



TAMPEREEN  
AMMATTIKORKEAKOULU

# VARTALON ALUEEN TIETOKONETOMO- GRAFIATUTKIMUS

Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen ero

Jasmin Jokinen

Kiira Pynnönen

Opinnäytetyö  
Lokakuu 2018  
Röntgenhoitajakoulutus



## TIIVISTELMÄ

Tampereen ammattikorkeakoulu  
Röntgenhoitajakoulutus

JOKINEN JASMIN & PYNNÖNEN KIIRA:  
Vartalon alueen tietokonetomografiatutkimus  
Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen ero

Opinnäytetyö 46 sivua, joista liitteitä 4 sivua  
Lokakuu 2018

---

Tietokonetomografiatutkimuksessa (TT-tutkimus) potilas saa suuren säteilyannoksen verrattuna natiiviröntgentutkimukseen, ja tutkimusten määrä on viime vuosina lisääntynyt. TT-tutkimus alkaa aina ensin suunnittelukuvasta, jonka avulla varmistetaan ja määritetään varsinainen kuvausalue. Kuvausalueen rajaaminen tulisi tehdä tarkasti, koska se on yksi tärkeimmistä optimointikeinoista. Jopa 80 % vatsan ja keuhkojen alueen TT-tutkimuksissa kuvausalue on liian pitkä aiheuttaen turhaa säteilyannosta sädeherkille elimille.

Opinnäytetyön tavoitteena oli tuottaa tietoa yhteistyökumppanille vartalon laajan TT-tutkimuksen suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen eroista. Tarkoituksena oli selvittää, minkä kokoinen alue jää suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen välille. Tutkimusongelmina oli, kuinka paljon suunnittelukuvan pituus ja todellisen kuvausalueen pituus eroavat toisistaan ja kuinka paljon pituuserot vaihtelevat eri laitteilla. Tutkimuksessa kerättävä aineisto kerättiin 120 aikuiselta potilaalta, *Vartalon laajasta (JN4BD) TT-tutkimuksesta* neljällä eri laitteella (1–4). Opinnäytetyö toteutettiin kvantitatiivisena tutkimuksena ja yhteistyökumppanin edustaja keräsi aineiston Exceltaulukkolaskentaohjelmalla tehdyille lomakkeille. Opinnäytetyön tekijät saivat aineiston täysin anonymisoina.

Tulokset osoittivat, että TT-tutkimuksen suunnittelukuvan pituus ja todellisen kuvausalueen pituus eroavat toisistaan jokaisella TT-laitteella ja jokaisen potilaan kohdalla. TT-laitteissa oli laiteteknisiä eroja esimerkiksi kuvausarvoihin ja suunnittelukuvan toteutumiseen liittyen. Laitteilla 1 ja 3 suunnittelukuvaus oli mahdollista keskeyttää käyttäjän toimesta, kun tutkimukseen vaadittu anatomia on kuvautunut. Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituuden erotuksen keskiarvo laitteella 1 oli 3,0 cm, laitteella 2 11,87 cm, laitteella 3 3,46 cm ja laitteella 4 6,02 cm.

Opinnäytetyön tulosten perusteella voidaan päätellä, että kun TT-laitteella on mahdollista keskeyttää suunnittelukuvaus, erotus suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituudessa on lyhyempi. Jatkotutkimuksena ehdotetaan röntgenhoitajan ja kuvausindikaation vaikutusta suunnittelukuvan pituuteen TT-laitteilla, joissa on mahdollista keskeyttää suunnittelukuvaus.

---

Asiasanat: tietokonetomografia, suunnittelukuva, vartalon alueen tutkimus, pituus

## ABSTRACT

Tampereen ammattikorkeakoulu  
Tampere University of Applied Sciences  
Degree Programme in Radiography and Radiotherapy

JOKINEN JASMIN & PYNNÖNEN KIIRA:  
Computed Tomography Scan of the Body  
The Difference Between the Scanogram Image and the Actual Image Area

Bachelor's thesis 46 pages, appendices 4 pages  
October 2018

---

The aim of this study was to provide information on the differences of the body computed tomography (CT) scan's scanogram image and the actual image area. This study intended to examine the area left between the scout image and the actual image area and compare the results obtained using four different CT scanners (1–4).

This study applied a quantitative research method. The data were gathered from four different CT scanners by our cooperation partner. The data were gathered anonymously from 120 adult patients and every patient had undergone the same examination under the same CT protocol.

The results indicated that the length of the scanogram and the actual image area differ from one another on every CT scanner and with every patient. The average value of the remainder of the scanogram image and the actual image area on scanner 1 was 3.0 cm, on scanner 2 the average value was 11.87 cm, on scanner 3 the average value was 3.46 cm and on scanner 4 the average value was 6.02 cm. On CT scanners 1 and 3 it was possible to discontinue the imaging of the scanogram once the needed anatomy for the actual image area was in view.

This study suggests that being able to discontinue the imaging of the scanogram shortens the length of the image area between the actual image area and the scanogram image. Further studies on the subject, involving the effect of the radiographer and the indication could yield interesting information on variables that have an effect on the scanogram length.

---

Key words: computed tomography, scanogram, body CT scan, length

## SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	5
2	TIETOKONETOMOGRAFIA TUTKIMUSMENETELMÄNÄ .....	6
2.1	Tietokonetomografiakuvauksen periaate .....	6
2.2	Säteilysuojelu tietokonetomografiatutkimuksessa.....	7
2.3	Potilaan saamaan säteilyannokseen vaikuttavat tekijät .....	9
2.4	Tietokonetomografiatutkimuksen kuvanmuodostus.....	14
3	TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSEN SUUNNITTELUKUVA .....	16
3.1	Suunnittelukuvauksen periaate .....	16
3.2	Potilaan asettelu suunnittelukuvaan.....	18
4	VARTALON LAAJA TIETOKONETOMOGRFIATUTKIMUS .....	20
5	TAVOITE, TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT.....	22
6	MENETELMÄLLISET LÄHTÖKOHDAT .....	23
6.1	Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä.....	23
6.2	Aineiston keruu.....	24
6.3	Aineiston analysointi .....	25
7	TUTKIMUSTULOKSET.....	27
7.1	Tutkimuksen taustatiedot.....	27
7.2	Suunnittelukuvan pituus .....	28
7.3	Todellisen kuvausalueen pituus .....	29
7.4	Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituuden erotus .....	30
8	POHDINTA.....	31
8.1	Tulosten tarkastelu .....	31
8.2	Opinnäytetyön eettisyys ja luotettavuus .....	34
8.3	Oppimiskokemukset ja jatkotutkimusehdotukset .....	36
	LÄHTEET.....	38

## 1 JOHDANTO

Säteilyturvakeskuksen keräämän tiedon mukaan vuonna 2015 Suomessa tehtiin 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta, joista 11 prosenttia oli tietokonetomografia- eli TT-tutkimuksia (Suutari 2016, 3). TT-tutkimus koostuu aina ensin suunnittelukuvasta, jonka avulla varmistetaan ja määritetään varsinainen kuvausalue. Suunnittelukuva tulisi ottaa mahdollisimman pienillä kuvausarvoilla eli kuvausjännitteen sekä kuvausvirran tulisi olla niin matalat kuin mahdollista, koska suunnittelukuvalla voi olla suuri merkitys potilaan kokonaissäteilyannokseen. (Prokop & Galanski 2003, 110.)

Kuvausalueen rajaaminen tulisi tehdä tarkasti, koska kuvausalueen koolla on vaikutusta tutkimuksesta aiheutuvaan säteilyannokseen. Kuvausalueen pidentyessä, potilaan saama säteilyannos suurenee. (Kortesniemi & Lantto 2015, 42–45.) Kortesniemen ja Lanton (2015, 45) mukaan jopa 80 % vatsan ja keuhkojen TT-tutkimuksissa kuvausalue on liian pitkä aiheuttaen turhaa säteilyannosta sädeherkille elimille.

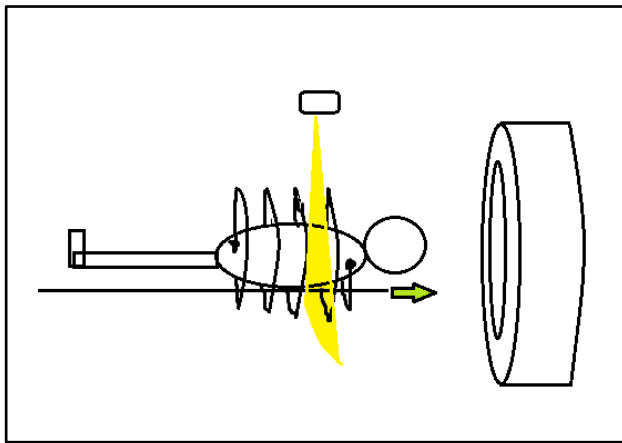
Säteilylaki (592/1991) velvoittaa toiminnan harjoittajan toteuttamaan laadunvarmistusta. Laki velvoittaa toteuttamaan suunnitellut ja järjestelmälliset toimenpiteet varmistamaan säteilyn lääketieteellisessä käytössä olevien laitteiden ja välineiden toimintakunto sekä käytön ohjeistusten oikeellisuus. Eri laadunvalvontatesteille on omat suoritusvälin-  
sä. Laitteen toiminnan tarkistukseen liittyvä testi tulee suorittaa päivittäin. TT-lukujen vakioisuus ja TT-kuvan kohina ja mahdolliset kuvavirheet tulee tarkistaa viikoittain. Puolen vuoden välein tulee suorittaa laadunvalvontatestejä liittyen leikepaksuuteen, TT-kuvan tasaisuuteen, annosnäytön oikeellisuuteen sekä potilaspöydän liiketarkkuuteen. (STUK 2008, 48–51.)

Opinnäytetyön aihe on tärkeä, koska TT-tutkimusten säteilyannokset ovat selvästi suurempia kuin tavanomaisissa röntgentutkimuksissa (Blanco Sequeiros ym. 2016). Opinnäytetyön aihe saatiin yhteistyökumppanilta. Yhteistyökumppani oli kiinnostunut siitä, kuinka suuri alue jää pituussuunnassa suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen välille. Tutkimuksessa käytettävä aineisto kerättiin aikuisilta potilailta, *Vartalon laaja (JN4BD)* TT-tutkimuksesta, neljältä eri TT-laitteelta. Kyseisen tutkimuksen kuvausalue määritellään anatomisten maamerkkien avulla aina samalla tavalla (Jartti ym. 2012, 26).

## 2 TIETOKONETOMOGRAFIA TUTKIMUSMENETELMÄNÄ

### 2.1 Tietokonetomografiakuvauksen periaate

Nykyisin käytössä olevilla TT-laitteilla TT-tutkimukset tehdään spiraali- eli helikaali-kuvauksena. Tällöin kohdetta kuvataan jatkuvalla pyörivällä liikkeellä samalla, kun potilaspöytä liikkuu säteilykeilan läpi (kuva 1). Röntgensädekeila lävistää potilaan kehon ja läpimennyt säteily mitataan putken vastapäätä sijaitsevalla puolijohdeanturilla. Poikkileikekuva muodostetaan taltioidun absorptio määrästä eli kehon läpäisseen säteilyn määrän muutoksesta. (Prokop & Galanski 2003, 2; Blanco Sequeiros ym. 2016.)



KUVA 1. Havainnollistava kuva TT-laitteen toimintaperiaatteesta. Mukailtu Kalender (2011, 38, 88)

TT-laitteen detektorit mittaavat potilaan läpäisseen röntgensäteilyn voimakkuuden ja leikekuvia saadaan näin muodostettua kolmiulotteisesta kohteesta matemaattisia algoritmeja hyväksikäyttäen (Prokop & Galanski 2003, 2). Poikkileikekuvissa elimet eivät kuvaudu päällekkäin. Kohdetta kuvatessa säteily rajoitetaan haluttuun leiketason rajoittimien avulla sekä röntgenputken että ilmaisimien puolella. (Jurvelin 2005, 39–40). Suurin etu TT-tutkimuksessa on se, että se antaa yksityiskohtaista tietoa kuvauskohteesta (Blanco Sequeiros ym. 2016).

## 2.2 Säteilysuojelu tietokonetomografiatutkimuksessa

Säteilyn vaikutukset voidaan jakaa kahteen ryhmään: **deterministisiin eli suoriin vaikutuksiin** ja **stokastisiin eli satunnaisiin vaikutuksiin**. Ryhmien välillä on useita, tärkeitä ja periaatteellisia eroja. (Paile 2002, 44.) Vuonna 1991 kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta käytti julkaisussa 60 sanoja stokastinen vaikutus ja deterministinen vaikutus. Deterministinen vaikutus oli aikaisemmin tunnettu termillä ei-stokastinen vaikutus. Sanalla deterministinen tarkoitetaan, että aiheutunut haitta on selitettävissä jollain aiemmin tapahtuneella. (ICRP 2007, 49.)

**Deterministiset vaikutukset** johtuvat laajasta solutuhosta ja liittyvät suuriin kertannoksiin. Deterministisiä vaikutuksia voi esiintyä sädehoidon tai vakavien onnettomuuksien yhteydessä. Deterministisiä vaikutuksia ovat säteilypalovamma, sädepneumoniitti, säteilysairaus luuydin- ja suolistovaurioineen, sikiövaurio ja harmaakaihi. (Paile 2002, 44.) On olemassa määrätty säteilyannoksen kynnsarvo, jonka alle jäädessään deterministisiä haittavaikutuksia ei synny. Kynnsarvon ylityttyä, haitta on varma. Haitta-aste kasvaa annoksen kasvaessa. Absorboituneen annoksen ollessa alle 100mGy, kudostuhoa ei oleteta ilmaantuvan. (ICRP 2007, 49–50.) Deterministiset haittavaikutukset ovat harvinaisia, mutta niitä voi ilmetä hoitotoimenpiteen yhteydessä tai säteilyyn liittyvän onnettomuuden sattuessa. (ICRP, n.d.) Yksilöllinen herkkyys vaikuttaa haitan ilmituloon vain vähän. Yksilön suojaaminen on erittäin tärkeää deterministisiltä vaikutuksilta. (Paile 2002, 44.)

**Stokastiset vaikutukset** johtuvat vauriosta ja siten geneettisestä muutoksesta tai muutoksesta, joka voi johtaa pahanlaatuisuuteen yhdessä solussa. Stokastisia vaikutuksia ovat perinnöllinen haitta ja syöpä. Säteilyn aiheuttamasta perinnöllisestä haitasta ei ole suoraa todistusaineistoa, mutta säteilysuojelua ohjeistetaan suorittamaan siten, että kyseinen riski on olemassa. Stokastisille vaikutuksille ei ole olemassa kynnsarvoa, vaan ne voivat saada alkunsa miten pienestä altistuksesta tahansa. (ICRP 2007, 50, 159.) Haitta-aste on riippumaton saadusta säteilyannoksesta, annoksen kasvaessa kasvaa myös haitan todennäköisyys (UNEP 2016, 15). Kokonaisriskin stokastiselle vaikutukselle määrittää koko elinaikana kertynyt kumulatiivinen annos (Paile 2002, 45).

Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta on määritellyt säteilysuojelun peruseriaatteet säteilynkäytössä (ICRP 2007, 88). Säteilystä aiheutuvat terveydelliset haitat pyritään

estämään täysin tai vähentämään niin pieneksi kuin mahdollista. Säteilyn käyttö tai muu säteilylle altistava toiminta on hyväksyttävää, kun oikeutus, optimointi- ja yksilönsuoja-periaate täyttyvät. (Säteilylaki 592/1991; STUK 2013b, 3.)

Jotta tutkimus, jossa hyödynnetään ionisoivaa säteilyä, on oikeutettu, siitä aiheutuvan hyödyn tulee ylittää tutkimuksesta aiheutuvan säteilyannoksen haitan (STUK 2013b, 3). Tutkimuksen valinnassa tulee pohtia muiden tutkimusmenetelmien mahdollisuudet ennen TT-tutkimuksen oikeuttamista. Esimerkkinä ohutsuolen tukkeumassa, TT-tutkimuksen suorittaminen potilaalle antaa diagnoosin yli 90 % tarkkuudella ja TT-tutkimus voi selvittää myös tukkeuman syyn. Tämän kliinisen indikaation perusteella TT-tutkimus on oikeutettu tutkimus. (McCollough, Guimaraes & Fletcher 2009, 30–33.) Suomen Käypä hoito suosittaa TT-tutkimusta esimerkiksi aortan aneurysman eli laajentuman diagnoosin varmistamiseksi (Mustajoki, 2018).

Säteilylaissa (592/1991) on määritelty optimointiperiaate seuraavasti: ”Toiminta on siten järjestetty, että toiminnasta aiheutuva terveydelle haitallinen säteilyaltistus pidetään niin alhaisena kuin käytännöllisin toimenpitein on mahdollista.” Optimointiperiaate tunnetaan myös termillä ALARA-periaate (As Low As Reasonably Achievable). Kyseistä periaatetta noudatettaessa pyritään estämään deterministiset eli suorat haittavaikutukset täysin, sekä pienentämään stokastisia eli satunnaisia haittavaikutuksia. (Paile 2002, 46, 158.) ALARA-periaate tarkoittaa sitä, että tutkimuksessa saavutettu kuvanlaatu on riittävä, mutta ei niin hyvä kuin mahdollista, säteilyannoksen ollessa niin pieni kuin mahdollista (Busch 2004, 6).

TT-tutkimuksen säteilyannokset vaihtelevat laitetekniikasta ja laitteiden käyttötavoista johtuen sekä kuvausohjelmien vaihtelevien optimointikäytänteiden takia. Kuvausohjelmien optimointi tulisi toteuttaa kliinisen indikaation, potilaan koon ja laskimoon annetun jodivarjoaineen pohjalta. (Kortesniemi & Lantto 2015, 42.) Kansainvälinen säteily-suojelukomissio ICRP on kerännyt syytä, miksi TT-tutkimusten säteilyannokset voivat olla korkeita. TT-tutkimuksessa suuremmat kuvausarvot takaavat paremman kuvanlaadun, tutkimuksen kuvausalue venytetään pidemmäksi kuin mahdollisesti on tarve sekä samoja kuvausarvoja saatetaan käyttää sekä lantiolle että vatsalle, vaikka ne ovat kontrastiltaan erilaisia. (ICRP 2000.)



Sädesuojien käyttöä suositellaan erityisesti nuoremmilla potilailla, esimerkiksi kuvausalueen alareunalla, lantion alueella, sukupuolirauhasten eli gonadien suojaamiseksi (Jartti ym. 2012, 6). Lyijyistä gonadisuoja ei saa asettaa kuvausalueelle, koska potilaalle aiheutuva säteilyannos nousee merkittävästi, johtuen TT-laitteiden automaattisesta putkivirran säädöstä. Suoja voi kuvausalueella aiheuttaa myös hankalaa artefaktaa kuvasarjaan. Jos gonadisuoja asetetaan tarkasti kuvausalueen alareunalle, potilaan saama säteilyannos nousee vain hieman. Suunnittelukuvan pituutta voi olla mahdollista lyhentää, joka pienentää gonadisuojan aiheuttamaa säteilyannoksen nousua. Gonadisuoja on mahdollista myös asettaa vasta suunnittelukuvan ottamisen jälkeen, mutta potilaan riski liikkua ennen varsinaista topografista kuvasarjaa on suuri. (Kusk 2014, 241–244.)

### 2.3 Potilaan saamaan säteilyannokseen vaikuttavat tekijät

Potilaalle aiheutuvaan säteilyannokseen TT-tutkimuksessa vaikuttavat monet parametrit, kuten röntgenputken putkijännite (kV), suodatus, sähkömäärä (Q), kuvausaika (s), kuvaleikkeen paksuus sekä kuvausalueen pituus. Potilaan koko ja kuvausalue vaikuttavat myös potilaan saamaan säteilyannokseen TT-tutkimuksessa. (Kalender 2011, 194–196.) Tutkimuksessa saavutetun diagnostisen kuvanlaadun tulee olla indikaation mukainen. Kun tämä on saavutettu, tulee pyrkiä potilaiden säteilyannosten pienentämiseen kaikilla keinoilla, jotka ovat mahdollisia käytössä olevalla tekniikalla ja laitteistolla. (Lantto 2013, 78.)

#### **Kuvausparametrit**

Potilaan saama säteilyannos yhdestä TT-tutkimuksesta on suoraan verrannollinen röntgenputken sähkömäärään. Sähkömäärä on kuvausajan ja putkivirran (mA) tulo. Sähkömäärästä käytetään usein termiä mAs, jos mAs kaksinkertaistuu, niin potilaan saama säteilyannos kaksinkertaistuu. (STUK 2016, 11.) Potilaan saamaan säteilyannokseen on mahdollista vaikuttaa säätämällä putkivirtaa (mA) tai mAs -arvoa riippuen potilaan koosta tai painosta (Lantto 2013, 79).

Putkijännite (kV) vaikuttaa potilaan saamaan säteilyannokseen ja säteilyn läpätunkevuuteen. Kun putkijännitettä kasvatetaan, potilaan säteilyannos suurenee, jos muita kuvaus-

parametreja ei muuteta. Mitä alhaisempaa putkijännitettä käytetään, sen parempi on kuvan kontrasti. (STUK 2016, 11.) Alempaa putkijännitettä käytetään annoksen optimoinnissa, usein lasten kuvantamisessa. Vaikka kuvan kontrasti paranee, kuvan kohina lisääntyy. Parantunut kontrasti kuitenkin kompensoi lisääntyntä kohinaa kuvassa. (Merimaa 2012, 7.)

### **Kuvausalueen raja**

TT-tutkimuksen kuvausalueen tarkka rajaaminen vaikuttaa potilaan saamaan säteilyannokseen. Kuvausalueen raja

Liao ym. (2011) tutkivat, kuinka paljon kuvausalue ylittyy anatomisten maamerkkien yli keuhkojen ja vartalon alueen TT-tutkimuksissa. Tuloksista 438 TT-tutkimuksessa kaikista 442 TT-tutkimuksesta sisältyi ylimääräistä kuvausaluetta. Kuvausalue ylittyi keskiarvolta 43,2 mm tutkimusta kohden vaihteluvälin ollessa 0–180 mm. Mahdollinen syy siihen, että varsinainen kuvausalue ulottui pidemmälle kuin diagnostisesti on tarpeellista, on eri anatomisten maamerkkien näkyvyys suunnittelukuvassa. Luut näkyvät selkeästi, toisin kuin pehmytkudos sekä verisuonet. Myös röntgenhoitajan rooli kuvausalueen rajaamisessa nähtiin mahdollisesti syynä liian pitkään kuvausalueeseen. Röntgenhoitaja voi tehdä päätöksen esimerkiksi pidentää kuvausaluetta, jos kyseisellä alueella olisi mahdollisesti patologistesti merkittävää tietoa. (Liao ym. 2011, 50–56.)

Badawy, Galea, Mong ja U (2015) tutkivat kuvausalueen pituuden vaikutusta potilaan saamaan säteilyannokseen. Testifantomien avulla mitattiin eri kuvausprotokollista, kuten vartalon TT-tutkimuksesta, aiheutuvia säteilyannoksia. Kuvausalueen pituutta muutettiin 0,5 mm sekä inferiorisesti että superiorisesti 10 kertaa. Vartalon TT-tutkimuksesta CTDI<sub>vol</sub> pysyi samana, 9,0 mGy. Kun pituutta muutettiin 10 cm asti, ylimääräistä säteilyannosta tuli noin 1,5 mSv. Jotta potilas välttyisi ylimääräiseltä säteilyannokselta TT-tutkimuksessa, röntgenhoitajan tulisi kiinnittää huomiota kuvausalueen tarkkaan rajaukseen. (Badawy ym. 2015, 586–589.)

## **Automaattinen putkivirran säätö**

Nykyisin TT-laitteissa käytetään automaattista putkivirran modulaatio- ja kontrollitekniikkaa eli automaattinen putkivirran säätöä (AEC). AEC:n avulla röntgenputken kuormitus on vähäisempää ja kuvanlaatu saadaan tasaisemmaksi sisältäen vähemmän artefakteja. Sen tarkoituksena on hallita ennalta määrättyä kuvanlaatua ja sädeannosta säätämällä putkivirtaa potilaan koon, muodon ja absorptioon pohjalta. Potilaan saama säteilyannos voi vähentyä jopa 20–40 % AEC:n toimiessa oikein. TT:ssa säteilyn vaimenemisessa on hyvin suuria eroja erikokoisilla potilailla, eri tutkimuksissa ja eri anatomisilla alueilla. (Jartti ym. 2012, 8.) Vaimennuskertoimet TT-laite saa suunnittelukuvasta. Jokaisella suurimmalla TT-laitevalmistajalla on kyseinen ominaisuus, mutta niiden toimintatavat vaihtelevat. (Mayo-Smith ym. 2014, 659.)

On mahdollista, että isokokoiselle potilaalle tehdyssä TT-tutkimuksessa joudutaan tarvittaessa käyttämään kaksinkertainen määrä säteilyä verrattuna siihen, mitä TT-tutkimus pienikokoisen potilaan kohdalla vaatii. AEC kuitenkin estää sen, että isokokoisien potilaan elinten saamat säteilyannokset nousisivat kaksinkertaisiksi. (Israel, Cicchiello, Brink & Huda 2010, 1345.)

Vartalon TT-tutkimuksessa kohinataso vaihtelee pituussuunnassa (z-suunta). Kun käytössä ei ole automaattista putkivirran säätöä, kohinataso nousee erityisen paljon olkapäiden ja lantion kohdalla. Kun TT-tutkimuksessa on käytössä automaattinen putkivirran säätö, kohinataso pysyy lähes samalla tasolla koko kuvattavan alueen pituussuunnassa. (Kalender 2011, 216.) Mitä paremmin kuvasta erotetaan pieniä tiheyseroja (kontrastierotuskyky) tai tarkkoja yksityiskohtia (paikkaerotuskyky) sitä parempi on kuvanlaatu. Vatsan alueella useimmiten tärkeimpänä laadun mittarina pidetään pienten tiheyserojen havaitsemista. Matalan kontrastin erotuskykyyn kohinalla on tärkeä vaikutus, sillä runsas kohina voi peittää esimerkiksi maksassa olevan pesäkkeen. Korkea kohinataso on hyväksyttävää sellaisilla elinalueilla, joissa on korkea löydöksen ja taustan välinen kontrastiero. Esimerkiksi virtsatiekivilöydös on mahdollista tehdä, vaikka kuvanlaatu on heikko. (Jartti ym. 2012, 5, 31.)

## **SFOV JA DFOV**

TT-laitteella on mahdollista valita kuvauksessa käytettävän kuva-alan koko eli SFOV. SFOV:n koon vaihtoehdot ovat laitekohtaisia. (Romans 2011, 27–28.) Kuva-alan kokoa valittaessa tulee varmistua siitä, että SFOV:n sisältyy kokonaisuudessaan potilaan ääri-viivat. Tällä vältetään kuvavirheet, jotka johtuvat osittaisesta säteilytyksestä. (STUK 2016, 10.) Viirut ja varjostumat ovat esimerkiksi tästä johtuvia kuvavirheitä (Romans 2011, 28).

Leikekuvissa näkyvät kohteet määritetään katseltavan kuva-alan koon eli DFOV:n va-  
linnalla. Tyypillisesti yksittäinen aksiaalitason (xy-suunta) TT-kuva muodostuu 512·512 pikseliä sisältävästä kuvamatriisista. (Prokop & Galanski 2003, 4.) X-suunnalla tarkoitetaan leveys-suuntaa ja y-suunnalla tarkoitetaan korkeussuuntaa (Romans 2011, 40). Yksityiskohtien erottumiseen vaikuttaa osaltaan pikseleiden koko. Kun DFOV:a venytetään, pikseleiden koko suurenee. Koska SFOV määrittelee kuvattavan alueen, tyypillisesti DFOV ei ole SFOV:a suurempi. (STUK 2016, 10.) Jokainen pikseli esittää tilavuusalkiota eli vokselia. Vokselin koko riippuu kuvamatriisin koosta, kuvattavan kuva-alan koosta ja leikepaksuudesta. (Prokop & Galanski 2003, 4)

## **Keilanmuotosuodatin**

TT-laitteissa on tyypillisesti yksi tai useampi keilanmuotosuodatin (beam-shaping fil-  
ter), joka vaikuttaa sekä potilasannoksen jakautumiseen aksiaalitasossa (xy-suunta) että kuvanlaatuun. Suodatin vähentää säteilyn intensiteettiä vähemmän vaimentavilta koh-  
dilta potilaan reuna-alueilla sekä säilyttää suurimman säteilyn intensiteetin paksuim-  
massa ja eniten vaimentavassa kohdassa, keskellä potilasta. Mikäli potilas on oikein  
keskitetty, suodatin tasoittaa kohina- ja annosjakaumaa aksiaalitasossa. Keilanmuoto-  
suodattimien oikea toiminta varmistetaan potilaan huolellisella keskittämisellä isosent-  
riin. (STUK 2016, 10–11.) Isosentrillä tarkoitetaan keskikohtaa, jossa röntgensäteet  
kohtaavat. TT-laitteen isosentri sijaitsee kuvausaukon kohdalla. (Farlex 2018.) Jos kei-  
lanmuotosuodattimia on useita erilaisia, muoto määräytyy kuvausohjelmassa valitun  
kuva-alan koon SFOV mukaan. Pienikin (4–6 cm) virhe keskityksessä kasvattaa kohi-  
naa kymmenillä prosenteilla. (STUK 2016, 10–11.)

## **Annosparametrit potilaan saaman säteilyannoksen määrittämisessä**

TT-tutkimuksesta aiheutunut säteilyannos potilaalle voidaan arvioida tutkimuksen TT-annoksen tilavuuskeskiarvona eli CTDI<sub>vol</sub> (mGy). CTDI<sub>vol</sub> on annossuure, jolla esitetään TT-tutkimuksen aiheuttaman säteilyannoksen keskiarvo. (Prokop & Galanski 2003, 132.) CTDI<sub>vol</sub>:ssa otetaan huomioon leveys- ja korkeussuunnat sekä pituussuunta. Tämä parametri pohjautuu testifantomilla mitattuun säteilyannoksen keskiarvoon. (AAPM 2008, 9–10.) Mittauksessa käytetyn testifantomien halkaisijan tulee olla pääfantomilla 16 cm ja vartalofantomilla 32 cm (Kalender 2011, 178; STUK 2016, 12). Testifantomilla tarkoitetaan keinotekoisia esinettä, joka muistuttaa materiaaliltaan biologisia kohteita, esimerkiksi ihmisen päätä tai vartaloa. Testifantomissa tapahtuva röntgensäteilyn siroaminen ja röntgensäteilyn absorptio-ominaisuudet muistuttavat ihmisessä tapahtuvia vastaavia ilmiöitä. Testifantomi voi mahdollisesti myös muistuttaa muodoltaan ihmisen vartaloa. (Kalender 2011, 363.)

Koska CTDI<sub>vol</sub> kertoo yksittäisen TT-laitteen tutkimuksesta aiheutuneen säteilyannoksen keskiarvon, kyseistä annossuuretta ei voi käyttää yksittäisen potilaan säteilyannoksen arvioimiseen. Potilaan koko ja anatomia vaikuttavat säteilyannoksen muodostumiseen. (Prokop & Galanski 2003, 134; Kalender 2011, 184.)

Tarkempi tapa määrittää potilaan saama säteilyannos yhdestä TT-tutkimuksesta on selvittää annoksen ja pinta-alan tulo eli DLP (mGy \* cm). DLP:n laskemisessa otetaan huomioon CTDI<sub>vol</sub> ja kuvauksen pituus. (Prokop & Galanski 2003, 134; AAPM, 2008, 10; Kalender 2011, 185.) Lopullinen potilaan saama säteilyannos yhdestä TT-tutkimuksesta on nähtävillä tutkimuksen jälkeen annosraportista (kuva 2), joka on mahdollista tallentaa kuva-arkistoon (STUK 2016, 12).

Total mAs 6067		Total DLP 488 mGycm					
	Scan	kV	mAs / ref	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topogram	1	120	35 mA	0.13 L	10	7.6	0.6
PreMonitoring	2	120	20	1.16 L	1	0.5	10.0
Contrast							
Monitoring	3	120	20	9.25 L	9	0.5	10.0
VARTAL VENA	11	100	152 / 138	6.79 L	468	0.5	0.6
Medium	Type		Iodine Conc. mg/ml	Volume ml	Flow ml/s	CM Ratio	
Contrast			0	100	2.8	100%	
Saline				30	2.8		

\*: L = 32cm, S = 18cm

KUVA 2. Esimerkki TT-tutkimuksen annosraportista yhteistyökumppanin laitteelta.

Potilaan efektiivisen säteilyannoksen määrittäminen TT-tutkimuksessa vaatii lääketieteellisen fysiikan asiantuntijan arviointia (STUK 2016, 12). Vartalon TT-tutkimuksen efektiivisen säteilyannoksen keskiarvo on Suomessa 8,8 mSv. Muissa Euroopan maissa efektiivisen säteilyannoksen keskiarvo on 14,8 mSv, vaihteluvälillä 2,4–50,5 mSv. (European Commission 2014, 54.)

## 2.4 Tietokonetomografiatutkimuksen kuvanmuodostus

TT-kuva sisältää eri harmaan sävyjä, jotka esittävät anatomian eri rakenteita. Kun röntgensädekeila läpäisee potilaan, sen voimakkuus on pienentynyt. Tätä kutsutaan röntgensäteilyn vaimenemiseksi. Röntgenfotonit, jotka ovat läpäisseet matalan tiheyden kohteen, kuten ilman, näkyvät kuvassa mustana alueena ja fotonit, jotka ovat täysin absorboituneet kohteeseen näkyvät valkoisina. Usein TT-tutkimuksessa halutaan käyttää varjoainetta, jotta saadaan hetkellinen kontrastiero aikaiseksi kudosten välillä. (Romans 2011, 5–6.)

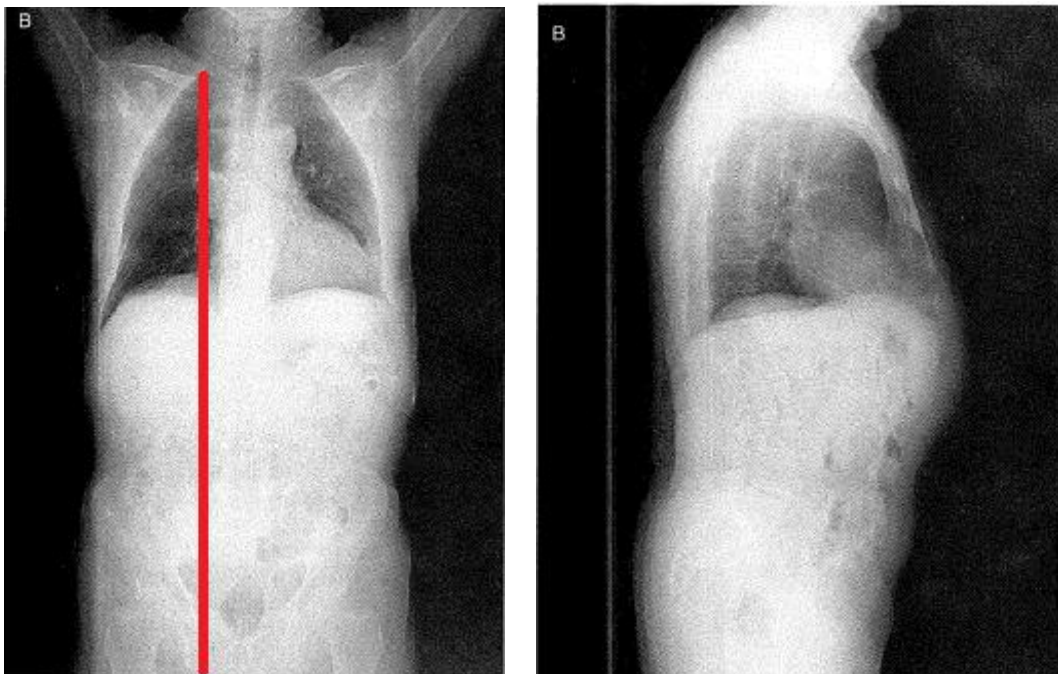
TT-kuva rakennetaan laskennallisesti säteilyn vaimenemisesta saadun tiedon pohjalta. (STUK 2016, 13.) Tämä säteilyn vaimeneminen esitetään TT-kuvassa TT-lukuna, joka tunnetaan myös termillä Hounsfield Unit (HU-luku). Ilman HU-luku on -1000 HU, kun veden HU-luku on 0 HU. (Kalender 2011, 31; STUK 2016, 13.) Keuhkokudos ja rasva ovat tiheydeltään matalia, jonka vuoksi niiden HU-luku on negatiivinen. Luu ja lihas

ovat tiheydeltään taas korkeampia ja röntgensäteilyn vaimeneminen on voimakkaampaa. (Kalender 2011, 31.)

### 3 TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSEN SUUNNITTELUKUVA

#### 3.1 Suunnittelukuvauksen periaate

Potilaalle tehtävä TT-tutkimus alkaa aina yhdellä tai useammalla suunnittelukuvalla (kuva 3). Suunnittelukuvaa kutsutaan monella eri nimellä, riippuen TT-laitteen valmistajasta. Englannin kielen termit ”scout, surview, topogram, scanogram, preview ja pilot” tarkoittavat kaikki suunnittelukuvaa. (Romans 2011, 40.) Suunnittelukuvan aikana potilas ja tutkimuspöytä liikkuvat säteilykeilan läpi ja röntgenputki ja kuvailmaisimien pysyvät paikallaan (Kalender 2011, 65; Romans 2011, 40).



KUVA 3. AP- ja LAT-suunnan suunnittelukuvat, jossa on nähtävissä opinnäytetyössä määritetty potilaan pituus (punainen viiva) (Romans 2011, 41, muokattu)

Joissakin TT-laitteissa on laitetekninen ominaisuus, jonka avulla suunnittelukuvauksen voi manuaalisesti keskeyttää sen jälkeen, kun tutkimuksen suorittamiseen vaadittu anatomia on saavutettu. Suunnittelukuva muodostuu reaaliajassa kuvanäytölle, josta on mahdollista nähdä anatomian kuvautuminen. (Siemens 2014, 10.) Ennen suunnittelukuvausta röntgenhoitajan tulee kuitenkin hyväksyä protokollaan valmiiksi määritelty aloitus- ja lopetuspaikat (General Electric Company 2014, 256).



TT-tutkimuksen suunnittelukuva muistuttaa tavallista natiiviröntgenkuvaa eli se ei ole poikkileikkauskuva potilaasta (kuva 4) (Kalender 2011, 65; Romans 2011, 40). Poikkileikkauskuvalla tarkoitetaan aksiaalisuunnassa otettua kuvaa potilaan vartalosta (Bell 2018).



KUVA 4. Poikkileikkauskuva potilaasta (Gurney ym. 2006, 15)

Putken asento määrittää kuvaussuunnan (Romans 2011, 40). Suunnittelukuva tulisi ottaa mieluummin PA-suunnasta (taka-etusuunnasta), jolloin vähennetään vartalon etupuolella olevien säteilyherkkien elinten saamaa säteilyannosta. Röntgenputki on tällöin potilaan selkäpuolella. (Jartti ym. 2012, 6.) PA-suunnasta otetussa suunnittelukuvassa röntgenputki on 180° asennossa. O'Daniel ym. (2005, 514) suosittelevat, että TT-laitteiden röntgenputki asetetaan tähän asentoon suunnittelukuvaa varten. Näin röntgensäteet osuvat ensin tutkimuspöytään ja sen jälkeen vasta potilaaseen. Matalan-energian röntgensäteet jäävät tutkimuspöytään eivätkä tarpeettomasti nosta potilaan säteilyannosta. Suunnittelukuvat, jotka kuvataan PA-suunnasta, aiheuttavat potilaalle keskiarvolta 20 % vähemmän säteilyannosta verrattuna AP-suunnasta kuvattaessa. PA-suunnasta kuvattu suunnittelukuva ei vaikuta kuvanlaatuun heikentävästi. (O'Daniel ym. 2005, 509–514.) AP-suunnan (etu-takasuunta) kuvauksessa röntgenputki on potilaan vatsanpuolella (Romans 2011, 40). AP-suunnassa röntgenputki on siis 0° asennossa (O'Daniel ym. 2005, 509–511). Kun röntgenputki on potilaan sivulla, on kuva LAT-suunnan kuva (sivusuunta) (Romans 2011, 40).

Verrattuna tavallisiin röntgenkuviin TT-suunnittelukuvat ovat kuvanlaadultaan hiukan heikompia ja aiheuttavat lähes samanlaisen säteilyannoksen potilaalle (Romans 2011, 40). O’Daniel ym. (2005) kertovat, että vaikka suunnittelukuvan säteilyannos on melko pieni, kun verrataan potilaan saamaan säteilyannokseen varsinaisessa viipalekuvauksessa, sen vaikutuksia esimerkiksi keuhkojen alueelle ei tunneta tarkasti. (O’Daniel ym. 2005, 509.) Jos potilaalle suoritetaan matala-annos TT-tutkimus, jolloin säteilyannos on tavanomaista pienempi ja kuvanlaatu on heikompi, suunnittelukuva voi vaikuttaa potilaan kokonaissäteilyannokseen merkittävästi. Myös tällöin kuvausparametrien (mAs ja kV) säätäminen alhaiselle tasolle on tärkeää. (Hsieh 2009, 110, 153.)

### **3.2 Potilaan asettelu suunnittelukuvaan**

Suunnittelukuvan avulla määritetään varsinainen kuvausalue eli suunnittelukuva otetaan alueelta, josta varsinainen kuvasarja otetaan (STUK 2016, 18). Näin ollen varmistetaan, että potilas on sijoitettu siten, että anatomia tulee kuvatuksi koko kuvattavalta alueelta. Osa potilaasta voi jäädä kuvattavan alueen ulkopuolelle, jos hänet on aseteltu huonosti pituussuunnassa eli liian lähelle kuvauspöydän päätä. (Romans 2011, 40.)

Potilas on mahdollista asetella huonosti myös sekä leveyssuunnassa että korkeussuunnassa. Leveyssuunnan asetteluvirheessä potilas makaa enemmän tutkimuspöydän toisella reunalla. Korkeussuunnan asetteluvirheessä tutkimuspöytä on asetettu joko liian matalalle tai liian korkealle kuvausaukkoon nähden. (Romans 2011, 40.) Potilaan huono keskitys voi aiheuttaa kuviin artefaktoja ja nostaa potilaan säteilyannosta (Jartti ym. 2012, 6).

Tilanne, jossa potilas on keskitetty leveyssuunnassa huonosti, potilaan toinen puoli saa suuremman säteilyannoksen (Söderberg 2015, 5). Jos potilas on keskitetty korkeussuunnassa liian alas isosentriin nähden, potilaan säteilyannos kasvaa Erityisesti PA-suunnasta otettu suunnittelukuva voi nostaa CTDI<sub>vol</sub> -arvoa jopa 38 %. Kuvanlaadullisesti liian alhainen keskitys lisää kohinaa kuvaan kuva-alueen alaosassa. LAT-suunnassa otetussa suunnittelukuvassa liian alhainen tai korkea keskitys ei aiheuta yhtä suurta muutosta potilaan saamaan säteilyannokseen, mutta kuviin ilmaantuu enemmän kohinaa. (Kaasalainen, Palmu, Reijonen & Kortensniemi 2014, 126–129.)

Kuvausprotokollaan on määritelty kuvausasento. Potilas voidaan asetella tutkimuspöydälle joko pää tai jalat kuvausaukkoon päin. Potilas voidaan asetella myös joko selälleen tai vatsalleen. (Romans 2011, 42.) Potilaan kädet nostetaan pään yläpuolelle, jos potilas siihen kykenee (Jartti ym. 2012, 6; AAPM 2014, 2). Jos TT-tutkimus tehdään siten, että potilaan kädet ovat alhaalla vartalon vieressä, varsinaiseen kuvasarjaan tulee merkittäviä viivamaisia artefaktoja. Jo toisen käden nostaminen pään yläpuolelle vähentää kuvassa ilmeneviä artefaktoja. (Prokop & Galanski 2003, 111.) Käsien asento vaikuttaa myös potilaan saamaan säteilyannokseen. Vartalon alueen suunnittelukuva, joka otetaan potilaasta, jonka kädet ovat vartalon vierellä, aiheuttaa suuremman säteilyannoksen. Kuvausalueella sijaitsevat kädet suurentavat sädetettävän kohteen paksuutta, mikä aiheuttaa sen, että tutkimuksessa käytettävät putkijännite ja putkivirta nousevat. Käsien asentoa ei suositella nostettavan suunnittelukuvan jälkeen pään yläpuolelle varsinaista kuvasarjaa varten, jos ne ovat olleet alhaalla suunnittelukuvan aikana. Kyseinen asennonvaihto ei pienennä potilaan saamaa säteilyannosta varsinaisen kuvasarjan aikana. (Ryu ym. 2018, 9.)

#### 4 VARTALON LAAJA TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUS

Vartalon alueen TT-tutkimukseen on useita indikaatioita, joiden perusteella kyseinen tutkimus suoritetaan. Näitä ovat esimerkiksi epäilyttävä massa tai nestekertymä keuhkojen, vatsan tai lantion alueella, syövän levinneisyyden arviointi, trauma, erilaiset tulehdukset sekä poikkeamat verisuonistossa, kuten aortan aneurysma. Vartalon TT-tutkimuksen avulla on mahdollista diagnosoida muun muassa pehmytkudosmassoja ja määrittää niiden koko ja muoto. Lisäksi voidaan diagnosoida kalkkeutumia sekä havaita keuhkojen tai suoliston alueen ulkopuolella sijaitsevaa ilmaa. (AAPM 2014, 2.)

Kun potilas on saanut kutsun *Vartalon laaja (JN4BD)* TT-tutkimukseen, hän saa kirjallisen potilasohjeen, jossa kerrotaan tutkimuksen kulusta ja mahdollisista esivalmisteluisista, joita potilaan täytyy noudattaa ennen TT-tutkimukseen tuloa (HUS kuvantaminen 2017, 1). Koska TT-tutkimuksessa potilas altistuu säteilylle, potilaan mahdollinen raskaus on selvitettävä ennen tutkimusta (STUK 2014, 5). Ensisijainen vastuu raskauden varmistamisesta on tutkimukseen lähettävällä lääkäriä, jonka jälkeen toimenpiteen suorittavalla henkilöllä on vastuu varmistaa hedelmällisessä iässä olevan naisen mahdollinen raskaus (STM 423/2000). Jos TT-tutkimuksessa käytetään varjoainetta ja tutkimukseen saapuvalla potilaalla on käytössään metformiinihoito, tulee hänen mahdollisesti tauottaa lääkkeenotto. Metformiini tauotetaan, jos potilaan munuaistoiminta ei ole riittävä. Potilaalta tulee varmistaa myös mahdolliset allergiat ennen varjoaineen antoa. (Pomara ym. 2015, 805–806.)

Kun potilas on aseteltu kuvauspöydälle, röntgenhoitaja määrittelee poikkileikkeiden sijainnin. Useimmissa tutkimuksissa katsotaan kuvausalue anatomisiin maamerkkeihin perustuen, jotka ovat helposti tunnistettavissa suunnittelukuvasta. (Romans 2011, 42.) Vartalon alueen TT-tutkimuksessa kuvausalueen tulee ulottua soliskuopista symfyysin alareunaan yhtenä kuvausalueena. Keuhkot on mahdollista kuvata omana kuvasarjana, jolloin kuvanlaaduksi riittää tyydyttävä. Vartalon alueen kuvanlaadun tulee olla keskitasoa. (Jartti ym. 2012, 26.) Sekä suunnittelukuvan aikana, että varsinaisen kuvasarjan aikana potilas saa hengitysohjeita, joita hänen tulee noudattaa parhaansa mukaan. Potilaan tulee pidättää hengitystä säteilytyksen aikana. (AAPM 2014, 2.)

Vartalon alueen TT-tutkimuksessa potilas saa tiettyjen indikaatioiden pohjalta aina varjoainetta laskimonsisäisesti (AAPM 2014, 2). Jartti ym. (2012, 26) mukaan laskimonsisäisen varjoaineen määrä tulisi olla 1,5 ml/kg ja varjoaine tulisi ruiskuttaa laskimoon 3 ml/sek nopeudella. Kun tutkimuksessa käytetään varjoainetta, on suositeltavaa käyttää niin sanottua bolus tracking- eli vakioviive-tekniikkaa (Seesjärvi 2014, 20–21). Kyseisen tekniikan avulla varjoaineen niin sanottu haistelijä eli tracker asetetaan haluttuun kohtaan, kuten laskevaan aorttaan. Laite aloittaa kuvasarjan automaattisesti silloin, kun varjoaine on saavuttanut etukäteen merkatun kiinnostuksen kohteen. Bolus tracking -tekniikan käytön avulla pyritään saamaan TT-kuvia, joissa varjoaine on jakautunut samanlailla jokaisen potilaan kohdalla. (Adibi & Shahbazi 2014, 1, 4.)

Varjoaineella suoritettun *Vartalon laaja JN4BD* TT-tutkimuksen säteilyannos eli DLP on keskiarvoltaan 585 mGy \* cm potilasta kohden ja efektiivisen annoksen keskiarvo on 11,4 mSv. (Järvinen 2016, 18, 36.) STUK on asettanut kansalliset vertailutasot aikuisten TT-tutkimuksille (STUK 2013a, 1). ”Vertailutasolla tarkoitetaan etukäteen määritettyä röntgentutkimuksen säteilyannostasoa, jonka ei oleteta ylittyvän normaalikokoiselle potilaalle hyvän käytännön mukaan tehdyssä tutkimuksessa tai toimenpiteessä” (STUK 2013a, 3). Vartalon alueen tutkimuksessa potilaan saaman säteilyannoksen keskiarvon eli CTDIvol:n (mGy) määritetty vertailutaso on 12 mGy. TT-tutkimuksesta potilaalle aiheutuvan annoksen ja pinta-alan tulon eli DLP:n (mGy\*cm) määritetty vertailutaso on vartalon alueen tutkimuksessa 770 mGy\*cm. (STUK 2013a, 2.)

## 5 TAVOITE, TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Opinnäytetyön tavoitteena oli tuottaa tietoa yhteistyökumppanille vartalon laajan TT-tutkimuksen suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen eroista.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, mikä kokoinen alue jää suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen välille.

Opinnäytetyön tutkimusongelmat olivat:

1. Kuinka paljon suunnittelukuvan pituus ja todellisen kuvausalueen pituus eroavat toisistaan?
2. Kuinka paljon pituuserot vaihtelevat eri laitteilla?

## 6 MENETELMÄLLISET LÄHTÖKOHDAT

### 6.1 Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä

Kvantitatiivinen tutkimus eli eksperimentaalinen tai määrällinen tutkimus koostuu aineistosta, joka on numeerista tai on muotoiltavissa numeeriseen muotoon. Päätelmien teko perustuu havaintoaineiston tilastolliseen analysointiin. Tulokset usein muodostetaan taulukoiksi. (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara, 139.) Numeerinen tieto selitetään sanallisesti ja muuttujien erot ja yhteneväisyydet kuvataan toisiinsa suhteutettuna. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa teoria on keskeisessä asemassa ja tavoitteena on täsmentää, uudistaa tai purkaa aiempia teorioita sekä teoreettisia käsitteitä. (Vilka 2007 14, 25.) Käsitteet on määriteltävä, jotta lauseet ja kuvaukset ovat ymmärrettävissä lukijalle (Hirsjärvi ym. 140, 146).

Opinnäytetyön tutkimusmenetelmäksi valittiin kvantitatiivinen tutkimus, koska työssä käsiteltiin kuvausalueiden pituuksia eli numeerista aineistoa. Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä soveltui tähän parhaiten. Opinnäytetyössä kerättiin myös suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen säteilyannoksia, jotka ovat myös numeerista tietoa. Opinnäytetyön teoria koostettiin säteilysuojeluasioista ja aikaisemmista tutkimuksista kuva-alueen rajaukseen ja potilaan saamaan säteilyannokseen liittyen. Opinnäytetyössä määriteltiin TT-laitteeseen ja TT-tutkimukseen sisältyviä käsitteitä.

Tutkimuksessa tulee kuvata sen tavoite, tarkoitus ja tutkimuskysymykset. Tavoite kuvaa miten tuotettava tieto on mahdollista hyödyntää. Tarkoitus on usein esimerkiksi selvittää, selittää tai kuvata eri asioita, kuten ilmiön syitä tai selittäviä teorioita. Tutkimusongelma tai -kysymys asetetaan joko väittämäksi tai kysymysmuotoon. Tutkimuskysymys on mahdollista jakaa useaan tarkennettuun alaongelmaan. (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2009, 74–75.) Kvantitatiivista tutkimusmenetelmää käyttämällä tavoitteen ja tarkoituksen toteutuminen tapahtuisi parhaiten tässä opinnäytetyössä. Opinnäytetyöhön valittiin kaksi tutkimusongelmaa, jotta aihetta olisi mahdollista pohtia useasta näkökulmasta.

Kvantitatiivisessa tutkimuksessa on tarkoitus valita sellainen analyysimenetelmä, joka antaa tiedon siitä, mitä ollaan tutkimassa. Kun suunnitellaan tutkimusta, pitäisi tutki-

musongelmaan ja –kysymyksiin sopiva analyysimenetelmä pyrkiä aina ennakoimaan. Sopivin analyysimenetelmä löytyy kuitenkin käytännössä vain siten, että tutkija kokeilee soveltuvia menetelmiä kyseiselle muuttujalle. (Vilka 2007, 119.) Kvantitatiivinen tutkimusprosessi etenee vaiheittain ja tutkimusongelmien on pysyttävä muuttumattomina aineistonkeruun jälkeen (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2009, 65). Opinnäytetyön aineisto kerättiin tietojenkeruulomakkeelle ja aineisto analysoitiin taulukkolaskentaohjelmalla. Kuvausalueiden pituuksia ja säteilyannoksia vertailtiin laitteiden kesken ja niistä tehtiin tuloksia kuvaavia taulukoita.

## 6.2 Aineiston keruu

Tutkimuslupa myönnettiin yhteistyökumppanin toimesta tammikuussa 2018. Opinnäytetyön tekijät laativat yhteistyössä yhteistyökumppanin edustajan kanssa, tietojenkeruulomakkeen Excel-tilukkolaskentaohjelmaa käyttäen. Yhteistyökumppanin edustaja valitsi mukaan otettavat neljä TT-laitetta. Tietojenkeruulomakkeesta tehtiin jokaista TT-laitetta varten kopio, eli yhtä TT-laitetta kohden oli yksi tietojenkeruulomake, jotka nimettiin ”Laite 1–4”. Aineisto kerättiin jokaiselta TT-laitteelta 30 potilaalta, joille suoritettiin *Vartalon laaja (JN4BD)* TT-tutkimus. Potilaat numeroitiin tunnisteilla 1–30 laitteen jokaiselle tietojenkeruulomakkeelle. Potilaat, joiden tutkimustiedot tallennettiin, tuli olla aikuisia vähintään 18-vuotiaita. Yhteistyökumppanin edustaja keräsi aineiston retrospektiivisesti Excel-tilukkolaskentaohjelmalla tehdyille lomakkeille.

Lomakkeelle kirjattiin tiedot potilaan sukupuolesta ja iästä, suunnittelukuvan pituudesta (cm) ja sen annoksen ja pinta-alan tulosta (DLP, mGy\*cm) ja suunnittelukuvan ensimmäisen leikkeen paikasta sekä viimeisen leikkeen paikasta. Lomakkeelle kerättiin myös tiedot todellisen kuvausalueen pituudesta, todellisen kuvausalueen annoksen ja pinta-alan tulosta, mahdolliset huomiot tutkimukseen liittyen sekä potilaan pituus, jonka yhteistyökumppanin edustaja mittasi suunnittelukuvasta tai arvioi, jos suunnittelukuva oli jäänyt liian lyhyeksi. Opinnäytetyön tekijät määrittelivät, että potilaan pituus mitataan keuhkojen kärjistä luisen lantion alaosaan (kuva 3).

Tietojenkeruulomakkeille ei kirjoitettu tunnistettavia tietoja potilaista tai tietoa siitä, millä yhteistyökumppanin laitteella kyseisen tietojenkeruulomakkeen potilaat oli kuvattu. Opinnäytetyön tekijät saivat kerätyn aineiston täysin anonymisoina. Tietojenkeruu-



lomakkeet tarkistettiin opinnäytetyön tekijöiden toimesta, jotta varmistettiin, että kaikki tarvittavat tiedot olivat tallennettu ja hyödynnettävissä aineiston analyysissa. Yhden potilaan kohdalla vartalon alueen pituus oli kirjattu väärin. Oikean pituuden opinnäytetyön tekijät saivat yhteistyökumppanin edustajalta jälkikäteen.

### 6.3 Aineiston analysointi

Tapa, jolla aineistoa analysoidaan, valitaan tutkimuksen mukaan. Aineiston analysoinnissa voidaan tarkastella muuttujien välistä riippuvuutta toisiinsa nähden ja muuttujien vaikutusta toisiinsa. Tunnusluvuilla tarkoitetaan joko sijainti- tai havaintolukuja. Sijaintiluvut kuvaavat yhden muuttujan jakaumaa, kuten keskiarvo ja moodi. Havaintolukua käytetään silloin, kun on tarkoitus selvittää, kuinka muuttujan arvo vaihtelee. Havaintoluvut ovat esimerkiksi vaihteluväli ja keskihajonta. (Vilka 2007, 118–119.)

Keskiarvo esittää arvojen keskimääräistä lukua. Havaintoarvot lasketaan yhteen, jonka jälkeen tulos jaetaan havaintoarvojen lukumäärällä. Koska keskiarvo on herkkä poikkeaville havainnoille, eikä ole tämän vuoksi tarkka, päätettiin, että analysointia varten lasketaan myös mediaani. (Vilka 2007, 122.) Mediaanilla tarkoitetaan havaintoarvojen keskimmäistä lukua. Sen ylä- ja alapuolella on sama määrä havaintoarvoja. Vaihteluväli päätettiin esittää aineistosta sen vuoksi, että se kertoo millä välillä havaintoarvot esiintyvät eli se ilmoittaa muuttujan pienimmän ja suurimman arvon. Vaihteluväli on selkeä tapa esittää miten paljon esimerkiksi yhden TT-laitteen suunnittelukuvien pituudet eroavat toisistaan. (Heikkilä 2008, 84–85.) Kvartiilit esittävät muuttujien arvojen hajontaa (Mellin 2006, 46). Alakvartiiliksi määritetään arvo, jota pienempiä arvoja aineistosta on 25 %. Määritetyn yläkvartiilin arvon suurempia arvoja on 25 % aineistosta. (Tilastokeskus 2018.) Jos molemmat kvartiilit ovat yhtä kaukana mediaanista eli keskikohdasta, tarkoittaa se sitä, että aineisto on symmetrinen. (Vilka 2007, 122.)

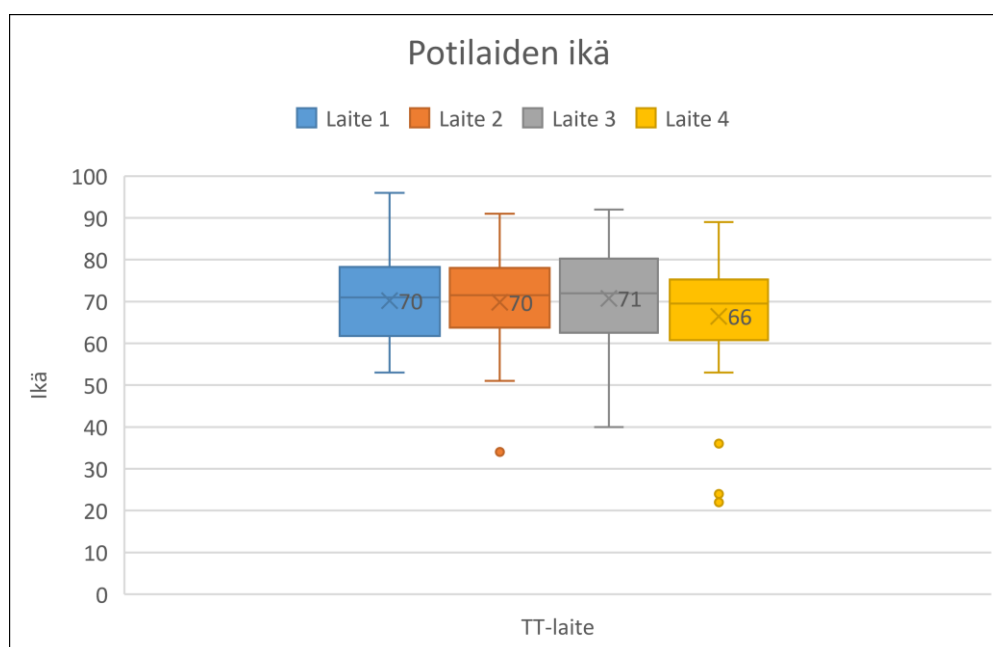
Opinnäytetyön aineiston analysointiin käytettiin Excel-taulukkolaskentaohjelmaa, koska kyseinen ohjelma oli riittävä tutkimuksen analysointia varten. Excel-taulukkolaskentaohjelmalla laskettiin laitekohtaisesti keskiarvo, vaihteluväli, mediaani sekä ala- ja yläkvartiilit potilaiden ikäjakaumasta, suunnittelukuvan pituudesta ja annoksesta sekä todellisen kuvausalueen pituudesta ja annoksesta. Sukupuolijakaumasta tehtiin sitä esittävä kuvio. Excel-taulukkolaskentaohjelman avulla laskettiin myös laite-

kohtaisesti suunnittelukuvan pituuden ja todellisen kuvausalueen pituuden erotus, niiden keskiarvo, vaihteluväli, mediaani sekä ala- ja yläkvartiilit. Sekä suunnittelukuvan että todellisen kuvausalueen tuloksista tehtiin laatikko ja viikset -kuvio esittämään tuloksia visuaalisesti.

## 7 TUTKIMUSTULOKSET

### 7.1 Tutkimuksen taustatiedot

Kuviossa 1 nähdään potilaiden ikäjakauma laitteittain. Potilaiden ikäjakauma laitteella 1 oli 53–96 vuotta mediaanin ollessa 71 vuotta. Laitteen 2 ikäjakauma oli 34–91 mediaanin ollessa 72 vuotta. Laitteen 3 ikäjakauma oli 40–92 vuotta mediaanin ollessa 72 vuotta. Laitteen 4 ikäjakauma oli 22–89 vuotta mediaanin ollessa 70 vuotta (kuvio 1). Tutkimuksen potilaista laitteilla 1 ja 4 naisia oli 13 ja miehiä 17. Laitteella 2 naisia oli 14 ja miehiä 16. Laitteella 3 naisia oli 16 ja miehiä 14.



KUVIO 1. Potilaiden ikäjakauman keskiarvo, vaihteluväli, mediaani sekä ylä- ja alkvartiili.

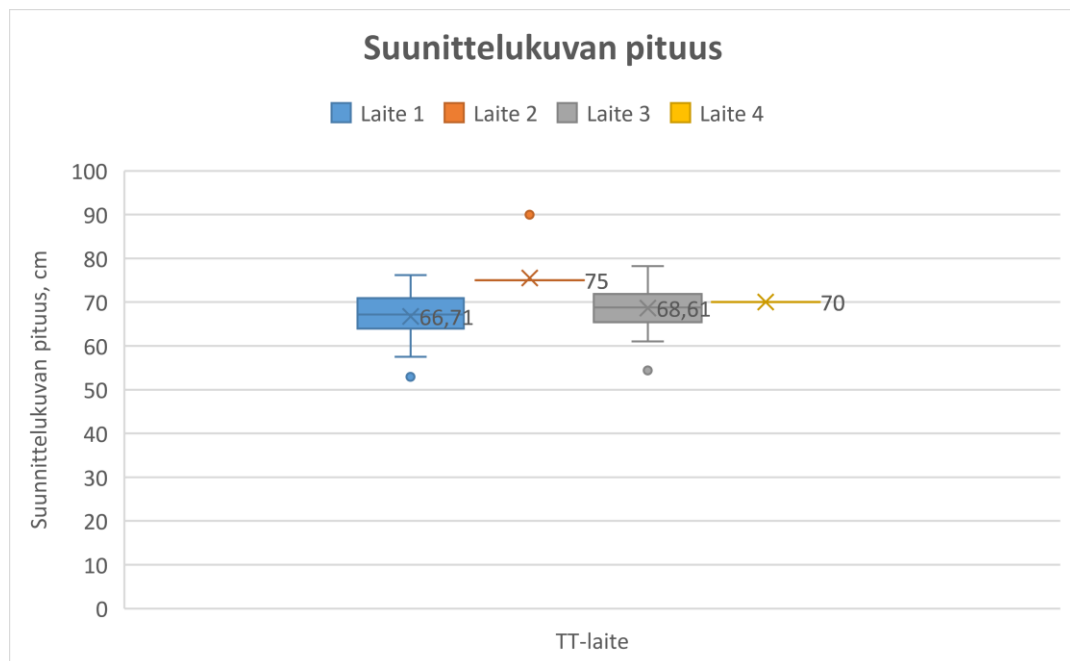
Aineiston keruuta varten valitut TT-laitteet erosivat hieman laitetekniikaltaan *Vartalon laaja (JN4BD)* TT-tutkimusprotokollassa. Laite 1 otti yhden suunnittelukuvan AP-suunnasta. Laite 3 otti myös yhden suunnittelukuvan, mutta PA-suunnasta. Laitteet 2 ja 4 ottivat kahden suunnan suunnittelukuvat PA-suunnasta sekä LAT-suunnasta. Laitteilla 1 ja 3 suunnittelukuvaus oli mahdollista katkaista kesken röntgenhoitajan toimesta eli suunnittelukuvien pituuksissa on eroja potilaiden välillä. Laitteilla 2 ja 4, suunnittelukuvan pituus oli määritelty kuvausprotokollaan eli jokaisesta potilaasta otettiin saman pi-

tuinen suunnittelukuva, paitsi yhdestä potilaasta laitteella 2, suunnittelukuvan pituus oli muutettu manuaalisesti pidemmäksi.

*Vartalon laaja (JN4BD)* TT-tutkimuksen protokollaan on määritelty CTDIvol (mGy). Laitteen 1 CTDIvol oli 0,14 mGy. Laitteen 2 CTDIvol oli 0,6 mGy ja laitteen 3 CTDIvol oli 0,13mGy. Laite 4 ei ilmoita CTDIvol arvoa. Kaikissa neljässä TT-laitteessa käytettiin samaa 120 kV:a, mutta mA-arvoissa oli vaihtelua. Laitteessa 1 käytettiin 34 mA, laitteessa 2 ja 4 käytettiin 10 mA ja laitteessa 3 käytettiin 35 mA.

## 7.2 Suunnittelukuvan pituus

Suunnittelukuvan pituuden keskiarvo laitteella 1 oli 66,71 cm vaihteluvälin ollessa 52,90–76,20 cm. Mediaani oli 67,20 cm, alakvartiili oli 63,95 cm ja yläkvartiili oli 70,93 cm. Laitteen 3 suunnittelukuvan pituuden keskiarvo oli 68,61 cm vaihteluvälin ollessa 54,40–78,20 cm. Mediaani oli 68,75 cm, alakvartiili oli 65,40 cm ja yläkvartiili oli 71,88 cm (kuvio 2). Laitteen 2 suunnittelukuvan pituus oli aina 75,00 cm molempien suuntien suunnittelukuvassa, paitsi yhden potilaan tutkimuksessa 90,00 cm molemmissa suunnissa. Laitteen 4 suunnittelukuvan pituus oli aina 70,00 cm.



KUVIO 2. TT-laitteiden 1–4 suunnittelukuvan pituuden keskiarvo, vaihteluväli, mediaani sekä ala- ja yläkvartiili.

### 7.3 Todellisen kuvausalueen pituus

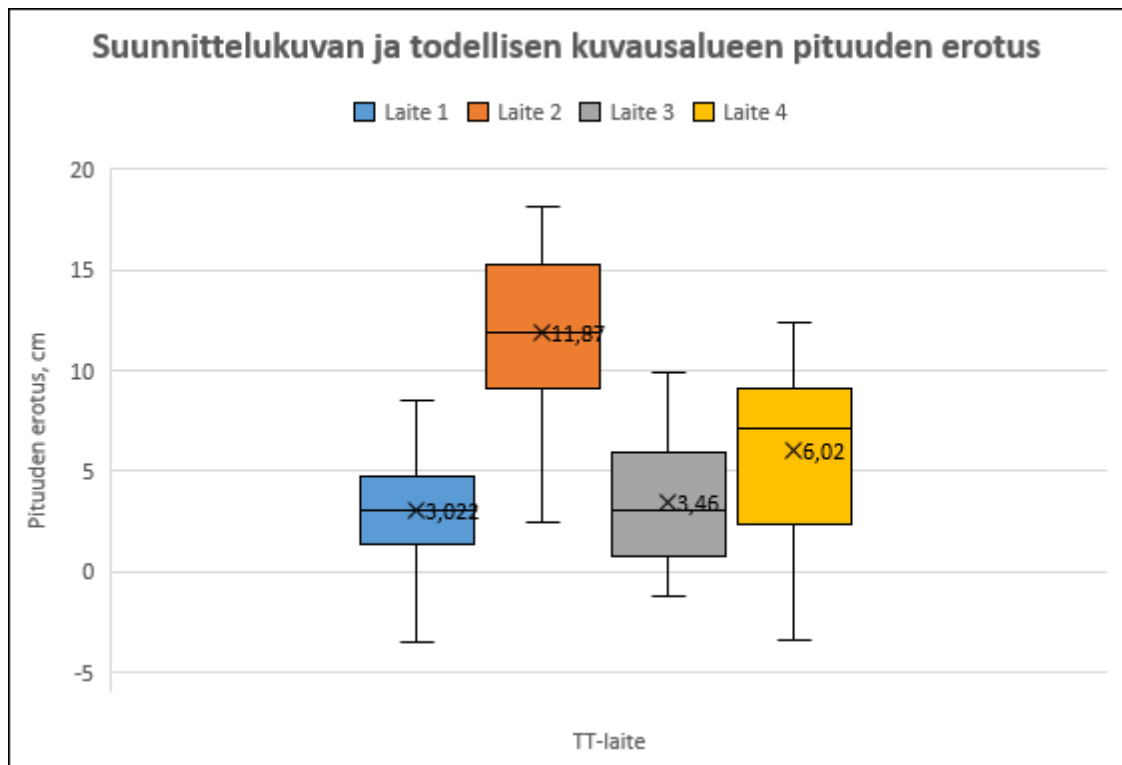
Todellisen kuvausalueen pituuden keskiarvo laitteella 1 oli 63,69 cm, vaihteluvälin ollessa 49,94–74,80 cm. Mediaani oli 63,84 cm, alakvartiili oli 60,93 cm ja yläkvartiili oli 67,73 cm. Todellisen kuvausalueen pituuden keskiarvo laitteella 2 oli 63,63 cm, vaihteluvälin ollessa 56,82–74,69 cm. Mediaani oli 63,22 cm, alakvartiili oli 60,82 cm ja yläkvartiili oli 66,05 cm. Todellisen kuvausalueen pituuden keskiarvo laitteella 3 oli 65,15 cm, vaihteluvälin ollessa 52,10–75,50 cm. Mediaani oli 65,50 cm, alakvartiili oli 62,82 cm ja yläkvartiili oli 67,05 cm. Todellisen kuvausalueen pituuden keskiarvo laitteella 4 oli 63,98 cm, vaihteluvälin ollessa 57,63–73,38 cm. Mediaani oli 62,91 cm, alakvartiili oli 60,91 cm ja yläkvartiili oli 67,60 cm (kuvio 3).



KUVIO 3. TT-laitteiden 1–4 todellisen kuvausalueen pituuden keskiarvo, vaihteluväli, mediaani sekä ala- ja yläkvartiili.

#### 7.4 Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituuden erotus

Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituuden erotuksen keskiarvo laitteella 1 oli 3,0 cm vaihteluvälin ollessa -3,50–8,50 cm. Arvon ollessa negatiivinen, tutkimuksen todellisen kuvausalueen pituus on pidempi kuin suunnittelukuvan pituus. Mediaani oli 3,06 cm, alakvartiili oli 1,39 cm ja yläkvartiili 4,76 cm. Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituuden erotuksen keskiarvo laitteella 2 oli 11,87 cm vaihteluvälin ollessa 2,50–18,18 cm. Mediaani oli 11,94 cm, alakvartiili oli 9,11 cm ja yläkvartiili oli 15,31 cm. Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituuden erotuksen keskiarvo laitteella 3 oli 3,46 cm vaihteluvälin ollessa -1,20–9,90 cm. Mediaani oli 3,05 cm, alakvartiili oli 0,78 cm ja yläkvartiili 5,95 cm. Suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituuden erotuksen keskiarvo laitteella 4 oli 6,02 cm vaihteluvälin ollessa 3,38–12,37 cm. Mediaani oli 7,09 cm, alakvartiili oli 2,40 cm ja yläkvartiili oli 9,09 cm (kuvio 4).



KUVIO 4. TT-laitteiden 1–4 suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen pituuden erotus.

## 8 POHDINTA

### 8.1 Tulosten tarkastelu

Tässä opinnäytetyössä selvitettiin, minkä kokoinen alue jää suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen välille ja tuloksia vertailtiin neljän TT-laitteen kesken. TT-tutkimuksessa kuvausalueen rajaus vaikuttaa potilaan saamaan säteilyannokseen. Suunnittelukuva tulisi ottaa vain tarvittavalta alueelta (Jartti ym. 2012, 6). Suunnittelukuvan avulla laitteen käyttäjä eli röntgenhoitaja pystyy rajaamaan todellisen kuvausalueen pituuden anatomisten maamerkkien avulla ja TT-laite mittaa AEC:n toimimiseen vaaditut vaimennuskertoimet. Suunnittelukuvan pituuden keskiarvo oli pienin laitteella 1, 66,71 cm ja suurin laitteella 2, 75,00 cm (kuvio 2). Laitteilla 1 ja 3, röntgenhoitajan oli mahdollista katkaista suunnittelukuvaus heti, kun potilaasta oli saatu riittävän pitkä kuva. Tämän vuoksi näiden laitteiden suunnittelukuvien pituuksissa oli paljon vaihtelua.

Laitteella 2 ja 4 suunnittelukuvien pituus oli aina sama. Laitteella 2 suunnittelukuvan pituus oli 75,00 cm ja laitteella 4 suunnittelukuvan pituus oli 70,00 cm (kuvio 2). Se, että jokaisen potilaan suunnittelukuva oli samanpituisen, johtuu laitteen käyttöominaisuuksista, jolloin käyttäjä ei pystynyt katkaisemaan suunnittelukuva. Poikkeuksena oli laitteella 2 kuvattu potilas 10, jonka suunnittelukuvan pituus oli manuaalisesti muutettu 90 cm pituuteen. Potilaan tapauksessa oli mahdollisesti haluttu nähdä pidemmälle reisuuta.

Kun verrattiin suunnittelukuvien ja todellisten kuvausalueiden pituuksia eri TT-laitteilla, huomattiin, että niiden erotusten vaihteluväleissä oli suuriakin eroja. Laitteilla 1 ja 3, joissa röntgenhoitajan oli mahdollista keskeyttää suunnittelukuvaus, erotukset suunnittelukuvan ja todellisen kuvausalueen välillä olivat pienemmät kuin laitteilla 2 ja 4, joissa suunnittelukuvan pituus oli aina sama. TT-laitteella 1 erotuksen keskiarvo oli 3,0 cm ja laitteella 3 erotuksen keskiarvo oli 3,46 cm. Laitteella 2 erotuksen keskiarvo oli 11,87 cm ja laitteella 4 erotuksen keskiarvo oli 6,02 cm.

Zanca, Demeter, Oyen ja Bosmansin (2012, 780–785) tekemässä tutkimuksessa, arvioitiin 167 keuhkojen ja/tai keuhkojen ja vatsanalueen TT-tutkimusten mahdollinen ylimääräinen kuvausalue. 133 TT-tutkimuksessa oli ylimääräistä kuvausaluetta keskiarvol-

la 5,4 cm. (Zanca ym. 2012, 780–785.) Opinnäytetyön aineistosta ei selviä onko mukana TT-tutkimuksia, joissa todellinen kuvausalue on selkeästi pidempi kuin olisi tarpeellista. Todellisen kuvausalueen pituuden keskiarvo oli pienin laitteella 2 (63,63 cm) ja suurin laitteella 3 (65,15 cm) (kuvio 3). Jokaisella TT-laitteella on kuitenkin potilaskoh-  
taisia eroja todellisen kuvausalueen pituuksissa.

Joidenkin TT-tutkimusten kohdalla suunnittelukuva oli jäänyt liian lyhyeksi ja todellisen kuvausalueen pituus oli arvioitu pidemmäksi, jotta kaikki kuvausindikaatioissa vaa-  
dittu anatomia olisi saatu kuvattua potilaasta. Aineiston analysoinnissa tuli esiin negatiivisia arvoja laskettaessa suunnittelukuvan pituuden ja todellisen kuvausalueen pituuden erotusta. Negatiivinen arvo (kuvio 4) osoittaa todellisen kuvausalueen olleen pi-  
dempi kuin itse suunnittelukuva, josta yleensä määritellään kuvausalue. Kun suunnitte-  
lukuva jää liian lyhyeksi, röntgenhoitaja joutuu arvioimaan todellisen kuvausalueen  
pituuden, jolta leikekuvat otetaan. Mahdollisuutena on, että potilas saa turhaa säteilyan-  
nosta ylimääräiseltä kuvausalueelta, joka voi sisältää diagnostisesti merkityksettömiä  
leikekuvia potilaan anatomiasta.

Aineistosta kerättiin myös potilaiden saamia säteilyannoksia (taulukko 1). Suunnitteluku-  
van annostasoa voidaan verrata tavanomaisesta keuhkokuvasta aiheutuvaan sätei-  
lyannokseen. Tämän tason säteilyannoksen vaikutuksia ei tarkasti tiedetä, jonka vuoksi  
tulisi noudattaa ALARA-periaatetta ja pitää suunnittelukuvasta aiheutuva säteilyannos  
niin alhaisena kuin mahdollista. (O’Daniel ym. 2005, 509.) TT-laitteiden 1 ja 3 kohdal-  
la, röntgenhoitajan mahdollisuus keskeyttää suunnittelukuvaus, kun saavutetaan riittävä  
anatomia, muodosti suunnittelukuvien pituuksiin potilaskohtaista vaihtelua sekä vaihte-  
lua säteilyannoksissa. Laitteet 1–3 esittivät suunnittelukuvassa saadun säteilyannoksen,  
mutta laitteelta 4 ei ollut saatavissa suunnittelukuvan annosta.

Taulukko 1 esittää suunnittelukuvan annoksen keskiarvon ja mediaanin eri TT-laitteilla.  
Suunnittelukuvien annoksissa oli eroja potilaiden välillä, joten aineistosta laskettiin an-  
nosten vaihteluvälit Laitteella 1 suunnittelukuvan annosten vaihteluväli oli 7,2–18,4  
mGy\*cm. Laitteella 2 suunnittelukuvat otettiin kahdesta eri suunnasta eli PA- ja LAT-  
suunnasta, jolloin näiden yhteenlaskettu potilaan saama säteilyannos oli kaikissa tutki-  
muksissa 8,44 mGy\*cm. Laitteella 3 suunnittelukuvien vaihteluväli oli 7–11 mGy\*cm.



TAULUKKO 1. Suunnittelukuvan annos

Suunnittelukuvan DLP (mGy*cm)				
	Laite 1	Laite 2	Laite 3	Laite 4
Keskiarvo	9,54	8,44	9,3	-
Mediaani	9,4	8,44	9,0	-

Se, että röntgenhoitajan on mahdollista keskeyttää suunnittelukuvaus, ei tämän aineiston pohjalta näytä vähentävän potilaan saamaa säteilyannosta TT-tutkimuksen suunnittelukuvassa. TT-laitteissa käytetyillä kuvausparametreilla on luultavasti ollut vaikutusta potilaiden suunnittelukuvasta saamaan säteilyannokseen. Putkivirroissa oli eroja laitteittain. Laitteella 1 oli käytetty 34 mA ja laitteella 3 35 mA, kun taas laitteilla 2 ja 4 oli käytetty 10 mA eli matalampaa putkivirtaa. Kun putkivirta kasvaa, potilaan saama säteilyannos kasvaa samassa suhteessa (Dong, Davros, Pozzuto & Reid 2012, 672).

Taulukko 2 esittää todellisen kuvausalueen annoksen keskiarvon ja mediaanin eri TT-laitteilla. Myös todellisen kuvausalueen annosten vaihteluväli laskettiin. Laitteella 1 todellisen kuvausalueen annosten vaihteluväli oli 234,00–1212,00 mGy\*cm. Laitteella 2 todellisen kuvausalueen annosten vaihteluväli oli 238,00–1698,00 mGy\*cm. Laitteella 3 todellisen kuvausalueen annosten vaihteluväli oli 283,00–928,00 mGy\*cm. Laitteella 4 todellisen kuvausalueen annosten vaihteluväli oli 271,00–2199,00 mGy\*cm.

TAULUKKO 2. Todellisen kuvausalueen annos

Todellisen kuvausalueen DLP (mGy*cm)				
	Laite 1	Laite 2	Laite 3	Laite 4
Keskiarvo	632,5	656,77	481,2	952,87
Mediaani	586	585,5	451	814

Laitteella 2 ensimmäisen potilaan todellisuudessa kuvatun kuvausalueen pituus on 64,75 cm ja kuvausalueen annos on 299 mGy\*cm. Laitteella 4 28. potilaan todellisuudessa kuvatun kuvausalueen pituus on 64,04 cm ja kuvausalueen annos on 1422 mGy\*cm. Laitteella 4 todellisuudessa kuvatun kuvausalueen annos on huomattavasti suurempi kuin laitteella 2, vaikka todellisuudessa kuvattu kuvausalue laitteella 4 on 0,71 cm lyhyempi. Erot annoksissa voivat johtua siitä, että vaikka todellisuudessa kuvattu

kuvausalue on sama, niin mahdollisesti kuvausindikaatio on ollut näiden kahden potilaan tutkimuksissa erilainen. Pahanlaatuista tautia tutkittaessa käytetään yleensä protokollaa, jossa on korkeampi sädeannos, kun taas hoitovasteen seurannat ja kontrollikuvaukset tehdään usein pienemmällä sädeannoksella (Jartti ym. 2012, 10).

Toinen mahdollinen syy sille, että kahden lähes samanpituisen kuvausalueen säteilyannokset eroavat toisistaan merkittävästi on se, että potilaan koolla on vaikutusta säteilyannokseen. TT-tutkimuksissa pyritään hyvään kuvanlaatuun potilaan koosta huolimatta. Jotta saavutetaan hyvä kuvanlaatu, täytyy säteilyä käyttää enemmän. Tällöin potilaan saama säteilyannos kasvaa. Ylipainoinen potilas saa selkeästi suuremman säteilyannoksen kuin pienikokoinen potilas TT-tutkimuksessa. (Schindera ym. 2008, 103–104.)

## 8.2 Opinnäytetyön eettisyys ja luotettavuus

Tutkimuksen validiteetilla tarkoitetaan sitä, miten hyvin tutkija on operationalisoinut teoreettiset käsitteet arkikieleen eli tutkijan kykyä soveltaa teorian käsitteet ja tutkimuksen konseptilomakkeeseen eli mittariin. Kun tutkimuksessa onnistutaan mittaamaan sitä, mitä oli tarkoituskin, tutkimus on validi. (Vilka 2007, 149.) Mittarin tulee olla kattava ja tutkija voi pohtia onko jokin tutkimuksen kohteen osa-alue jäänyt mittausten kohteiden ulkopuolelle (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2010, 153). Tutkimuksen reliabiliteetilla eli luotettavuudella tarkoitetaan sitä, että tutkimustulokset ovat toistettavissa tutkijasta riippumatta. Tutkimus on tällöin tarkka ja luotettava. Jos tutkimus sisältää sattumanvaraisia tuloksia, sen reliabiliteetti on heikko. (Vilka 2007, 149–150.)

Tutkimuksen tulee noudattaa hyvää tieteellistä käytäntöä, jolloin tutkimuksen tavoitteet ja kysymyksenasettelu, aineiston kerääminen sekä käsittely, tulosten esittäminen ja aineiston säilytys eivät loukkaa tutkimuksen kohderyhmää, tiedeyhteisöä tai hyvää tieteellistä käytäntöä (Vilka 2007, 90). Ennen aineiston keruuta haettiin tutkimuslupa yhteistyökumppanilta. Opinnäytetyö pyrittiin tekemään mahdollisimman luotettavasti ja huolellisesti. Teorian kirjoittamiseen valikoitui kirjoja ja tutkimusartikkeleita monipuolisesti, niin suomalaisia kuin englanninkielisiä lähteitä. Opinnäytetyössä kunnioitettiin alkuperäisen lähteen tekijää ja viitattiin alkuperäiseen lähteeseen asianmukaisesti niin teksti- kuin lähdeviitteissä.

Tiedonhankinta-, tutkimus- sekä arviointimenetelmä tulee olla eettisesti kestäviä ja tieteellisen tutkimuksen kriteerien mukaisia (Hirsjärvi ym. 2013, 23–26). Niistä valinnoista ja niihin liittyvistä perusteluista, joita tutkija tekee omassa tutkimuksessaan, on hän myös vastuussa. Voimassa oleva lainsäädäntö tulee ottaa huomioon tutkimusetiikan lisäksi. Yksityisyyttä ja tekijänoikeuksia koskevia asioita on jokaisessa tutkimuksessa ja ne tulee ratkaista voimassa olevien normien mukaan. (Vilka 2007, 90.) Opinnäytetyön tekijät laativat tietojenkeruulomakkeen aineiston keruuta varten yhteistyökumppanin edustajan kanssa yhteistyössä ja yhteistyökumppanin edustaja keräsi aineiston. Aineisto kerättiin retrospektiivisesti, joten aineiston keruuta on ollut mahdollista tehdä rauhassa yhteistyökumppanin edustajan päättämänä ajankohtana. Potilaan pituus mitattiin yhteistyökumppanin edustajan toimesta ja anatomiset maamerkit, joiden avulla mittaus tehtiin, oli määritelty etukäteen opinnäytetyön tekijöiden toimesta. Jos röntgenhoitajat olisivat keränneet aineiston työn ohessa jokaisen potilaalle tehdyn tutkimuksen jälkeen, olisi tämä mahdollisesti aiheuttanut enemmän tallennusvirheitä.

Potilaan turvallisuus ja oikeudet on turvattava tutkimusta tehdessä (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2010, 174, 179). Tutkijan tulee käytännössä huolehtia siitä, että tutkittavien henkilötiedot esimerkiksi muutetaan tunnistamattomiksi ja yksityisyyden suoja ei loukata (Vilka 2007, 95). Kun aineisto on anonymisoitu, tutkimustietoja ei tule luovuttaa kenellekään ulkopuoliselle tutkimusprosessista (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2010, 174, 179). Opinnäytetyön tekijät saivat aineiston täysin anonymisoina eli potilaiden henkilötietoja tai tutkimuksen ajankohtaa ei tullut tekijöiden tietoon. Aineistosta ei käynyt ilmi, miltä TT-laitteelta mikäkin aineisto on kerätty. TT-laitteiden laitemerkit on myös jätetty anonymiksi opinnäytetyössä.

Aineisto tarkistettiin sen jälkeen, kun se oli saatu yhteistyökumppanilta. Tietojenkeruulomakkeelta varmistettiin, että kaikki vaadittava tieto oli kerätty. Suunnittelukuvien ja todellisen kuvausalueen pituudet käytiin läpi siltä varalta, että olisi nähtävissä esimerkiksi jokin suuresti poikkeava luku.

Tutkimuksen luotettavuutta voi heikentää se, että tietojenkeruulomaketta täyttäessä on voinut tapahtua inhimillisiä näppäilyvirheitä. Yhdellä TT-laitteella potilaan pituus oli kirjattu väärin, mutta saimme oikean arvon jälkikäteen yhteistyökumppanin edustajalta. TT-laitteiden annosnäytöissä oli systemaattinen virhe, koska ne näyttivät 0,5–10 % liian vähän eikä tätä oltu huomioitu kirjauksessa. Laitteiden annosnäytöt näyttivät laitteella 1

10 % liian vähän, laitteella 2 0,5 % liian vähän, laitteella 3 5 % liian vähän ja laitteella 4 1 % liian vähän. Säteilystä on siis todellisuudessa jonkin verran eroavaisuutta siinä, mitä TT-laitteen annosnäyttö kertoo ja mitä potilas todellisuudessa on saanut. Säteilystä ei kuitenkaan lähdetty muuttamaan, vaan aineisto analysoitiin annosnäytön esittämällä annoksilla. Aineiston analysoinnissa pyrittiin huolellisuuteen ja tarkkuuteen. Laskelmat tehtiin Excel-tilinlaskentaohjelman kaavoja käyttäen virheiden minimoimiseksi. Laatikko ja viiksi – kuvioita tehdessä kiinnitettiin huomiota siihen, että kaikki tarvittava ja oikea tieto tulee osaksi kuvioita.

### **8.3 Oppimiskokemukset ja jatkotutkimusehdotukset**

Kvantitatiivisen tutkimuksen tekemisestä ei ollut aiempaa kokemusta, joten aihe vaati syvempää perehtymistä. Prosessi kehitti opinnäytetyön tekijöitä tiedonhaku- ja yhteistyötaitoissa sekä ajankäytön hallinnassa. Teoriatiedon pohjaksi etsittiin kansainvälisiä tieteellisiä artikkeleita suomenkielisten lähteiden lisäksi tukemaan opinnäytetyön teoriaa. Englanninkielisten tutkimusten lukeminen muuttui opinnäytetyön loppua kohden sujuvammaksi.

Teoriatiedon löytäminen koettiin haasteelliseksi ja erityisesti tutkimusongelmaan liittyvien tieteellisten artikkeleiden löytäminen tuntui hankalalta. Tiedonhaun työpajasta haettiin opinnäytetyön alussa tukea teoriatiedon löytämiseen. Tärkeää teoriatiedon etsimisessä oli se, että se olisi ajantasaista ja mahdollisimman uutta, koska kehitystä tapahtuu tällä alalla koko ajan. Aineiston keräämiseen käytetyn tietojenkeruulomakkeen tekemisessä sekä aineiston analysoinnissa käytettiin apuna Excel-tilinlaskentaohjelmaa ja ohjelmiston käyttämiseen saatiin enemmän kokemusta ja sujuvuutta.

Opinnäytetyötä tehtiin opinnäytetyön tekijöiden kesken paljon yhdessä, jolloin pystyttiin ilmaisemaan omat mielipiteemme ja ajatuksemme, joka näin ollen helpotti opinnäytetyön tekemistä. Jonkin verran opinnäytetyötä tehtiin myös pilvipalvelun kautta. Opinnäytetyö parilta saatu tuki ja mielipiteiden jakaminen lisäsivät uusien ideoiden luomista ja auttoivat pääsemään prosessin eri vaiheissa eteenpäin.

Opinnäytetyöprosessi kokonaisuudessaan kehitti ammatillista kasvua ja syvensi ennestään olevia tietoja TT-tutkimuksen laitetekniikasta ja *Vartalon laaja JN4BD* -tutkimuksesta. Asiat, jotka vaikuttavat potilaan saamaan säteilyannokseen ja säteilyannoksen optimointiin sekä suunnittelukuvassa että varsinaisessa viipalekuvauksessa tulivat tutummiksi.

Jatkossa aihetta voisi tutkia tarkemmin röntgenhoitajan näkökulmasta ja hoitajan vaikutuksesta suunnittelukuvan pituuteen TT-laitteella, jossa se on mahdollista keskeyttää. Aineiston voisi kerätä TT-laitteilta, jotka ovat identtiset laiteteknisiltä ominaisuuksiltaan. Tutkimuksessa voisi ottaa mukaan kuvausindikaation mahdollisen vaikutuksen suunnittelukuvan pituuteen.

## LÄHTEET

AAPM. 2008. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. AAPM Report 96. American Association of Physicists in Medicine. College Park, MD, USA. Luettu 29.3.2018. [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_96.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf)

AAPM 2014. Adult Routine Chest, Abdomen and Pelvis CT Protocol. Luettu 19.5.2018. <https://www.aapm.org>

Adibi, A. & Shahbazi, A. 2014. Automatic Bolus Tracking Versus Fixed Time-Delay Technique in Biphasic Multidetector Computer Tomography of the Abdomen. Iranian Journal of Radiology. 11 (1)

Badawy, M. K., Galea, M., Mong, K. S. & U P. 2015. Computed Tomography overexposure as a consequence of extended scan length. Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology. Medical Imaging 59 (5) 586–589.

Bell, D. J. 2018. Cross-sectional imaging. Radiopaedia. Päivitetty 2018. Luettu 2.4.2018. <https://radiopaedia.org/articles/cross-sectional-imaging-1>

Blanco Sequeiros, R. 2016. Tutkimusmenetelmien erityispiirteitä. Teoksessa Blanco Sequeiros, R., Koskinen, S. K., Aronen, H., Lundbom, N., Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Duodecim Oppiortti.

Busch H.P. 2004. DIMOND III. Image Quality and Dose Management for Digital Radiography. Final Report.

Dong, F., Davros, W., Pozzuto, J. & Reid, J. 2012. Optimization of Kilovoltage and Tube Current-Exposure Time Product Based on Abdominal Circumference: An Oval Phantom Study for Pediatric Abdominal CT. American Journal of Roentgenology. 199 (3) 670–676.

European Commission. 2014. Radiation Protection 180. Medical Radiation Exposure of the European Population. Part 1/2. European Union. Luxemburg.

Farlex Inc. 2018. The Free Dictionary. Medical Dictionary. Päivitetty 2018. <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/isocenter>

General Electric Company. 2014. Revolution CT User Manual. Waukesha: General Electric Company.

Gurney, J. W., Winer-Muram, H. T., Stern, E. J., Franquet, T., Ravenel, J. G., White, C. S., Bankier, A. A., Holbert, J. M., Gosselin, M. V., Mohammed, T-L. H., Shaffer, K., Mergo, P. J., Desai, S. R. & Boiselle, P. M. 2006. Diagnostic Imaging. Chest. First Edition. Manitoba: Amirsys Inc.

- Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2014. Tutki ja kirjoita. 19. painos. Helsinki: Tammi.
- Hsieh, J. 2009. Computed Tomography. Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. Second Edition. Bellingham: Wiley Interscience.
- HUS Kuvantaminen. 2017. Vartalon alueen varjoainetehosteinen TT-kuvaus. Potilasohje. Julkaistu 27.3.2017. Luettu 19.4.2018. <http://www.hus.fi/sairaanhoito>
- International Commission on Radiological Protection. n.d. Effects of Exposure to Radiation. ICRPaedia. Luettu 18.9.2018. <http://www.icrp.org/icrpaedia/effects.asp>
- International Commission on Radiological Protection. 2000. ICRP Publication 87. Managing Patient Dose in Computed Tomography. Annals of the ICRP 30 (4).
- International Commission on Radiological Protection. 2007. ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission of Radiological Protection. Annals of the ICRP 37 (2–4).
- Israel, G. M., Cicchiello, L., Brink, J. & Huda, W. 2010. Patient Size and Radiation Exposure in Thoracic, Pelvic, and Abdominal CT Examinations Performed With Automatic Exposure Control. AJR. 195 (6) 1342–1346.
- Jartti, A., Lantto, E., Pääkkö, E., Rinta-Kiikka, I. & Vuorte J. 2012. Vatsan TT-tutkimukset. Suositukset omien kuvauskäytäntöjen kehittämiseen. Luettu 18.7.2017. <https://www.sry.fi/file.php?555>
- Jurvelin, J. 2005. Röntgenkuvaus. Tietokonetomografia. Teoksessa Soimakallio, S., Kivisaari, L., Manninen, H., Svedström, E. & Tervonen, O. (toim.) 2005. Radiologia 1. painos. Helsinki: Werner Söderström Osakeyhtiö, 32–43.
- Järvinen, H. 2016. Terveystieteiden tutkimuskeskuksen (STUK) tutkimus (STUK-TR. 10/2016). Terveystieteiden tutkimuskeskuksen (STUK) tutkimus (STUK-TR. 10/2016). Terveystieteiden tutkimuskeskuksen (STUK) tutkimus (STUK-TR. 10/2016).
- Kaasalainen, T., Palmu, K., Reijonen V. & Korttesniemi M. 2014. Effect of Patient Centering on Patient Dose and Image Noise in Chest CT. AJR. 203 (1) 123–130.
- Kalender, W. A. 2011. Computed Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. Erlangen: Publicis Publishing.
- Kankkunen, P. & Vehviläinen-Julkunen, K. 2009. Tutkimus hoitotieteessä. 1.-2. painos. Helsinki: WSOY.
- Korttesniemi, M. & Lantto, E. (toim.) 2015. Tietokonetomografioiden optimointi. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim 1/2015, 42–48.

- Kusk, M. W. 2014. Incorrectly placed gonad shields: Effect on CT automatic exposure correction form four different scanners. *Radiography*. 20 (3) 241–245.
- Lantto, E. 2013. Kuvausparametrit ja niiden vaikutus kuvanlaatuun ja sädeannokseen. Sädeturvapäivät. Luettu 6.4.2018. [www.sadeturvapaivat.fi/file.php?763](http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?763)
- Liao E.A., Quint L.E., Goodsitt M.M., Francis I.R., Khalatbari S. & Myles J.D. 2011. Extra Z-axis Coverage at CT Imaging Resulting in Excess Radiation Dose: Frequency, Degree and Contributory Factors. *Journal of Computed Assisted Tomography* 35 (1) 50–56.
- Mayo-Smith W. W., Hara A.K., Mahesh M., Sahani D.V. & Pavlicek W. 2014. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *RSNA Radiology*. 273 (3) 657–672.
- McCullough, C. H., Guimaraes, L. & Fletcher J. G. 2009. In Defence of Body CT. *American Journal of Roentgenology*. AJR. 193 (1) 28–39.
- Mellin, I. 2006. Tilastolliset menetelmät: Johdanto. <https://math.aalto.fi/opetus/sovtoda/oppikirja/Johdanto.pdf>
- Merimaa, K. (toim.) 2012. Lasten TT-tutkimusohjeisto. STUK opastaa 9/2012. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- Mustajoki, P. 2018. Aortan laajentuma (aneurysma). Lääkärikirja Duodecim. Luettu 28.9.2018. [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=dlk00008](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk00008)
- O’Daniel, J. C., Stevens, D. M. & Cody, D. D. 2005. Reducing Radiation Exposure from Survey CT Scans. *American Journal of Roentgenology*. AJR. 185 (2) 509–515.
- Paile, W. 2002. Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily haittavaikutusten luokittelu. Teoksessa Mustonen, R., Paile, W., Salomaa, S. & Voutilainen, A. (toim.) Säteily ja ydinturvallisuus. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- Pomara, C., Pascale, N., Maglietta, F., Neri, M., Riezzo, I. & Turillazzi, E. 2015. Use of contrast media in diagnostic imaging: medico-legal considerations. *La Radiologia Medica*. Springer. 120 (9) 802–809.
- Prokop, M. & Galanski, M. 2003. Spiral and Multislice. *Computed Tomography of the Body*. Stuttgart: Thieme.
- Romans, L. E. 2011. *Computed Tomography for Technologists. A Comprehensive Text*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/ Lippincott Williams & Wilkins.



Ryu, Y. J., Choi, Y. H., Cheon J-E., Park, J. E., Kim, W. S. & Kim I-O. 2018. Effect of arm position, presence of medical devices, and off-centering during acquisition of scout image on automatic tube voltage selection and current modulation in pediatric chest CT. *PLoS One*. 13 (4) 1–12.

Schindera, S. T., Nelson, R.C., Toth, T. L., Nguyen, G. T., Toncheva, G. I., DeLong, D. M. & Yoshizumi, T. T. 2008. Effect of Patient Size on Radiation Dose for Abdominal MDCT with Automatic Tube Current Modulation: Phantom Study. *American Journal of Roentgenology*. 190 (2) 100–105.

Seesjärvi, M. 2014. Vartalon TT-tutkimuksen itsearviointi. Sädeturvapäivät 2014. Luettu 19.5.2018. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?838>

Siemens. 2014. SOMATOM Scope. Power configuration. Datasheet for syngo CT VC28. Siemens AG.

STM 423/2000. Sosiaali- ja terveysministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä. 10.5.2000.

STUK. 2008. Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. STUK tiedottaa 2/2008.

STUK. 2013a. Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografiatutkimuksissa. 2/3020/2013.

STUK. 2013b. Säteilytoiminnan turvallisuus. ST 1.1. 23.5.2013.

STUK. 2014. Röntgentutkimukset terveydenhuollossa. ST 3.3. 8.12.2014.

STUK. 2016. Isotooppilääketieteen TT-opas. STUK opastaa 11/2016.

Suutari, J. (toim.) 2016. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2015. STUK-B 207. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Säteilylaki. 1991. 27.3.1991/592.

Söderberg, M. 2015. Overview, Practical Tips and Potential Pitfalls of using Automatic Exposure Control in CT: Siemens Care Dose 4D. *Radiation Protection Dosimetry*. 169 (1–4) 84–91.

Tilastokeskus. Johdatus tilastotieteeseen. Hajontaluvut. Luettu 28.9.2018. <https://tilastokoulu.stat.fi>

UNEP. 2016. Radiation. Effects and Sources. Wien: UNSCEAR PUBLICATIONS.

Vilka, H. 2007. Tutki ja mittaa. Määrällisen tutkimuksen perusteet. Helsinki: Tammi.

Zanca, F., Demeter, M., Oyen, R. & Bosmans, H. 2012. Excess radiation and organ dose in chest and abdominal CT due to CT acquisition beyond expected anatomical boundaries. *European Society of Radiology*. 22 (4) 779–788.

