

Outi Tahvanainen ja Laura Väättäjä

SÄTEILYANNOKSEN OPTIMOINTI LANNERANGAN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA

Kuvausparametrien vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun

SÄTEILYANNOKSEN OPTIMOINTI LANNERANGAN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA

Kuvausparametrien vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun

Outi Tahvanainen
Laura Väättäjä
Opinnäytetyö
Syksy 2011
Radiografian ja sädehoidon koulutus-
ohjelma
Oulun seudun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun seudun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja Sädehoidon koulutusohjelma

Tekijät: Outi Tahvanainen ja Laura Väättäjä

Opinnäytetyön nimi: Säteilyannoksen optimointi lannerangan tietokonetomografiatutkimuksessa –
Kuvausparametrien vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun

Työn ohjaajat: Anja Henner ja Aino-Liisa Jussila

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Syksy 2011

Sivumäärä: 36 + 3

Tietokonetomografiatutkimukset ovat lisääntyneet viime vuosina niin Suomessa kuin muuallakin maailmassa. Nopeus ja helppo saatavuus ovat tehneet tietokonetomografiatutkimuksista yhden suosituimmista radiologisista kuvantamismenetelmistä. Tutkimuksista aiheutuva säteilyannos on laskenut uusien kehittyneempien laitteiden ja lisääntyneen tutkimustyön myötä.

Opinnäytetyömme tavoitteena on optimoida lannerangan tietokonetomografiatutkimuksesta aiheutuva säteilyannos. Tarkoituksena oli selvittää, voidaanko lannerangan tietokonetomografiatutkimuksesta aiheutuvaa säteilyannosta pienentää ja säilyttää hyvä kuvanlaatu. Tutkimuksessa kuvasimme fantomia erilaisilla kuvausparametriyhdistelmillä. Toimeksiantajana toimi Raahen sairaalan röntgenosasto ja tutkimus tehtiin Toshiba Aquilion 16-leike tietokonetomografialaitteella.

Tutkimuksen lähtökohtana oli Raahen sairaalassa lannerangan tietokonetomografiatutkimuksesta saatava kuvanlaatu ja säteilyannos. Vertasimme säteilyannoksia Säteilyturvakeskuksen asettamiin vertailutasoihin. Työn tietoperustana käytimme tutkimuksia muun muassa tietokonetomografiatutkimuksista, lannerangan kuvausindikaatioista, säteilyannokseen ja kuvanlaatuun vaikuttavista tekijöistä sekä kvantitatiivisen tutkimuksen teosta.

Tutkimuksen tarkoituksena oli saada kuvausparametriyhdistelmä, jolla potilaan säteilyannos pienenee, mutta hyvä kuvanlaatu säilyy. Kuvausparametriyhdistelmät suunnittelimme yhteistyössä Raahen sairaalan röntgenosaston henkilökunnan kanssa. Tutkimus suoritettiin yhden päivän aikana.

Opinnäytetyömme tulosten perusteella, voidaan todeta, että kuvausparametreja muuttamalla voidaan pienentää potilaalle aiheutuvaa säteilyannosta ja säilyttää riittävä kuvanlaatu. Toivomme, että opinnäytetyömme tutkimustuloksista on hyötyä Raahen sairaalan röntgenosastolle ja, että he voivat ottaa uuden kuvausparametriyhdistelmän käyttöön lannerangan tietokonetomografiatutkimukseen.

Asiasanat: tietokonetomografia, lanneranka, säteilyannos, kuvanlaatu, optimointi

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree programme in Radiography and Radiotherapy

Authors: Outi Tahvanainen and Laura Väättäjä

Title of thesis: Optimisation of radiation dose in a computed tomography examination of lumbar spine

Supervisors: Anja Henner and Aino-Liisa Jussila

Term and year when the thesis was submitted: Fall 2011

Number of pages: 36 + 3

BACKGROUND: The number of computed tomography (CT) scans has been increasing during the last years all over the world, including Finland. Because the examination is quick and easy to get, it has become one of the most popular radiological examinations but the radiation dose is high. The commissioner of our study was Raahe regional hospital, department of Radiology. In Raahe regional hospital, CT is often used when scanning lumbar spine and optimization of radiation dose is needed.

AIM: Our aim was to find a combination of parameters leading to decrease of radiation dose but in a way the image quality won't deteriorate. The study was done by using an anthropomorphic phantom. Knowledge basis for our thesis was built from many evidence based studies.

METHOD: We compared the radiation doses to the baselines, determined by the Radiation and Nuclear safety authority. We wrote down all the possible parameters to use in our study. Parameters were decided together with radiographers. Phantom was scanned multiple times by using different variations of parameters in order to find the combination with optimal radiation dose.

RESULTS: Our study was able to change the existing protocol by testing new parameter combinations. New parameters led to the decrease of radiation dose. By lowering the tube voltage (kV) we managed to create a working protocol, with a lower radiation dose but still keeping good image quality. We hope the results of our study are useful for the commissioner.

CONCLUSION: The results of this study showed that by changing the scanning parameters, radiation dose can be decreased, while still keeping good image quality. Hopefully the radiographers will take the new scanning protocol, with new parameters in use when doing CT for lumbar spine. As a development proposal we are suggesting to repeat our study with a better phantom, which has all the important, needed soft tissues.

Keywords: computed tomography, lumbar spine, radiation dose, image quality, optimisation

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	6
2	SÄTEILYANNOKSEEN JA KUVANLAATUUN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT LANNERANGAN TIETOKONETOMOGRFIATUTKIMUKSESSA (TT).....	8
2.1	Lannerangan TT-tutkimuksen oikeutus ja indikaatiot.....	8
2.2	Säteilyannoksen ja kuvanlaadun optimointi	10
2.3	Kuvanlaatu TT-tutkimuksissa	11
2.4	Kuvausparametrit TT-tutkimuksissa.....	12
2.5	Vertailutasot TT-tutkimuksissa	14
3	TUTKIMUSMETODOLOGIA.....	17
4	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT.....	18
5	TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN	20
5.1	Tutkimusaineiston hankinta.....	21
5.2	Tutkimusaineiston analysointi	22
6	TUTKIMUSTULOKSET	24
6.1	Putkijännitteen vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen	24
6.2	Säteilyn määrän vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen	24
6.3	Pitch -arvon vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen.....	25
6.4	Leikepaksuuden vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen.....	26
6.5	Eriolaisten kuvausparametriyhdistelmien vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen.....	26
7	POHDINTA.....	28
7.1	Tutkimustulosten yhteenveto ja tarkastelu	28
7.2	Tutkimuksen luotettavuus	29
7.3	Jatkotutkimushaasteet	31
7.4	Omat oppimiskokemukset.....	31
	LÄHTEET	33
	LIITTEET	

1 JOHDANTO

Tietokonetomografiatutkimusten (TT) osuus radiologisista tutkimuksista on kasvanut viime vuosina nopeaa vauhtia. Keskussairaالاتasolla TT-tutkimusten osuus oli vuonna 2008 noin 10 %. Radiologisten tutkimusten kokonaissäteilystä yli 50 % aiheutuu TT-tutkimuksista. Kuvausmenetelmien joukossa TT on kasvattanut suosiotaan tehokkuutensa ja korkealaatuisuutensa ansiosta. Huolellisella säteilyannoksen optimoinnilla on tärkeä merkitys tutkimusten korkean säteilyannoksen vuoksi. (Kortesniemi 2008. Hakupäivä 14.10.2011.)

TT-laitteissa olevat tehokkaat, korkeaenergiset röntgenputket ja moniriviset detektorit mahdollistavat kuvauksissa tarkat, alle millimetrin leikkeet. TT-laitteet ovat lähteneet liikkeelle yksileikelaitteista, saavuttaen nykypäiväiset 64-leikelaitteet. Tulevaisuudessa voidaan siirtyä jopa 256-leikelaitteisiin. TT-laitteiden teknologia jatkaa kehittymistä kovaa vauhtia. (Valentin 2007, 17.)

Monileikelaitteiden käyttö on kasvattanut TT-tutkimusten potilasannoksia. Suurin kasvu on tapahtunut kallonpohjan TT-tutkimuksessa, noin 30 %. Muissa TT-tutkimuksissa monileikelaitteet ovat kasvattaneet säteilyannoksia 4–56 % laitekohtaisesti. Säteilyturvakeskuksen (STUK) tekemän tutkimuksen mukaan lannerangan TT-tutkimus on ainoa, jossa annokset eivät ole kasvaneet monileikelaitteiden myötä. Näitä tuloksia ei voida suoraan soveltaa, sillä eri tutkimusyksiköiden välillä voi olla huomattavia eroja, vaikka käytössä olisi sama laitetyyppi. Erojen syyt voivat olla esimerkiksi puutteet optimoinnissa, indikaatioerot tai poikkeava tulkinta tutkimusnimikkeen sisällöstä. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2006, 36.)

Jokainen TT-tutkimus suunnitellaan yksilöllisesti, säteilyannos optimoiden. Lähettävä lääkäri ja radiologi arvioivat tutkimuksen oikeutuksen, tehdäänkö TT-tutkimus vai riittääkö tarvittavan diagnoosin saavuttamiseen jokin vähemmän säteilylle altistava modaaliteetti. Kaikki kuvausparametrit asetetaan niin, että säteilyannos on niin alhainen kuin mahdollista eli toteutetaan ALARA (As Low As Reasonably Achievable) periaatetta. (McCollough, Primak, Braun, Kofler, Yu & Christner 2008, 4.)

Opinnäytetyömme toiminnallinen osuus toteutettiin Raahen sairaalassa. Kahden viikon välein Raahen sairaalassa voidaan tehdä magneettitutkimuksia, kun mobilisoitu magneettilaitte on käy-

tettävissä. Tämän vuoksi lannerangan kuvantamistutkimuksia tehdään enemmän tietokonetomografialaitteella. Magneettitutkimuksella saadaan yleisesti enemmän tietoa selkärangan ongelmista sen suuren kontrastiherkkyden sekä monisuuntaisen kuvantamiskyvyn ansiosta. Tämä nopeuttaa potilaan diagnosoinnin tekemistä sekä hoidon aloittamista. (Säteilysuojelu 118, 2000, 27.) Raahen sairaalassa tehdään päivittäin lannerangan tietokonetomografiatutkimuksia, joiden säteilyannokset ylittävät Säteilyturvakeskuksen (STUK) vertailutasot. Tämänhetkisillä Raahen sairaalan lannerangan tietokonetomografiatutkimuksen kuvausparametreillä saadaan erittäin hyvä kuvanlaatu. (Repo, 25.2.2011, sähköposti.)

Tutkimuksemme tarkoituksena oli selvittää, voidaanko lannerangan TT-tutkimuksessa jo olemassa oleva, hyvä diagnosoitava kuvanlaatu säilyttää optimoimalla lisää potilaan säteilyannosta. Tarkoituksenamme oli selvittää, mitä kuvausparametreja muuttamalla voidaan pienentää lannerangan tietokonetomografiatutkimuksen säteilyannosta. Tavoitteena on optimoida tutkimuksesta aiheutuva säteilyannos yksittäisillä potilailla ja näin vähentää väestön säteilyannosta. Jo pienet säteilyannokset voivat aiheuttaa stokastisia eli satunnaisia terveyshaittoja, kuten syöpäkasvaimia tai perinnöllisiä vaikutuksia (Mustonen, Sjöblom, Bly, Havukainen, Ikäheimonen, Kosunen, Markkanen, Paile 2007, 22).

2 SÄTEILYANNOKSEEN JA KUVANLAATUUN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT LANNERANGAN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA (TT)

Lannerangan TT-kuvaus aiheuttaa potilaalle huomattavan säteilyannoksen, 300-kertaisen verrattuna keuhkojen röntgenkuvaan. Annos on verrattavissa kolmessa vuodessa luonnosta saatavaan taustasäteilyyn. (STUK 2009, Röntgentutkimusten säteilyannokset.) Säteilyturvakeskuksessa tehdyn tutkimuksen mukaan TT-tutkimusten määrä on kasvanut 23 % vuodesta 2005 vuoteen 2008. Vuonna 2008 niiden osuus kaikista röntgentutkimuksista oli 8,3 %. Kuitenkin lannerangan ja ristiluun TT-tutkimusten määrä oli laskenut jopa 22 % vain kolmen vuoden aikana (2005–2008). (Tenkanen-Rautakoski 2010, 12.)

Lannerangan TT-tutkimusten määrän laskuun on vaikuttanut osaltaan lisääntynyt tutkimustyö. Muun muassa Oulun yliopistollisessa sairaalassa (OYS) aloitettiin vuonna 2006 kehittämissuunnitelma, jolla pyrittiin selvittämään nuorten, alle 35-vuotiaiden potilaiden röntgentutkimusten oikeutusta. Tutkimus aloitettiin katsomalla lannerangan natiivi- ja TT-tutkimuksia. Aineisto tutkimukseen koottiin vuonna 2005 tehdyistä TT-tutkimuksista. Otannassa oli muun muassa 20 potilasta, joille oli tehty lannerangan ja ristiluun TT-tutkimus. Selvityksen perusteella 75 % (15/20) kyseessä olevista tutkimuksista ei ollut perusteltuja. Näistä 13 olisi voitu korvata magneettitutkimuksella ja kaksi tapausta ei olisi tarvinnut radiologista tutkimusta lainkaan. Tutkimusten oikeutusta arvioitaessa erikoislääkäri käytti pääperiaatteena seuraavaa: Nuorella iskiaspotilaalla lannerangan magneettitutkimus on ensisijainen, kun taas traumassa ja fiksaatiokontrollissa TT-tutkimus on oikeutettu. (Oikarinen, Meriläinen, Nieminen & Tervonen 2007, 1932.) Kehittämissuunnitelman ansiosta OYS:n TT-tutkimusten määrä on laskenut ja oikeutusarviointi on parantunut. Lisätyn koulutuksen, ohjeistuksen ja magneettikapasiteetin myötä yksittäisten potilaiden ja sitä kautta väestön säteilymäärää on saatu laskettua. (Ahlsten 2009, 25.)

2.1 Lannerangan TT-tutkimuksen oikeutus ja indikaatiot

Oikeutusarviointi TT-tutkimuksessa on klinikoiden ja radiologien jaettu vastuualue. Kun tiedetään TT-tutkimuksen sopivuudesta, tehokkuudesta sekä sen tuottamasta säteilyannoksesta, voidaan arvioida sen oikeutusta. Radiologin koulutus antaa valmiudet tietämään ja tunnistamaan milloin

TT-tutkimus on tarpeellinen ja milloin muu, mahdollisesti vähemmän säteilylle altistava tutkimustapa on mahdollinen. Yhteiset ohjeet auttavat klinikoita rajaamaan kuvattavat potilaat triagen (kiireellisyyden) mukaisesti muun muassa magneetti-, natiivi- tai ultraäänitutkimuksiin. Tämä auttaisi turhien TT-tutkimusten määrän minimoimisessa. Radiologit ja klinikot määrittelevät selkeät indikaatiot kullekin tutkimukselle. TT-tutkimus suoritetaan mikäli indikaatiot täyttyvät sekä tutkimuksesta katsotaan olevan potilaalle selvää hyötyä. Radiologit työskentelevät röntgenhoitajien kanssa varmistaakseen, että potilaan saama säteilyannos minimoidaan, ja että parametrit asetetaan potilaan koon, iän ja indikaatioiden perusteella. (Valentin 2007, 59.)

Koivikon (2010, 108) mukaan selän primäärikivun kuvantamismenetelmänä tulisi käyttää pääsääntöisesti magneettitutkimusta. TT-tutkimukseen tulisi päätyä vain tapauksissa joissa magneettitutkimus on kontraindikoitu potilaasta johtuvista syistä, kuten äärimmäisen klaustrofobian tai sydämentahdistimen vuoksi. TT-tutkimukseen päätyminen voi johtua myös magneettitutkimusten resurssien puutteesta, joka on yhä harvemmin syy TT-tutkimukselle.

Käypähoito suositusten (2008, 7) mukaan akuutti alaselkäkipu kuten muukaan selkäkipu ei vaadi välittömiä kuvantamistutkimuksia, poikkeuksena tästä on kuitenkin epäily vakavasta sairaudesta. Potilaalla, jolla on uusiutuvaa, pitkittynyttä tai kroonista selkäkipua sekä epäillään vakavaa tai spesifistä selkäsairautta tai harkitaan leikkaushoitoa, kuvantamistutkimukset ovat aiheellisia. Magneettitutkimus on ensisijainen alaselkäkipuisen erikoistutkimuksen vaativan potilaan kuvantamistutkimus. TT-tutkimus on korvaava tutkimus tapauksissa, joissa magneettikuvaus ei ole saatavissa, potilaalla on kontraindikaatio magneettitutkimukselle (esimerkiksi sydämentahdistin) tai potilaalle suunnitellaan päivystysleikkausta.

Lannerangan TT-tutkimus antaa spesifistä tietoa luuston anatomiasta. Erityisesti välilevyt ja ligamentit kuvautuvat tarkasti. TT-tutkimus on kuitenkin epäherkkä tutkittaessa selkäydinkanavan sisäisiä muutoksia, kuten selkäytimen kasvaimia ja hematoomia. TT-tutkimuksella saadaan kohtalaisia tuloksia diagnosoitaessa välilevyntyrää tai spinaalikanavan ahtaumaa. TT-tutkimus näyttää spondyliitin luu- ja pehmytosamuutoksia, mutta ei yhtä herkästi kuin magneettitutkimus. TT-tutkimus on suositeltava lannerangan kuvantamismenetelmä erityistilanteissa, kuten murtumaepäilyissä, erityisesti selkäreumareumapotilaalle tapahtuneen trauman jälkeen. TT-tutkimus on indikoitu menetelmä myös luudutusleikkauksen jälkeisen pseudoartroosin epäilyssä. (Käypä hoito – suositus 2008, 7.)

Potilaan altistuessa säteilylle terveydenhuollon kuvantamistutkimuksissa on pyrittävä optimoimaan säteilyannos ja huomioitava kuvattavalla alueella sijaitsevat säteilylle herkät elimet. Lannerangan röntgentutkimuksissa sukuelimien ja naisilla myös rintojen säteilysuojaimia on suotavaa käyttää, mikäli se ei rajoita kuvan diagnosoitavuutta. ICRP julkaisussa 103 (2007) on määritelty kudoksille painotuskertoimet. Lantion alueella sijaitsevista kudoksista korkeimmat painotuskertoimet saivat paksusuoli, luuydin ja sukurauhaset. Muita säteilylle herkkiä elimiä lantion alueella ovat virtsarakko, eturauhanen, kohtu, kohdunkaula ja ohutsuoli. (Mustonen ym. 2007, 40.)

Uusimman tiedon mukaan säteily voi aiheuttaa alkion kuoleman, mikäli tämä altistuu säteilylle ennen kiinnittymisvaihetta. Tällainen ilmiö on kuitenkin erittäin harvinainen alle 100 milligrayn (mGy) annoksilla. Säteilyherkkyys on suurimmillaan organogeneesin aikana, jolloin myös epämuodostumia voi syntyä. Eläinkokeet ovat todistaneet näille raja-arvoksi 100 mGy. Mikäli säteilyannos kuitenkin jää selvästi alle 100 mGy:n, ei epämuodostumisen riskiä ilmene. (Mustonen ym. 2007, 35.)

Mikäli fertiili-iässä oleva nainen tulee röntgentutkimukseen, jossa säteilyn primäärikeila tai hajasäteilyä tulee lantion alueelle, on häneltä kysyttävä raskauden mahdollisuus. Mikäli potilas ei pysty sulkemaan pois raskauden mahdollisuutta, eli potilas on varmuudella tai luultavasti raskaana, on klinikon ja radiologin tutkittava tutkimuksen perusteluja ja päätettävä mahdollisesta tutkimuksen lykkäämisestä. (Kuvantamistutkimuksia koskevat lähettämissuosituksot 2001, 17.)

2.2 Säteilyannoksen ja kuvanlaadun optimointi

Säteilyannoksen optimointi lähtee liikkeelle yhteistyöstä, joka alkaa jo ennen potilaan kuvantamistutkimusta. Tutkimuksen oikeutus syntyy lähettävän yksikön ja radiologian klinikan yhteistyönä. Lähettävän lääkärin on tunnistettava yksittäiselle potilaalle oikea kuvantamistutkimus sekä varmistettava, että kaikki tutkimuksen optimoinnille tekniset vaatimukset toteutetaan. (McCollouch ym. 2008, 4.)

Jokainen TT-tutkimus tulee suunnitella yksittäisen potilaan mukaisesti. Lääketieteellisessä kuvantamisessa tulee muistaa säteilyannoksen optimointiin liittyviä peruseriaatteita. Yksi näistä periaatteista on oikeutus eli tutkimukselle tulee olla lääketieteellinen peruste. Toinen periaate on optimointi eli tutkimuksessa tulee käyttää mahdollisimman pientä säteilyannosta. Tätä kutsutaan myös ALARA (As Low As Reasonably Achievable) periaatteeksi. Kolmas pääperiaate on yksilön-

suoja eli yksittäisen ihmisen kuvantamistutkimuksen säteilyannoksen ei tule ylittää sille asetettuja enimmäisarvoja. (McCollouch ym. 2008, 1.)

Brenner ja Hall (2007, 2282–2283) ovat määritelleet kolme tapaa kansalaisten TT-tutkimuksista aiheutuvan säteilyannoksen vähentämiseksi. Ensimmäinen askel on pienentää yksittäisen potilaan TT-tutkimuksen säteilyannosta muun muassa käyttämällä automaattista annoksensäästöohjelmaa. Toinen keino on korvata TT-tutkimus muulla tutkimusmodaliteetillä, kuten ultraääni- tai magneettitutkimuksella. Magneettitutkimusten kustannukset ovat laskeneet, mikä tekee siitä entistä kilpailukykyisemmän TT-tutkimukselle. Kolmas ja kaikkein tehokkain keino säteilyannoksen laskemiseksi on yksinkertaisesti TT-tutkimusten määrän laskeminen. TT-tutkimuksen tarpeellisuuden on ylitettävä siitä potilaalle aiheutuvan riskin. Esimerkiksi Yhdysvalloissa tehdyn tutkimuksen mukaan kolmannes TT-tutkimuksista ei ole oikeutettuja. Tämä tarkoittaa sitä, että noin 20 miljoonaa aikuista ja yli miljoona lasta saa vuosittain Yhdysvalloissa turhaa säteilyä.

Lyijykumisuojaimia voidaan käyttää suojamaan potilaan säteilylle herkkiä elimiä ja kudoksia kuvausalueen ulkopuolella. Lyijysuojaimia ei tule käyttää TT-tutkimuksen kuvausalueella. Lyijysuojain voi nostaa säteilyannosta automaattisen putkivirran (mA) moduloinnin ollessa käytössä.

TT-tutkimuksissa on käytössä lyijykumisuojainten lisäksi vismuttisuojaimia. Vismuttilatexseokseen perustuvia suojaimia voidaan käyttää myös itse kuvausalueella. Vismuttisuojaimet suojaavat potilasta primäärisäteilyltä, kuitenkin vaikuttamatta kuvanlaatuun pientä pinta-arterfaktaa enempää. (Kortesniemi 2006, hakupäivä 28.2.2011.)

2.3 Kuvanlaatu TT-tutkimuksissa

Hyvä kuvanlaatu TT-tutkimuksessa on edellytys kuvien tulkitsemiselle ja oikean diagnoosin saavuttamiselle. Korkeatasoinen kuvanlaatu tarkoittaa yleensä myös suurempaa säteilyannosta potilaalle. Jotta säteilyannos voidaan pitää optimaalisena, tulee tunnistaa kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät. Riittävä kuvanlaatu on ensisijaista kuvien tulkitsijalle ja kuvauksesta aiheutuva säteilyannos voi olla joskus toisarvoista. Esteettinen kuvanlaatu ja vähäinen kohina voi mennä säteilyannoksen optimoinnin edelle. Näistä syistä on tärkeää ymmärtää, mitä vaatimuksia hyvälle kuvanlaadulla on, ja kuinka se saavutetaan pienimmällä mahdollisella säteilyannoksella. (Zarb ym. 2009, 148.)

Hyvä kuvanlaatu on subjektiivinen käsite jota on vaikea määrittellä. Kuvanlaatua voidaan kuitenkin arvioida fysikaalisilla mitoilla ja parametreilla. (Zarb ym. 2009, 148.) TT-kuvissa arvioidaan erityisesti kuvan kohinaa, paikkaerotuskykyä, kontrastia ja ilmaisimen kvanttitehokkuutta (DQE) (Miracle & Mukherji 2009, 1088). Kortesiemen (2006, hakupäivä 28.2.2011) mukaan edellä mainittujen kvantitatiivisten mittareiden avulla voidaan määrittää kuvien objektiivisia ominaisuuksia, mutta ne eivät voi täysin taata kuvan kliinistä vaikuttavuutta. Kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoinnin takana on yleensä myös kokenut kuvien havainnoija.

Eri TT-kuvauslaitteilla ja – paikoilla on omat ominaisuutensa, joten kuvanlaatua ei voida suoraan määrittää matemaattisten kaavojen avulla. Yhdelle TT-laitteelle voidaan määrittää tietty kohinataso, jolloin päästään vakiokuvausarvoilla haluttuun diagnostiseen kuvanlaatuun. Tämä on mahdollista, mikäli kuvanlaskennassa käytetään samaa rekonstruktiosuodatinta. Kuvauslaitteiden välisissä kuvanlaaduissa voi olla eroja, erityisesti helikaalikuvauksissa, vaikka kaikki kuvausparametrit olisivat identtisiä. (Kortesiemi 2006, hakupäivä 28.2.2011.)

2.4 Kuvausparametrit TT-tutkimuksissa

Monileiketietokonetomografialaitteissa on monta tekijää jotka vaikuttavat potilaan saamaan säteilyannokseen (taulukko 1). Aina ei ole tarpeen käyttää kuvausarvoja, joilla saadaan optimaalinen kuvanlaatu. Kuva voi olla diagnosoitava, vaikka kuvanlaatu ei olisi täysin optimaalinen. Jos kuvanlaatu halutaan parhaaksi mahdolliseksi, on potilaan saama säteilyrasitus myös suuri. (Valentin 2007, 39.)

Säteilyannoksen optimoinnissa otetaan huomioon useita muuttujia, jotka vaikuttavat kuvan laatuun. **Pitch-arvo** tarkoittaa TT-tutkimuksissa röntgenputken pyörähdystä vastaavaa pöydän siirtymistä jaettuna leikkeiden kokonaispaksuuden mitalla. Vartalon alueen kuvauksissa suositus pitch-arvoksi on 1,5 (cm) tai enemmän. Kuvattaessa pienempiä kohteita riittää pienempi pitch-arvo. (Lasten röntgentutkimusohjeisto 2007, 14.) Tulosten mukaan Pitch-arvon kasvaessa säteilyannos laskee. Kasvattamalla Pitch-arvoa, säteilyannos pienenee, mutta kuvanlaatu huononee. Kuvan kohinaisuus lisääntyy ja resoluutio heikentyy. (Zarb, Rainford, McEntee 2010, 110.)

Putkivirran ja ajan tulo (mAs) sekä putkivirta (mA) ovat suoraan verrannollisia säteilyannokseen. Mikäli putkivirta kaksinkertaistetaan, myös potilaan saama säteilyannos kaksinkertaistuu. mAs-arvo asetetaan tutkimuskohtaisesti, esimerkiksi kontrollikuvauksessa riittää alhaisempi put-

kivirta kuin ensimmäisessä kuvauksessa. (STUK tiedottaa 1/2005,14.) Putkivirran ja ajantulolla sekä leikepaksuuden valinnalla voidaan vaikuttaa paljon sekä säteilyannokseen että kuvan kohinaan. Mitä tiheämpiä leikkeet ovat, sitä suurempi säteilyannos on. (Kortesniemi 2006.) Kohina on kuvanlaatuun eniten vaikuttava tekijä. Kohinaisuus määräytyy TT-kuvassa detektorille tulevien fotonien lukumäärästä. (Zarb, Rainford, McEntee 2009, 149.)

TT- kuvat eivät voi näyttää ylivalottuneilta vaan kuvautuvat aina normaalilla valotuksella, ilman liian vaaleaa tai tummaa sävyä. Tästä johtuen, käyttäjät eivät ole velvoitettuja vähentämään tai lisäämään mAs:a potilaan koon mukaan. Tämä voi johtaa liian suureen säteilyannokseen. Potilaan koko tulisi ottaa huomioon valittaessa kuvausparametreja. (Valentin 2007, 46.)

Putkijännite (kV) määrittää energian jakautumisen, joten sen vaihtelu aiheuttaa muutoksia TT-annoksessa sekä kuvan kohinassa, että kontrastissa. Jännitteen liiallinen pienentäminen vaikuttaa kuvanlaatuun heikentävästi lisäämällä kuvan kohinaa, jos mAs:a ei ole nostettu tarpeeksi kompensoimaan alhaista putkijännitettä tai kyseessä on isokokoinen potilas. Lapsia ja pienikokoisia aikuisia kuvattaessa kV:n pienentäminen vaikuttaa annokseen vähentävästi, jonka avulla päästään haluttuun kontrasti-kohina suhteeseen. Kuvattaessa erittäin suurikokoisia potilaita, on korkeampi putkijännite valittava melkein poikkeuksetta, jotta kuvanlaatu olisi hyvä ja diagnosoitava. (Valentin 2007, 53–54.)

Nykyaikaisissa TT laitteissa on **automaattinen putkivirran (mA) modulointi**, jonka tarkoituksena on optimoida säteilyannosta sekä parantaa kuvanlaatua (kohina-tasoa). Automaattinen putkivirran modulointi pitää kuvan laadun ja annosjakauman tasaisena kudusrakenteista ja geometriasta aiheutuvista eroista huolimatta. Mikäli primäärikuvausalueen ulkopuolelta sallitaan kohinaihemmat kuvat, tulee asettaa kiinteät mA-maksimiarvot moduloinnin reunaehdoiksi. Tällä pystytään pienentämään potilaan annosta, kuitenkin säilyttäen diagnosoitava kuvanlaatu. Mikäli kuvauksessa käytetään vismuttisuojaimia, tulee ne asettaa mA-modulointia käytettäessä vasta suunnittelukuvan jälkeen. Mikäli potilaalla on vismuttisuojaimet jo suunnittelukuvassa voi automatiikka nostaa mA-tasoa suojien aiheuttaman absorption kompensoimiseksi ja kasvattaa näin potilaan säteilyannosta. Automaattinen putkivirran modulointi säättää putkivirran kuvattavan kohteen paksuuden mukaan. TT-laitteiden välillä on eroavaisuuksia automaattisen putkivirran moduloinnissa, niinpä ne tulee tarkistaa laitekohtaisesti. Toshiba Aquilion 16-leikelaitteella on valittavissa neljä erilaista modulointitapaa. Annosmoduloinnille on erikseen pää-, matala annos-, korkealaatuinen

kuva- sekä standardi asetus. (Kortesniemi 2006. Hakupäivä 28.2.2011; Toshiba Corporation 2007. Hakupäivä 23.10.2011.)

TAULUKKO 1. Kuvausparametrit ja niiden vaikutus potilaan säteilyannokseen TT-tutkimuksessa (Kalender 2004, 44)

Parametri	Vaikutus potilaan säteilyannokseen
Putkijännite (kV)	Korkea kV nostaa annosta (vaikuttaa kohinatasoon)
Sähkövirta (mA)	Yhdistettynä aikaan (s) annos kasvaa lineaarisesti
Kuvausaika (s)	Yhdistettynä sähkövirtaan (mA) annos kasvaa lineaarisesti
Leikepaksuus (mm)	Tiheät leikkeet nostavat annosta
Kuvausalue	Annos kasvaa kuvausalueen kasvaessa

2.5 Vertailutasot TT-tutkimuksissa

Absorboitunut annos tarkoittaa kuinka suuren energian säteily on jättänyt kudokseen massayksikköä kohden. Absorboituneen annoksen yksikkö on joulea kilogrammaa kohden (J/kg) ja siitä käytetään nimitystä gray (Gy). (Brenner & Hall 2007, 2278.) Absorboituneesta annoksesta voidaan määrittää tietyn elimen tai kudoksen keskimääräinen annos. Keskimääräinen absorboitunut annos korreloi joissain elimissä tai kudoksissa säteilyn vaikutusten kanssa kun kyseessä on pieni säteilyannos. (Mustonen ym. 2007, 38.) Erityisen herkkiä elimiä säteilylle ovat kilpirauhanen, rintarauhaskudos, keuhkot, luuydin sekä vatsan limakalvo. Esimerkiksi kilpirauhasen liiallinen säteilytys voi aiheuttaa kilpirauhasen liikatoimintaa sekä kilpirauhassyöpää. (Richards & George 2009, 421.) Lannerangan TT-tutkimuksessa kuvausalueella ja sen lähellä sijaitsee useita säteilylle herkkiä elimiä, kuten sukurauhaset, paksusuoli, rintarauhaskudos, keuhkot, vatsan limakalvo ja punaista luuydintä.

TT-tutkimuksen säteilyannoksen mittauksessa käytetään erilaisia suureita. Merkityksellisiä näistä ovat absorboitunut annos, efektiivinen annos sekä **CTDI_w (Computed Tomography Dose Index)**. (Brenner & Hall 2007, 2278.) CTDI_w on painotettu TT-annosindeksi, joka kuvaa potilaalle aiheutuvaa keskimääräistä annosta. TT-tutkimuksissa CTDI_w on yleisin parametri, joka määrittelee potilaan saamaa säteilyaltistusta (McCullough ym. 2008, 2). CTDI_w kertoo mille määrälle säteilyä potilas altistuu yhden kuvattavan leikkeen aikana. CTDI_w mittaa säteilyn ulostuloa yhden

teilyä potilas altistuu yhden kuvattavan leikkeen aikana. CTDI_w mittaa säteilyn ulostuloa yhden leikkeen aikana, huomioiden myös röntgensäteiden laadun ja muodon sekä suodatustyyppin sisältäen fokuskoon ja kollimaation. (Ba-Ssalamah, Czerny, Hojreh, Imhof, Kainberger, Krestan, Kudler, Nowotny & Nöbauer 2002, 29.)

Käytännössä CTDI_w on sama kuin STUK:n vertailutaulukossa käyttämä **MSDA_w (weighted multiple scan average dose)**. Tätä arvoa käytetään lähinnä arvioitaessa yhden leikesarjan aiheuttamaa altistusta, kun taas koko keholla aiheutuvaa altistusta arvioidaan suureen DLP_w avulla. (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyannoksen määrittäminen 2004, 14–15.) Paras suure potilaan säteilyannoksen ilmaisemiseen TT-tutkimuksessa on **DLP_w (Dose Length Product)**. DLP_w on painotettu pituuden ja annoksen tulo, josta voidaan johtaa potilaan efektiivinen annos käyttämällä konversiokerrointa. Kertoimet ovat tutkimuskohtaisia ja riippumattomia käytetystä laitemallista tai kuvaustekniikasta. Vartalon alueen TT-tutkimukselle konversiokerroin on määritetty kuvaamalla 32 cm:n fantomia. Lannerangan efektiivistä annosta laskettaessa käytetään kerrointa 0,015 (mSv/(mGy cm)). (Karppinen & Järvinen 2006, 14, 20–21.)

Efektiivisen annoksen yksikkö on sievert (Sv). Efektiivistä annosta käytetään kuvamaan annosjakamaa, joka ei ole homogeeninen. Efektiivisellä annoksella voidaan yleisesti arvioida potilaan saamaa säteilyannosta ja verrata eri tutkimuksista aiheutunutta riskiä. (Brenner & Hall 2007, 2278.) Efektiivinen annos on paras saatavilla oleva määrittäminen stokastisten riskien määrittämiselle diagnostisessa radiologiassa. Rinnan ja vatsan alueen TT-tutkimuksista saa potilas suuremman efektiivisen annoksen kuin esimerkiksi pään TT-tutkimuksesta, koska rinnan ja vatsan alueella sijaitsevat vartalon säteilyherkimmät elimet. Lannerangan TT-tutkimuksesta aiheutuva keskimääräinen efektiivinen annos on 6,0 mSv. Efektiiviseen annokseen vaikuttaa leikepakkojen määrä sekä käytetäänkö tutkimuksessa varjoainetta. Lannerangan tutkimuksissa varjoainetta käytetään kuitenkin harvoin. (Huda & Vance 2006, 540, 545; Karppinen & Järvinen 2006, 28–29.)

Säteilyturvakeskus on asettanut röntgentutkimuksille säteilyaltistuksen vertailutasot (taulukko 2). Säteilyturvakeskus tarkistaa vertailutasot tarvittaessa. Toiminnanharjoittaja on velvollinen määrittämään säteilyaltistuksen vähintään kerran kolmessa vuodessa yleisimmille tutkimuksille. Säteilyaltistus voidaan mitata vähintään 10 potilaan otoksesta tai käyttämällä noin 70 kiloista potilasta vastaavaa fantomia. Mikäli tutkimuksesta saatu säteilyaltistus ylittää vertailutasot, on toiminnanharjoittajan ryhdyttävä toimenpiteisiin syyn selvittämiseksi sekä säteilyaltistuksen pienentämiseksi. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2006, 7.)

TAULUKKO 2. Säteilyturvakeskuksen antamat säteilyannosten vertailutasot tietokonetomografiatutkimuksille (Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografiatutkimuksissa 2007, 2)

TT-tutkimus	MSADw*) mGy	DLPw mGy*cm
Pää: kallonpohja	90	1000 **)
Pää: aivot	65	
Vatsa	15	600
Keuhkot	13	500
LS-ranka (kolme nikamaa)	50	500

*) MSADw on sama kuin annosnäytössä ilmoitettu CTDI_{wol}

***) Kallonpohjan ja aivojen kuvaus yhteensä

3 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Yleisesti terveydenhuollon kehittämishankkeet käynnistyvät jonkin asian kehittämisen tarpeesta, kun etsitään ongelmille ratkaisuja tai pyritään saamaan uusia asioita esille. Muutos voi olla esimerkiksi jonkin työkäytännön ongelman ratkaiseminen ja kehittäminen. Tarve kehittämiselle voi syntyä useiden eri tahojen kautta, esimerkiksi alueellisesti, yksittäisen työyhteisön tai organisaation kautta tai työntekijän aloitteesta. Raahen sairaalan röntgenosaston työyhteisö on huomannut puutteita lannerangan TT-tutkimuksen optimoinnissa. Opinnäytetyömme avulla he voivat kehittää lannerangan TT-tutkimusta entuudestaan. Terveydenhuollossa muutos voi lähteä liikkeelle myös asiakas- ja potilaspalautteessa. Myös koko ajan lisääntyvä tutkimustyö tuo esiin uusia kehittämisen kohteita. Kehittämishankkeessa päästään parhaaseen tulokseen silloin kun se keskittyy todelliseen ongelmaan tai tarpeeseen. Tämä edellyttää sitä, että jo alkuvaiheessa perehdytään olemassa oleviin tutkimuksiin ja hankkeisiin. Näin saadaan ajankohtaista tietoa, joka on pohjana ongelman ratkaisemiselle. (Heikkilä, Jokinen & Nurmela 2008, 60–61.)

Tutkimuksessamme on kvantitatiivinen tutkimusote. Kvantitatiiviseen eli määrälliseen tutkimukseen sisältyy lukuja ja niiden suhteiden käsittelyä. Kvantitatiivinen tutkimus edellyttää tutkimusten tekijöiltä esiyymmärrystä ja teoriapohjaa ilmiöistä. Tutkimukseen vaikuttavien tekijöiden ja muuttujien suhteet toisiinsa tulee olla tiedossa, jotta niitä voidaan mitata määrällisin keinoin. (Kananen 2010, 75–77.)

Tutkimuksemme suoritettiin kokeellisena tutkimuksena, jossa testasimme voidaanko diagnosoitava kuvanlaatu säilyttää muuttamalla kuvausparametreja. Kokeellisessa tutkimuksessa pyritään muuttamaan tiettyjä muuttujia, kuitenkin niin, että tutkittava kohde on aina sama. (Heikkilä 2001, 21.) Tutkimuksessamme kuvasimme fantomia. Kuvattavana anatomisena kohteena oli lannerangan alue, joka pysyy koko tutkimuksen ajan samana, vain kuvausparametrit muuttuvat. Olosuhteet vakioimalla saimme tuloksia, jotka ovat luotettavia ja vertailukelpoisia. Saamiamme tuloksia verrataan Raahen sairaalassa tällä hetkellä käytössä oleviin parametreihin sekä niistä saatavaan kuvanlaatuun.

4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksemme tarkoituksena oli selvittää, voiko potilaan säteilyannosta pienentää lannerangan TT-tutkimuksessa, kuitenkin säilyttäen diagnosoitavan kuvanlaadun. Tarkoituksenamme oli pyrkiä löytämään uusi kuvausparametrien yhdistelmä lannerangan TT-tutkimukselle. Tutkimuksemme tavoitteena on optimoida tutkimuksesta aiheutuva säteilyannos yksittäisillä potilailla ja näin vähentää väestön säteilyannosta, joka vähentää syöpäriskiä.

Tutkimusongelman ratkaisu pyrkii saattamaan jonkin epäkohdan parempaan tilaan. Tutkimusongelman ratkaisu pyrkii saattamaan jonkin epäkohdan parempaan tilaan. Tutkimusongelman ratkaisemiseksi on asetettava tutkimuskysymyksiä. Kysymyksiä voi olla yksi tai useampia. Kysymykset tulee asettaa niin, että niille löytyy vastaus ja näin ratkaisu tutkimusongelmaan. (Kananen 2010, 18–19.)

Tutkimusongelmat

1. Miten kuvausparametreja muuttamalla voidaan pienentää lannerangan tietokonetomografiatutkimuksen säteilyannosta ja säilyttää hyvä kuvanlaatu?
 - 1.1 Miten putkijännitteen (kV) valinta vaikuttaa kuvanlaatuun ja säteilyannokseen?
 - 1.2 Miten säteilyn määrän (mAs) valinta vaikuttaa kuvanlaatuun ja säteilyannokseen?
 - 1.3 Miten leikepaksuuden muuttaminen vaikuttaa kuvanlaatuun ja säteilyannokseen?
 - 1.4 Miten pyörähdysajan muuttaminen vaikuttaa säteilyannokseen ja kuvanlaatuun?

2. Millaisella kuvausparametrien yhdistelmällä päästään optimaaliseen säteilyannokseen ja kuvanlaatuun lannerangan TT-tutkimuksessa?

5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN

Tutkimuksessa keskityimme lannerangan tietokonetomografiatutkimuksesta saatavaan kuvanlaatuun ja säteilyannoksen optimointiin. Tutkimuksen tarkoituksena oli saada lannerangan TT-tutkimukselle kuvausparametrit, joilla saadaan aikaan riittävä kuvanlaatu ja mahdollisimmin pieni säteilyannos potilaalle.

Ennen tutkimuksen toiminnallista osuutta tuli meidän perehtyä aiheeseen liittyvään tutkimustietoon ja aiempiin vastaaviin tutkimuksiin. Teimme tutkimuksellemme viitekehyksen valmiiksi. Valmiin viitekehyksen pohjalta lähdimme suunnittelemaan ja toteuttamaan omaa tutkimustamme.

Tutkimuksen toiminnallisen osuuden teimme Raahen sairaalan röntgenosastolla, käyttäen Toshiba Aquilion 16-leike TT-laitetta. Fantomin, jota käytimme kuvauksissa, saimme lainaksi Oulun seudun ammattikorkeakoululta. Suoritimme tutkimuksen Raahen sairaalassa ajankohtana, jolloin osastolla ei ollut elektiivisiä (ajanvarauksella olevia) TT-tutkimuksia. Tutkimustulokset kirjasimme tiedonkeruulomakkeeseen (liite 1). Tiedonkeruulomake oli niin sähköisessä, kuin myös käsin kirjattavassa muodossa. Tiedonkeruulomakkeen sähköinen muodon siirsimme Microsoft Office Excel-ohjelmaan ennen tutkimuksen suorittamista. Jokaiselle riippumattomalle muuttujalle teimme oman taulukon, jossa muut muuttujat vakioitiin.

Tavoitteemme oli toteuttaa tutkimuksemme toiminnallinen osuus yhdessä päivässä. Saavuimme paikalle klo 8.00 tekemään tutkimusta. Päivämme alkoi tutkimuslupahakemusten allekirjoittamisella, johon osallistuivat sekä osastonhoitaja Raili Huovinen että ylilääkäri Jarmo Reponen. Tutkimuksessa apunamme oli mukana röntgenhoitaja, joka toimii kyseessä olevan TT-laitteen käytön asiantuntijana sekä radiologi, joka kuvausten jälkeen arvioi kuvien diagnosoitavuuden.

Aloitimme kuvaamalla fantomin kolme alinta nikamaväliä. Scout eli suunnittelikuvan jälkeen ja keskusteltuaamme radiologin kanssa, päädyimme kuvaamaan vain kaksi nikamaväliä kuvanlaadun parantamiseksi. Kuvausalueeksi eli FOV:ksi tuli 143 mm x 93 mm. Aloitimme itse tutkimuksen asettamalla kuvausparametrit lähtöarvoihin, joita lähdimme muuttamaan tutkimuksen edetessä. Lähtöarvoina käytimme kuvausparametreja, jotka ovat tällä hetkellä Raahen sairaalassa lanne-

rangan TT-tutkimuksen käytössä. Ensimmäiseen leikepakkaan valitsimme kahden muun röntgenhoitajan kanssa parametreiksi 135 kV, 100 ma ja 0,75 s.

Kuvasimme fantomia erilaisilla kuvausparametrijhdistelmillä, muuttaen yhtä parametria kerrallaan. Kirjasimme kaikki muutokset ylös manuaalisesti sekä sähköisesti tekemäämme tiedonkeruulomakkeeseen. Jo ensimmäisten kuvasarjojen jälkeen päätimme, ettemme tule itse arvioimaan kuvanlaatua. Kuvanlaadun arviointi olisi vaatinut meiltä enemmän tietotaitoa ja ymmärrystä fantomin anatomiasta.

Aloitimme muuttamalla kV arvoa eli putkijännitettä laskemalla sitä 135 kilovoltista 120 kilovolttiin. Tämän jälkeen kuvasimme myös kuvapakat 100 ja 80 kilovoltilla. Seuraavaksi kuvasimme 135 kV:lla ja milliampeerin neljällä eri arvolla: 100 mA, 150 mA, 200 mA ja 250 mA. Näiden jälkeen muutimme kuvausaikaa. Seuraavaksi muutimme pitch- lukemaa eli pyörähdysaikaa. Oletusarvona laitteessa oli 1,5, mutta kuvasimme myös käyttämällä lukemia 1,1 ja 2,3. Viimeisenä muutimme leikepaksuutta vakiopaksuudesta 1 mm, 2 mm: n ja pienensimme sitä myös 0,5 mm: n. Apunamme olleiden asiantuntijoiden ohjeiden sekä ensimmäisten leikepakkojen perusteella totesimme, että 2 mm:n leikepaksuus on liian suuri luisten osien kuvantamiseen ja diagnosoimiseen.

Teimme päivän aikana kaikki suunnittelemamme kuvaukset. Tutkimuksen tekoa helpotti ja nopeutti se, että saimme työskennellä rauhassa, ilman keskeytyksiä. Tarvittaessa saimme apua osaston henkilökunnalta. Tutkimuksen päätyttyä sovimme vielä radiologi Timo-Juha Linnan kanssa, minkälaisella aikataululla hän tulee tekemään kuvanlaadun arvioinnin.

Tutkimuksesta saadun aineiston käsittelyyn ja raportointiin olimme varanneet aikaa noin 6 kuukautta. Raportointi oli hidasta, muun muassa siitä syystä, että meidän tuli käyttää lähdekirjallisuutta koko ajan apuna. Aineiston käsittelyssä ja raportoinnissa pidimme välillä hiukan pidempiä taukoja, mutta saimme sen kuitenkin valmiiksi lähes aikataulussa.

5.1 Tutkimusaineiston hankinta

Tutkimusaineiston hankinta lähti liikkeelle erilaisten tietokantojen käytön opettelulla. Aiheesta ei ole paljoa uutta kirjallisuutta, joten tarvitsimme tietoperustaksi näyttöön perustuvia ajankohtaisia tutkimuksia. Tutkimuksia aiheeseemme liittyen löytyikin runsaasti.

Tutkimusaineiston hankinnassa meidän tuli olla kriittisiä, jotta oman tutkimuksemme luotettavuus säilyisi, tästä syystä aineiston hankinta oli paljon aikaa vievää. Pyrimmekin hankkimaan aineistoa vain luotettavista tietolähteistä. Tietokantojen käytössä käytimme hakusanoina muun muassa: tietokonetomografia, lanneranka, säteilyannos, computed tomography, spine, dose ja image quality.

Tutkimusta varten saimme Oulun seudun ammattikorkeakoululta RSD Pixy fantomin. Kyseessä oleva fantomi on suunniteltu röntgenhoitajaopiskelijoiden kuvantamisharjoitteluun. Pixy fantomi vastaa noin 30 vuotiasta, 70 kg painavaa naista. Fantomilla on havaittavissa joitain ilmalla täytetyjä lantion alueen elimiä, kuten virtsarakko ja peräsuoli. Luut ja pehmytkudokset fantomilla ovat anatomisesti oikeilla paikoillaan. (Elimpex-Medizintechnik, hakupäivä 30.9.2011.) Kuitenkaan lannerangan alueella sijaitsevia, oleellisia pehmytkudoksia kuten hermojuuria, limapusseja tai keltasiteitä ei ole fantomin anatomiassa. Tästä syystä kyseessä oleva fantomi ei sovellu TT-tutkimuksen pehmytkudoskuvantamiseen. (Linna, 16.5.2011, sähköposti.)

Tällä hetkellä Raahan sairaalan lannerangan TT-tutkimuksessa on käytössä seuraavanlaiset kuvausparametrit putkivirran automaattisen modulaation ollessa käytössä: 135 kV, pyörähdysaika 0,75 s, leikepaksuus 1 mm ja HP (hengityksen pidätys) 15 s. Näillä kuvausparametreillä CTDI_w on 32 mGy ja 35 mGy ja DLP_w on 664 mGy*cm ja 650 mGy*cm. (Repo, 25.5.2011, sähköposti). Verrattaessa näitä arvoja Säteilyturvakeskuksen asettamiin vertailutasoihin (taulukko 2) voidaan todeta, että DLP_w ylittää vertailutason. Säteilyturvakeskuksen vuonna 2006 julkaisemassa tutkimuksessa lannerangan TT-tutkimuksen keskimääräinen CTDI_w oli 25 mGy ja DLP_w oli 399 mGy*cm kuvattaessa 16-leike laitteella. Tutkimuksen mukaan lannerangan TT-tutkimuksessa potilas saa suurimman altistuksen 16-leikelaitteella kuvattaessa. (Karppinen & Järvinen 2006, 24, 26.)

Tutkimuksen tulokset kirjasimme sähköiselle sekä käsin kirjoitettavalle lomakkeelle. Kirjasimme jokaisesta kuvauksesta ylös laitteen näyttämän sarjan numeron sekä tarkan kellonajan. Näiden tietojen perusteella radiologi pystyi yhdistämään kuvaussarjat oikein kuvanlaadun arviointitaulukoon. (Liite 2.)

5.2 Tutkimusaineiston analysointi

Tutkimusaineiston analysointi ja käsittely tulee aloittaa pian aineiston keruuvaiheen jälkeen. Analysointi voidaan jakaa karkeasti kahteen eri tapaan: selittämiseen ja ymmärtämiseen. Analysointi-

tapa valitaan tutkimusongelman mukaan. Tilastollisessa tutkimuksessa analysointiin käytetään selittämiseen pyrkivää lähestymistapaa. (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 1997, 223–224.) Tutkimuksessamme analysoidaan eri muuttujia ja niiden vaikutuksia säteilyannokseen ja kuvanlaatuun.

Kuvien analysoinnin oli tarkoitus suorittaa kaksi Raahen sairaalassa työskentelevää radiologia. Tutkimuksen valmistuttua saimme arvioinnin yhdeltä radiologilta. Radiologi Timo-Jussi Linna analysoi kuvien laadun ja riittävyyden luunkuvantamiseen kuin myös pehmytkudosten kuvantamiseen. Kuvien analysoinnissa hänellä ei ollut käytössä kuvausarvoja. Radiologi kirjasi tulokset taulukkoon (liite 2), jossa oli asteikko 1-5. Erinomainen kuvanlaatu sai arvon 5 ja erittäin huono kuvanlaatu arvon 1. Riittävä kuvanlaatu luun kuvantamiseen on arvoltaan vähintään 3. Fantomista riippuvista syistä (kts. kappale 5.1) ei yksikään tutkimuksessa saavutettu kuvanlaatu ollut riittävä pehmytosien kuvantamiseen.

TT-tutkimusten kuvanlaatu on aina jonkin verran epäspesifinen ja subjektiivinen informatiivisuuden mitta. Tämän vuoksi kuvien arvioijan on oltava aina koulutettu tehtäväänsä. Näin ollen kuvien arviointiin vaikuttaa myös muuta asiat kuin teknisistä ominaisuuksista riippuvat, kuten kuvien kohina. (Kortesniemi 2008, hakupäivä 14.10.2011.)

6 TUTKIMUSTULOKSET

6.1 Putkijännitteen vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen

Lähdimme muuttamaan kuvausparametrejä putkijännitteen muutoksilla. Ensimmäisen kuvasarjan otimme jo käytössä olevilla kuvausarvoilla. Näillä saimme DLP-arvoksi 407 mGy*cm ja CTDI-arvoksi 47,9 mGy. Nämä arvot ovat hieman matalammat kuin mitkä olimme saaneet Raahan sairaalasta tietoomme ennakkoon. Tämä voi kuitenkin johtua siitä, että kuvasimme vain kaksi nikamaväliä kolmen sijaan. Teimme kuvasarjat neljällä lannerangan TT-tutkimukselle mahdollisella kiolovtilla (taulukko 3). Radiologin arvion mukaan paras kuvanlaatu näistä saadaan 80 kV:n jännitteellä. Tällä kV:n jännitteellä ja jo olemassa olevilla muilla kuvausarvoilla saadaan tutkimuksen mukaan huomattavan alhainen säteilyannos; DLPw 124,4 mGy*cm ja CTDIw 14,6 mGy. Kuvien kohinaisuutta emme arvioineet itse, radiologi tulkitsi kuvien diagnosoitavuuden.

TAULUKKO 3. Putkijännitteen (kV) muutoksen vaikutus DLP- ja CTDI- arvoihin sekä kuvanlaatuun

kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP mGy*cm	CTDI mGy	Kuvanlaatu
135	200	0,75	150	1,5	1	407	47,9	3
120	200	0,75	150	1,5	1	320,6	37,7	3
100	200	0,75	150	1,5	1	210	24,7	4
80	200	0,75	150	1,5	1	124,4	14,6	5

6.2 Säteilyn määrän vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen

TT-tutkimuksissa on mahdollista muuttaa milliampeeria (mA) (taulukko 4) sekä kuvausaikaa (s) (taulukko 5). Näistä yhdessä muodostuu säteilyn määrä eli (mAs). Säteilyn määrän muuttaminen ei radiologin arvion mukaan vaikuttanut suoraan kuvanlaatuun. Kaikilla mAs arvoilla radiologi arvio kuvanlaadun arvoksi 3, joka on riittävä luunkuvantamiseen.

TAULUKKO 4. Milliamppeerin (mA) muutoksen vaikutus DLP- ja CTDI- arvoihin sekä kuvanlaatuun

kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP mGy*cm	CTDI mGy	Kuvanlaatu
135	100	0,75	75	1,5	1	203,5	23,9	3
135	150	0,75	112,5	1,5	1	305,3	35,9	3
135	200	0,75	150	1,5	1	407	47,9	3
135	250	0,75	187,5	1,5	1	508,8	59,9	3

TAULUKKO 5. Ajan (s) muutoksen vaikutus DLP- ja CTDI- arvoihin sekä kuvanlaatuun

kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP mGy*cm	CTDI mGy	Kuvanlaatu
135	200	0,5	100	1,5	1	271,3	31,9	3
135	200	0,75	150	1,5	1	407	47,9	3
135	200	1	200	1,5	1	542,7	63,8	3
135	200	1,5	300	1,5	1	814	95,8	3

6.3 Pitch -arvon vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen

Lannerangan TT-tutkimuksessa voidaan muuttaa pituutta, kuinka paljon tutkimuspöytä siirtyy siinä ajassa kun röntgenputki pyöri kerran gantryn sisällä, tätä kutsutaan pitch: ksi . Pitch arvon muuttaminen ei muuttanut arvioivan radiologin mukaan kuvanlaatua, vaan hän antoi kaikille arvon 3 (taulukko 6). Tutkimuksessa käytetyllä Toshiba Aquillion TT-laitteella on mahdollista laittaa Pitch-arvoksi 15 mm, 11 mm tai 23 mm. Tulosten mukaan Pitch-arvon ollessa 11 on DLPw 502,6 mGy*cm ja CTDIw 65,3 mGy. Säteilyannos väheni lineaarisesti, joten suurimmalla Pitch-arvolla saatiin pienin säteilyannos DLPw 315, 5 mGy*cm ja CTDIw 31,2 mGy.

TAULUKKO 6. Pitch –arvon muutoksen vaikutus DLP- ja CTDI- arvoihin sekä kuvanlaatuun

kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP mGy*cm	CTDI mGy	Kuvanlaatu
135	200	0,75	150	1,5	1	407	47,9	3
135	200	0,75	150	1,1	1	502,8	65,3	3
135	200	0,75	150	2,3	1	315,5	31,2	3

6.4 Leikepaksuuden vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen

Leikepaksuutta muutimme kolmeen eri paksuuteen. Tällä hetkellä Raahen sairaalassa lannerangan TT-tutkimus kuvataan 1 mm:n leikepaksuudella. Päätimme muuttaa leikepaksuutta niin pienempään kuin myös suurempaan (0,5 mm ja 2 mm) (taulukko 7). Ohuemmilla leikkeillä kuvanlaatu parani kun taas paksummilla leikkeillä kuvattaessa kuvanlaatu huononi. Paksummilla leikkeillä myös potilaan saama säteilyannos kasvoi. Leikepaksuuden ollessa 0,5 mm arvioi radiologi kuvanlaadun erinomaiseksi. Leikepaksuuden ollessa 2 mm on kuvanlaatu riittämätön luisten osien kuvantamiseen.

TAULUKKO 7. Leikepaksuuden muutoksen vaikutus DLP- ja CTDI- arvoihin sekä kuvanlaatuun

kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP mGy*cm	CTDI mGy	Kuvanlaatu
135	200	0,75	150	1,5	1	407	47,9	3
135	200	0,75	150	1,5	0,5	399,2	57	5
135	200	0,75	150	1,5	2	495,6	43,1	2

6.5 Erilaisten kuvausparametriyhdistelmien vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen

Tutkimusta varten teimme myös erilaisia kuvausparametriyhdistelmiä yhteistyössä Raahen sairaalan röntgenosaston henkilökunnan kanssa (taulukko 8). Yhdistelmät pyrimme tekemään niin, että ne poikkeaisivat muista jo tutkimuksessa olleista yhdistelmistä. Jokainen kuvausparametriyhdistelmä oli riittävä luukuvantamiseen, mutta riittämätön pehmytkudoskuvantamiseen. Yhdis-

telmiin halusimme vakioida leikepaksuudeksi 1 mm:n. Mietimme leikepaksuutta osaston henkilökunnan kanssa, eikä leikepaksuutta tulla todennäköisesti muuttamaan tulevaisuudessa. Halusimme tehdä sellaisia parametrijohdistelmia, joita voidaan mahdollisesti ottaa käyttöön myöhemmin. Yllätykseksi parhaimmat kuvanlaadut tulivat kuvausparametreista, joissa myös säteilyannos oli DLP ja CTDI – arvojen mukaan alhainen.

TAULUKKO 8. Erilaisia kuvausparametrijohdistelmia ja niiden vaikutus DLP- ja CTDI- arvoihin sekä kuvanlaatuun

kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP mGy*cm	CTDI mGy	Kuvanlaatu
100	250	0,5	125	1,1	1	216,3	28,1	4
120	250	0,5	125	1,1	1	330,1	42,9	4
135	200	0,5	100	1,1	1	335,2	43,5	3
100	250	0,75	187,5	1,1	1	324,4	42,1	3
120	200	0,75	150	1,1	1	396,1	51,4	3
135	250	0,75	187,5	1,1	1	628,6	81,6	3
100	250	1	250	1,5	1	350,1	41,2	3
120	200	1	200	1,5	1	427,5	50,3	3
135	150	1	150	1,5	1	407	47,9	3
100	200	1,5	300	1,5	1	420,1	49,4	3
120	150	1,5	225	1,5	1	480,9	56,6	3
135	100	1,5	150	1,5	1	407	47,9	3
135	100	0,5	50	1,5	1	135,7	16	3
135	100	0,75	75	1,5	1	203,5	23,9	3
120	150	0,5	75	1,5	1	160,3	18,9	4
120	100	0,5	50	1,5	1	106,9	12,6	4
120	100	0,75	75	1,5	1	160,3	18,9	3
135	50	0,75	37,5	1,5	1	101,8	12	4
135	50	1	50	1,5	1	135,7	16	4
120	50	0,75	37,5	1,5	1	80,2	9,4	4

7 POHDINTA

7.1 Tutkimustulosten yhteenveto ja tarkastelu

Tutkimuksen tarkoituksena oli saavuttaa mahdollisimman pieni säteilyannos lannerangan TT-tutkimukselle ja samanaikaisesti säilyttää diagnosoitava kuvanlaatu. Tutkimuksessa tarkkailimme DLP ja CTDI -arvoja, jotka kertovat potilaan saamasta säteilyannoksesta. Fantomin käyttö oikean potilaan sijasta oli osa tutkimuksemme eettisyyttä. Tutkimuksessa saatua kuvanlaatua emme itse arvioineet, koska kuvien väliset erot olisivat vaatineet meiltä enemmän tietotaitoa fantom-kuvien arvioinnista. Raahen sairaalan radiologi arvioi kuvanlaadun käyttäen numeerista asteikkoa 1-5. Arviointinsa yhteydessä radiologi ei nähnyt tutkimuksessa käytettyjä kuvausparametreja.

Käytössä olevilla parametreilla kuvattaessa saimme DLP-arvoksi 407 mGy*cm ja CTDI-arvoksi 47,9 mGy. Nämä arvot eivät ylitä STUK:n antamia vertailutasoja, mutta antavat radiologin mukaan vain keskinkertaisen kuvanlaadun eli arvon 3. Tutkimuksemme mukaan erinomainen kuvanlaatu voidaan saada pienemmällä säteilyannoksella. Radiologin arvion mukaan erinomainen kuvanlaatu (arvo 5) saatiin kahdella eri parametriyhdistelmällä. Molemmissa yhdistelmissä DLP-arvo on matalampi kuin alkuperäisessä, käytössä olevassa parametriyhdistelmässä. Toisessa erinomaisen kuvanlaadun saavuttaneessa yhdistelmässä, myös CTDI-arvo on alkuperäistä matalampi.

Tutkimuksessa paras tulos saatiin kuvausparametreilla 80 kV, 200 mA, 0,75 s, 150 mAs, Pitch 1,5 ja leikepaksuus 1 mm. Näillä saadaan radiologin arvion mukaan erinomainen kuvanlaatu (arvo 5) ja pieni säteilyannos potilaalle. Yhdistelmällä saadaan DLP-arvoksi 124,4 mGy*cm ja CTDI-arvoksi 14,6 mGy. Efektiivinen annos on vain 1,9 mSv. Tämä on huomattavasti alhaisempi kuin alkuperäisillä kuvausarvoilla kuvattaessa (DLP 650 mGy*cm ja efektiivinen annos 9,8 mSv). Uusi kuvausparametriyhdistelmä laskee efektiivistä annosta noin 80 %. Tähän tulokseen todennäköisesti vaikuttaa pienempi kuvausalue sekä fantomin käyttö potilaan sijasta.

Tutkimuksessamme parhaimman kuvausparametriyhdistelmän saimme muuttamalla putkijännitettä 135:sta 80 kilovolttiin. Muut kuvausparametrit ovat samat kuin alkuperäisessä yhdistelmässä. Putkijännitteen eli kV:n laskeminen aiheuttaa merkittävää laskua potilaan säteilyannoksessa, eri-

tyisesti jos kyseessä on hoikka potilas. Normaaliala isokokoisemmilla potilailla korkeampi kV onkin edullisempi säteilyannosta ajatellen, koska se lisää signaalia detektorissa. Optimaalinen kV on siis määritettävä tapauskohtaisesti. (Kaasalainen 2009, 43–44.) Taulukoidut arvot antavat efektiivisestä annoksesta vain karkean arvion, eniten annokseen vaikuttaa kuvattavan potilaan anatomia ja TT-laitteen ominaisuudet (STUK 2007, 28).

Vuonna 2010 Yhdysvalloissa tehtiin tutkimus, jossa pyrittiin säilyttämään hyvä kuvanlaatu ja laskemaan säteilyannosta muuttamalla kuvausparametreja mAs, kV ja pitch. Parametreja muutettiin pään, vatsan ja rintakehän alueen TT-tutkimuksissa. Tutkimuksessa käytettiin Catphan 600 CT QA fantomia. Tutkimuksen tuloksista käy ilmi, että kilovoltin laskeminen (14–17 %) vähensi säteilyannosta 32–34 %. Kilovoltin laskeminen kasvatti kuitenkin kuvien kohinaa 16–29 %. Kohinan määrä on riippuvainen käytetystä laitteesta. (Zarb ym. 2010, 112.) Omassa tutkimuksessa kuvasarja, jossa käytimme vain 80 kV:n jännitettä, oli radiologin arvion mukaan erinomainen kuvanlaatu. Itse emme tarkkailleet kuvien kohinatasa muuten kuin silmämääräisesti, huolehdimme että kuvapakat ovat tulkittavissa eivätkä ole liian kohinaisia. Jätimme lopullisen kuvien diagnosoitavuuden tulkitsemisen radiologille. Radiologi ei arvioinut kohinatasa erikseen, vain yleistä kuvanlaatu.

Tutkimustulostemme mukaan kuvausparametreja muuttamalla voidaan säilyttää hyvä kuvanlaatu sekä pienentää potilaan säteilyannosta. Tutkimustuloksia voidaan soveltaa ainoastaan lannerangan TT-tutkimuksen luisten osien kuvantamiseen. Tutkimuksessa käytössä olleesta fantomista johtuvista syistä ei pehmytosien arviointia voinut tehdä. Jatkotutkimushaasteena tutkimuksen voisi toistaa fantomilla jossa tarvittavat lannerangan alueen pehmytkudoksetkin projisoituvat kuvaan.

7.2 Tutkimuksen luotettavuus

Ennen itse tutkimusta tarvitsimme tietoa Raahen sairaalasta ja heidän toiveistaan tutkimuksemme. Olimme yhteydessä sähköpostitse osaston röntgenhoitajiin, kuin myös radiologeihin. Saimme heiltä lisätietoa lannerangan TT-tutkimuksesta ja heidän käytössään olevista kuvausparametreista.

Tutkimuksen luotettavuus eli **reliabiliteetti** kertoo tutkimuksen kyvystä antaa tuloksia, jotka eivät ole sattumanvaraisia. Luotettavuuteen vaikuttavat oikeat tutkimuksessa käytetyt mittarit ja niiden käytettävyys kyseiseen mittaustutkimukseen. Luotettavuus on siis sitä suurempi mitä vähemmän

sattuma on vaikuttanut saatuihin tuloksiin. Luotettavuutta voidaan testata uusintamittauksella joka suoritetaan jonkin ajan kuluttua ensimmäisestä mittauksesta. Mitä yksityiskohtaisempia mittareita tutkimuksessa käytetään, sitä tarkempia tuloksia myös saavutetaan. (Valli 2001, 92.)

Tutkimuksemme luotettavuutta lisäsi mukana olleet asiantuntijat. Tutkimusta suorittaessamme Raahen sairaalan röntgenosastolla asiantuntijoina mukana olivat röntgenhoitajat Marja-Kaisa Takkinen ja Vesa Repo, joka on yksi osaston TT-tutkimusten asiantuntijoista. Heidän kanssaan pohdimme, mitä parametreja lähdemme muuttamaan, ja millaisilla vaihtoehdoilla. Nämä muutokset vahvisti myös osaston radiologi Timo-Jussi Linna.

Kuvattuamme kaikki tarvittavat parametriyhdistelmät, radiologi arvioi kuvamateriaalimme, ja merkitsi havaintonsa ja arviot tekemäämme sähköiseen taulukkoon. Taulukkoon oli merkitty jokainen kuvaussarja niin numerolla kuin myös tarkalla kellonajalla. Radiologilla ei ollut arvioinnissa nähtävillä käytettyjä kuvausparametreja. Taulukon hän palautti sähköpostitse.

Luotettavuus voidaan taata, jos tutkimus toistetaan samalla tutkimuskohteella, mutta eri tutkijan toimesta ja tutkimustulokset pysyvät silti samanlaisina. Kokonaisluotettavuus voidaan määrittää tutkimuksen luotettavuuden ja pätevyuden perusteella. Tutkimuksen **validiteetti** eli pätevyys toteutuu, kun siinä on tutkittu mitä pitikin tutkia eikä tutkimuksessa esiinny systemaattisia virheitä. (Vilkkä 2005, 161.) Perustelut ja dokumentointi ovat tärkeässä osassa kvantitatiivisen tutkimuksen validiteetin takaamiseksi. Tutkimuksessa tulee käyttää mittareita, joiden on todettu toimivan aiemmissa tutkimuksissa. Validiteettia arvioitaessa voidaan käyttää sisäistä ja ulkoista validiteetteja, jotka yhdessä kuvaavat kokonaisvaliditeettia. Sisäinen validiteetti kuvaa systemaattista luotettavuutta ja ulkoinen validiteetti tulosten yleistettävyyttä. (Kananen J. 2010, 130–131.)

Tutkimuksemme tulokset kirjasimme niin sähköisesti kuin myös käsin. Halusimme varmistaa, että tulokset ovat luotettavia ja, että mahdolliset virheet ovat myöhemmin tarkistettavissa. Teimme kirjausta koko ajan tutkimuksen edetessä. Eri kuvaussarjojen kirjaus oli haastavaa, ja tallensimme kirjauksen yhteyteen aina laitteen näyttävän kuvausajan. Näin pystyimme varmistamaan, että mikäli kuvaussarjan numero ei jostain syystä täsmää, voidaan sarja tarkistaa vielä kuvausajasta.

Tutkimustulosten arviointi varten teimme arviointitaulukon. Arviointitaulukko lähetettiin radiologille sähköisessä muodossa. Hän täytti arvioinnit, näkemättä kuvauksissa käytettyjä kuvausarvoja. Näin varmistimme, että arviointi perustuu vain saatuun kuvanlaatuun, eikä kuvausparametreihin.

7.3 Jatkotutkimushaasteet

Raahen sairaalassa on toteutettu yhteistyössä Oulun seudun ammattikorkeakoulun (OAMK) kanssa myös muita TT-tutkimuksiin liittyviä tutkimuksia. Muun muassa pään TT-tutkimuksen optimoinnista on tehty opinnäytetyö OAMK:ssa. Opinnäytetyömme on siis osa Raahen sairaalan TT-tutkimusten kehittämistä.

Mikäli yhteistyö jatkuu, voisi tutkimuskohteita laajentaa lisää. Esimerkiksi rintarangan TT-tutkimuksista voisi tehdä säteilyannoksen optimointiin liittyvän tutkimuksen. Myös lannerangan TT-tutkimusta voisi kehittää lisää. Uusien kuvausparametrien käytöstä ja niistä saatavista potilasannoksista voisi tehdä tutkimuksen, esimerkiksi keräämällä potilasaineiston. Aineistossa voisi seurata säteilyannoksia ja kuvanlaatua ja näin tutkia saadaanko uusilla kuvausparametreilla tuloksia säteilyannoksen optimoinnissa.

Valitettavasti tekemämme tutkimuksen perusteella ei voitu arvioida pehmytosakudosten kuvantamista. Pehmytosien kuvautuminen ja diagnosoitavuus ovat edellytyksiä lannerangan TT-tutkimuksen riittävälle kuvanlaadulle. Mikäli olisi mahdollista toistaa tekemämme tutkimus fantomilla, jolla nämä lannerangan alueen pehmytosat kuvautuvat tarpeeksi arvioinnin toteuttamiselle, olisi se varmasti tekemäämme tutkimustamme tukeva ja lisäinformaatiota antava. Olisi myös eettisesti oikein suorittaa tutkimus uudelleen, jos tiedämme että voimme saavuttaa vieläkin alhaisempia säteilyannoksia.

7.4 Omat oppimiskokemukset

Valitsimme opinnäytetyön aiheen, joka kiinnostaa meitä molempia. Halusimme aiheemme liittyvän TT-tutkimuksiin. Aihetta valittaessa olimme molemmat suorittaneet TT-tutkimusten teoriaopinnot sekä käytännönharjoittelun, joten meillä oli hieman jo tietoa tutkimusten suorittamisesta sekä laitteisiin liittyvästä tekniikasta.

Laitteiden tekniikka ja jatkuva kehittyminen ovat mielestämme TT-tutkimusten mielenkiintoa ylläpitäviä ominaisuuksia. TT-tutkimukset ovat koko ajan lisääntymässä, joten ne tulevat olemaan osa yhä useamman röntgenhoitajan työtä. TT-tutkimusten monipuolisuus, nopea kehittyminen

sekä säteilyannoksen optimointi ovat seikkoja, jotka edellyttävät röntgenhoitajalta uusien asioiden nopeaa sisäistämistä, tahtoa oppia ja ottaa vastuuta. Nämä edellä mainitut asiat pitivät osaltaan myös meidän motivaatiota yllä opinnäytetyötämme tehdessä.

Lähdimme toteuttamaan opinnäytetyötä Raahen sairaalan röntgeniin. Oulun seudun ammattikorkeakoulun radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma ja Raahen sairaalan röntgenosasto tekevät runsaasti yhteistyötä. Opinnäytetyömme aihe on osa yhteistyössä toteutettavaa säteilyannosten optimointi – projektia. Outi Tahvanainen on tehnyt osan opintoihin kuuluvista harjoitteluistaan Raahen sairaalan röntgenissä, joten oli mukava lähteä toteuttamaan opinnäytetyötä jo ennestään tutulle osastolle.

Opinnäytetyön aiheemme edellytti meiltä ajankohtaisen tiedon etsimistä. Erialaisten tutkimusten hankinta oli aikaa vievää, ja välillä myös haastavaa. Saimme aineiston hankintaan kuitenkin apua niin kirjastossa työskenteleviltä informaatioilta kuin myös ohjaavilta opettajilta. Koko ajan kehittyvä ala antoi omat haasteensa uusimman tiedon löytymiselle. TT-tutkimuksiin liittyviä tutkimuksia on paljon saatavilla, mutta juuri omaan tutkimukseemme sopivat ajankohtaiset tiedot ja tutkimukset oli välillä haastavaa tunnistaa kaikkien tutkimusten joukosta. Suurin osa löytämistämme aineistoista oli englanninkielestä, joka antoi oman haasteensa aineiston tulkitsemiselle. Opinnäytetyömme myötä tiedonhankintataitomme ovat kehittyneet, jota aiomme myös käyttää hyödyksi tulevaisuudessa osana ammattitaidon ylläpitoa.

Mielestämme saimme opinnäytetyömme kautta selkeän kuvan TT-tutkimusten säteilyannoksen optimoinnista ja kuvanlaatuun vaikuttavista tekijöistä. Tutkimuksen toiminnallinen osuus oli mielenkiintoinen kokemus ja oli opettavaista päästä toteuttamaan fantom-tutkimus. Opinnäytetyömme myötä olemme oppineet kvantitatiivisen tutkimuksen tekoa sekä tulosten kirjaamista ja analysointia. Vaikka emme itse arvioineet kuvanlaatua, tunnemme saaneemme lisätietoa kuvanlaatuun vaikuttavista tekijöistä.

Toivomme, että tutkimuksestamme on apua Raahen sairaalan röntgenosastolle ja heidän työlleen säteilyannoksen optimoinnin parissa. Haluamme kiittää heidän osallistumisestaan ja avusta opinnäytetyömme toteutuksessa. Toivomme, että työmme herättää ajatuksia ja kysymyksiä sekä kannustaa jatkamaan säteilyannoksen optimoinnin ylläpitoa ja kehittämistä.

LÄHTEET

Ahlsten, L. 2009. Pohjan piiri 6/2009. Hakupäivä 16.3.2011

http://www.ppshep.fi/instancedata/prime_product_julkaisu/npp/embeds/18531_Pohjanpiiri_6_2009_netti.pdf.

Bauhs, J., Bruesewitz, M., McCollough, C., Primak, A. & Vrieze, T. 2008. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. *RadioGraphics*. 28:245-253.

Ba-Ssalamah, Czerny, Hojreh, Imhof, Kainberger, Krestan, Kudler, Nowotny & Nöbauer 2003. Spiral CT and radiation dose. Elsevier. *European Journal of Radiology* 47. 29-37.

Brenner, D.J. & Hall, E.J. 2007. Computed tomography – An increasing source of radiation exposure. Massachusetts: *The New England Journal of Medicine*, 2277-2283.

Elimpex-Medizintechnik. RSD Pixy Phantoms. Hakupäivä 30.9.2011

<http://www.elimpex.com/new/products.html>.

George, J. & Richards, P. J. 2009. Diagnostic CT radiation and cancer induction. *ISS. Skeletal Radiology* 39:421–424.

Heikkilä, A., Jokinen, P. & Nurmela, T. 2008. Tutkiva kehittäminen. Helsinki: WSOY.

Heikkilä, T. 2001. Tilastollinen tutkimus. Helsinki: Oy Edita Ab.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara P. 1997. Tutki ja kirjoita. Helsinki: Kustannusosakeyhtiö Tammi.

Huda, W. & Awais, V. 2006. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. American Roentgen Ray Society. *American Journal of Roentgenology*. 540-546.

Kaasalainen, T. 2009. Optimointi uusilla monileikelaitteilla. *Sädeturvapäivät*. 43–44

Kalender, W. 2004. Dose management in multi-slice spiral computed tomography. *European Radiological Syllabus* 14: 40-49.

Kalender, W., Buchenau, S., Deak, P., Kellermeier, M., Langner, O., Van Strater, M., Vollmar, S. & Wilharn, S. 2008. Technical approaches to the optimization of CT. *Physica Medica*. 24 (2):71-9.

Kananen, J. 2010. Opinnäytetyön kirjoittamisen käytännön opas. Jyväskylä: Jyväskylän ammattikorkeakoulun julkaisuja -sarja.

Karppinen, J. & Järvinen, H. 2006. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. Säteilyturvakeskus.

Koivikko, M. 2010. Korvaako magneettitutkimus tietokonetomografian tuki- ja liikuntaelinradiologiassa? Radiografiapäivät 2010.

Kortesniemi, M. 2006. Säteilyannos ja sen optimointi monileike-TT:ssä. *Physico Medicae*. Hakupäivä 28.2.2011 <http://www.physicomedicae.fi/julkaisut/muut-julkaisut/83-tt-annokset-ja-optimointi.html>.

Kortesniemi, M. 2008. Tietokonetomografian kasvava säteilyannos. *Physico Medicae*. Hakupäivä 14.10.2011 <http://physicomedicae.fi/julkaisut/muut-julkaisut/78-tt-altistus.html>.

Kuvantamistutkimuksia koskevat lähettämissuosituksset 2001. Säteilysuojelu 118. Luxemburg: Euroopan ympäristöasioiden pääosasto.

Käypä hoito – suositus. 2. PÄIVITYS 16.6.2008, s. 1–15. Aikuisten alaselkäsairaudet. Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Suomen Fysiatryhdistyksen asettama työryhmä. *DUODECIM* 1998;114(19):2004–15.

Lasten röntgentutkimusohjeisto. STUK tiedottaa 1/2005. Säteilyturvakeskus. Hakupäivä 15.3.2011 http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/lasten_rontgentutkimusohjeisto.pdf.

Linna, T.-J., radiologi, Raahen sairaala. Re: Arviointikaavake (täytettynä). Sähköpostiviesti o8taou00@students.oamk.fi 16.05.2011.

McCollough, C.H., Primak, A.N., Braun, N., Kofler, J., Yu, L. & Christner, J. 2008. Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. Radiologic Clinics of North America. 2009 January, 47 (1): 27-40.

Miracle A. C. & Mukherji S. K. 2009. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles. Hakupäivä 15.10.2011 <http://www.ajnr.org/content/30/6/1088.full.pdf>.

Mustonen, R., Sjöblom, K.-L., Bly, R., Havukainen, R., Ikäheimonen, T.K., Kosunen, A., Markkanen, M. & Paile, W. 2007. Säteilysuojelun perussuositukset 2007. Suomenkielinen lyhennelmä julkaisusta ICRP-103R. STUK-A235 / helmikuu 2009. Helsinki.

Oikarinen, H., Meriläinen, S., Nieminen, M. & Tervonen, O. 2007. Nuoret potilaat altistetaan tarpeettomasti säteilylle TT-tutkimuksissa. Suomen Lääkärilehti. 62, 1931–1935.

Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografiatutkimuksissa. Ohje 27.3.2007. Säteilyturvakeskus 2007.

Repo, V., röntgenhoitaja, Raahen sairaala. Re: Kuvausparametrit. Sähköpostiviesti o8taou00@students.oamk.fi 25.2.2011.

Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyannoksen määrittäminen 2004. STUK tiedottaa 1/2004. Säteilyturvakeskus.

Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2006. Säteilyturvakeskus. Ohje ST 3.3/20.3.2006. Hakupäivä 22.2.2011 <http://www.finlex.fi/data/normit/25457-ST3-3.pdf>.

Suoranta, H. 2004. Säpsähdyttävä säteily. Duodecim 120 (20): 2378–2379.

Röntgentutkimusten säteilyannokset, päivitetty 8.10.2009. Säteilyturvakeskus 2009. Hakupäivä 22.2.2011 http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/terveydenhuolto/rontgen/fi_FI/annoksia/.

Tallroth, K. 1999. Tietokonetomografia lannerangan degeneratiivisissa sairauksissa. Suomen Lääkärilehti 54. 1537–1545.

Tenkanen-Rautakoski, P. 2010. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2008. Säteilyturvakeskus. Helsinki.

Toshiba Corporation 2007. Guide to ACR accreditation for Toshiba Aquilion 16 CT scanners. Hakupäivä 23.10.2011 http://www.tams-media.com/tams2008/sales/faqs/CT_pdfs/ACR_Guide_Aquilion16.pdf

Valentin, J. 2007. Annals of the ICRP, publication 102: Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT).

Vilka, H. 2005. Tutki ja kehitä. Helsinki: Tammi.

Zarb, F., Rainford, L. & McEntee, M.F. 2009. Image quality assessment tool for optimization of CT images. Radiography, 147-153.

Zarb, F., Rainford, L. & McEntee, M.F. 2010. Developing optimized CT scan protocols: Phantom measurements of image quality. Radiography (17), 109-113.

Tiedonkeruutaulukko

Olemassa olevat parametrit

kV	mA	Aika	Pitch	Leikepaksuus
135	200	0,75	1,5	1

Kuvausalue 143mmx93mm

Tiedonkeruutaulukko kun kV muuttuu									
Kello	Sarja	kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP	CTDI
10:31:17	4.	135	200	0,75	150	1,5	1	407	47,9
10:36:55	6.	120	200	0,75	150	1,5	1	320,6	37,7
10:39:14	8.	100	200	0,75	150	1,5	1	210	24,7
10:41:03	10.	80	200	0,75	150	1,5	1	124,4	14,6

Tiedonkeruutaulukko kun mA muuttuu									
Kello	Sarja	kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP	CTDI
10:45:07	12.	135	100	0,75	75	1,5	1	203,5	23,9
10:46:50	14.	135	150	0,75	112,5	1,5	1	305,3	35,9
10:48:36	16.	135	200	0,75	150	1,5	1	407	47,9
10:50:47	18.	135	250	0,75	187,5	1,5	1	508,8	59,9

Tiedonkeruutaulukko kun aika (s) muuttuu									
Kello	Sarja	kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP	CTDI
10:53:36	20.	135	200	0,5	100	1,5	1	271,3	31,9
10:55:33	22.	135	200	0,75	150	1,5	1	Katso nro 1	
10:58:27	24.	135	200	1	200	1,5	1	542,7	63,8
10:59:54	26.	135	200	1,5	300	1,5	1	814	95,8

Tiedonkeruutaulukko kun Pitch muuttuu									
Kello	Sarja	kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP	CTDI
katso nro1		135	200	0,75	150	1,5	1	Katso nro 1	
11:07:39	28.	135	200	0,75	150	1,1	1	502,8	65,3
11:09:10	30.	135	200	0,75	150	2,3	1	315,5	31,2

Tiedonkeruutaulukko kun leikepaksuus muuttuu									
Kello	Sarja	kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP	CTDI
katso nro1		135	200	0,75	150	1,5	1		
11:12:16	32.	135	200	0,75	150	1,5	0,5	399,2	57
11:14:21	34.	135	200	0,75	150	1,5	2	495,6	43,1

Yhdistelmiä									
Kello	Sarja	kV	mA	Aika (s)	mAs	Pitch	Leikepak. (mm)	DLP	CTDI
13:11:19	36.	100	250	0,5	125	1,1	1	216,3	28,1
13:12:45	38.	120	250	0,5	125	1,1	1	330,1	42,9
13:18:29	40.	135	200	0,5	100	1,1	1	335,2	43,5
13:19:54	42.	100	250	0,75	187,5	1,1	1	324,4	42,1
13:22:54	44.	120	200	0,75	150	1,1	1	396,1	51,4
13:26:20	46.	135	250	0,75	187,5	1,1	1	628,6	81,6
13:29:05	48.	100	250	1	250	1,5	1	350,1	41,2
13:30:38	50.	120	200	1	200	1,5	1	427,5	50,3
13:33:20	52.	135	150	1	150	1,5	1	407	47,9
13:35:38	54.	100	200	1,5	300	1,5	1	420,1	49,4
13:37:17	56.	120	150	1,5	225	1,5	1	480,9	56,6
13:40:58	58.	135	100	1,5	150	1,5	1	407	47,9
13:42:44	60.	135	100	0,5	50	1,5	1	135,7	16
13:44:53	62.	135	100	0,75	75	1,5	1	203,5	23,9
13:47:17	64.	120	150	0,5	75	1,5	1	160,3	18,9
13:48:54	66.	120	100	0,5	50	1,5	1	106,9	12,6
13:53:52	68.	120	100	0,75	75	1,5	1	160,3	18,9
13:56:25	70.	135	50	0,75	37,5	1,5	1	101,8	12
13:58:07	72.	135	50	1	50	1,5	1	135,7	16
14:03:38	74.	120	50	0,75	37,5	1,5	1	80,2	9,4

