäin ilman turhia katkoksia.

Projektin kustannukset pysyivät projektibudjetin asettamissa raameissa. Painatuskustannuksissa säästimme hieman sen johdosta, että meidän ei tarvinnut sidottaa yhtä kappaletta opinnäytetyötämme sosiaali- ja terveysalan yksikön kirjastoon. Ylimääräisenä kustannuksena tuli kolmen cd-rw-levyn ja kolmen cd-r-levyn ostaminen.

6.3 Projektityöskentelymme itsearviointi

Projektin lopputulokseen olemme varsin tyytyväisiä. Siitä saa visuaalisesti paremman, kun ottaa yhteyttä graafisen alan ammattilaiseen. Aika- ja budjettiresurssit eivät tämän opinnäytetyöprojektin aikana sitä mahdollistaneet. Projektiyhteistyö keskenämme onnistui todella hyvin siihen nähden, että yhteistä aikaa oli todella vaikea löytää. Opiskelu- ja perhe-elämän yhteen sovittaminen ei aina ole kovin helppoa. Projektiluonteinen opinnäytetyö auttaa meitä tulevassa ammatissamme, sillä röntgenhoitaja työskentelee usein joko toisen röntgenhoitajan kanssa tai moniammatillisissa tiimeissä.

Oikeastaan koko projektin ajan oli vaikea löytää opinnäytetyöaiheitamme käsitteleviä alan artikkeleita lähinnä siksi, että alamme tieteellinen tutkiminen on varsin nuorta vielä. Artikkelien avulla saadaan projektille uskottavuutta ja tieteellistä arvoa. Onnistuimme mielestämme hyvin löytämään käyttökelpoisia artikkeleita.

Käyttöohje ja IQORad-toimintamallin versio 1.0 kappaleista pyrimme tekemään mahdollisimman yksinkertaisia ja helposti ymmärrettäviä. Tätä varten tutustuimme kirjallisuuteen, hyvän oppaan tekemisestä. Onnistuimme mielestämme hyvin pääsemään asettamiinne hyvän oppaan laatukriteereihin, jotka teimme Parkkusen ym. (2001) tekemän ”Terveysaineiston suunnittelun ja arvioinnin oppaan” pohjalta. Mannisen ym. (1998) mukaan projekti ryhmä tarvitsee jatkuvaa ja välitöntä ohjausta, jota saimme väliarviointina eri projektin vaiheissa. Ne toivat lisää uskoa projektin onnistumiselle ja ohjasivat meitä oikeaan suuntaan. Ohjausryhmän kanssa olimme aina tarvittaessa yhteyksissä, saimme heiltä kriittistäkin palautetta ja parannusehdotuksia eri päätehtävien sisältöön. Ilman heitä projekti olisi ollut tuuliajolla ja ellei jopa karilla. Koko projektiorganisaation välinen yhteistyö sujui ilman ongelmia, johon olemme todella tyytyväisiä.

7 POHDINTA

Projektin alussa asettamamme **oppimistavoitteet** oli kehittää yhteistyötaitojamme projektiryhmänä projektityöskentelyssä sekä ohjausryhmän, tukihenkilöiden ja asiantuntijoiden huomioon ottaminen projektissa. Halusimme oppia tuotekehityksen toteutusta, syventää tietojamme ja osaamistamme kuvanlaadun ja säteilyaltistuksen optimoinnista digitaalisessa kuvantamisessa sekä perehtyä näyttöön pohjautuvaan radiografiaan ja laajentaa tutkimustietopohjaamme.

Turvallisuuskulttuuri ei ole vielä kovin tunnettu käsite alallamme. Tähän vaikuttaa rahan, koulutuksen ja henkilöstön puute. Röntgenhoitajien työnkuva on laajentunut, jonka vuoksi röntgenhoitajan mahdollisuudet parantaa alansa turvallisuuskulttuuria on heikentynyt. Digitaalinen kuvantaminen mahdollistaa turvallisuuskulttuurin eteenpäin viemisen kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoinnissa. (Henner & Servomaa 2010, haku päivä 25.9.2010.) Halusimme kehittää omaa turvallisuuskulttuuria säteilynkäytössä ja säteilynkäytön asiantuntijuuttamme. Uskomme, että niiden merkitys ja osaamisen tarve lisääntyvät tulevaisuudessa vielä huomattavasti röntgenhoitajan työnkuvassa. Koemme turvallisuuskulttuurin tärkeäksi ja sitä voimme toteuttaa parhaiten näyttöön perustuvalla radiografialla. Tämän projektin ansiosta hallitsemme kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoinnin CDRAD-fantomia hyväksi käyttäen paremmin tulevassa työssämme.

Opinnäytetyön **tulostavoite** oli tuottaa ulkoasun, kuvituksen, sisällön, kieliasun laadun mukaisesti laadukas tuote, joka on mielenkiintoa herättävä, kestävä, selkeä, helppoluokkuinen ja siitä saa riittävästi tietoa. Tähän päätavoitteeseen pääsimme ja olemme tyytyväisiä lopputulokseen, joka on ” Kuvanlaadun ja säteilyaltistuksen optimointi digitaalisessa kuvantamisessa: CDRAD-fantomien käyttöohje ja IQORad-toimintamallin versio 1.0”. Tuote laminoitiin ja siitä tuli myös sähköinen versio, joka helpottaa sen päivittämistä tulevaisuudessa.

Opinnäytetyöprosessi oli pitkä ja raastava, mutta antoisa kokemus ja uskomme seuraavan kerran vastaavassa tilanteessa olevamme astetta ellei paria viisaampia. Laajensimme näyttöön pohjautuvan radiografiatietouttamme ja sisäistimme sen pääperiaatteet, joi-

ta voimme hyödyntää tulevassa ammatissamme röntgenhoitajina ja uskomme tämän auttavan meitä kehittymään röntgenhoitajina ja pysymään alan kehityksen mukana paremmin. Opimme todella paljon tuotekehitysluonteisesta projektityöskentelystä eri sidosryhmien välillä ja opimme tuntemaan myös omaa käyttäytymistämme muutamissa ristiriitatilanteissa, joista pääsimme yhteisymmärrykseen keskustelemalla asiasta tai aiheesta.

Opinnäytetyömme eteni alun osalta loogisessa järjestyksessä. Ensimmäinen vaihe oli ideaseminaari ja sen jälkeen valmistava seminaari. Tämän jälkeen eri projektinvaiheet menivät lomittain toisiinsa nähden. Tuotekehityssuunnitelman esitimme helmikuussa 2010 ja olimme jo tätä ennen alkaneet hahmotella mielessämme tulevaan tuotetta ja sitä, miten toimisimme mahdollisimman tehokkaasti itse tuotteen teossa. Projekti seisahtui tästä huolimatta syksyllä 2009 kolmeksi kuukaudeksi projektiryhmän toisen jäsenen lähtiessä Kiinaan vaihto-opiskelemaan. Tammikuussa 2010 projekti jatkui jälleen uudella innolla, ja teimme ruutupaperille eri hahmotelmia käyttöohjeen visuaalisesta muodosta. Tuotteen teon aloitimme ottamalla useita eri kuvavaihtoehtoja ja vertailemalla niitä toisiinsa, valitsimme niistä mielestämme parhaat, käyttöohjeeseen. Tuotteen teon rinnalla teimme loppuraporttia ja palautelomaketta esitestaukseen, jonka pohjalta teimme tarvittavat muutokset lopulliseen tuotteeseen. Tuotteen tekoa ja loppuraportin kirjoittamista aloitimme keväällä 2010. Tuote ja loppuraportti valmistuivat lokakuussa 2010, noin neljä kuukautta myöhässä tuotekehityssuunnitelmaan laatimamme projekti aikatauluun nähden. Tämä ei silti vaikuttanut valmistumisajankohtamme myöhästymiseen, vaan molemmat valmistuvat koulutusohjelman mukaisesti jouluksi 2010.

7.1 Yhteistyö

Yhteistyö sujui hyvin asiantuntijoiden, tukiryhmän, ohjausryhmän ja yhteistyötahon kanssa. Eri projektiorganisaation tahojen kesken pidimme yhteyttä sähköpostin välityksellä, mikä on helpoin ja nopein tapa pitää yhteyttä, kun yhteistä aikaa on vaikea löytää. Ohjausryhmän kanssa sovittiin ohjausajat joko sähköpostilla tai suullisesti. Opponentteina olleilta Anna-Leena Liljolta ja Tanja Schroderus-Salolta saimme seminaareissa uusia näkökulmia aiheeseemme ja hyvää ja rakentavaa palautetta opinnäytetyömme edistymisestä. Harjoittelujakson yhteydessä pidimme kahdestaan keskustelutuokioita opinnäytetyön edistymisestä ja sovimme mihin osa-alueeseen kumpainenkin perehtyy ja

tutustuu. Kari Kylmäniemi oli korvaamaton apu, kun aloitimme CDRAD-fantomin käytön opetteluun ja häneltä saimme hyviä neuvoja esimerkiksi mittaustaulukon sisällön tekemiseen. Osallistuimme projektin aikana myös Philipsin käyttökoulutukseen, josta oli paljon hyötyä laitteen käytössä.

Yhteistä aikaa oli hankala löytää näin menevillä projektiryhmän jäsenille, joten teimme työnjakoa eri vaiheiden ja tehtävien mukaan, jossa onnistuimme erinomaisesti. CDRAD-fantom mittaukset ja CDRAD analyser -ohjelmalla analysoinnin teimme yhdessä, koska koimme ne niin tärkeiksi osa-alueiksi omaa oppimista ajatellen. Ne olivat myös koko projektin tärkeimpiä osa-alueita. Tämän projektin ansiosta hallitsemme Philipsin röntgenlaitteen, CDRAD-fantomin ja CDRAD analyser -ohjelman käytön.

7.2 Hyödyntämismahdollisuudet

Käyttöohjetta ja IQORad-toimintamallin versiota 1.0 voidaan hyödyntää jatkossa näyttöön perustuvassa opiskelussa eri ammattikorkeakouluissa. Tuotteemme avulla voivat jo alalla olevat röntgenhoitajat opetella CDRAD-fantomin käytön ja sen avulla tutkia kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointia eri kuvausprojektioidilla. Oma jatkosuunnitelmamme tuotteen osalta on tehdä siitä visuaalisesti houkuttelevampi ja markkinoida sitä eteenpäin muillekin ammattikorkeakouluille, joissa on radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma. Emme ole poissulkeneet sitä mahdollisuutta, että teemme abstraktin opinäytetyön aiheestamme ECR (European Congress of Radiology) 2012 Itävallan Wienissä järjestettävään radiologian kongressiin. Jatkosuunnitelmiin kuuluu myös tulevien röntgenhoitajaopiskelijoiden mahdollisuus päivittää tuotettamme. Projektilla on oltava seuranta, joka on projektin jälkeistä laadunvarmistusta. Siksi se usein jääkin loppukäyttäjän vastuulle (Karlsson & Marttala 2001, 72).

IQORad-toimintamallin version 1.0 avulla voidaan tutkia lähes rajattomasti eri projektioita ja mahdollisuutta laskea niissä säteilyannosta kuvanlaadun siitä kärsimättä. Optimointimahdollisuudet ovat todella laajat, koska muuttujia on paljon: kV, mAs, suhteellinen nopeus, SID, lisäsuodatus, rajausta, hilat ja fokuskoko. Jatkotutkimuksia voidaan tehdä esimerkiksi vertailemalla projektioita CDRAD-fantomin ja Digrad 13-tulosten perusteella. CDRAD-fantomin avulla pystytään myös vertailemaan eri laitevalmistajien

laitteita keskenään esimerkiksi polven projektioista ja vertailla saatuja tuloksia keskenään.

LÄHTEET

Arreola, M & Rill, L. 2004. Management of pediatric radiation dose using canon digital radiography. *Pediatric Radiology* 34 (3), 222.

Brennan, P. C. & Nash. M. 1998. Increasing FFD: an Effective Dose-Reducing Tool for Lateral Lumbar Spine Investigations. *Radiography* 4, 251–259.

Bucsh, S., Decker, C., Schilz, C. & Bucsh, H. P. 2004. Image Quality and Dose for Digital Projektion Radiography. Teoksessa H. P. Bucsh (toim.) DIMOND III: Image Quality and Dose Management for Digital Radiography, 77–92.

Bushong, S. C. 2001. Radiologic science for technologists. Physics, biology and protection. 7th edition. USA: Mosby, Inc.

Carlton R. R. & Adler A. M. 2006. Principles of radiographic imaging. An art and science. 4th edition. CANADA: Thompson Delmar Learning.

Chodick, G., Bekiroglu, N., Hauptmann, M., Alexander, B. H., Freedman, D. M., Doody, M. M., Cheung, L. C., Simon, S. L., Weinstock, R. M., Bouville, A. & Sigurdson, A. J. 2008. Risk of Cataract After Exposure to Low Doses of Ionizing Radiation: A 20-Year Prospective Cohort Study Among US Radiologic Technologists. *American Journal of Epidemiology*.168 (6), 620–631

Dowsett, D. J., Kenny, P. A. & Jonhson, R. E. 2001. The Physics of Diagnostic Imaging. Great Britain: T.J. International.

Gorham, S. & Brennan, PC. 2010. Impact of Focal Spot Size on Radiologic Image Quality: A Visual Grading Analysis. *Radiography*, 16 (4), 304-313.

Hafslun, B., Clare, J., Graverholt, B. & Wammen Nortvedt, M. 2008. Evidence-based radiography. *Radiography* 14 (4), 343–348.

Hamer, O. W., Sirlin, C. B., Strotzer, M., Borisch, I., Zorger, N., Feuerbach, S. & Völk, M. 2005. Chest Radiography with a Flat-Panel Detector: Image Quality with Dose Reduction after Copper Filtration. *Radiology* 237 (2), 691–700.

Henner, A. & Servomaa, A. 2010. The Safety Culture as a Part of Radiation Protection in Medical Imaging. *Proceedings of Third European IRPA Congress 2010*, 1–8.

Holopainen, M. & Pulkkinen, P. 2002. *Tilastolliset menetelmät*. Vantaa: Dark Oy.

Jantunen, H., Kortelainen, K., Lehtonen, M. & Wood, P. 2006. *Henkilökunnan ja potilaan säteilysuojelu lääketieteellisessä säteilyn käytössä*. 2. painos. Tampere: Suomen Röntgenhoitajaliitto ry.

Jauhiainen, J. 2007. *Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokonetomografia*. Haku-päivä 7.9.2010, <http://www.oamk.fi/~jjauhai/opetus/mittalaitteet/mittalaitteet07-v1.1.pdf>

Jeffery, C. D. 1997. The Effect of Collimation of The Irradiated Field on Objectively Measured Image Contrast. *Radiography* (1997) 3, 165–177.

Jämsä, K. & Manninen, E. 2000. *Osaamisen tuotteistaminen sosiaali- ja terveysalalla*. Vantaa: Tummuvuoren kirjapaino Oy.

Karlsson, Å. & Marttala, A. 2001. *Projekti- ja suunnittelu: Onnistuneen projektin toteuttaminen*. Tampere: Tammer-Paino Oy.

Kettunen, A. 2004. *Radiation Dose and Radiation Risk to Foetuses and Newborns During X-ray Examinations*. STUK-A204. Vantaa: Dark Oy.

Korpela, J. K. & Linjama, T. 2003. *WEB-suunnittelu*. Jyväskylä: Docendo Finland Oy.

Lanca, L. & Silva, A. 2008a: Digital radiography detectors – A technical overview: Part 1. *Radiography* 15 (1), 58-62.

Lanca, L. & Silva, A. 2008b: Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. *Radiography* 15 (2), 134-138.

Lawinski, C., Mckenzie, A., Cole, H., Blake, P. & Honey, I. 2005. Digital detectors for general radiography. A comparative technical report. KCARE reports 05078, 5–6.

Little, M., Tawn, E. J., Tzoulaki, I., Wakeford, R., Hildebrandt, G., Paris, F., Tapio, S. & Elliott, P. 2010. Cardiovascular Disease and Radiation - Review and Meta-Analysis of Epidemiological Evidence at Low Doses. ABSTRACTS of The Third European IRPA Congress 2010. 20.

Loiri, P. & Juhlin, E. 1999. HUOM! Visuaalisen viestinnän käsikirja. 2.painos. Jyväskylä: Gummerus kirjapaino Oy.

Managing patient dose in digital radiology. 2004. *Annals of the ICRP*. Publication 93. 34 (3), 39–42.

Manninen, E., Maunu, K. & Läksy, M-L. (toim.) 1998. Opinnäytetyötä tehden ammattitaitoon. Oulu: Oulun seudun ammattikorkeakoulu.

Mustonen, R., Sjöblom, K-L., Bly, R., Havukainen, R., Ikäheimonen, T. K., Kosunen, A., Markkanen, M. & Paile, W. 2009. Säteilysuojelun perussuositukset. IRCP 103. Hakupäivä 7.9.2010,
http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/tiivistelmat/a_sarja/fi_FI/stuk-a235/_files/81012957192454423/default/stuk-a235.pdf

Parker, R. C. 1998. Hyvältä näyttää. Jyväskylä: Suomen Atk-kustannus Oy.

Parkkunen, N., Vertio, H. & Koskinen-Ollonqvist, P. 2001. Terveysaineiston suunnittelun ja arvioinnin opas. Terveystieteiden tutkimuskeskus. 7/2001.

Pelin, R. 1990. Projektin suunnittelu ja ohjaus käsikirja. Hämeenlinna: Weilin + Göös. Karisto Oy.

Pitsinki, V. 1998. QPM -projekti käsikirja. Oulu.

Ruuska, K. 1999. Projekti hallintaan. Jyväskylä: Gummerus kirjapaino Oy.

Röntgenhoitajan ammattietiikka. Suomen röntgenhoitajaliitto. 2000. Hakupäivä 31.8.2010,

<http://www.suomenrontgenhoitajaliitto.fi/doc/eettisetohjeet.pdf>

Samei, E., Hill, J. G., Frey, G. D., Southgate, M. E. & Delong, D. 2003. Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates. *Medical physics* 30 (4), 601–606.

Seibert, J. A. 2004. Tradeoffs Between Image Quality and Dose. *Pediatric Radiology* 34 (3), 187–189.

Soimakallio, S., Kivisaari, L., Manninen, H. & Svedström, E. 2005. Digitaalinen kuvankäsittely. Teoksessa O. Tervonen (toim.) *Radiologia*. Helsinki: WSOY.

Sosiaali- ja terveysministeriön asetus 423/2000.

Säteilysuojelun perusteet. 2009. Hakupäivä 4.5.2009,
http://www.sateilyturvakeskus.fi/sateilyn_kaytto/fi_FI/suojelu/

Tapiovaara, M., Pukkila, O. & Miettinen, A. 2004. röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa O. Pukkila (toim.) *Säteilyn käyttö*. Hämeenlinna: Karisto. 24–86.

Tekijänoikeuslaki 1961/404.

Torkkola, S., Heikkinen, H. & Tiainen, S. 2002. Potilasohjeet ymmärrettäviksi: Opas potilasohjeiden tekijöille. Tampere: Tammer-paino Oy.

Uffmann, M. & Schaefer-Prokop, C. 2009. Digital radiography: The Balance Between image quality and required radiation dose, *European Journal of Radiology*, 202–208. Hakupäivä 22.12.2009, <http://www.sciencedirect.com>.

Variofokus. (ei tiedossa). Background information:742. Germany; Philips medizin systeme, 1–5.

Veldkamp, W., Kroft, L., Mertens, B. & Geleijns, J. 2005. Digital slot- scan chargecoupled device radiography versus AMBER and Bucky screen- film radiography: comparison og image quality in aphantom study. Radiology, 860.

Wiio, O. A. & Puska, P. 1993. Terveysviestinnän opas. Keuruu; Otava.

LIITTEET

1. *"Hyvän oppaan laatukriteerit"* taulukko
2. Tuotekehityssuunnitelma
3. Mittaustaulukko
4. Palautelomake
5. Kuvanlaadun ja säteilyaltistuksen optimointi digitaalisessa kuvantamisessa:
CDRAD-fantomien käyttöohje ja IQORad-toimintamallin versio 1.0.

Laatu	Kriteerit	Esitestaajien palautteet
Tuotteen ulko- asunlaatu	<p>Mielenkiinnon herättäminen.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Värien käyttö. <p>Tuotteen kestävyys</p> <ul style="list-style-type: none"> • Laminointi. <p>Selkeys.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Selkeä kirjasin tyyppi ja -tyyli. • Hyvä sommittelu. 	<ul style="list-style-type: none"> • Ulkoasu on melko mielenkiintoa herättävä. • Opas on selkeä. • Tuote on kestävä laminoinnin ansiosta. • Selkeästi ohjeistettu askel askeleelta esimerkiksi tietokoneen ohjelman käyttö. • Kieliasu selkeä.
Tuotteen kuvitus	<p>Havainnollistava kuvitus.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tekstiä tukevat kuvat. 	<ul style="list-style-type: none"> • Kuvat olivat todella hyviä, hyödyllisiä ja tukivat aina sisältöä. • Kuvat selkeyttivät tekstiä
Tuotteen sisällön- laatu	<p>Konkreettinen terveystavoite.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Säteilyaltistuksen ja kuvanlaadun optimointi. <p>Sisällön selkeä esitystapa.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Johdonmukainen asioiden esittäminen. <p>Oikea ja virheetön tieto.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hyvä teoria tietoon perehtyminen. • Asiantuntijoiden ja ohjausryhmän hyödyntäminen. • Uusimpien artikkelien hyödyntäminen 	<ul style="list-style-type: none"> • Kuvat olivat todella hyviä, hyödyllisiä ja tukivat aina sisältöä. • Hyvä ja tarpeellinen tuote. • Tuotteesta saa paljon tietoa. • Eteneminen on kyllä tosi loogista ja tosi tärkeää. • Käyttöohjeen rakenne on johdonmukainen.
Tuotteen kieliasun- laatu	<p>Helppolukuisuus.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Lause rakenne lyhyttä, yksinkertaista ja informatiivista. • Vältetään vaikeita käsitteitä. 	<ul style="list-style-type: none"> • Teksti menee mielestäni aika laidasta laitaan. • Vasempaan reunaan kannattais jättää enemmän tyhjää tilaa. • Kaipasin myös väljyyttä ylös ja alas. • Vaikeat käsitteet avautuivat hienosti ilman turhia selittelyjä.