

POTILASANNOKSEN OPTIMOINTI PÄÄN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKI-  
MUKSESSA

Lipponen Maria ja Sarkkinen Suvi  
Opinnäytetyö  
Syksy 2011  
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma  
Oulun seudun ammattikorkeakoulu

# TIIVISTELMÄ

Oulun seudun ammattikorkeakoulu  
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

---

Tekijät: Maria Lipponen ja Suvi Sarkkinen  
Opinnäytetyön nimi: Potilasannoksen optimointi pään tietokonetomografiatutkimuksessa  
Työn ohjaajat: Anja Henner ja Aino-Liisa Jussila  
Työnvalmistumislukukausi ja -vuosi: Syksy / 2011  
Sivumäärä: 34

---

Tietokonetomografialaitteiden määrä on kolminkertaistunut viime vuosina. Myös tietokonetomografiatutkimusten määrä on lisääntynyt. Erityisesti kallonpohjan tietokonetomografiatutkimuksen säteilyannos on noussut keskimäärin 30 %. Säteilyannosten nousun johdosta röntgenhoitajan rooli on entistä tärkeämpi säteilyannoksen optimoinnissa. Pohjana hyvälle optimoinnille on riittävä ammattipätevyys ja hyvä käyttökoulutus. Jo yhdellä laitteella optimoidut säteilyannokset vähentävät koko väestön säteilyaltistusta.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää eri kuvausparametrien muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun pään tietokonetomografia tutkimuksessa.

Tutkimus suoritettiin pääfantomilla Raahen sairaalassa. Kuvausparametreja (jännite, putkivirta, pitch ja leikepaksaus) muutettiin systemaattisesti kuvausalan ja -ajan pysyessä vakioina. Radiologi analysoi kuvien laadun. Suoritimme tutkimuksen yhden päivän aikana ja keräsimme aineiston laatimiimme taulukoihin. Aineistosta teimme kuviot Excel-ohjelmalla. Kuviot osoittavat eri kuvausparametrien vaikutuksen säteilyannokseen ja kuvanlaatuun.

Tutkimustulokset osoittavat, että jännitteen ja sähkömäärän kasvattaminen suurentavat säteilyannosta. Leikepaksuutta ja pitch arvoa kasvattamalla säteilyannos kuitenkin pienenee. Säteilyannoksen kasvaessa kuvanlaatu parani, mutta säteilyannoksen kasvaessa riittävän suureksi kuvanlaadussa ei havaittu paranemista. Raahen sairaalassa käytössä olevilla kuvausarvoilla säteilyannokseksi saatiin 37,7 mGy (CTDI). Tutkimuksessa samaan kuvanlaatuun päästiin säteilyannoksella 23,9 mGy (CTDI). Tähän johtanutta kuvausparametrijohdistelmää ehdotamme Raahen sairaalle.

Jatkotutkimuksessa voisi selvittää jännitearvon 100 kV vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun pään tietokonetomografiatutkimuksessa.

Asiasanat: tietokonetomografia, säteilyannos, kuvanlaatu, optimointi, jännite, putkivirta, leikepaksaus, pitch

# ABSTRACT

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

---

Authors: Maria Lipponen and Suvi Sarkkinen  
Title of thesis: Optimization of Patient Dose in Head CT Scan  
Thesis supervisors: Anja Henner and Aino-Liisa Jussila  
Term and year when the thesis was submitted: autumn / 2011  
Number of pages: 34

---

The number of computed tomography (CT) scanners and examinations has increased in the past years. Therefore the radiation doses from CT examinations have also increased. Therefore It is very important that radiographers are interested in optimizing the doses in CT examinations. Professional competence and user training are prerequisites for good optimizing of doses.

The purpose of our thesis was to describe how changing parameters affect the patient dose and quality of images in computed tomography of head.

In our study a head phantom was used to assess the quality of the images and the patient dose. The study was carried out by imaging the head of the phantom with various combinations of parameters. We changed parameters systematically. A radiologist evaluated the quality of the images. The study was executed in the hospital of Raahe in one day. The material was gathered on the Excel tables. In the end the material was analyzed with diagrams to show the effect of the changing parameters on the image quality and the patient dose.

The results of the study showed that increasing the tube voltage and current increased the patient dose and image quality. Increasing thickness and pitch reduced the patient dose. When the patient dose was high enough, the image quality did not increase. The parameters used by the hospital of Raahe led to the radiation dose of 37,7 mGy. In our study the lowest dose in the same image quality was 23,9 mGy.

Further studies could evaluate how using the tube voltage of 100 kV affects the patient dose and image quality.

Keywords: Computed tomography, patient dose, image quality, optimization, tube voltage, current, slice thickness, helical pitch

# SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ .....	2
ABSTRACT .....	3
SISÄLTÖ.....	4
1 JOHDANTO.....	5
2 POTILASANNOKSEN OPTIMOINTI PÄÄN TIETOKONETOMO-GRAFIATUTKIMUKSESSA.....	6
2.1 Säteilyn käyttöä ohjaava lainsäädäntö optimoinnissa .....	7
2.2 Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografiatutkimuksissa.....	7
2.3 Kuvausparametrien vaikutus potilaan saamaan säteilyaltistukseen ja kuvanlaatuun.....	8
2.4 Säteilysuojainten käyttö osana optimointia .....	11
3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT .....	11
4 TUTKIMUSMETODOLOGIA.....	12
5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN .....	13
5.1 Aineiston keruu.....	13
5.2 Aineiston analysointi .....	16
6 TUTKIMUSTULOKSET JA NIIDEN TARKASTELU .....	17
6.1 Jännitteen (kV) muuttamisen vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun .....	17
6.2 Sähkömäärän (mA) muuttamisen vaikutus säteilyannokseen ja kuvan laatuun .....	18
6.3 Helical pitchin muuttamisen vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun .....	19
6.4 Leikepaksuuden muuttamisen vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun.....	21
6.5 Kuvausparametrien muuttamisen vaikutus kohinatasoon.....	22
7 POHDINTA.....	22
7.1 Tulosten tarkastelu.....	22
7.2 Tutkimuksen eettisyys .....	23
7.3 Tutkimuksen luotettavuus .....	24
7.4 Omat oppimiskokemukset.....	25
7.5 Johtopäätökset ja jatkotutkimushaasteet.....	26
LÄHTEET.....	28
LIITTEET.....	30

# 1 JOHDANTO

Suomessa tehtiin vuonna 2005 vajaat 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta, joista tietokonetomografi-alla (TT) tehtyjä tutkimuksia oli lähes 265 000. Säteilyturvakeskuksen (STUK) vuonna 2006 jul- kaisemassa tutkimuksessa ilmenee, että TT-tutkimusten määrä on viidessä vuodessa lisääntynyt 30 prosenttia, kun samalla röntgentutkimusten määrä kaiken kaikkiaan on hieman vähentynyt. Viidessä vuodessa ilman varjoainetta tehtävien pään TT-kuvausten määrä on kasvanut kolman- neksella ja pään varjoaine TT-kuvausten määrä peräti 174 prosenttia. Perinteiset pään alueen röntgentutkimukset ovat puolestaan vähentyneet 25 prosenttia. (Yhä useampi röntgentutkimus tehdään tietokonetomografialaitteella, hakupäivä 22.4.2010.) TT-tutkimusten määrän lisääntymis- tä ennakoivat myös TT-laitteiden lukumäärän kasvu. TT-laitteiden määrä on kolminkertaistunut vuo- sien 1995–2005 välillä. (Tenkanen-Rautakoski 2006, hakupäivä 22.4.2010, 12.) Säteilyannokset ovat nousseet eniten kallonpohjan TT-tutkimuksissa; keskimäärin 30 %. Lannerangan tutkimuksia lukuun ottamatta säteilyannokset ovat nousseet 4–56 % riippuen monileikelaitteesta. (Karppinen & Järvinen 2006, 36.)

Säteilyturvakeskuksen mukaan keskimääräinen efektiivinen annos pään TT-tutkimuksessa Suo- messa vuonna 1994 oli noin 1,3 mSv (TT-laitteiden laadunvarmistus, hakupäivä 15.2.2011). Aivo- jen keskimääräisen absorboituneen säteilyannoksen on raportoitu olevan 68 mGy aikuisten TT- tutkimuksessa. Yhdysvaltalaisessa tutkimuksessa lapsen aivojen absorboituneeksi annokseksi on mitattu 100 mGy. (Hall, Adami, Trichopoulos, Pedersen, Lagiou, Ekblom, Ingvar, Lundell & Gra- nath 2004, 21.) Suunniteltaessa TT-tutkimusta ja arvioitaessa sen riski–hyöty-suhdetta, keskiver- to absorboitunut annos elimille ja kudoksille on merkityksellisempi suure kuin efektiivinen annos (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 76).

Rehani & Ortiz Lo ´pez (2006) raportoivat yksittäisen potilaan saaman ihoannoksen yhdessä TT- tutkimuksessa olevan niin pieni, että deterministisen haitan kynnsarvo ei ylity. Toisaalta poti- laiden ihoannosten huipputasojen on raportoitu ylittävän kynnsarvon ja aiheuttaneen erilaisia ihovaurioita. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 32.) Tutki- muksen mukaan voidaan havaita hetkellistä hiusten lähtöä, kun paikallinen absorboitunut annos

on 3-5 Gy. Pysyvä hiusten lähtö voidaan havaita yksittäisen eksponoinnin ylittäessä 7 Gy tai useiden eksponointien ylittäessä 50–60 Gy paikalliselle ihoalueelle. (Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures 2005, 7.)

Vuonna 2005 raportoitiin kolmesta tapauksesta, joissa potilailla esiintyi ohimenevää hiusten lähtöä pinnan muotoiselta alueelta. Potilaat olivat käyneet sekä perfuusiotutkimuksessa, että aivojen digitaalisessa subtraktioangiografiassa (DSA). Kaikilla näillä potilailla tehtiin kaksi aivojen angiografiaa samalla tutkimuskäynnillä perfuusio TT-tutkimuksen kanssa. Tällaisten determinististen vaikutusten mahdollisuutta ei voida täysin pois sulkea, koska sama potilas saattaa käydä useammassa radiologisessa tutkimuksessa, joissa säteilyaltistus kohdistuu samalle anatomiselle alueelle. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 32–33.)

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää eri kuvausparametrien muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun pään tietokonetomografiatutkimuksessa. Tutkimuksessa käytimme pääfantomia. Tavoitteena oli löytää sellainen parametrien yhdistelmä, jolla päähän kohdistuva säteilyannos olisi mahdollisimman pieni kohinatason pysyessä kohtuullisena. Tavoitteena oli myös, että potilaat saavat luotettavan diagnoosin pienemmällä säteilyannoksella

Raahen sairaalassa auditoinnin yhteydessä oli havaittu pään tietokonetomografiatutkimuksesta saadun säteilyannoksen ylittävän vertailutasot. Opinnäytetyömme oli osana jo aloitettua säteilyannoksen optimointia. Tutkimuksen tuloksista hyötyvät Raahen sairaalan lisäksi potilaat. Kun yhdestä tutkimuksesta potilaan saama säteilyannos pienenee, väestön saama kokonaissäteilyannos myös pienenee.

## **2 POTILASANNOKSEN OPTIMOINTI PÄÄN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA**

Tietokonetomografia on tärkeä menetelmä aivojen kuvantamisessa. Tuoreessa aivoinfarktissa TT on ensisijainen kuvantamismenetelmä. Tietokonetomografia kuvista näkee selvästi kasvaimet, vuodot ja aivorakenteiden siirtymät, jotka vaativat pikaista hoitoa. (Valanne 2005, 485.)

## **2.1 Säteilyn käyttöä ohjaava lainsäädäntö optimoinnissa**

Säteilylain tarkoituksena on estää ja rajoittaa säteilystä aiheutuvia terveydellisiä ja muita haittoja (Säteilylaki 1991/592 1 §, hakupäivä 16.2.2010). Oikeutus- ja optimointiperiaatteen on toteuduttava, jotta säteilyn käyttö ja säteilyaltistusta aiheuttava toiminta on hyväksyttyä. Oikeutusperiaatteen mukaan toiminnalla on saavutettava suurempi hyöty kuin toiminnasta aiheutuva haitta. Optimointiperiaatteen mukaan toiminnan on oltava järjestetty niin, että siitä aiheutuva terveydelle haitallinen säteilyaltistus pidetään niin alhaisena kuin käytännöllisin toimin on mahdollista. (Säteilylaki. 1991/592. 2 §, hakupäivä 16.2.2010.)

Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksen (423/2000; 20 §, ja 21 §) mukaan kliiniset auditoinnit tulee järjestää siten, että ne täydentävät toiminnan itsearviointia. Toiminnanharjoittajasta riippumattomat, pätevät ja kokeneet asiantuntijat suorittavat kliinisen auditoinnin vähintään viiden vuoden välein. Kliinisessä auditoinnissa kiinnitetään huomiota muun muassa valtuuksien ja vastuiden määrittelyyn, lähetteisiin ja niiden antamista ohjaaviin suosituksiin, oikeutusarvioinnissa noudatettuun käytäntöön ja tiedonkulkuun, säteilylle altistavien toimien suorittamista koskeviin ohjeisiin ja käytäntöihin sekä tutkimus- ja hoitolaitteisiin. Huomiota kiinnitetään myös toimista aiheutuneisiin säteilyannoksiin ja saavutettuihin tutkimus- ja hoitotuloksiin, henkilöstön koulutukseen, toimia koskevien tietojen laatuun, tallentamiseen ja kulkuun, laadunvarmistustoimintojen määrittelyyn ja käyttöön sekä toiminnan itsearviointeihin, arviointituloksiin ja tulosten käyttöön.

## **2.2 Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografiatutkimuksissa**

TT-tutkimusten annoksia mitataan suureilla dose length product (DLP) ja computed tomography dose index (CTDI). DLP tarkoittaa painotettua annoksen ja pituuden tuloa. STUK:n vertailutasopäätöksessä CTDI merkinnällä tarkoitetaan suuretta multiple scan average dose (MSAD). Suure MSAD puolestaan tarkoittaa TT-annoksen tilavuuskeskiarvoa eli keskimääräistä painotettua absorboitunutta annosta standardifantomissa. (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen 2004.)

Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksen (423/2000; 2 §, 16 § ja 17 §) mukaan Säteilyturvakeskus (STUK) antaa vertailutasot yleisimmille tietokonetomografiatutkimuksille (taulukko 1).

*TAULUKKO 1. Vertailutasot aikuisille tietokonetomografiatutkimuksissa*

*(Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografiatutkimuksissa 2007, 2)*

TT-tutkimus	MSAD <sub>w</sub> <sup>*)</sup> mGy	DLP <sub>w</sub> mGy·cm
Pää: kallonpohja	90	1000
Pää: aivot	65	
Vatsa	15	600
Keuhkot	13	500
LS-ranka (kolme nikamaa)	50	500
<sup>*)</sup> MSAD <sub>w</sub> on sama kuin annosnäytössä ilmoitettu CTDI <sub>vol</sub> (ks. [1]) <sup>**)</sup> Kallonpohjan ja aivojen kuvaus yhteensä		

### **2.3 Kuvausparametrien vaikutus potilaan saamaan säteilyaltistukseen ja kuvanlaatuun**

Kuvausparametreja, joita voidaan muuttaa, ovat jännite (kV), sähkömäärä (mAs), pitch sekä leikepaksuus (Mather 2007, 3). Kuvan kohina ja kontrasti ovat tärkeimmät kuvanlaadun määrittäjät (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 39). TT-kuvan kohina riippuu kuvan muodostavan röntgensäteilyn määrästä. Näin kohinaa voidaan vähentää kasvattamalla leikepaksuutta, sähkömäärää ja jännitettä sekä pitämällä suodatus kohtuullisena. Jotta haluttu kohde havaitaan, kontrastin täytyy olla riittävän korkea paikkaamaan kohinasta johtuvaa kuvadatan häviämistä. (Huda, Ravenel & Scalzetti 2002, 413.)

Korkea kuvanlaatu ei ole aina oleellisin asia TT-diagnoosissa. Optimaalisen kuvanlaadun löytäminen voi olla haastavaa. Liiallinen annoksen laskeminen vaikuttaa kuvanlaatuun ja heikentää kohteen havaitsemista. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 39.)



Putkijännite (kV) tarkoittaa röntgenputken anodin ja katodin välissä olevaa jännitettä. Se määrää röntgensäteiden energian. Korkeamman energian röntgensäteet läpäisevät vartalon ja luovat signaalin detektorille todennäköisemmin kuin matalamman energian säteet. (Mather 2007, 3-4.) Putken jännite vaikuttaa olennaisesti TT-tutkimuksesta saatavaan säteilyannokseen, kohinaan ja kontrastiin. Vastaavasti jännitteen vähentäminen voi lisätä kuvan kohinaa merkittävästi. Se voi heikentää kuvanlaatua suuria potilaita kuvattaessa, jos sähkömäärää ei ole nostettu tarpeeksi suhteessa pienennettyyn jännitteeseen. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 53.) Kun käytetään 80 kV:n jännitettä pään TT-tutkimuksessa, päästään jodivainetta käyttämällä suuriin annossäästöihin vammojen havaitsemisessa (Huda, Ravenel & Scalzetti 2002, 418).

Matalan tiheyden rakenteissa, kuten kudoksessa ja rasvassa, saadaan suurempi hyöty jännitteen lisäyksestä kuin korkean tiheyden rakenteissa kuten luussa. Korkean tiheyden rakenteille fotonien energian kasvu heikentää kuvan kontrastia. (Huda, Ravenel & Scalzetti 2002 413–414.)

Milliampeerisekunti (mAs) määrää putken tuottaman röntgensäteilyn määrän. Yhdistettynä gantryn pyörähdysaikaan, mAs kertoo kokonaisröntgensäteilyn tuoton per pyörähdys. Milliampeerisekunnin muuttaminen on yleisin tapa säätää säteilyannosta ja kohinatasoa. Jos mAs arvo puolituu, potilasannos pienenee puolella, mutta kohina kasvaa. (Mather 2007, 4.)

Kuvausparametrit voidaan mukauttaa potilaan kokoon, jotta vähennettäisiin potilaan säteilyannosta. Pään koko ei kuitenkaan vaihtelee normaaliväestössä paljoa. Pään kuvantamisessa vaimeneminen on hyvin määritelty iän mukaan, sillä ensisijaiset vaimenemiset tulevat kallost, jossa luun muodostusprosessi on iästä riippuvainen. Vastasyntyneelle pään TT kuvantamisessa mAs-arvoa vähennetään kertoimella 2–2.5 aikuisten arvosta. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 46–47.)

Lasten ja pienikokoisten aikuisten kuvissa tulee olla vähemmän kohinaa kuin suurten potilaiden, sillä elinten ja pintojen välinen rasva puuttuu ja anatominen koko on pieni (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 46–47). Matalammalla säteilyannoksella kuva ei välttämättä ole tarkka, mutta jos siitä voidaan tehdä diagnoosi, kuva on riittävä (Huda, Ravenel & Scalzetti 2002, 418–419).

Pitch on putken pyörähdyksen aikana tutkimuspöydän liikkuman matkan suhde säteilykeilan leveyteen (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 21). Helical pitch toimii samalla periaatteella paitsi, että se on jaettu yksittäisen leikkeen tiheydellä toisin kuin normaalissa kokonaiskollimoinnissa. Mitä suurempi pitch-arvo on, sitä nopeammin pöytä liikkuu röntgensäteilykeilan läpi. (Mather 2007, 4.) Pitch-arvoa kasvattamalla säteilyannos pienenee ja kohina kasvaa. Tästä syystä mAs arvoa täytyy kasvattaa kuvanlaadun säilyttämiseksi. Suuremmat pitch-arvot saattavat myös aiheuttaa enemmän helikaalista artefaktaa. Sen vuoksi tärkein syy käyttää suurta pitch-arvoa on pienentää kokonaisskannausaikaa. (Mather 2007, 4.)

Pitch-arvo kertoo leikkeiden päällekkäisyyden. Pitch-arvo yksi osoittaa vierekkäiset leikkeet. Jos pitch arvo on vähemmän kuin yksi, syntyy päällekkäisyyttä leikkeissä. Pitch-arvon ollessa enemmän kuin yksi syntyy puolestaan aukkoja leikkeiden välille, joilloin osa datasta häviää. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 21.)

Leikepaksuus pitää valita tarkasti tutkimusindikaation mukaan (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 54). Leikepaksuuden pienentäminen kasvattaa säteilyannosta eksponentiaalisesti. Pitkittäissuunnan resoluution parantaminen laskee tilavuuskeskiarvoa, jolloin pienten kuvauskohteiden kontrasti paranee. Tämän vuoksi korkeampi kohinataso kuvissa ei välttämättä heikennä diagnostista tarkkuutta. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 30.)

Ilmaisimen vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun

Tehokkaammat detektorit tarvitsevat matalamman säteilyannoksen halutun kuvanlaadun saavuttamiseksi. Matala energiset fotonit eivät läpäise vartaloa niin hyvin kuin korkea energiset fotonit. Kaikista matala energisimmät fotonit eivät läpäise vartaloa lainkaan, vaan kasvattavat säteilyannosta. Tämän vuoksi kaikkiin TT-laitteisiin on lisätty tietty suodatuksen määrä estämään matala-energiset röntgensäteet hävittämättä kuitenkaan optimaalista matalakontrasti anatomiaa. Ihoannos pienenee, kun potilas on kauempana röntgenputkesta skannauksen aikana. (Mather 2007, 6-8.)

## 2.4 Säteilysuojainten käyttö osana optimointia

Riski saada syöpä lisääntyy ajan mukana, sillä latentti aika eli aika röntgeneksponoinnin ja syövän synnyn välillä on 10 vuotta tai enemmän. Nuorempien potilaiden elimet ovat yleensä herkempiä johtuen solujen nopeasta jakautumisesta ja kasvusta. Nuorten potilaiden säteilyannos on tärkeää pitää niin pienenä kuin mahdollista kuvanlaadun säilyessä riittävänä. (Mather 2007, 8.)

Vismuttisuojiin käyttökohteita ovat säteilyn käytön kannalta kriittiset pintaelimet kuten silmät, kilpirauhanen, rinnat ja kivekset. Tutkimusten mukaan vismuttisuojiin käytöllä pään alueen TT:ssä voidaan vähentää merkittävästi silmien säteilyannosta silloin, kun silmät ovat kokonaan tai osittain säteilykentässä. Pään alueen kuvauksissa gantryn kallistuskulmalla voidaan myös vähentää tehokkaasti silmien säteilyannosta ilman suojiakin. (Kortesniemi 2006, 10–11.)

Vismuttisuoja muotoillaan vartalon mukaiseksi ja sitä voidaan käyttää varsinaisella kuvausalueella kuvanlaadun kärsimättä paikallista pinta-artefakta lukuun ottamatta. Pinnallisen artefaktin vuoksi silmäsuojaa ei voida käyttää sinusten TT-kuvauksissa. (Säteilyannos ja sen optimointi monileike-TT:ssä 2010.)

Silmäsuojaimen on havaittu pienentävän silmän säteilyannosta 48,5 % (Hopper 2002, 424). Pään tutkimuksissa eri skannaustekniikoilla lyijyinen kilpirauhassuoja vähentää säteilyannosta 46–58 % kilpirauhasen pinnalla ja 37–44 % yhden cm syvyydessä (Adams & Williams 2004, 143).

## 3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää eri kuvausparametrien muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun pään tietokonetomografia tutkimuksessa. Tutkimuksessa käytimme pääfantomia. Tavoitteena oli löytää sellainen parametrien yhdistelmä, jolla päähän kohdistuva säteilyannos olisi mahdollisimman pieni kohinatason pysyessä kohtuullisena. Tavoitteena oli myös, että potilaat saavat luotettavan diagnoosin pienemmällä säteilyannoksella.

Raahen sairaalassa auditoinnin yhteydessä oli havaittu pään tietokonetomografia tutkimuksesta saadun säteilyannoksen ylittävän vertailutasot. Opinnäytetyömme oli osana jo aloitettua sätei-

lyannoksen optimointia. Tutkimuksen tuloksista hyötyvät Raahan sairaalan lisäksi potilaat. Kun yhdestä tutkimuksesta potilaan saama säteilyannos pienenee, väestön saama kokonaissäteilyannos myös pienenee.

Tutkimuksessa etsimme vastausta seuraaviin ongelmiin:

1. Miten kuvausparametreja säätämällä voidaan pienentää pään TT:n säteilyannosta?
  - a. Miten sähkömäärän (mA) muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvanlaatuun?
  - b. Miten jännitteen (kV) muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvanlaatuun?
  - c. Miten pitch-arvon muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvanlaatuun?
  - d. Miten leikepaksuuden muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvanlaatuun?
  - e. Millä kuvausparametrien arvoilla haluttu kohinataso säilyy?

## 4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Tutkimuksemme tutkimusote oli kvantitatiivinen tutkimus. Kvantitatiivisella tutkimusotteella pyrimme kvantifioimaan eli määrittelemään tutkittavia ilmiöitä. Määriteltyjä muuttujia voitiin sitten käsitellä erilaisin tutkimusmatemaattisin menetelmin. (ks. Soininen 1995, 76.) Kvantitatiivisessa tutkimuksessa tutkittavia asioita ja niiden ominaisuuksia kuvailtiin numeroiden avulla. Olennainen numerotieto selitettiin ja tulkittiin sanallisesti. (ks. Vilka 2007, 14.) Valitsimme kvantitatiivisen tutkimusotteen, sillä tutkimme, kuinka kuvausparametrit selittävät säteilyannoksen suuruutta. Syötimme saadut tulokset numeraalisessa muodossa excel-ohjelmaan. Teimme kuviot jokaisen kuvausparametrin vaikutuksesta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun.

Tutkimusstrategiamme oli kokeellinen tutkimus, sillä tutkimus on harkitusti tutkijoiden kontrolloima. Peruspiirteinä kokeelliselle tutkimukselle voidaan pitää standardoitavuutta, manipuloitavuutta ja kontrolloitavuutta. Standardoitavuus on ulkoisten olosuhteiden hallintaa niin, että niitä voidaan vakioda tai harkitusti ja systemaattisesti muunnella. Manipuloitavuuden ansiosta tutkimuksessa voidaan käsitellä riippumatonta muuttujaa niin ettei lähtötilanne kärsi. Kontrolloimme riippumattomat muuttujat niin etteivät ne vaihdelleet hallitsemattomasti. (ks. Soininen 1995, 76.)

Tietyn oletuksen paikkansapitävyys testattiin erityisessä koetilanteessa, joko todellisessa tai laboratorio-olosuhteissa. Tutkimustilanteemme oli koetilanne, joka tehtiin mahdollisimman todelliseksi tilanteeksi käyttämällä pääfantomia oikean potilaan sijaan. Kokeellisessa tutkimuksessa pyrittiin tutkimaan tutkitun tai tutkittujen muuttujien vaikutusta vakioimalla muut tekijät. (ks. Heikkilä 1998, 21.) Tutkimuksessa muutimme kuvausparametreja siten, että muut kuvausparametrit vakioitiin. Tutkimuksemme suorittaminen ja tuloksien analysoiminen oli vaivatonta yksityiskohtaisen suunnittelun ja monipuolisen kirjallisuuskatsauksen avulla.

## **5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN**

Suoritimme tutkimuksen 16.5.2011 Raahen sairaalassa. Teimme mittaukset Toshiba Aquilon 16 leikelaitteella. Saimme Lappeenrannan sairaalasta lainaksi sädehoidossa käytettävän anatomisen leikefantomin, joka vastasi tiheydeltään ihmisen päätä. Fantomi koostui useammasta leikepalasta, joita pystyi käyttämään koko aivona teippaamalla palaset yhteen. Asettelimme pääfantomin samalla tavalla kuten asettelisimme potilaan pään. Laitteessa oli käytössä annosmodulointi, joten sähkömäärän arvot olivat kiinteät. Otimme annosmoduloinnin pois käytöstä, jotta pystyimme muuttamaan sähkömäärän arvoja. Suoritimme mittaukset eri kuvausparametriarvoilla yhtäjaksoisesti ilman keskeytyksiä.

### **5.1 Aineiston keruu**

Tarkoituksenamme oli käyttää tutkimuksessa koulun pääfantomia, joka ei kuitenkaan ehtinyt saapua ajoissa. Pystyimme kuitenkin suorittamaan tutkimuksen, koska saimme Toshiba-laitetoimitajan kautta Lappeenrannan sairaalasta käyttöömmme pääfantomin.

Otimme pääfantomista ensin suunnittelukuvan, josta valitsimme kuvattavat leikkeet ja leiketason. Kallistimme gantrya niin, että silmät eivät olleet kuvauskentässä. Tämän vuoksi emme käyttäneet vismittisuoja silmien päällä. Kuvattavia leikkeitä oli kolme. Röntgenhoitajan ehdotuksesta päädyimme keräämään kohinatasosta kertovat SD-arvot. Mittauspisteen paikan valitsimme kuvasta sattumanvaraisesti ja sen paikka oli sama joka kuvassa.

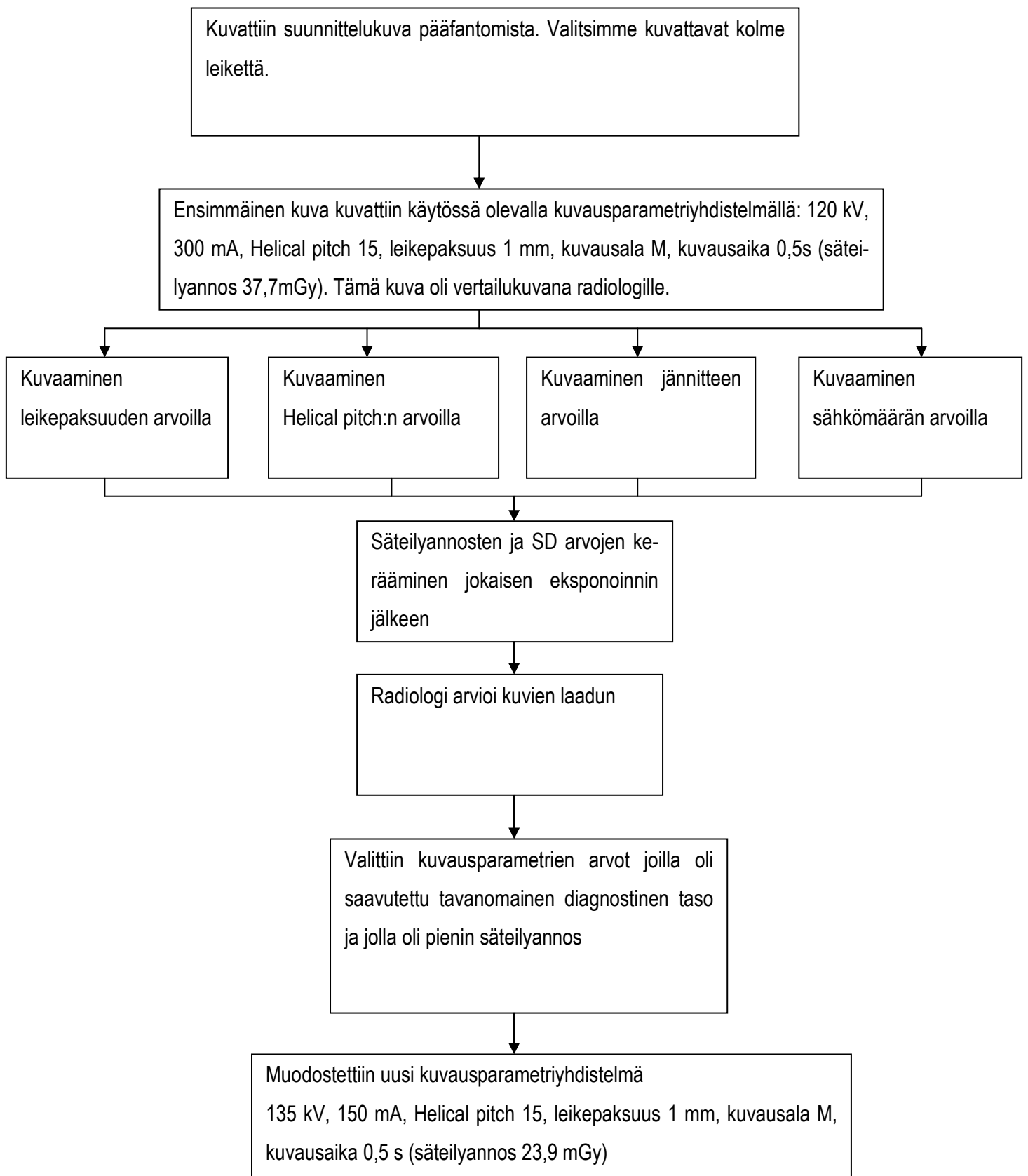
Ensimmäisen kuvan otimme vertailukuvaksi laitteeseen asetetuilla arvoilla. Vertailukuvassa leikepaksuus oli 1mm, kuvausala oli M, Helical pitch oli 15, jännite oli 120 kV, sähkömäärä oli 300 mA ja aika oli 0,5 sekuntia. Ajattelimme vertailukuvan helpottavan radiologin työtä kuvien arviointi vaiheessa.

Aloitimme parametrien muuttamisen leikepaksuutta muuttamalla. Vaihtoehtoina leikepaksuudelle oli 0,5mm, 1mm ja 2mm. Seuraavaksi testasimme helical pitchin vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen. Helical pitchin arvot olivat 11(0,688), 15(0,928) ja 23(1,438).

Alun perin yhtenä tutkimusongelmanamme oli, miten kuvausalan (FOV) muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvanlaatuun. Aluksi tarkoituksenamme oli käyttää laitteen kuvakentän kokoa ja SS ja S. Laitteeseen oli kuitenkin asennettu maaliskuussa uusi ohjelma, jonka käyttämä kuvakenttäkoko pään TT tutkimuksessa oli M. Kuvakentän koot S ja SS eivät soveltuneet enää pään kuvantamiseen, sillä ne olisivat olleet liian pieniä. Tämän vuoksi suoritimme kaikki mittaukset kuvakentän koolla M. Kuvausajan pidimme myös joka kerta samana (0,5 s).

Seuraavaksi testasimme sähkömäärän ja jännitteen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun. Tarkoituksenamme oli käyttää sähkömäärän arvoja 50 mA, 100 mA, 150 mA, 200 mA ja 250 mA. Sähkömäärän arvot 50 mA ja 100 mA olisivat olleet liian pienet kyseisellä laitteella käytettäviksi, joten teimme mittaukset arvoilla 150 mA, 200 mA, 250 mA, 300 mA ja 350 mA. Jännitteen arvoina oli tarkoitus testata arvoja 80 kV, 100 kV ja 120 kV. Toshiba laitteessa ei ollut käytössä jännitteen arvoa 80 kV, joten päädyimme käyttämään jännitettä 135 kV. Jännitteen arvoa 100 kV ei ollut kalibroitu TT-laitteeseen, joten ensimmäinen arvoilla 100 kV ja 50 mA otettu kuva epäonnistui. Tästä syystä jätimme loput jännitteen arvolla 100 kV:lla tehdyt sähkömäärän yhdistelmät testaamatta. Teimme kuvion (Kuvio 1) havainnollistamaan tutkimuksemme etenemistä.

Toinen meistä muutti aina tarvittavat parametrit koneelle ja suoritti niillä mittauksen. Toinen kirjasi jokaisen mittauksen jälkeen saadut CTDI- ja SD-arvon tietokoneelle ja paperille. Numeroimme jokaisen parametriyhdistelmän ja sillä saadun annoksen. Merkitsimme myös joka numeron kohdalle kuvanottohetken kellonajan. Numeroiminen ja ajan merkitseminen hyödytti itsemme lisäksi myös lääkäriä kuvanlaadun arvioinnissa, sillä kuvia ei voinut numeroida vaan ne voitiin yksilöidä vain kuvanottohetken perusteella.



KUVIO 1. Tutkimuksen kulku.

## 5.2 Aineiston analysointi

Teimme papereille kirjatuista CTDI arvoista ja radiologin antamista numeerisista arvioista kuvanlaadulle yhteensä kahdeksan excel-kuviota. Tarkastelimme kuvanlaatua ja annosta eri kuvioissa. Teimme kuvat jännitteen muuttamisen vaikutuksesta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen sähkömäärän arvoilla 150 mA, 200 mA, 250 mA, 300 mA ja 350 mA. Teimme kuvat sähkömäärän muuttamisen vaikutuksesta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen jännitteen arvoilla 120 kV ja 135 kV. Teimme erilliset kuvat helical pitchin vaikutuksesta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen. Leikepaksuuden vaikutuksesta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen teimme myös kaksi eri kuviota.

Vaikka keräsimme kohinasosta kertovia SD arvoja, jätimme ne pois analysoinnista. Havaitsimme, että SD arvot vaihtelivat täysin sattumanvaraisesti, eivätkä siten kertoneet mitään kuvan diagnostisuuteen vaikuttavasta kohinasosta.

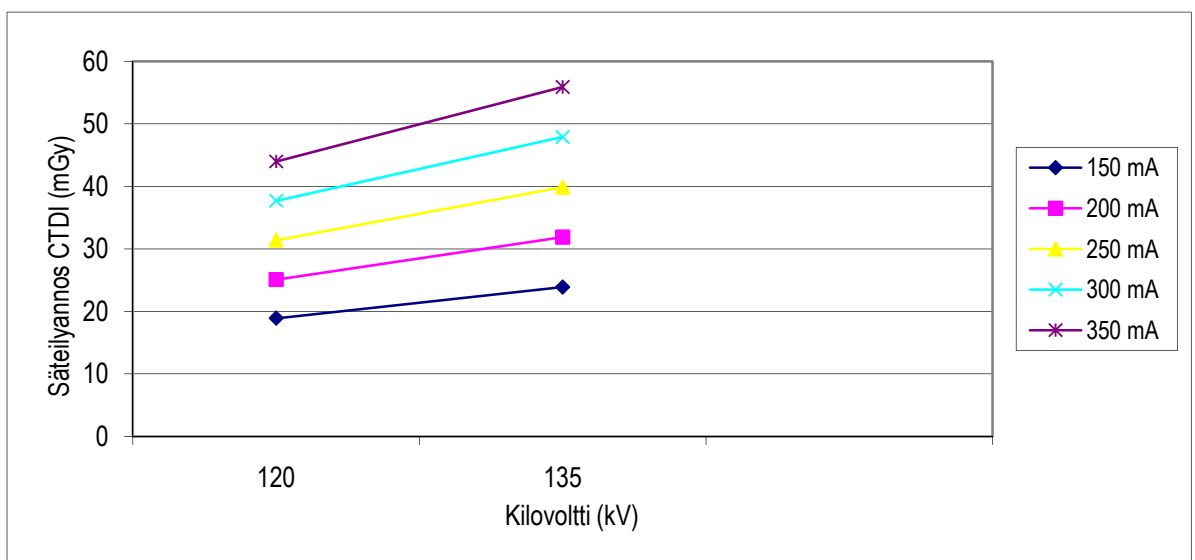
Radiologi katsoi jälkikäteen ottamamme kuvasarjat. Hän antoi oman henkilökohtaisen näkemyksensä perusteella arvot kuvanlaadusta lomakkeelle (liite 2). Kuvanlaatu arvioitiin asteikolla 1-5. Numero yksi tarkoitti ei-diagnostista kuvaa, numero kaksi oli välttävä, numero kolme oli tyydyttävä eli tavanomainen diagnostinen taso, numero neljä oli hyvä ja numero viisi vastasi erinomaista kuvanlaatua. Radiologi kuitenkin mainitsi kuvien arvioinnin jälkeen, että suurimmassa osassa sarjoista oli jotain kuvauspakan alaosiin painottuvaa artefaktia, joka saattoi liittyä käytettyihin kuvausarvoihin. Artefakta teki sarjoista numero kolme ja sarjoista 5-16 koknaisuuteena epädiagnostiset eli kuvanlaadultaan ne olivat asteikkoa 1-2. Sarjoissa yksi, kaksi ja neljä tuosta artefaktasta ei ollut haittaa. Kuva numero yksi oli Raahen sairaalan kuvausarvoilla otettu vertailukuva, jossa leikepaksuus oli 1mm, kuvausala oli M, Helical pitch oli 15, jännite oli 120 kV, sähkömäärä oli 300 mA ja aika oli 0,5 sekuntia. Kuvassa kaksi leikepaksuus oli 0,5 mm, helical pitch oli 15, kuvausala oli M, jännite oli 120 kV, sähkömäärä oli 300 mA ja aika oli 0,5 s. Kuvassa neljä helical pitch oli 11, kuvausala oli M, jännite oli 120 kV, sähkömäärä oli 300 mA ja kuvausaika 0,5 s. Jotta olisimme saaneet vertailua kunkin sarjan yksittäisen kuvanlaadusta, radiologi kokosi lomakkeelle näkemyksensä kunkin sarjan kuvasta numero yksi. Täten pystyimme tarkastelemaan myös kuvasarjojen kolme sekä 5-16 kuvanlaatua.



## 6 TUTKIMUSTULOKSET JA NIIDEN TARKASTELU

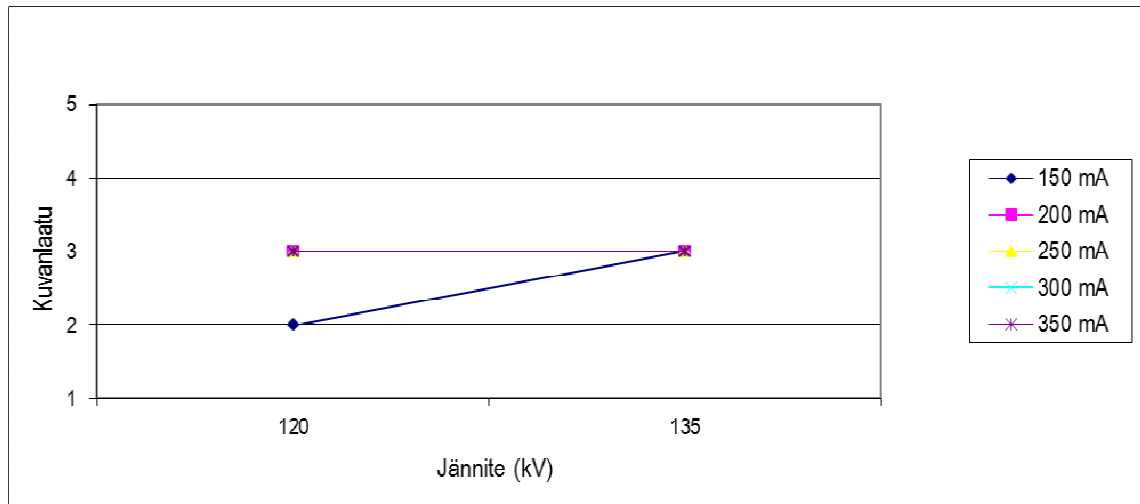
### 6.1 Jännitteen (kV) muuttamisen vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun

Kuviossa 2 tarkastellaan jännitteen muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen sähkömäärän arvoilla 150 mA, 200 mA, 250 mA, 300 mA ja 350 mA. Kuviosta nähdään, että sähkömäärän (mA) lisääminen kasvattaa lineaarisesti säteilyannosta sekä 135 kV:lla, että 120 kV:lla kuvattaessa.



KUVIO 2. Jännitteen (kV) muuttamisen vaikutus säteilyannokseen.

Kuviossa 3 on kuvattu jännitteen muuttamisen vaikutusta kuvanlaatuun sähkömäärän arvoilla 150 mA, 200 mA, 250 mA, 300 mA ja 350 mA. Kuviosta 3 nähdään, että arvoilla 150 mA ja 120 kV kuva on välttävä. Tämä tutkimustulos tukee väitettä, jonka mukaan jännitteen vähentäminen voi johtaa merkittävään kohinan nousuun kuvassa. Se voi heikentää kuvanlaatua, jos potilas on liian iso tai, jos mAs arvo ei ole tarpeeksi suuri suhteessa pienennettyyn kilovolttiin. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 53.)

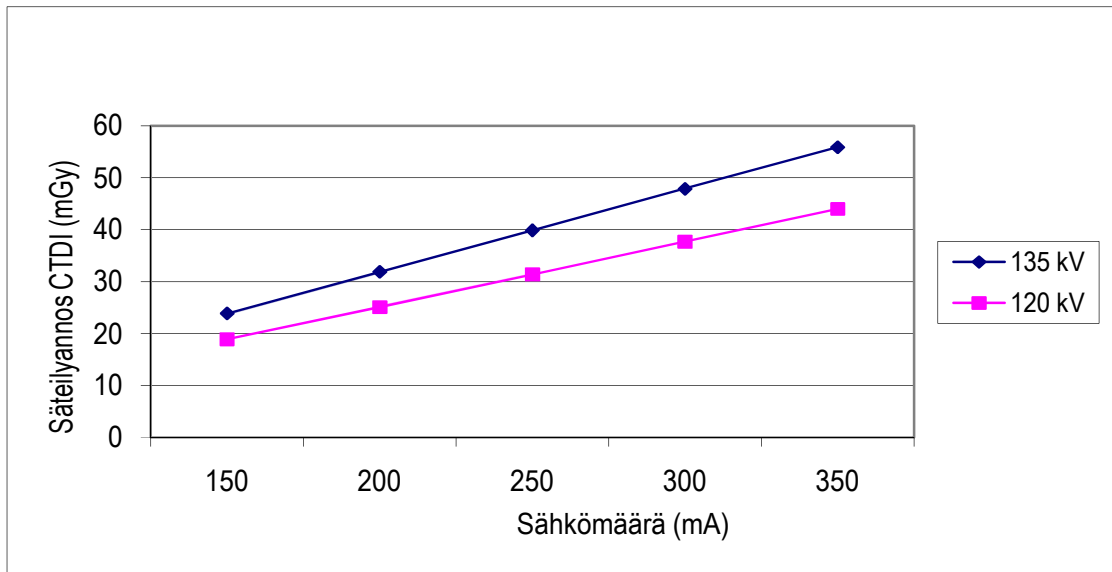


KUVIO 3. Jännitteen (kV) muuttamisen vaikutus kuvanlaatuun.

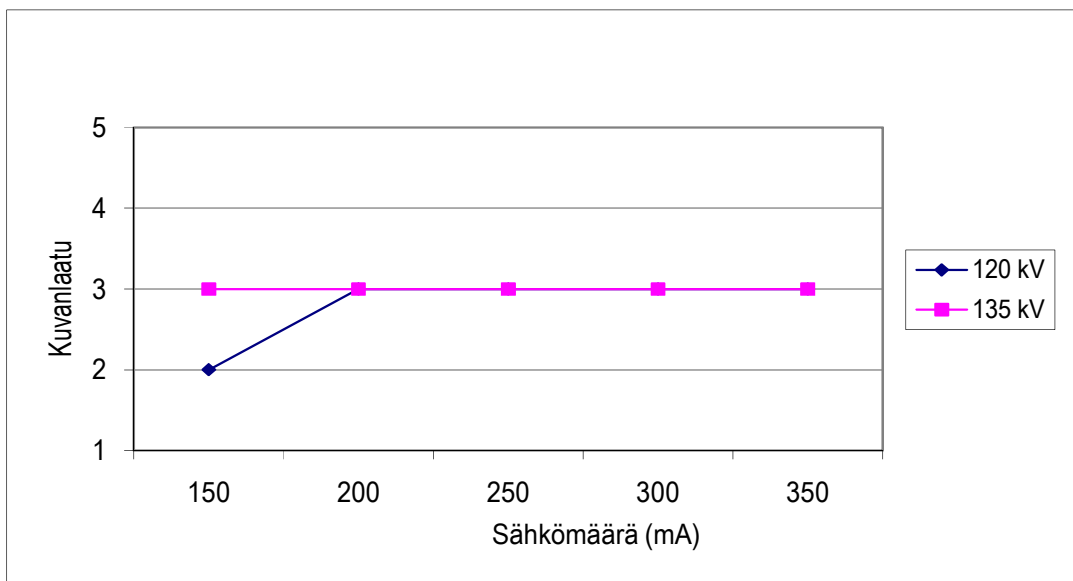
Kun jännitettä nostetaan 135 kV:tiin sähkömäärän pysyessä 150 mA:ssa, kuvanlaatu muuttuu tyydyttäväksi, joka vastaa tavanomaista diagnostista tasoa. Muilla sähkömäärän arvoilla 120 kV:a käytettäessä kuvanlaatu on tyydyttävä. Esimerkiksi sähkömäärän ollessa 200 mA ja jännite 120 kV:a kuvanlaatu on tyydyttävä. Kaikilla sähkömäärän arvoilla kuvanlaatu on tyydyttävä, kun käytetään 135 kV:n jännitettä. Kuvanlaatu ei ollut kummallakaan jännitteen arvoilla ollut hyvä tai erinomainen. Kuvanlaatu oli diagnostinen sähkömäärän arvoilla 250 mA, 300 mA ja 350 mA, kun käytettiin jännitteenä sekä 120 kV:a että 135 kV:a. Tulokset tukevat väitettä, että kohinaa voidaan vähentää kasvattamalla leikepaksuutta sekä sähkömäärän ja jännitteen arvoja (Huda, Ravenel & Scalzetti 2002, 413).

## 6.2 Sähkömäärän (mA) muuttamisen vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun

Teimme kuviot kuvaamaan sähkömäärän muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun. Kuvio 4 kuvaa sähkömäärän muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen jännitteen arvoilla 120 kV ja 135 kV. Kuvio 5 kuvaa sähkömäärän muuttamisen vaikutusta kuvanlaatuun jännitteen arvoilla 120 kV ja 135 kV. Koska käytetyt jännitteen ja sähkömäärän arvot olivat samat kuin kapaleessa 6.1, tulokset ovat yhtenevät.



KUVIO 4. Sähkömäärän (mA) muuttamisen vaikutus säteilyannokseen.

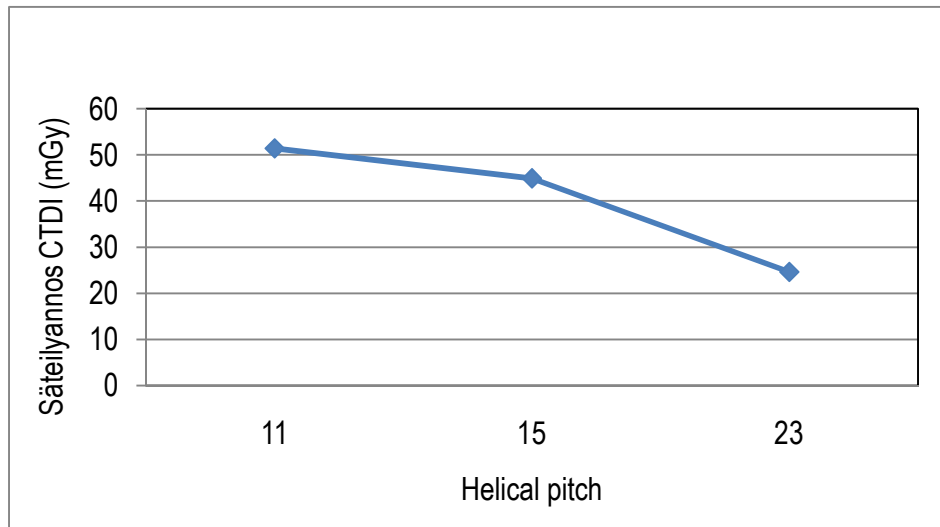


KUVIO 5. Sähkömäärän (mA) muuttamisen vaikutus kuvanlaatuun.

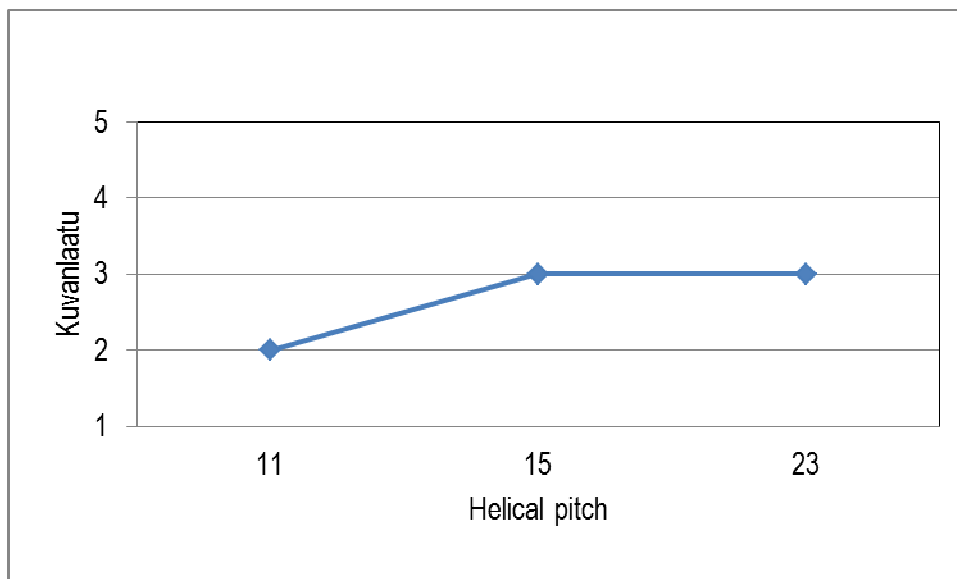
### 6.3 Helical pitchin muuttamisen vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun

Kuviosta 6 selviää, että helical pitchin kasvaessa säteilyannos laskee. Kuviosta 7 nähdään, että helical pitch arvolla 11 kuvanlaatu on välttävä. Kuvattaessa helical pitchillä 15 ja 23 kuvanlaatu

nousee vastamaan tavanomaista diagnostista tasoa. Näillä helical pitchin arvoilla kuvanlaatu on paras ja säteilyannos on pienin. Haluttu kohinataso saavutetaan helical pitchillä 15 ja 23.



KUVIO 6. Helical pitchin muuttamisen vaikutus säteilyannokseen.

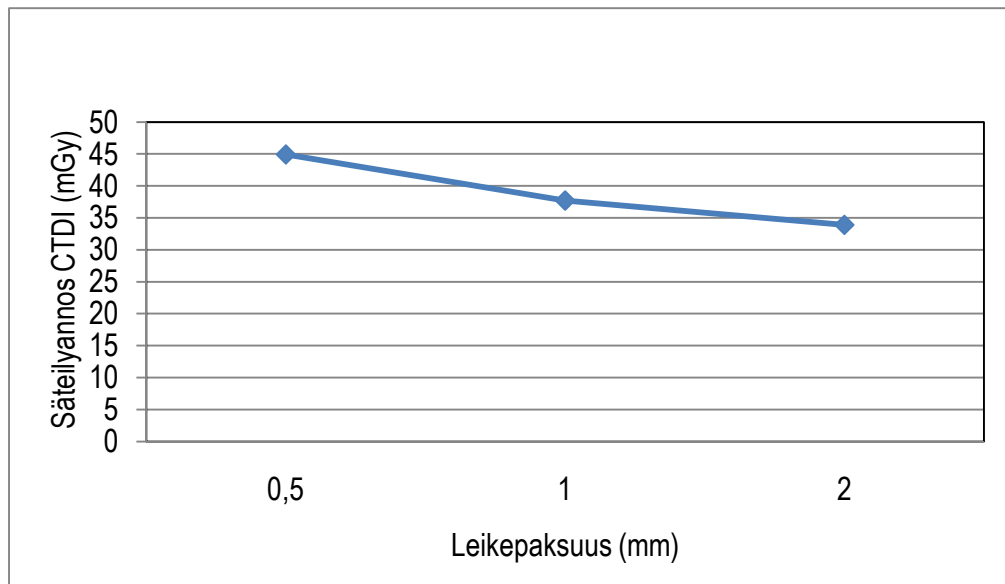


KUVIO 7. Helical pitchin muuttamisen vaikutus kuvanlaatuun.

Tutkimustulokset tukevat väitettä, että pitchin kasvattaminen pienentää potilasannosta ja kasvattaa kohinaa, mikä merkitsee, että mAs arvoa täytyy kasvattaa kuvanlaadun säilyttämiseksi. Korkeammat pitch arvot saattavat myös aiheuttaa enemmän helikaalista artefaktia. (Mather 2007, 4.)

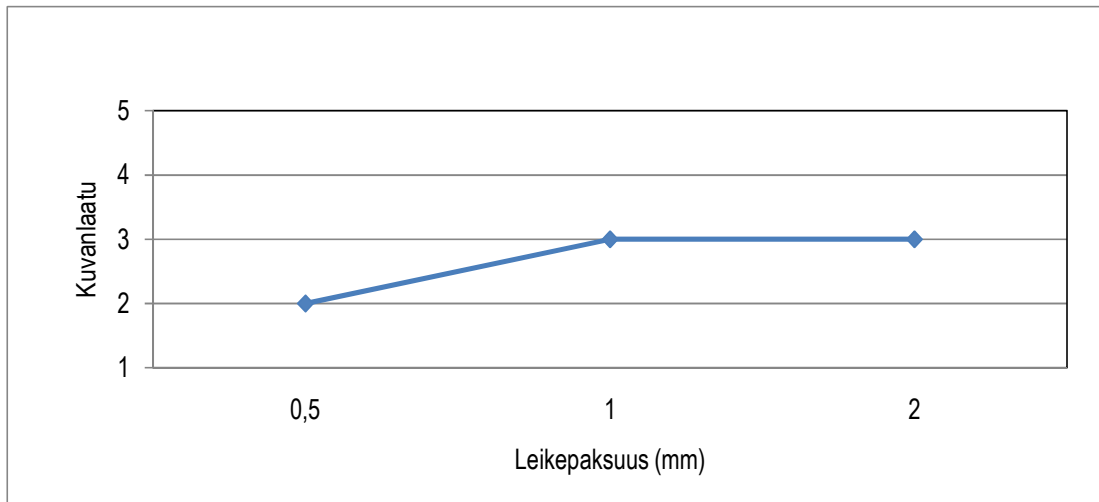
## 6.4 Leikepaksuuden muuttamisen vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun

Kuviossa 8 tarkasteltiin leikepaksuuden muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen leikepaksuuden arvoilla 0,5 mm, 1 mm ja 2 mm. Kuvioista 8 nähdään, että säteilyannos on pienin, kun leikepaksuuden on 2 mm. Suurin säteilyannos saadaan, kun leikepaksuuden on 0,5 mm. Leikepaksuuden vähentäminen kasvattaa annosta eksponentiaalisesti (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 30).



KUVIO 8. Leikepaksuuden muuttamisen vaikutus säteilyannokseen.

Leikepaksuuden vaikutusta kuvanlaatuun tarkasteltiin kuviossa 9. Kuvanlaatu oli kuvion 9 mukaan diagnostinen leikepaksuuksilla 1 mm ja 2 mm. Välttävä kuvanlaatu saatiin leikepaksuuden arvolla 0,5 mm.



KUVIO 9. Leikepaksuuden muuttamisen vaikutus kuvanlaatuun.

## 6.5 Kuvausparametrien muuttamisen vaikutus kohinatasoon

Keräämämme SD arvot vaihtelivat täysin sattumanvaraisesti, eivätkä siten kertoneet mitään kuvan diagnostisuuteen vaikuttavasta kohinatasosta. Arvio kuvanlaadusta kertoo kuitenkin kohinatasosta. Haluttu kohinataso säilyy kuvausparametrien arvoilla, joilla kuvanlaaduksi saatiin 3.

## 7 POHDINTA

Saimme tutkimuksemme aiheen Raahen sairaalasta, jossa oli havaittu pään TT-tutkimusten säteilyannosten ylittäneen kansalliset vertailutasot. Tutustuimme aiheeseen erilaisten tietolähteiden kautta ja kiinnostuimme aiheesta, koska optimointi ja säteilynsuojelu lisäävät potilasturvallisuutta ja ovat tärkeä osa röntgenhoitajan ammattitaitoa.

### 7.1 Tulosten tarkastelu

Bogdanichin (2011) mukaan Huntingtonilaisen sairaalan potilaat Länsi-Wirginiassa ovat saaneet käyttäjien vuoksi vuosina 2008–2009 aivojen TT-tutkimuksessa todella vaarallisen suuria säteilyannoksia, joiden vuoksi potilaat menettivät hiuksiaan pinnan muotoiselta alueelta. Sairaalan TT-laitteen valmistaja GE raportoi joulukuussa 2010, että Huntingtonin sairaalassa saadut TT-

annokset olivat 5,6 kertaa GE:n suosituksia suuremmat. GE selvitti, että sairaalassa oli nostettu käsin kuvausarvoja paremman kuvanlaadun toivossa, vaikka se ei diagnoosin kannalta ollut välttämätöntä. TT-laitteessa ei ollut toimintahäiriötä, vaan laitteen käyttäjät tarvitsevat GE:n mukaan lisää käyttökoulutusta. Yhdysvalloissa ei ole vielä viranomaissuosituksia säteilyn lääketieteelliselle käytölle, mutta Bogdanichin artikkelin mukaan Yhdysvalloissa olisi aika harkita kansallista lainsäädäntöä. (Bogdanich, 2011, 20.)

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää eri kuvausparametrien vaikutusta säteilyannokseen pään tietokonetomografiatutkimuksessa. Tavoitteena oli löytää sellainen parametrien yhdistelmä, jolla päähän kohdistuva säteilyannos olisi mahdollisimman pieni kohinatason pysyessä kohtuullisena.

Tutkimustuloksena ilmeni, kuinka jännitteen, putkivirran, pitchin ja leikepaksuuden muuttaminen vaikuttavat säteilyannokseen ja kuvanlaatuun. Säteilyannos nousi jokaisella sähkömäärän arvolla sekä 120 kV:lla että 135 kV:lla kuvattaessa. Kuvattaessa 135 kV:lla säteilyannokset olivat eri sähkömääriä käytettäessä aina suuremmat, kuin 120 kV:lla kuvattaessa. Kuvanlaatu oli diagnostinen sähkömäärän arvoilla 250 mA, 300 mA ja 350 mA kummallakin jännitteen arvoilla 120 kV ja 135 kV. Suurimmalla pitchin arvolla säteilyannos oli pienin. Suurinta pitch-arvoa ei kuitenkaan voi käyttää rutiinisti, koska leikkeiden väliin syntyy kuvadataa hävittäviä aukkoja (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, 21).

Pienin säteilyannos saatiin leikepaksuuden arvolla 2 mm ja suurin säteilyannos leikepaksuudella 0,5 mm. Kuvanlaatu oli diagnostinen leikepaksuuksilla 1 mm ja 2 mm. Välttävä kuvanlaatu saatiin leikepaksuuden arvolla 0,5 mm.

Keräsimme kohinatasosta kertovia SD-arvoja, jotka kuitenkin vaihtelivat sattumanvaraisesti. Arvioimme tämän johtuvan siitä, että käytetty fantomi ei vastaa rakenteeltaan täysin ihmisen päätä.

## **7.2 Tutkimuksen eettisyys**

Käytimme tutkimuksessa pääfantomia, joka vastaa tiheydeltään ihmisen päätä. Pääfantomin käyttäminen oli paras vaihtoehto tutkimuksen suorittamiseen, sillä ei olisi ollut eettisesti hyväksyttävää tehdä tutkimusta ihmisillä. Keräsimme tutkimuksessamme CTDI arvoja, jotka kertovat keskimääräisen painotetun absorboituneen annoksen standardifantomissa (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen 2004). Säteilyriskin arviointiin eri elimille ja

kudoksille tulisi käyttää absorboitunutta annosta (Managing patient dose in multi-detector computed tomography 2007, ICRP 102, 76).

Kuvanlaadun arviojana emme toimineet itse, vaan radiologi arvioi kuvat. Ajattelimme, että kokemuksemme kuvien arvioijina ei olisi riittävä. Emme kertoneet radiologille käyttämiämme kuvausarvoja, joten hänellä ei ollut kuvien arviointiin vaikuttavia ennako-odotuksia siitä, miltä kuvan pitäisi milläkin kuvausarvolla näyttää. Hän myös vertasi otettuja kuvia ensimmäiseen vertailukuvaan, joka oli otettu laitteella käytössä olevilla kuvausarvoilla. Täten hänellä oli vertailukuvanaan kuvanlaadusta huolimatta diagnostinen kuva, joka toimi lähtötasona muiden kuvien arvioinnissa.

Saimme Toshibaan laitetoimittajalta uutta materiaalia TT-laitteen toiminnasta ja säteilyannoksen optimoinnista. Emme kokeneet tätä eettisesti vääränä, sillä käytimme vain yleistä tietoa ja jätimme laitekohtaiset toiminnot huomioimatta.

Tarkoituksenamme oli käyttää tutkimuksessa koulun pääfantomia, joka ei kuitenkaan ehtinyt saapua ajoissa. Pystyimme kuitenkin suorittamaan tutkimuksen, koska saimme Toshibaan laitetoimittajan kautta Lappeenrannan sairaalasta käyttöömmme pääfantomin. Olisimme voineet saada erilaiset tulokset koulun uudella pääfantomilla, sillä käyttämämme fantomi ei vastannut rakenteeltaan niin paljoa ihmisen päätä, kuin olimme kuvitelleet.

### **7.3 Tutkimuksen luotettavuus**

Validiudella tarkoitetaan mittarin tai tutkimusmenetelmän kykyä mitata mitattavaa asiaa (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2009, 231). Tutkimuksemme tarkoituksena oli selvittää kuvausparametrien muuttamisen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun pään tietokonetomografiatutkimuksessa.

*Ulkoisella validiteetilla* tarkoitetaan tutkimustuloksien yleistettävyyttä tutkimuksen ulkopuoliseen joukkoon (Kankkunen ym. 2009, 152). Parametrien muuttamisen vaikutukset säteilyannokseen ja kuvanlaatuun noudattivat sitä teoretietoa, jota olimme keränneet viitekehystä kirjoittaessa. Kuvausarvoja nostettaessa säteilyannos nousi. Myös kuvanlaatu parani alhaisiin kuvausarvoihin verrattuna. Suurimpia kuvausarvoja käyttämällä kuvanlaadussa ei kuitenkaan saatu parempia tuloksia, vaikka säteilyannos nousi. Useat muut tutkimukset myös osoittavat, että säteilyannos nousee ja kuvanlaatu paranee suurempia kuvausarvoja käytettäessä. Tutkimustuloksemme on siis yleis-



tettävissä. Se, mitä säteilyannoksen arvoja käytetyillä kuvausarvoilla saadaan on laitekohtaista, eikä yleistettävissä kaikille laitteille. Arvioitu kuvanlaadun taso on myös kuvanlaadunarviojasta ja laitteesta riippuvainen.

*Reliaabelius* tarkoittaa mittaustulosten toistettavuutta eli tutkimuksen kykyä antaa ei-sattumanvaraisia tuloksia. Esimerkiksi jos kaksi arvioijaa päätyy samanlaiseen tulokseen, voidaan tulosta pitää reliaabelina. (Hirsjärvi ym. 2009, 231.) Pyrimme siihen, että tutkimus voidaan tarvittaessa toistaa samalla menetelmällä ja samoin tuloksin. Täten suunnittelimme tutkimuksemme hyvin. Teimme jokaiselle kuvausparametrille taulukon, johon merkitsimme käytettävät arvot. Teimme tutkimuksen johdonmukaisesti suunniteltua taulukkoa noudattaen. Olimme kysyneet taulukoita tehdessä, mitä arvoja pään tietokonetomografiatutkimuksessa on käytettävissä Raahen TT-laitteella.

Valitsimme kuvattaviksi kohteiksi kolme leikettä. Kuvauspäivä oli sellainen, jolloin ei ollut elektiivisiä tutkimuksia. Suoritimme näin ollen tutkimuksemme yhtäjaksoisesti, joten tutkimus tehtiin koko ajan samoista leikkeistä ja pään asento pysyi joka kuvauksessa samana. Mahdollista päivystystutkimusta ja tutkimuksen keskeyttämistä varten olimme asettaneet fantomiin maalarin teipillä lasereiden kohdat. Näin olisimme voineet asetella pään samalla tavalla uudestaan. Tutkimus ei kuitenkaan keskeytynyt vaan jokainen leike oli kuvattu varmuudella samasta paikasta. Näin myös säteilyannoksen muuttumista voitiin seurata ja kuvanlaatua verrata muihin otettuihin kuviin.

Olimme sopineet ennalta molempien työtehtävät. Sovimme, että toinen kirjaa tulokset ja toinen käyttää TT-laitetta ja eksponoi. Tutkimuksen tulokset kirjoitettiin heti ylös jokaisen eksponoinnin jälkeen. Tulokset kirjattiin paperille ja tietokoneelle, jotta tulokset eivät häviäisi, vaikka tiedosto tuhoutuisi. Tulokset kirjattiin muistiin sellaisinaan rehellisesti niitä muuttamatta.

## **7.4 Omat oppimiskokemukset**

Oppimistavoitteenamme oli perehtyä TT-laitteen käyttöön ja kuvausarvojen muuttamisen vaikutuksesta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun toteuttamalla kvantitatiivinen tutkimus. Meillä ei ollut aikasempaa kokemusta kvantitatiivisen tutkimuksen tekemisestä, joten aikaa kului tutkimusmetodologiaan perehtymiseen. Lisäksi piti perehtyä TT-laitteen käyttöön ja kuvausarvojen muuttamisen vaikutuksiin erilaisten lähteiviitteiden kautta, joiden löytäminen ei aina ollut helppoa. Saavutimme kuitenkin tavoitteemme. Osaamme nyt suorittaa kvantitatiivisen tutkimuksen sekä hallit-

semme TT-laitteen käytön ja kuvausarvojen muuttamisen vaikutuksen säteilyannokseen ja kuvanlaatuun.

Olemme kehittyneet tiedon etsinnässä ja kirjallisessa tuottamisessa. Opimme käyttämään Oulun ammattikorkeakoulun tietokantoja apuna tiedon etsinnässä. Koska tutkimusaiheitamme tutkitaan jatkuvasti, pyrimme etsimään julkaisuvuodeltaan mahdollisimman uutta tietoa. Suurin osa aineistosta oli englanninkielistä, joten englanninkielen taitomme tieteellisten julkaisujen lukemisessa kehittyi.

Parityöskentelyn kautta opimme työhönsitotutumista sekä vuorovaikutus- ja neuvottelutaitoja. Opimme toimimaan moniammatillisessa yhteistyössä ohjaavien opettajien, laitetoimittajan sekä Raahen sairaalan röntgenhoitajien ja radiologin kanssa.

Optimoinnin apuna opimme käyttämään anatomista leikefantomia, joka vastasi tiheydeltään ihmisen päätä. Tämä hyödyttää meitä varmasti tulevassa työssämme.

## **7.5 Johtopäätökset ja jatkotutkimushaasteet**

Saamamme säteilyannokset (CTDI) eri parametrijohdistelmillä olivat välillä 23,9–55,9 mGy. Kaikki annokset olivat kansallisten vertailutasojen alapuolella, jotka ovat kallon pohjalle 90 mGy ja aivoille 65 mGy. Raahen sairaalassa käytössä olevilla kuvausarvoilla saimme säteilyannokseksi 37,7 mGy. Sairaalan henkilökunta on siten saanut aloittamallaan optimoinnilla säteilyannokset pään TT-tutkimuksessa laskemaan vertailutasojen alapuolelle. Tutkimuksen tulosten perusteella diagnostinen kuvanlaatu saatiin yhdistelmällä 135 kV, 150 mA, 0,5 s, 1 mm, pitch 15 ja kuvausala M, jolla säteilyannos oli 23,9 mGy. Säteilyannos pieneni 36,6 %. Tätä yhdistelmää aiomme ehdottaa Raahen sairaalalle.

Tutkimuksemme on ajankohtainen, sillä Euroopassa on havaittu TT-tutkimusten määrän ja säteilyannosten kasvu. Tämän vuoksi Euroopan komissio on käynnistänyt 2004 EMAN (European Medical ALARA network) projektin, jonka yhtenä osana tutkittiin pään TT-tutkimusten säteilyannoksia 14 Euroopan maassa vuosina. EMAN työryhmä kokoontuu vuonna 2012 keskustelemaan tutkimustuloksista ja tulevaisuudessa tehtävistä toimenpiteistä säteilyannosten pienentämiseksi. (Optimisation of patient exposure in CT procedures, EMAN, hakupäivä 30.9.2011.)

Tutkimusta tehdessä meille selvisi, että annetuista jännitteen arvoista arvoa 100 kV ei ollut kalibroitu laitteeseen uuden ohjelman vuoksi, joten tämän arvon vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun yhtenä parametrijärjestelmän osana jäi testaamatta. Jännitteen arvolla 100 kV olisi saatu lisää tietoa sen käytön merkityksestä säteilyannokseen ja kuvanlaatuun. Mikäli tämä arvo tullaan kalibroimaan TT-laitteeseen, voisi sen tutkiminen olla osana jatkotutkimusta.

## LÄHTEET

Adams, C. & Williams, L. 2006. Computed tomography of the head: An experimental study to investigate the effectiveness of lead shielding during three scanning protocols. *Radiography* 12 (3), 143-152.

Bogdanich, W. 2011. West Virginia Hospital Overradiated Brain Scan Patients Records Show. Hakupäivä 2.7.2011, [http://www.nytimes.com/2011/03/06/health/06radiation.html?\\_r=2](http://www.nytimes.com/2011/03/06/health/06radiation.html?_r=2).

Heikkilä, T. 1998. Tilastollinen tutkimus. Helsinki: Oy Edita Ab.

Hirsjärvi, S. Remes, P. Sajavaara, P. 2009. Tutki ja kirjoita. Helsinki: Kirjayhtymä.

Hall, P. Adami, H. Trichopoulos, D. Pedersen, N. Lagiou, P. Ekbom, A. Ingvar, M. Lundell, M. Granath, F. 2004. Effect of low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study. *BMJ* 328 (7430), 19-23.

Hopper, K. 2002. Orbital, thyroid and breast superficial radiation shielding for patients undergoing diagnostic CT. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI* 23 (5), 423-427.

Huda, W. Ravenel, G. Scalzetti, M. 2002. How do radiographic techniques affect image quality and patient dose in CT?. *Seminars in ultrasound, CT and MRI* 23 (5), 411-422.

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

Karppinen, J. & Järvinen, H. 2006. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. STUK-A220.

Kortesniemi, M. 2006. Vismutti suojaa TT-tutkimuksessa. *Radiografia* 1, 10-13.

Kortesniemi, M. 2006. Säteilyannos ja sen optimointi monileike-TT:ssä. Hakupäivä 18.12.2010, <http://physicomedicae.fi/julkaisut/muut-julkaisut/83-tt-annokset-ja-optimointi.html>.

Managing patient dose in multi-detector computed tomography. 2007. Annals of ICRP 37 (1), 1-86.

Mather, R. 2007. The Physics of CT Dose. Toshiba, 1-20.

Optimisation of patient exposure in CT procedures. EMAN, hakupäivä 30.9.2011  
[http://www.eman-network.eu/IMG/pdf/Synth\\_report\\_WP1.pdf](http://www.eman-network.eu/IMG/pdf/Synth_report_WP1.pdf).

Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografia tutkimuksissa. 2007. Hakupäivä 20.12.2010,  
[http://www.stuk.fi/julkaisut\\_maaraykset/viranomaisohjeet/fi\\_FI/stohjeet/\\_files/85769141820197242/default/Paatos-vertailutasot\\_TT\\_27032007.pdf](http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/viranomaisohjeet/fi_FI/stohjeet/_files/85769141820197242/default/Paatos-vertailutasot_TT_27032007.pdf).

Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004. Hakupäivä 18.12.2010, <http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/rontgensateily.pdf>.

Soininen, M. 1995. Tieteellisen tutkimuksen perusteet. Turku: Painosalama Oy.

Säteilylaki 27.3.1991/592.

Säteilyasetus 10.5.2000/423.

Tenkanen-Rautakoski, P. 2006, Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2005. Hakupäivä 22.4.2010, <http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-b/stuk-b-sto62.html>.

TT-laitteiden laadunvarmistus, Säteilyturvakeskus. 1996. Hakupäivä 15.2.2011,  
[http://sateilyturvakeskus.fi/proinfo/muuta\\_tietoa/julkaisuja/tt\\_laitteet/fi\\_FI/potilaan\\_annos](http://sateilyturvakeskus.fi/proinfo/muuta_tietoa/julkaisuja/tt_laitteet/fi_FI/potilaan_annos).

Valanne, L. 2005. Kuvausmenetelmät. Teoksessa S. Soimakallio, L. Kivisaari, M. Manninen, E. Svedström & O. Tervonen (toim.), Radiologia, 1. painos Helsinki: WSOY, Werner Söderström Osakeyhtiö, 485.

Valentin, J. 2000. Avoidance of radiation injuries from interventional procedures. Annals of the ICRP 30 (2), 7.

Vilkka, H. 2007. Tutki ja mittaa, Helsinki: Tammi.

## AINEISTONKERUULOMAKE

LIITE 1

*TAULUKKO 1. Leikepaksuuden vaikutuksen mittaus.*

Leikepaksuus (mm)	Helical pitch	FOV	kV	mA	aika (s)	CTDI (mGy)	SD
0,5	15	M	120	300	0,5	37,7	13,40
1	15	M	120	300	0,5	44,9	9,29
2	15	M	120	300	0,5	33,9	9,82

*TAULUKKO 2. Helical pitch arvon vaikutuksen mittaus.*

Helical pitch	FOV	kV	mA	aika (s)	leikepaksuus (mm)	CTDI (mGy)	SD
11	M	120	300	0,5	1	51,4	8,7
23	M	120	300	0,5	1	24,6	8,29

TAULUKKO 3. Kilovoltin (kV) ja milliampeerin mA vaikutuksen mittaaminen.

kV	mA	aika (s)	leikepaksuus (mm)	Helical pitch	FOV	CTDI (mGy)	SD
135	150	0,5	1	15	M	23,9	7,14
135	200	0,5	1	15	M	31,9	7,06
135	250	0,5	1	15	M	39,9	7,17
135	300	0,5	1	15	M	47,9	9,52
135	350	0,5	1	15	M	55,9	8,97
100	150	0,5	1	15	M	12,4	543,26
100	200	0,5	1	15	M		
100	250	0,5	1	15	M		
100	300	0,5	1	15	M		
100	350	0,5	1	15	M		
120	150	0,5	1	15	M	18,9	8,41
120	200	0,5	1	15	M	25,1	8,11
120	250	0,5	1	15	M	31,4	9,32
120	300	0,5	1	15	M	37,7	8,39
120	350	0,5	1	15	M	44	9,79

## KUVANLAADUN ARVIOINTILOMAKE

LIITE 2

Kuvan kellon aika	Kuvanlaatu asteikolla 1-5	Mahdolliset kommentit
1. 9.30	3	
2. 9.32	2	
3. 9.34	3	
4. 9.36	2	
5. 9.38	3	
6. 9.41	3	
7. 9.43	3	
8. 9.45	3	
9. 9.47	3	
10. 9.48	3	
11. 9.52	1	
12. 9.56	2	
13.	3	



9.57		
14. 9.59	3	
15. 10.00	3	
16. 10.01	3	

1 = ei-diagnostinen

2 = välttävä

3 = tyydyttävä (tavanomainen diagnostinen taso)

4 = hyvä

5 = erinomainen