



TAMPEREEN  
AMMATTIKORKEAKOULU

# TIETOKONETOMOGRAFIALAITTEIDEN SÄTEILYANNOSTEN VERTAILU VATSAN LASKIMOVAIHEEN TUTKIMUKSESSA

Potilastutkimuksiin perustuva tarkastelu

Jenni Ahlroth

Katja Suhonen

Opinnäytetyö  
Lokakuu 2017  
Röntgenhoitajakoulutus



## TIIVISTELMÄ

Tampereen ammattikorkeakoulu  
Röntgenhoitajakoulutus

AHLROTH, JENNI & SUHONEN, KATJA:

Tietokonetomografialaitteiden säteilyannosten vertailu vatsan laskimovaiheen tutkimuksessa

Potilastutkimuksiin perustuva tarkastelu

Opinnäytetyö 113 sivua, joista liitteitä 11 sivua

Lokakuu 2017

Tietokonetomografiatutkimukset (TT-tutkimukset) aiheuttavat yli puolet röntgentutkimusten säteilyaltistuksesta. Suurimman efektiivisen ja kollektiivisen säteilyannoksen aiheuttajia ovat vatsan alueen TT-tutkimukset. Potilaan säteilyannokseen vaikuttavat muun muassa käytössä olevat laitetekniikka ja kuvausparametrit, laadunvarmistus, haluttu kuvanlaatu, potilaasta johtuvat tekijät ja tutkimuksen käytännön toteutus.

Opinnäytetyön tavoitteena oli koota yhteistyökumppanille eli Pirkanmaan sairaanhoitopiirin Kuvantamiskeskus- ja apteekkiliikelaitokselle tietoa tiettyjen TT-laitteiden aiheuttamista säteilyannoksista (annoksen tilavuuskeskiarvo  $CTDI_{vol}$ , annoksen ja pituuden tulo  $DLP$ , kokoriippuvainen annosarvio  $SSDE$ ), niiden eroista ja annoksiin mahdollisesti vaikuttavista laitekohtaisista teknisistä tekijöistä vatsan laskimovaiheen TT-tutkimusten osalta. Tarkoituksena oli selvittää säteilyannokset yhteistyökumppanin ennalta määrittämällä viidellä TT-laitteella (A–E) hyödyntämällä kerättäviä potilastutkimustietoja. Lisäksi tarkoituksena oli vertailla annoksia ja selvittää niihin vaikuttavat laitekohtaiset tekniset tiedot. Tutkimusongelmina selvitettiin siten kunkin TT-laitteen osalta vatsan laskimovaiheen tutkimusten säteilyannosten suuruudet, säteilyannosten erot ja käytetty laitetekniikka. Opinnäytetyö toteutettiin kvantitatiivisena tutkimuksena keräämällä retrospektiivisesti sekä harkinnanvarainen numeerinen potilastutkimusaineisto että sanallinen laitetekninen aineisto. Potilastutkimusaineisto analysoitiin tilastollisin menetelmin. Luottamuksellinen aineisto on poistettu julkisesta raportista.

Tulosten mukaan  $CTDI_{vol}$ :n mediaani vaihteli laitteittain välillä 5,25–7,83 mGy,  $DLP$ :n mediaani välillä 252,37–393,13 mGy·cm ja  $SSDE$ :n mediaani välillä 6,10–9,37 mGy. Laitteen C säteilyannokset olivat joukon pienimmät. Myös tarkastellut taustamuuttujat (potilaan halkaisija, kuvausalueen pituus, kuvausarvot ja kuvanlaatu) tukivat havaintoa. Laitteen A säteilyannokset olivat keskimäärin toiseksi pienimmät, vaikka selittäviä tekijöitä ei juurikaan noussut esiin taustamuuttujista. Laitteilla B, D ja E annokset olivat hieman keskimääräistä suurempia. Annoserojen merkitsevyydestä ei kuitenkaan voitu tehdä päätelmiä. Laitteiden B ja E osalta taustamuuttujat pääasiassa tukivat annosten suuruutta, mutta laitteen D annoksen suuruus ei selittänyt taustamuuttujilla.

Annoksiin mahdollisesti vaikuttaneita teknisiä ominaisuuksia ja niiden vaihtelua tutkittujen laitteiden välillä raportoitiin viidessä kategoriassa: laitetekniikka, kuvausparametrit, säteilykeilan geometria, leikekuvien rekonstruktio ja laadunvarmistus. Yksityiskohtaisia laitekohtaisia tuloksia ja päätelmiä ominaisuuksien mahdollisista vaikutuksista annoksiin ei raportoitu julkisesti.

Asiasanat: tietokonetomografiatutkimus, vatsan alueen tutkimus, laitetekniikka, säteilyannos, retrospektiivinen tutkimus

## ABSTRACT

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

AHLROTH, JENNI & SUHONEN, KATJA:

Comparison of Radiation Doses of Computed Tomography Scanners in Portal Venous Phase Examination of the Abdomen  
An Inspection Based on Patient Examinations

Bachelor's thesis 113 pages, appendices 11 pages  
October 2017

---

The objective of this study was to gather information of radiation doses caused by five computed tomography (CT) scanners (A–E), differences between the doses and technical features of the scanners that possibly affect the doses in portal venous phase examination of the abdomen. The purpose was to determine the radiation doses (CT dose index  $CTDI_{vol}$ , dose-length product  $DLP$  and size-specific dose estimate  $SSDE$ ) using patient examination data, compare the doses and find out the dose-affecting features of the scanners. The partner in cooperation was the Imaging Centre and Pharmacy of the Pirkanmaa Hospital District.

The study was retrospective and quantitative. The gathered data consisted of radiation doses and dose-related background variables of previously performed CT examinations and information about dose-affecting technical features in the five CT scanners. The dose data were analyzed statistically.

According to the results, scanner C had the smallest radiation doses and scanner A on average the second smallest. The doses of scanners B, D and E were slightly higher than the mean doses ( $CTDI_{vol}$  7,37 mGy,  $DLP$  338,98 mGy·cm,  $SSDE$  8,87 mGy). The background variables (patient's diameter, length of the scanned area, scanning parameters and image quality) supported the results for scanner C and mostly for scanners B and E, but not for scanners A and D.

The dose-affecting technical features and their variation between the scanners were reported in five categories: scanner technology, imaging parameters, radiation beam geometry, image reconstruction and quality assurance. Detailed scanner-specific results and conclusions were not reported publicly.

---

Key words: computed tomography examination, abdominal examination, scanner technology, radiation dose, retrospective study

## SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	6
2	TIETOKONETOMOGRFIA KUVANTAMISMENETELMÄNÄ.....	8
2.1	Tietokonetomografian periaate.....	8
2.2	Tietokonetomografian hyödyt ja rajoitteet.....	11
2.3	Tietokonetomografiatutkimukset lukuina.....	14
2.4	Vatsan laskimovaiheen tietokonetomografiatutkimus.....	17
3	SÄTEILYALTISTUS TIETOKONETOMOGRFIAUTKIMUKSESSA.....	21
3.1	Tietokonetomografiatutkimuksen aiheuttama säteilyaltistus.....	21
3.2	Säteilyannokseen vaikuttavat tekijät.....	23
3.2.1	Laitetekniikka.....	24
3.2.2	Kuvausparametrit.....	28
3.2.3	Säteilykeilan geometria.....	32
3.2.4	Leikekuvien rekonstruktio.....	33
3.2.5	Kuvanlaatu.....	36
3.2.6	Laadunvarmistus.....	38
3.2.7	Potilaasta johtuvat tekijät.....	38
3.2.8	Muut tutkimuksen suorittamiseen liittyvät tekijät.....	39
4	SÄTEILYALTISTUKSEN MÄÄRITTÄMINEN.....	42
4.1	Säteilyannossuureet laskentaperiaatteineen.....	42
4.1.1	Annoksen tilavuuskeskiarvo.....	43
4.1.2	Painotettu annoksen ja pituuden tulo.....	46
4.1.3	Kokoriippuvainen annosarvio.....	46
4.2	Potilaan säteilyannoksen määritysmenetelmät.....	48
5	TAVOITE, TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT.....	50
6	MENETELMÄLLISET LÄHTÖKOHDAT.....	51
6.1	Tutkimusmenetelmien valinta.....	51
6.2	Aineistonkeruuprosessi.....	52
6.3	Aineiston analysointi ja raportointi.....	56
7	TUTKIMUSTULOKSET.....	61
7.1	Potilastutkimusaineiston taustamuuttujat.....	61
7.2	Säteilyannokset.....	68
7.3	Potilastutkimusaineistoa koskevien tulosten yhteenveto.....	71
7.4	Laitetekniikka.....	73
8	POHDINTA.....	74
8.1	Tulosten tarkastelu.....	74
8.1.1	Potilastutkimusaineisto.....	74

8.1.2 Laitetekninen aineisto .....	82
8.2 Opinnäytetyön eettisyys ja luotettavuus .....	86
8.3 Oma oppimiskokemus .....	90
8.4 Jatkotutkimusehdotukset.....	91
LÄHTEET.....	93
LIITTEET .....	103
Liite 1. Tutkimuksessa mukana olevat TT-laitteet .....	103
Liite 2. Potilastutkimusaineiston tiedonkeruulomake .....	104
Liite 3. Laiteteknisen aineiston tiedonkeruulomake.....	105
Liite 4. Potilastutkimusaineisto .....	107
Liite 5. Potilastutkimusaineiston taulukkomuotoiset tulokset.....	108
Liite 6. Laiteteknisen aineiston yksityiskohtaiset tulokset.....	112
Liite 7. Yksityiskohtainen laitetekninen pohdinta.....	113

## 1 JOHDANTO

Suomessa tehtiin vuonna 2015 lähes neljä miljoonaa röntgentutkimusta. Tietokonetomografiatutkimusten (jatkossa TT-tutkimusten) osuus tästä määrästä oli noin 11 % (Suutari 2016, 10). Samaan aikaan, kun röntgentutkimusten määrä on vähentynyt 2000-luvulla, on TT-tutkimusten määrä kaksinkertaistunut (Suutari 2016, 27). TT-laitteiden tekninen kehitys on lyhentänyt kuvausaikoja, parantanut kuvanlaatua ja edistänyt kuvien rekonstruktio mahdollisuuksia, mikä mahdollistaa TT-tutkimusten hyödyntämisen lukuisissa tutkimusindikaatioissa. Tietokonetomografiasta onkin tullut yleinen tutkimusmenetelmä. (Guite, Hinshaw & Lee 2013, 1.) Myös TT-tutkimusten väestöannososuus on kasvanut TT-laitteiden kehittymisen myötä (Jartti ym. 2012, 1). Vuosina 2007–2010 kerättyjen annostietojen mukaan TT-tutkimuksista aiheutunut ionisoivan säteilyn (jatkossa säteilyn) annos muodosti Suomessa 58 %:n osuuden röntgentutkimusten kokonaisannoksesta (European Commission 2014, 65). TT-tutkimuksista suurimpien efektiivisten ja kollektiivisten annosten aiheuttajia ovat vatsan alueen tutkimukset, joiden osalta kuvausindikaatiot ovat lisääntyneet ja diagnostinen vaatimustaso kasvanut (Jartti ym. 2012, 1).

Potilaan saamaan säteilyannokseen vaikuttavat useat tekijät, jotka voidaan jakaa esimerkiksi laitetekniikkaan, kuvausparametreihin, kuvanlaatuun, laadunvarmistukseen sekä potilaasta johtuviin ja tutkimuksen suorittamiseen liittyviin tekijöihin (ks. esim. STUK 2008; Kalender 2011, 52, 60, 194–197, 208–222; Romans 2011, 17, 169–177; Jartti ym. 2012, 3, 5–11, 22; Merimaa 2012, 7–9, 11–12, 15–16; Kaijaluoto 2016, 9–12, 18–21; Yu & Leng 2016). Jartin ja muiden (2012, 1) mukaan tutkimuskäytännöissä ja säteilyannoksissa on huomattavia eroja eri yksiköiden välillä kuvattaessa samoilla indikaatioilla ja laitetyypeillä. Karppisen ja Järvisen (2006, 36) mukaan säteilyaltistusten ero käytettäessä samaa laitetyyppiä eri tutkimusyksiköissä voi olla moninkertainen. Yhtenä taustavaikuttajana voivat olla puutteet optimoinnissa (Karppinen & Järvinen 2006, 36). Suutarin (2016, 36) mukaan TT-tutkimusten määrän jatkuva kasvu ei välttämättä johtaisi väestöannoksen kasvuun teknisen kehityksen ja annosoptimoinnin myötä. Toisaalta tekninen kehitys ei aina pelkästään pienennä annoksia, sillä Karppisen ja Järvisen (2006, 4) mukaan esimerkiksi monileikelaitteiden käyttöön siirtyminen nosti potilasannoksia lähes kolmanneksen. Modernit TT-laitteet tarjoavat kuitenkin paljon mahdolli-

suuksia säteilyaltistuksen pienentämiseen, jos laitteiden ominaisuuksia osataan hyödyntää oikein (Jartti ym. 2012, 1).

Säteilyaltistuksen optimoinnilla pyritään vähentämään tarpeetonta säteilyaltistusta, joka ei hyödyttäisi diagnoosin tai hoitotuloksen saavuttamisessa (Säteilylaki 592/1991; Ketunen 2006, 37). Annoksen tulee olla suhteessa vaadittuun kuvanlaatuun ja tarvittavan diagnostisen tiedon saamiseen (European Commission 1999, 5). Säteilylaissa (592/1991) säädetyn optimointiperiaatteen perustana on säteilyannosten määrittäminen. Potilaiden saamia annoksia on tärkeää seurata ja verrata sekä vertailutasoihin että muiden laitteiden aiheuttamiin säteilyannoksiin, jotta havaitaan, mikäli tutkimustekniikkaa olisi mahdollista optimoida entisestään (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 117, 138). Otettaessa kuvanlaatu tekijä mukaan säteilyannosten vertailuun, voidaan tehdä päätelmiä kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoinnin toteutumisesta eri tutkimusyksiköissä ja erilaisilla TT-laitteilla (Karppinen & Järvinen 2006, 9).

Opinnäytetyön tavoitteena on koota yhteistyökumppanille tietoa tiettyjen, yhteistyökumppanin käytössä olevien, TT-laitteiden aiheuttamista säteilyannoksista ja niiden eroista sekä annoksiin mahdollisesti vaikuttavista laitekohtaisista teknisistä tekijöistä vatsan laskimovaiheen tutkimuksessa. Tarkoituksena on selvittää säteilyannokset ( $CTDI_{vol}$ , DLP ja SSDE) viidellä yhteistyökumppanin ennalta määrittämällä TT-laitteella (liite 1) vatsan laskimovaiheen tutkimusten osalta ja vertailla annoksia. Selvitys perustuu TT-tutkimuksista jälkikäteen kerättäviin potilasannostietoihin ja säteilyannoksiin vaikuttavista taustamuuttujista koostuviin tietoihin. Lisäksi tarkoituksena on selvittää kyseisissä tutkimuksissa käytetyt, annoksiin vaikuttavat laitekohtaiset tekniset tiedot. Tutkimuksessa mukana olevat TT-laitteet, potilastutkimusaineisto, laiteteknisen aineiston yksityiskohtaiset tulokset ja yksityiskohtainen laitetekninen pohdinta eivät ole julkisia.

Opinnäytetyön aihe on saatu suoraan työelämästä yhteistyökumppanina toimivalta Pirkanmaan sairaanhoitopiirin Kuvantamiskeskus- ja apteekkiliikelaitokselta. Aihe on syntynyt yhteistyökumppanin tarpeesta, sillä kyseisen kaltaista annosten vertailua ei ole aiemmin tehty yhteistyökumppanin röntgenyksiköissä samassa laajuudessa.

## 2 TIETOKONETOMOGRAFIA KUVANTAMISMENETELMÄNÄ

### 2.1 Tietokonetomografian periaate

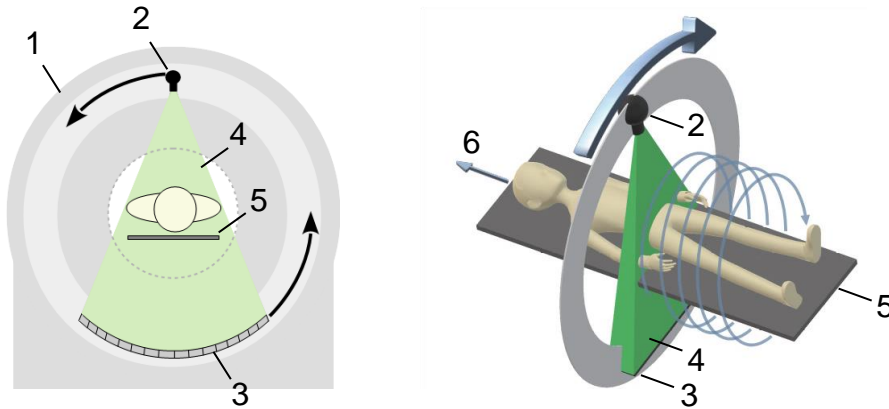
Tietokonetomografia soveltuu niin potilaan pään, kaulan, vartalon kuin raajojenkin kuvantamiseen (PSHP 2015; KSSH 2016; Docrates 2017). Sen avulla voidaan tutkia eri kehon osia kuten luustoa, elimiä ja verisuonia (Carea 2017; Stanford Health Care 2017). Tietokonetomografialla tuotetaan kuvattavasta kolmiulotteisesta alueesta digitaalisia, laskennallisia leikekuvia ionisoivan röntgensäteilyn avulla (Jurvelin 2005, 39; Laarne 2012, 87; Carlton & Adler 2013, 644). Projektioista saatu data saatetaan ensin digitaaliseen muotoon, minkä jälkeen data takaisinprojisoidaan leikekuvaksi matemaattisten algoritmien avulla (Jurvelin 2005, 40; Carlton & Adler 2013, 633–634, 644). Kuvanmuodostus perustuu kuvattavan alueen tiheyseroihin sekä säteiden vaimenemiseen ja sen mittaamiseen (Kalender 2011, 24; Romans 2011, 6). Jotta kaksi vierekkäistä kudosta voidaan erottaa toisistaan, on niiden välillä oltava luonnollinen tai varjoaineella luotu tilapäinen tiheysero, joka näkyy kuvassa kontrastina (Romans 2011, 6).

Tietokonetomografiassa kuvanmuodostusprosessi voidaan jakaa kolmeen osaan: datan keräämiseen, kuvan muodostukseen ja kuvan esittämiseen (Romans 2011, 12). Datan keruuksi kutsutaan vaihetta fotonien luomisesta niiden päätymiseen detektorille eli ilmaisimelle, joka havaitsee säteilyä ja muuttaa sen myöhemmin digitaaliseen muotoon (Romans 2011, 12; Carlton & Adler 2013, 628).

Tutkimuksen aikana tutkimuspöytä liikuttaa sen päällä makaavaa potilasta TT-laitteen läpi (Brenner & Hall 2007, 2279; FDA 2017). Samaan aikaan TT-laitteen kanturin (gantry) sisällä olevat röntgenputki ja ilmaisimet kiertävät potilaan ympäri röntgenputken lähettäessä kapeaa, viuhkamaista röntgensädekeilaa kanturin vastapuolella olevalle ilmaisimelle (Brenner & Hall 2007, 2279; Mustajoki & Kaukua 2008a; Kaasalainen 2013, 73; FDA 2017; kuva 1). Slip-ring-tekniikka mahdollistaa röntgenputken ja ilmaisimen jatkuvan pyörimisen, sillä sen avulla röntgenputkelle ja ilmaisimelle voidaan syöttää sähköä ilman sähkökaapeleita (Kaasalainen 2013, 73). Kanturissa voi olla yksi tai kaksi röntgenputkea ja ilmaisinta, ja ilmaisimissa useita ilmaisinsarjia (monirivinen ilmaisinsarjajärjestelmä), jolloin laajat kuvausalueet on mahdollista kuvata nopeasti ja leikepaksuus on valittavissa vapaammin (Smith & Farrell 2014, 9). Tutkimusta varten potilas



pyritään keskittämään mahdollisimman hyvin isosentriin eli kanturin kuvausaukon keskelle kuvanlaadun parantamiseksi ja säteilyannoksen pienentämiseksi (Romans 2011, 364; Jartti 2012, 6).



KUVA 1. Tietokonetomografiakuvauksen periaatekuva. Kuvassa 1) kanturi, 2) röntgenputki, 3) ilmaisimet, 4) viuhkamainen säteilykeila, 5) tutkimuspöytä ja 6) tutkimuspöydän liike potilaan pituussuunnassa (z-akseli) (Brenner & Hall 2007, 2279; FDA 2017, muokattu)

Säteilykeilan leveyttä säädellään mekaanisesti röntgenputkessa olevalla kollimaattorilla eli säteilykeilan rajaimella (Merimaa 2012, 8; Carlton & Adler 2013, 627; Kajaluoto 2016, 9), joka ilmaisimen edessä olevan toisen kollimaattorin tapaan vähentää samalla hajasäteilyä (Carlton & Adler 2013, 627). Potilasta kuvataan useista eri kulmista röntgenputken 360 asteen kierroksen aikana ilmaisimen mitatessa samaan aikaan säteilyn vaimenemista saapuvan säteilyn intensiteetin avulla (Kalender 2011, 24; Kaasalainen 2013, 73; Lusic & Grinstaff 2013, 1642). Matkalla ilmaisimelle fotonit absorboituvat eli luovuttavat energiansa potilaaseen tai siroavat menettäen energiaansa ja muuttuen vuorovaikutuksessa samalla suuntaansa (Gunn 2009, 71; Romans 2011, 6; Carlton & Adler 2013, 193–194, 197–198). Tämä riippuu säteilyn energiasta ja läpäistävien kudosten tiheydestä ja atomiluvusta (Gunn 2009, 73; Romans 2011, 6). Myös sironnut säteily voi päätyä ilmaisimelle, mutta osumiskohta ei tällöin vastaa potilaan anatomiaa (Carlton & Adler 2013, 198).

Tiedonkeruu voidaan tehdä aksiaali- tai helikaalikuvauksena. Kummallekin näistä on omat käyttökohteensa. (Romans 2011, 57.) Aksiaalikuvauskeräyksessä data kerätään osissa tutkimuspöydän liikkeessä vain säteilytysten välissä (Kaasalainen 2013, 73). Helikaalikuvauksella tarkoitetaan puolestaan jatkuvan spiraalidatan keräämistä röntgenputken

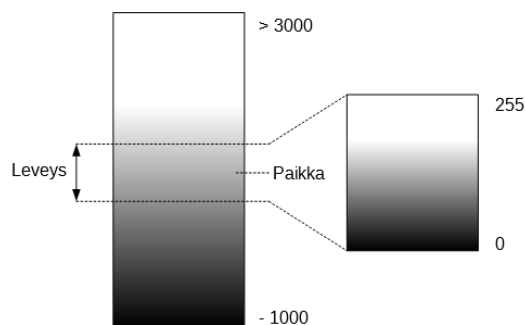
pysähtymättä kierrosten välissä ja potilaspöydän liikkuesssa jatkuvasti eteenpäin (Carlton & Adler 2013, 623; Smith & Farrell 2014, 9). Smithin ja Farrellin (2014, 9) mukaan spiraalidata johtaa kuvan parempaan resoluutioon ja kontrastiin, minkä takia helikaalikuvauksella saadaan aikaan parempia kuvia rintakehän ja vatsan alueelta. Helikaalikuvauksella on nopeuttanut tutkimuksia ja potilasvirtaa sekä vähentänyt varjoainemäärän tarvetta. Nopeammat kuvaukset ovat mahdollistaneet yhden hengityspidätyksen aikana tehtävät tutkimukset ja vähentäneet liikeartefaktoja. (Carlton & Adler 2013, 623.) Yhdistettäessä helikaalikuvauksella monirivisen ilmaisimen käyttöön voidaan esimerkiksi rintakehän tai vatsan tutkimus suorittaa 15–20 sekunnissa (Carlton & Adler 2013, 625). Jatkuvan datan kerääminen ja korkea resoluutio mahdollistavat myös 3D-rekonstruktio kuvien tekemisen (Maher ym. 2004, 55; Lusic & Grinstaff 2013, 1641).

Leikekuva saadaan aikaan yhdistämällä eri kulmista kuvatut projektiot (Jurvelin 2005, 39). Data voidaan esittää kaksiulotteisena sinogrammina, jossa vaaka-akseli kuvastaa ilmaisinyksikköjä ja pystyakseli eri kulmista kerättyä projektiodataa (Hsieh 2009, 47–48, 550). Tässä rekonstruktio- eli kuvanmuodostusvaiheessa kerätty raakadata prosoidaan siten, että kullekin pikselille eli kuvasolulle lasketaan absorptiokerrointa vastaava Hounsfield-lukuarvo eli HU-luku (Jurvelin 2005, 39; Romans 2011, 9, 12). HU-luku kuvastaa kudoksen tiheyttä ja säteilyn vaimennuskykyä pikseleittäin (Carlton & Adler 2013, 645; Lusic & Grinstaff 2013, 1643). Mitä tiheämpää kudos on, sitä enemmän säteily vaimenee ja sitä suurempi on HU-luku (Xue ym. 2012, 1023).

HU-luvut saavat arvon luvusta -1000 (ilma) ylöspäin siten, että vesi vastaa arvoa nolla (Kalender 2011, 31). HU-luvut ovat suoraan verrannollisia vaimennuskertoimeen nähdessä siten, että yksi HU vastaa 0,1 %:n eroa kudoksen ja veden vaimentamiskyvyn välillä (Gunn 2009, 73; Romans 2011, 7; Lusic & Grinstaff 2013, 1643). Positiivinen HU-arvo tarkoittaa siten veden tiheyteen verrattuna suurempaa kudostiheyttä (esimerkiksi luu ja lihakset) ja negatiivinen arvo veden tiheyteen verrattuna pienempää kudostiheyttä (esimerkiksi keuhkokudos ja rasva) (Gunn 2009, 73; Kalender 2011, 31). HU-asteikolla ei ole ylärajaa (Kalender 2011, 31). HU-arvoja on Carltonin ja Adlerin (2013, 633) mukaan toisinaan mahdollista hyödyntää myös diagnosoinnin apuna, vaikkakaan tiettyjen arvojen ei ole osoitettu vastaavan tiettyä patologiaa.

Kuvan esittämisvaiheessa prosessoitu data muutetaan näkyväksi harmaasävykuvaksi (Romans 2011, 5, 12), jolloin HU-luvut näytetään harmaan eri sävyinä asteikolla

-1024...+3071 siten, että tiheät rakenteet, kuten luu, näytetään valkoisena ja vähemmän tiheät, kuten ilma, mustana (Gibson 2009, 10; Kalender 2011, 32). Projektiokuvista muodostetaan eli rekonstruoidaan halutun paksuisia poikkileikekuvia laskennallisesti ja tarvittaessa kerätystä datasta voidaan tuottaa myös muun suuntaisia leikekuvia eli re-formaatti- tai rekonstruktio kuvia (Kohonen 2010, 111; Kaasalainen 2012, 73; Carlton & Adler 2013, 618). Valmiiden leikekuvien näkymään voidaan vaikuttaa ikkunoinnilla, jolla tarkoitetaan näytettävän harmaasävyskaalan valintaa (Gunn 2009, 72; Romans 2011, 39). Ikkunan leveydellä valitaan arvojen vaihteluväli ja ikkunan paikalla näytettävien harmaasävyn keskimääräinen arvo (Romans 2011, 39). Tämä on hyödyllistä, koska ihminen erottaa korkeintaan 60–80 harmaasävyä (Kalender 2011, 32). Ikkunoimalla rajataan siis HU-lukujen alue, jota suuremmat arvot näytetään kaikki valkoisena ja pienemmät arvot mustana. Väliin jäävät arvot esitetään koko harmaasävyskalaalla (Kalender 2011, 32; kuva 2). Kohteille, joissa on pienet tiheyserot (esim. aivot) valitaan kapea ikkuna, ja kohteille, joissa on suuret tiheyserot (esim. keuhkot) valitaan leveä ikkuna. (Kalender 2011, 32)



KUVA 2. Ikkunointiesimerkki. Vasemmalla alkuperäinen harmaasävysteikko ja oikealla ikkunoitu asteikko (Hsieh 2009, 121, muokattu)

## 2.2 Tietokonetomografian hyödyt ja rajoitteet

Muihin kuvantamismenetelmiin verrattuna tietokonetomografiolla on useita etuja (Carlton & Afler 2013, 618). Tietokonetomografiatutkimus on potilaalle helppo, nopea ja kivuton tutkimusmenetelmä (Gibson 2009, 11; PSHP 2015). Varjoaineen injisoimista lukuun ottamatta tutkimus on non-invasiivinen eli kajoamaton (Gibson 2009, 11; Smith & Farrell 2014, 9). Edullisempaan ja yksinkertaisempaan ultraäänitutkimukseen verrattuna TT-tutkimus tarjoaa paremman näkyvyyden sekä potilaan elinten takaisin että sisäisiin rakenteisiin erityisesti vatsan alueella (Mustajoki & Kaukua 2008c).

Magneettikuvantamiseen verrattuna tietokonetomografian etuja ovat yleensä parempi saatavuus ja edullisuus (Smith & Farrell 2014, 9, 93). TT-tutkimuksiin ei myöskään liity samanlaisia turvallisuusriskejä kuin magneettitutkimukseen, jossa magneetoituvat vieras-esineet tutkimushuoneeseen vietyinä tai potilaan sisällä voivat aiheuttaa vakavia vaaratilanteita ja lämpiävät kaapelit paikallisia palovammoja (Tunninen, Ryymän & Kauppinen 2008, 18–19). Lisäksi TT-kuvantaminen on magneettitutkimuksiin verrattuna nopeaa, mikä vähentää liikeartefaktoja ja mahdollistaa laajojenkin kuvausalueiden kuvaamisen pienessä ajassa, esimerkiksi hengityspidätyksen aikana (Carlton & Adler 2013, 623; Smith & Farrell 2014, 9, 98).

TT-tutkimusten tapaan ionisoivaa säteilyä hyödyntäviin perinteisiin natiiviröntgentutkimuksiin verrattuna tietokonetomografian etuna ovat kuvien hyvä laatu ja kyky tuottaa tarkkaa diagnostista tietoa, sillä TT-tekniikan avulla kyetään erottelemaan toisistaan hyvinkin saman tiheyksisiä kudoksia (Gibson 2009, 11; Romans 2011, 3; Carlton & Adler 2013, 618). TT-tutkimuksissa potilaan suolistokaasu ei heikennä kuvanlaatua (Gibson 2009, 11). Lisäksi TT-tekniikan avulla on saavutettavissa hyvä paikkaerotuskyky (Smith & Farrell 2014, 9), ja kuviin saadaan aikaan suuri kontrasti, sillä säteilytetävä tilavuus on pieni ja siitä johtuen sironta vähäisempää (Jurvelin 2005, 39).

Etuna perinteisiin natiiviröntgenkuviin verrattuna on TT-kuvien kolmiulotteisuus (Romans 2011, 3), sillä ensin mainitussa kolmiulotteinen kohde esitetään kaksiulotteisena, jolloin rakenteet kuvautuvat päällekkäin (Romans 2011, 3). TT-kuvantamisessa käytettävä tekniikka mahdollistaa sen, että kuvat voidaan rekonstruoida eli rakentaa missä tahansa leikesuunnassa ja niistä voidaan tehdä 3D-kuvia (Gibson 2009, 11; Smith & Farrell 2014, 93, 98). Yksityiskohtaiset anatomiset kuvat voivat helpottaa diagnoosin tekoa, rajoittaa tarvittavien toimenpiteiden määrää ja siten edistää potilaan hoitoa (Schmidt 2012, 119). TT-kuvantamista voidaan hyödyntää myös otettaessa koepaloja tai tehtäessä toimenpiteitä syvällä oleviin kudoksiin (PSHP 2015).

TT-kuvantamisesta on tullut arvokas menetelmä, mutta siihen liittyvä suurehko säteilyannos aiheuttaa potilaalle omat riskinsä, jotka tulee huomioida tutkimuksesta saatavaa hyötyä ja säteilyaltistuksen aiheuttamia mahdollisia haittoja punnittaessa (Gibson 2009, 11; Bly ym. 2011, 233; Romans 2011, 178; Behcet ym. 2013, 49). TT-tutkimuksessa käytettävä ionisoiva säteily aiheuttaa stokastisten eli satunnaisten haittavaikutusten ilmenemisriskin (Huda 2007, 316). Stokastinen haittavaikutus tarkoittaa syövän tai perin-

nöllisen haitan syntyä ionisoivan säteilyn aiheuttaman DNA-mutaation myötä. Haitan ilmenemisriski kasvaa suhteessa säteilyannokseen. Syöpä ja perinnölliset haitat voivat ilmaantua vasta vuosien kuluttua eikä yhteyttä tiettyyn säteilyaltistukseen pystytä osoittamaan. (Tsalafoutas & Koukourakis 2010, 263.) Säteilyturvakeskuksen (STUK 2009) mukaan kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta on arvioinut, että 1 Sv:n säteilyannos aiheuttaa 5 %:n ylimääräisen syöpäkuolemariskin väestössä. Behcetin ja muiden (2013, 47) mukaan on myös arvioitu, että jokaista tuhatta TT-tutkimusta kohden aiheutuisi yksi fataali syöpä. Säteilyvaikutus korostuu erityisesti nuorten potilaiden kohdalla, sillä heillä riski on korkeampi ja elinaika pidempi, jolloin syövällä on enemmän aikaa kehittyä (FDA 2017).

Stokastisten haittavaikutusten lisäksi deterministinen haittavaikutus, eli äkillisestä ja suuresta säteilyannoksesta aiheutunut väistämätön tai varhainen haitta (STUK 2017a), on mahdollinen, mikäli TT-laitetta ei käytetä oikein (Wintermark & Lev 2010, 2). Esimerkiksi Yhdysvalloissa tuli vuonna 2009 tietoon tapaus, jossa yli 200 potilasta altistui kahdeksankertaiselle säteilyannokselle aivojen perfuusio-TT-tutkimuksessa väärin kuvausasetusten vuoksi. Lähes puolet potilaista menetti osan hiuksistaan suuren säteilyannoksen vuoksi. (Wintermark & Lev 2010, 2.)

Tarvittaessa TT-tutkimus on tehtävä myös raskaana olevalle, mutta riskejä ja hyötyjä on punnittava ja vaihtoehtoisen kuvantamismenetelmän käyttöä harkittava (ACOG 2016, 75). Pirkanmaan sairaanhoitopiirissä TT-tutkimusta ei mielellään tehdä raskaana oleville potilaille säteilyaltistuksen vuoksi (PSHP 2015). Schmidin (2009, 100) mukaan raskaana olevalle naiselle tehty vatsan alueen TT-tutkimus voi kaksinkertaistaa syntyvän lapsen lapsuusajan syöpäriskin.

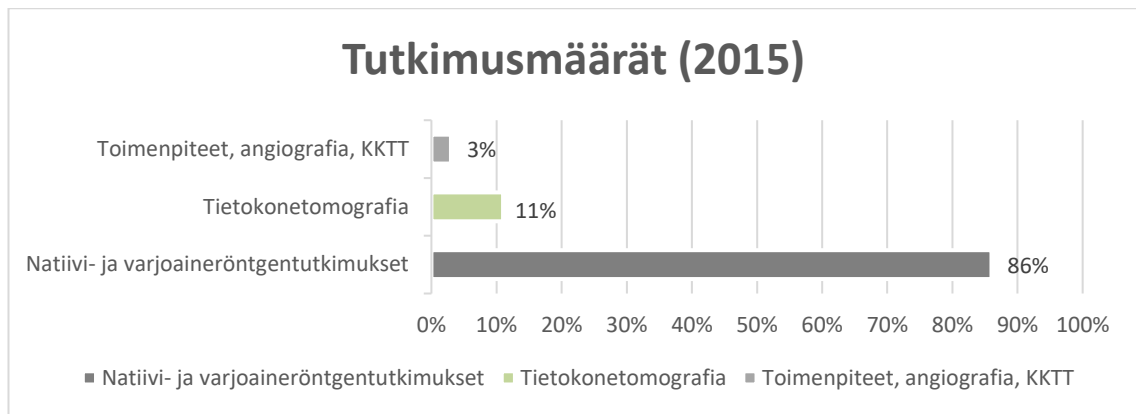
Säteilyaltistuksen lisäksi TT-tutkimuksiin liittyy muita huomioitavia rajoitteita ja kontraindikaatioita. Jo pelkästään tietokonetomografialaitteen fyysiset ominaisuudet asettavat rajoituksia kuvattaville potilaille. Kanturin aukon läpimitta on tyypillisesti 70 cm, mutta tutkimuspöydän vuoksi hyödynnettävissä oleva tila on vain noin 53 cm (Modica, Kanal & Gunn 2011, 816). Kuva-alueen kattavuus, joka useilla laitteilla on 50 cm ja johon palataan luvussa 3.2.3, asettaa myös rajoituksia, sillä potilaan tulisi mahtua sen sisälle (Kaijaluoto 2016, 10; Modica, Kanal & Gunn 2011, 816–817). Lisäksi tutkimuspöydillä on kantavuusrajat (Modica, Kanal & Gunn 2011, 816).

TT-tutkimusta voivat haitata kuvausalueella olevat metallikappaleet, kuten leikkausklipsit, proteesit ja hammaspaikat, jotka huonontavat kuvanlaatua aiheuttamalla röntgensäteilyn sirontaa. Tällöin metallien vieressä sijaitsevat kudokset näkyvät huonommin. (Mustajoki & Kaukua 2008a; Gibson 2009, 11.) Myös potilaan yhteistyökyky on tärkeä tekijä tutkimuksen onnistumisen kannalta. Pienikin liike voi heikentää kuvanlaatua aiheuttamalla kuviin epätarkkuutta (Mustajoki & Kaukua 2008a; Gibson 2009, 11). Kuvauksen uusimistarve kaksinkertaistaa säteilyannoksen (Medical Radiation 2012). Potilaan obesiteetin takia voidaan joutua muuttamaan esimerkiksi putkivirtaa ja -jännitettä riittävän kuvanlaadun takaamiseksi (Modica, Kanal & Gunn 2011, 819).

TT-tutkimus voidaan toisinaan tehdä natiivina eli ilman varjoainetta, mutta useat indikaatiot vaativat varjoaineen käyttöä (Gibson 2009, 12). Varjoainetta käytettäessä on huomioitava potilaan mahdolliset aiemmat allergiset reaktiot, tablettimuotoinen diabeteslääkitys ja munuaisten vajaatoiminta sekä punnittava varjoaineen käyttöön liittyviä hyötyjä ja haittoja tarkoin (Smith & Farrell 2014, 6). TT-tutkimuksen yhteydessä varjoaineen käytössä huomioitaviin asioihin palataan tarkemmin luvussa 2.4.

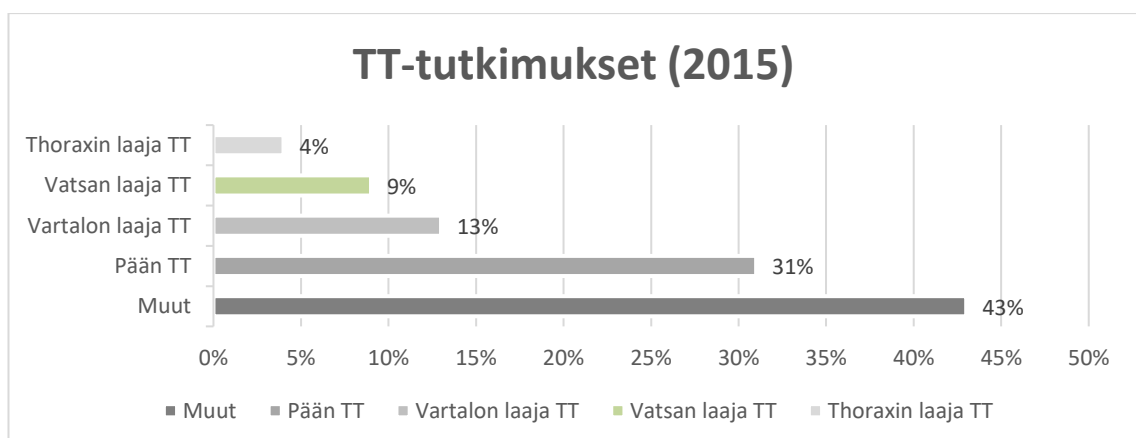
### **2.3 Tietokonetomografiatutkimukset lukuina**

Tietokonetomografia on yleinen radiologisen kuvantamisen menetelmä (Kaasalainen 2013, 73). TT-laitteiden käyttö ja indikaatiot ovat lisääntyneet merkittävästi laiteteknisen kehityksen myötä (Jartti ym. 2012, 1; Kaasalainen 2013, 73). Vuonna 2015 TT-tutkimuksia tehtiin Suomessa yhteensä 444 196 eli noin 81 kappaletta 1000 asukasta kohti (Suutari 2016, 16), kun Euroopassa TT-tutkimuksia tehtiin 90 samaan asukasmäärään suhteutettuna (Suutari 2016, 27). TT-tutkimusten määrä vastaa Suomessa noin 11 %:n osuutta kaikista röntgentutkimuksista (Suutari 2016, 16; kuvio 1). Vuosien 2011 ja 2015 välillä tehtyjen TT-tutkimusten määrä on kasvanut Suomessa noin 35 % ja vuoden 2000 verrattuna määrä on yli kaksinkertaistunut (Suutari 2016, 37).



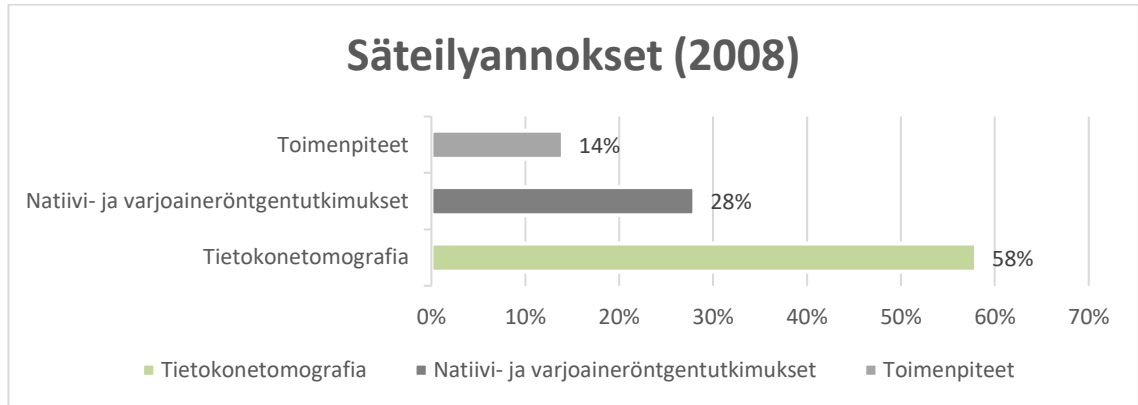
KUVIO 1. Röntgentutkimusten jakauma Suomessa vuonna 2015 (Suutari 2016, 3)

Vaikka TT-tutkimusten kirjo on laaja-alainen (ks. esim. Kuntaliitto 2017, 12–15), kymmenen yleisintä TT-tutkimusta muodostavat yli 70 %:n osuuden kaikista TT-tutkimuksista (Suutari 2016, 16). Myös TT-tutkimusten määrien kasvu on laaja-alaista, sillä Suutarin (2016, 16) mukaan tutkimusmäärät ovat kasvaneet yli 70 %:ssa tutkimusnimikkeistä vuosien 2011 ja 2015 välillä. Yleisimpiä TT-tutkimuksia ovat pään (AA1AD) (31 %), vartalon laaja (JN4BD) (13 %) ja vatsan laaja (JN3BD) (9 %) TT-tutkimus (Suutari 2016, 17; Kuntaliitto 2017, 12–13; kuvio 2). Laajalla tutkimuksella tarkoitetaan tutkimusta, jossa resursseja, kuten työpanos, laiteaika tai kuvien jälkikäsitely, käytetään yli 50 % enemmän perustutkimukseen verrattuna. Varjoaineen käyttäminen ei tee tutkimuksesta automaattisesti laajaa. (Kuntaliitto 2017, 12.) Yli puolet TT-tutkimusten kokonaiskasvusta on aiheutunut edellä lueteltujen kolmen yleisimmän tutkimustyyppin määrien noususta. Lisäksi laitekannan ja kuvaustekniikan kehittyminen näkyvät erityisesti TT-angiografioiden yleistymisessä, sillä niiden määrät ovat moninkertaistuneet vuosien 2011 ja 2015 välillä. (Suutari 2016, 16.)



KUVIO 2. Yleisimpien TT-tutkimustyyppien määrällinen jakauma Suomessa vuonna 2015 (Suutari 2016, 17)

Vaikka TT-tutkimuksilla on edellä kuvatusti melko pieni rooli kaikkien röntgentutkimusten joukossa, aiheuttivat TT-tutkimukset vuonna 2008 potilaille 58 % kaikesta röntgentutkimusten säteilyaltistuksesta (Bly ym. 2011, 234; kuvio 3). Yksittäiset TT-tutkimukset aiheuttavatkin STUKin (2017b) säteilyannostaulukon mukaan moninkertaisia säteilyannoksia useimpiin perinteisiin natiiviröntgentutkimuksiin verrattuna.



KUVIO 3. Säteilyannosjakauma tutkimustyypeittäin Suomessa vuonna 2008 (Bly ym. 2011, 234)

TT-tutkimuksista yleisin, pään TT-tutkimus, aiheuttaa potilaalle noin 1,2 mSv:n suuruisen efektiivisen säteilyannoksen, joka vastaa 4,5 kuukauden säteilyannosta ihmisen keskimäärin saamaan vuotuisen säteilyaltistukseen verrattuna. Vastaavasti vatsan TT-tutkimuksesta aiheutuva annos on noin 7 mSv, joka vastaa kahden vuoden aikana kertyvää säteilyannosta. (European Commission 2014, 54; STUK 2017b.) Vatsan alueella kuvanlaadun ja säteilyannoksen välillä tasapainoilu on erityisen haastavaa pienten tiheuserojen havaitsemisen tärkeyden vuoksi (Jartti ym. 2012, 1). Vatsan alueen TT-tutkimukset aiheuttavatkin Jartin ja muiden (2012, 1) mukaan suurimmat efektiiviset ja kollektiiviset annokset. Lisäksi nykyään yhä useammalle potilaalle tehdään useita TT-tutkimuksia heidän elinaikanaan (Tsalafoutas & Koukourakis 2010, 262) tai samalla kerralla voidaan kuvata useita eri kohdealueita, kuten esimerkiksi traumakuvantamisessa (Huber-Wagner ym. 2009, 1455).



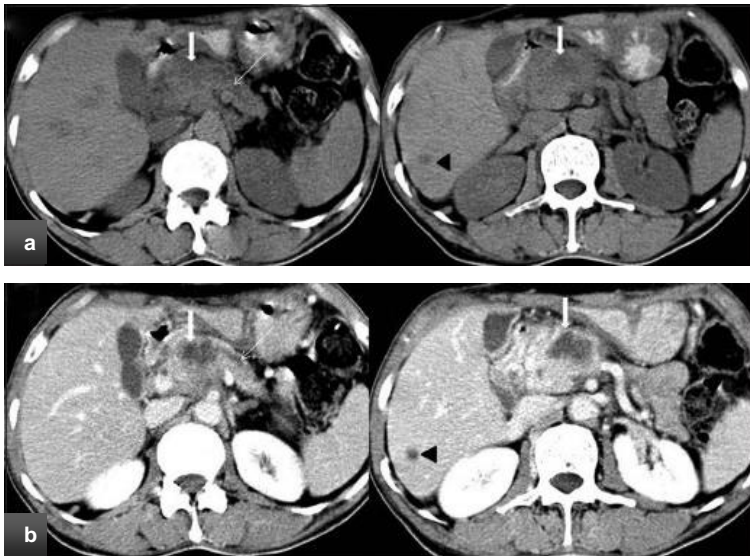
## 2.4 Vatsan laskimovaiheen tietokonetomografiatutkimus

Tietokonetomografia soveltuu hyvin vatsan alueen kuvantamiseen (Smith & Farrell 2014, 98). Vatsan TT-tutkimus voidaan tehdä joko natiivina, eli ilman varjoainetta, tai varjoainetehosteisena (ks. esim. Jartti ym. 2012, 13.). Vatsan laskimovaiheen tutkimuksen indikaatioita voivat olla esimerkiksi potilaalla ilmenevä epäselvä vatsakipu, epäselvien infektioiden paikantaminen, tuumorimassa, hypovaskulaaristen tuumoreiden hoitovasteen seuranta sekä tilanteet, joissa ei ole tiedossa tiettyä kohde-elintä (Jartti ym. 2012, 24; Guite, Hinshaw & Lee 2013, 5).

Suonensisäistä varjoainetta annetaan tehostamaan verisuonirakenteiden, elinten ja epänormaalien löydösten kuten kasvainten näkyvyyttä (Rawson & Pelletier 2013, 313; Smith & Farrell 2014, 8–9). Varjoaine absorboi röntgensäteilyä ja lisää elinten ja niiden rakenteiden ja patologioiden välisiä kontrastieroja (Widmark 2007, 408; Jartti ym. 2012, 12; Smith & Farrell 2014, 6).

Suonensisäistä varjoainetta käytettäessä varjoaine injisoidaan yleensä potilaan käsivarren laskimon kautta varjoaineruiskua hyödyntäen (Gibson 2009, 73). Varjoainetehosteiset tutkimukset tehdään joko yksivaiheisesti, esimerkiksi valtimovaiheessa tai laskimovaiheessa, tai monivaiheisesti eli toistamalla kuvaus eri ajanhetkinä (ks. esim. Gibson 2009, 73; Lantto 2010, 33; Jartti ym. 2012, 13). Varjoainetehosteinen tutkimus voidaan tehdä myös monivaiheisen ruiskutuksen tekniikalla (split-bolus), jossa varjoainetta ruiskutetaan kahtena tai kolmena eri ajanhetkenä, mutta potilas kuvataan tämän jälkeen vain kerran (Brook ym. 2013, 140).

Kuvauksen ajoitus suhteessa varjoaineboluksen antohetkeen valitaan sen perusteella, millainen varjoainejakauma kuviin halutaan ja mitä elimiä halutaan tarkastella (Guite, Hinshaw & Lee 2013, 5). Kuvassa 3 on esitetty esimerkit vatsan alueen TT-leikkeistä kuvattuna ilman varjoainetta ja laskimovaiheessa. Yksivaiheinen tutkimus on riittävä silloin, kun ei ole osoitettu tiettyä indikaatiota, joka hyötyisi muiden vaiheiden kuvauksista (Guite, Hinshaw & Lee 2013, 5). Suurin osa vatsan alueen rutiinikuvantamisesta tehdään yksivaiheisesti laskimovaiheessa (ns. yleistutkimus), jolloin varjoainetta keräävät elimet korostuvat kuvassa (Jartti ym. 2012, 24; Guite, Hinshaw & Lee 2013, 3, 5).



KUVA 3. Vatsan alueen TT-leikekuva a) natiivina ja b) laskimovaiheessa (Chaudhary & Bano 2011, muokattu)

Laskimovaiheen kuvaus aloitetaan noin 60–90 sekunnin kuluttua injektiosta (Guite, Hinshaw & Lee 2013, 2). Laskennassa voidaan käyttää bolus tracking -tekniikkaa, vakioviivettä tai testibolusta (Jartti ym. 2012, 12–13). Bolus tracking -tekniikkaa käytettäessä laite ottaa useita matala-annosleikkeitä tietystä leiketasta (Gerber, Kantor & Williamson 2007, 300), ja viivelaskenta aloitetaan siitä, kun verisuonen (esim. laskevan rinta-aortan tai vatsa-aortan yläosan) tiheys tarkasteltavassa poikkileikkeessä ylittää asetetun HU-arvon (Jartti ym. 2012, 12–13). Vakioviivettä ei suositella käytettäväksi yleisesti potilaskohtaisten erojen vuoksi (Lantto 2013, 80). Esimerkiksi Jartti ja muut (2012, 12–13) suosittavat bolus tracking -tekniikan käyttöä vakioviiveen sijaan laskimovaiheen kuvauksissa siitä syystä, että elinten tehostuminen riippuu sydämen pumpufunktiosta ja varjoaineen ruiskutusnopeudesta. Mikäli varjoaine injisoidaan tavanomaisesta poikkeavaan suoneen, esimerkiksi alaraajaan, suositellaan käyttämään testibolusta (Jartti ym. 2012, 13). Testiboluksella saadaan selville aika, jossa varjoaine leviää kohdealueelle (Ramos-Duran, Kalafut, Hanley & Schoepf 2010).

Vatsan laskimovaiheen tutkimus, kuten muutkin TT-tutkimukset, alkaa oikeutusarvioinnilla, potilaan valmistelulla ja tutkimuksen suunnittelukuvauksella (scout, topogrammi) (Jartti ym. 2012, 5–7; Merimaa 2012, 7). Oikeutusarviointi muodostuu kahdesta osasta: onko tutkimus oikeutettu läheteeseen kirjatulla indikaatiolla ja muilla tiedoilla sekä millaisen kuvanlaadun kyseinen indikaatio vaatii. Indikaatio vaikuttaa myös kuvausprotokollan valintaan. (Jartti ym. 2012, 5.) Potilaan valmistelulla tarkoitetaan

muun muassa tiiviiden irtomateriaalien poistoa kuvausalueelta, potilaan asettelua ja sädesuojien käyttöä (Jartti ym. 2012, 6).

Jodivarjoaineiden haittoihin lukeutuvat munuaistoksisuus ja yliherkkyysoireet (Manner 2009, 61). Siksi potilaan valmistelun yhteydessä tulee huolehtia myös munuaisfunktion tarkistamisesta (kreatiniini-arvo (P-Krea) ja glomerulussuodosnopeus (GFR)), riittävästä nesteytyksestä sekä metformiinilääkityksen tauottamisesta (Jartti ym. 2012, 20). Kreatiniini on lihasten energia-aineenvaihdunnan tuote, joka poistuu elimistöstä munuaisten kautta (Eskelinen 2016). Suurentunut P-Krea ja madaltunut GFR viittaavat munuaisten vajaatoimintaan (Lindgren 2014, Eskelinen 2016). Munuaisten on tärkeää toimia hyvin, sillä mitä hitaammin varjoaine poistuu munuaisista, sitä todennäköisemmin se vaurioittaa munuaisia (Mustajoki & Kaukua 2008b). Nesteytys on avainasemassa munuaisvaurion ehkäisemisessä. Metformiinilääkityksen tauottamisella puolestaan estetään lääkkeen kumuloituminen elimistöön. (Duodecim 2014.) Raskaana olevalle naiselle tulisi antaa jodipitoista suonensisäisesti annettavaa varjoainetta vain, mikäli diagnoosin tekeminen sitä vaatii (ACOG 2016, 79).

Jodivarjoaine voi aiheuttaa lieviä reaktioita, kuten pahoinvointia, oksentelua tai urtikariaa eli nokkosihottumaa, tai vakavan anafylaktisen reaktion (ESUR 2012; ACOG 2016, 79). Aiempi yliherkkyysoire lisää yleisen allergiatapumuksen, atopian ja astman tapaan reaktion todennäköisyyttä. Tällöin voidaan käyttää ennaltaehkäisevää lääkitystä, joka voi vähentää lievempien yliherkkyysoireiden ilmenemistä. Myös tietyt lääkkeet voivat vaikuttaa mahdollisten reaktioiden todennäköisyyteen. Esimerkiksi beetasalpaajat voivat altistaa vaikeammille reaktioille ja heikentää reaktion hoidossa käytettävien lääkkeiden tehoa. (Manner 2009, 61–62.)

Asetteluvaiheessa potilaan käsivarret ohjataan hartiatason yläpuolelle, mutta mikäli tämä ei ole mahdollista, kädet voi jättää vatsan päälle asetettavalle tyynylle. Tyynyn avulla vähennetään artefaktoja. Nuorilla potilailla käytetään sädesuojia. Tämän jälkeen potilas asetellaan tarkasti kuvausaukon keskelle. (Jartti ym. 2012, 6.) Tutkimus aloitetaan suunnittelukuvan ottamisella, johon kuvausalue rajataan tarkasti (Jartti ym. 2012, 6; Kaijaluoto 2016, 18). Kuvauksen aikana potilas on liikkumatta liikkuvalla tutkimuspöydällä. Vatsan alueen tutkimukset tehdään lyhyessä hengityspidätyksessä. (PSHP 2015.)

Tutkimuksen aikana, suunnittelukuvan ja varsinaisen kuvauksen välissä, varjoainetta annetaan tarpeeksi isoon laskimoon oikean kokoisen kanyylin kautta. Myös varjoaineen antonopeuden tulee olla riittävän suuruinen sopivan kontrastieron aikaansaamiseksi. (Jartti ym. 2012, 12–13, 18.) Vatsan alueen laskimovaiheen TT-tutkimuksissa vatsaradiologit (Jartti ym. 2012, 18) suosittavat käyttämään pitoisuudeltaan 350 mgI/ml olevaa jodivarjoainetta, jonka kokonaismäärä valitaan potilaan painon perusteella (1,5 ml/kg, korkeintaan 150–160 ml) ruiskutusnopeuden ollessa 3 ml/s. Varjoaineen ruiskuttamisen jälkeen suositellaan ruiskutettavaksi 40–50 ml:n keittosuolabolus, jolla varmistetaan, että kaikki varjoaine päätyy verenkiertoon. Keittosuolabolus parantaa varjoainetehostumista 5–10 %. (Jartti ym. 2012, 12.) Parenkymielinten tehostuminen, joista yleensä vatsan alueen tutkimuksissa halutaan tietoa, riippuu jodimäärästä ja verivolyymin kanssa korreloivasta potilaan painosta (Jartti ym. 2012, 10, 12). Varjoaine voi aiheuttaa potilaan keholle lämmöntunnetta ja suuhun metallinmakua (PSHP 2015).

Esimerkiksi erään Pirkanmaan sairaanhoitopiirin kuvantamisyksikön tutkimusohjeen (PSHP 2013) mukaan vatsan laskimovaiheen tutkimuksessa ruiskutetaan 100 ml varjoainetta ruiskutusnopeuden ollessa 3 ml/s ja 40 ml keittosuolaliuosta ruiskutusnopeuden ollessa niin ikään 3 ml/s. Kyseisen tutkimusohjeen mukaan potilaan vatsa kuvataan palleasta symfyysiin käyttäen 70 sekunnin kiinteää viivettä (PSHP 2013). Jartti ja muut (2012, 24) suosittavat käyttämään keskitason kuvanlaatua ja 120 kV:n kuvausjännitettä.

Varjoainetutkimuksen jälkeen potilasta ohjataan juomaan normaalia enemmän vettä jouduttaakseen varjoaineen poistumista elimistöstä munuaisten kautta (PSHP 2015). Potilaalle, joka on aiemmin saanut jodivarjoaineesta yliherkkyysoireita, kerrotaan, että myöhäiset eli alle viikon sisään ilmenneet ihoreaktiot ovat mahdollisia ja että tarvittaessa tulee olla yhteydessä lääkäriin (ESUR 2012). ACOG:n (2016, 79) mukaan imetystauko ei ole välttämätön lapsen siirtyvän vähäisen varjoainemäärän vuoksi.

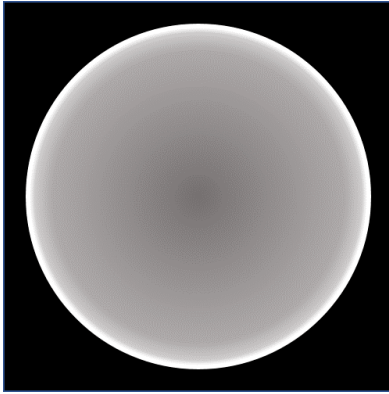
### 3 SÄTEILYALTISTUS TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA

#### 3.1 Tietokonetomografiatutkimuksen aiheuttama säteilyaltistus

Säteilyaltistuksella tarkoitetaan tässä annosmäärän lisäksi säteilyn jakautumista kehos-  
sa. Potilaan tietystä tietokonetomografiatutkimuksesta saama säteilyaltistus riippuu pää-  
asiassa kolmesta tekijästä: millainen TT-laite on kyseessä, miten kyseistä laitetta käytetään ja minkä kokoinen potilas on kyseessä (Lewis 2005, 1; Mayo-Smith ym. 2014, 663). TT-tutkimuksen aiheuttama säteilyannos ei ole suoraan arvioitavissa leikekuvista (Coursey & Frush 2008), sillä ylimääräinen säteilyannos ei huononna leikekuvien kuvanlaatua kuvanmuodostuksen perustuessa normalisoituihin vaimennuskerroin-arvoihin (Bauhs ym. 2008, 246). Tietokonetomografiassa leikekuvassa on sitä vähemmän kohinaa, mitä enemmän säteilyä kuvan muodostamiseksi on käytetty (Goldman 2007, 213; Bauhs ym. 2008, 246).

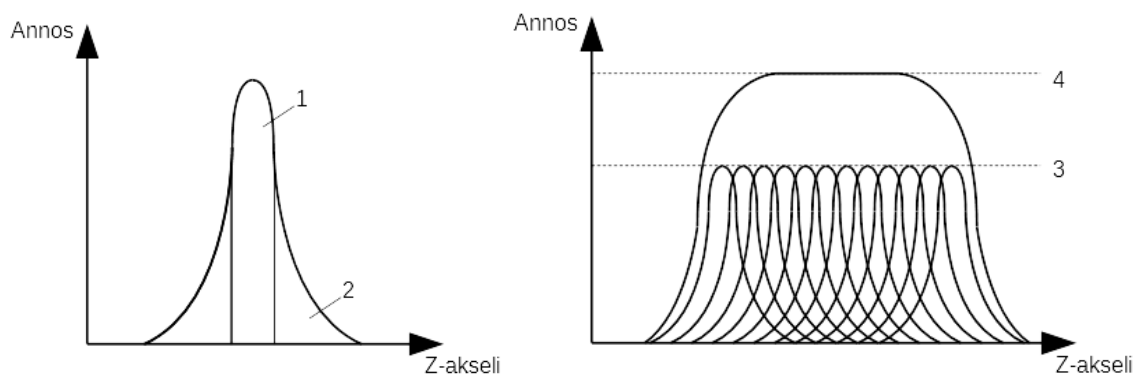
TT-tutkimus aiheuttaa potilaalle suuremman säteilyannoksen perinteiseen natiiviröntgentutkimukseen verrattuna, sillä röntgenputki pyörähtää 360 astetta kohteen ympäri (Huda 2007, 317; Bauhs ym. 2008, 246). Röntgenputken pyörähdyksestä johtuen potilaan poikkileikkeen annosjakauma on selvästi homogeenisempi eli tasaisemmin jakautunut perinteisen natiiviröntgenkuvan aiheuttamaan annosjakaumaan verrattuna (Hsieh 2009, 439). Täten syvemmällä olevat kudokset saavat TT-tutkimuksessa suuremman säteilyannoksen kuin perinteisessä natiiviröntgentutkimuksessa (Merimaa 2012, 12).

TT-leikettä tarkasteltaessa annos on kauttaaltaan suurimmillaan reunoilla, sillä röntgensäteily saapuu iholle jokaisesta suunnasta vaimentumatta matkalla. Poikkileikkeen keskellä sijaitsevat kudokset ovat paremmin suojassa eivätkä siten koskaan altistu vaimenemattomalle säteilylle. (Hsieh 2009, 439; kuva 4.) Tiettyyn pisteeseen tullut annos riippuu syvyyden lisäksi potilaan sisällä sironneen säteilyn määrästä (Goldman 2007, 213). Mitä suurempi kuvattava kohde on, sitä enemmän on eroa poikkileikkeen perifeeristen ja sentraalisten osien säteilyannoksessa. Vartalofantomia tarkasteltaessa sentraalisten osien säteilyannos on viidenneksestä kolmannekseen perifeeristen osien säteilyannokseen verrattuna. Säteilyjakauman epätasaisuus riippuu potilaan koosta, muodosta ja kehon koostumuksesta. Esimerkiksi koon kasvaessa säteilyjakauman tasaisuus poikkileikkeessä vähenee. (Hsieh 2009, 439.)



KUVA 4. Säteilyannoksen jakautuminen fantomin poikkileikkauksessa. Vaaleampi väri kuvastaa suurempaa säteilyannosta. (Hsieh 2009, 440, muokattu)

Säteilykenttä on rajattava kollimaattoreilla hieman ilmaisimen leveyttä suuremmaksi, jotta puolivarjo (penumbra) ulottuisi ilmaisimen ulkopuolelle (Romans 2011, 170). Puolivarjolla tarkoitetaan säteilykentän reunojen epäterävää varjoa. Tämä aiheutuu siitä, ettei röntgensäteily muodostu pistelähteestä, vaan tietyn kokoisesta fokuksesta. (Carlton & Adler 2013, 433.) Puolivarjon alueella säteilyn intensiteetti on matalampi kuin säteilykeilan keskiosassa. Puolivarjon leveys on suunnilleen vakio ja riippumaton säteilykeilan leveydestä. (Lewis 2005, 3.) Potilaan pituussuunnassa tarkasteltuna leikkeen ulkopuolelle päätyy sironnutta säteilyä, joka muodostaa annosprofiiliin pitkät hännät (Morin, Gerber & McCollough 2003, 919; Huda 2007, 317; kuva 5). Kuvattaessa useampia leikkeitä peräkkäin, kasvattavat hännät leikkeen viereisten kudosten säteilyannosta. Vierakkäisten leikkeiden kuvaaminen voi nostaa annosta yli neljänneksen yksittäisen leikkeen annokseen verrattuna. (Goldman 2007, 214–215; kuva 5.)

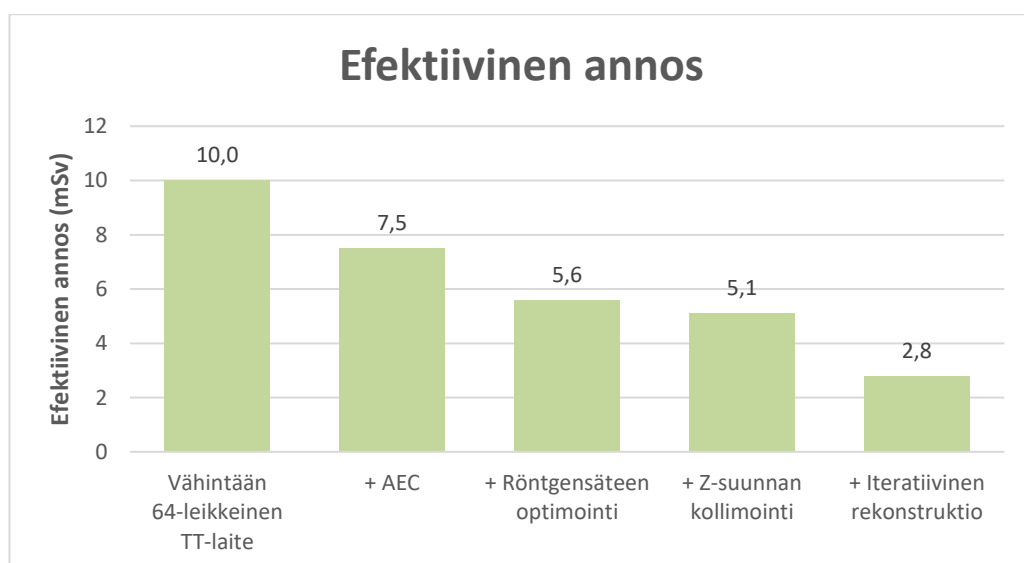


KUVA 5. Säteilyjakauma eli annosprofiili potilaan pituussuunnassa (z-akseli) tarkasteltuna. Kuvassa 1) yhden leikekuvan muodostukseen osallistuva annos kuvattaessa vain yksi leike, 2) annosprofiilin häntä eli viereisiin leikkeisiin siirtyvä annos kuvattaessa useampi leike, 3) yksittäisten leikkeiden annospiikit ja 4) kumuloitunut annos (Morin ym. 2003, 919; Goldman 2007, 215; Romans 2011, 170, muokattu)

### 3.2 Säteilyannokseen vaikuttavat tekijät

Vatsan alueen TT-tutkimusten aiheuttaessa potilaille suuria säteilyannoksia – perinteisiin natiiviröntgentutkimuksiin verrattuna (ks. esim. STUK 2017b) – on TT-laitteiden käyttäjien haasteena osata hyödyntää laitteiden ominaisuuksia niin, että halutun diagnostisen kuvanlaadun ja säteilyannoksen välinen tasapaino on optimaalisella tasolla. Tekniikka kehittyy jatkuvasti ja nykyaikaiset TT-laitteet tarjoavat useita mahdollisuuksia potilaan säteilyaltistuksen pienentämiseen. Tekniset ominaisuudet eivät kuitenkaan riitä, vaan käyttäjien on myös osattava käyttää niitä oikein suorittaessaan tutkimuksia. (Jarti ym. 2012, 1.)

Kuviossa 4 on esitetty esimerkki siitä, miten erilaiset tekniset ominaisuudet voivat yhdessä käytettyinä vaikuttaa kumulatiivisesti annosta pienentävästi vatsan ja/tai lantion alueen TT-tutkimuksessa. Kuviossa on käytetty lähtökohtana 10 mSv:n efektiivistä annosta, johon teknisten ominaisuuksien vaikutukset on suhteutettu. Automaattinen putkivirran säätö (AEC), käytettävän röntgensäteen optimointi (mm. optimaalisen jännitteen, virran ja suodatuksen kautta), potilaan pituussuunnan eli z-suunnan kollimointi ja iteratiivinen rekonstruktio, joihin kaikkiin palataan tarkemmin seuraavissa alaluvuissa, mahdollistavat yhdessä käytettyinä annoksen pienemisen kuvion osoittamalla tavalla. Kuviossa vasemmalta oikealle kuljettaessa kunkin ominaisuuden annosta vähentävä vaikutus lisätään edelliseen annokseen, jolloin viimeinen palkki kertoo kaikkien yhteisvaikutuksen. (McCollough ym. 2012, 569–570).



KUVIO 4. TT-tekniikoiden vaikutus potilaan saamaan säteilyannokseen yksivaiheisessa vatsan/lantion TT-tutkimuksessa (McCollough ym. 2012, 569, muokattu)

TT-tutkimuksissa potilaan saamaan säteilyannokseen vaikuttavia tekijöitä voidaan jakaa esimerkiksi laitetekniikkaan, kuvausparametreihin, kuvanlaatuun, laadunvarmistukseen, potilaaseen, sekä muuhun tutkimuksen suorittamiseen liittyviin tekijöihin (ks. esim. STUK 2008; Kalender 2011, 52, 60, 194–197, 208–222; Romans 2011, 17, 169–177; Jartti ym. 2012, 3, 5–11, 22; Merimaa 2012, 7–9, 11–12, 15–16; Kaijaluoto 2016, 9–12, 18–21; Yu & Leng 2016). Tässä luvussa käsitellään tekijöitä, jotka vaikuttavat annokseen vatsan laskimovaiheen tutkimuksessa.

### 3.2.1 Laitetekniikka

#### Suodatus

TT-laitteissa käytetään metallisuodattimia poistamaan matalan energian säteilyä, joka muuten vain absorboituisi potilaaseen. Oikein valittu suodatus pienentää säteilyannosta, mutta säilyttää silti hyvän kontrastin kuvassa. (Romans 2011, 169.) Kiinteän suodatuksen lisäksi TT-laitteessa on tavallisesti yksi tai mahdollisesti useampi keilanmuoto-suodatin (beam-shaping filter). Se suodattaa säteilyä voimakkaammin potilaan reuna-alueilla, jotka itsessään vaimentavat säteilyä vähemmän kuin paksummat kohdat potilaan keskellä, jossa suodatin sen sijaan säilyttää suuremman intensiteetin säteilyllä. Toisin sanoen suodatin tasoittaa annosjakaumaa potilaan aksiaalitasossa. Jotta suodatin toimisi oikein, potilas on keskitettävä huolellisesti isosentriin. (Merimaa 2012, 9; Kaijaluoto 2016, 10–11.)

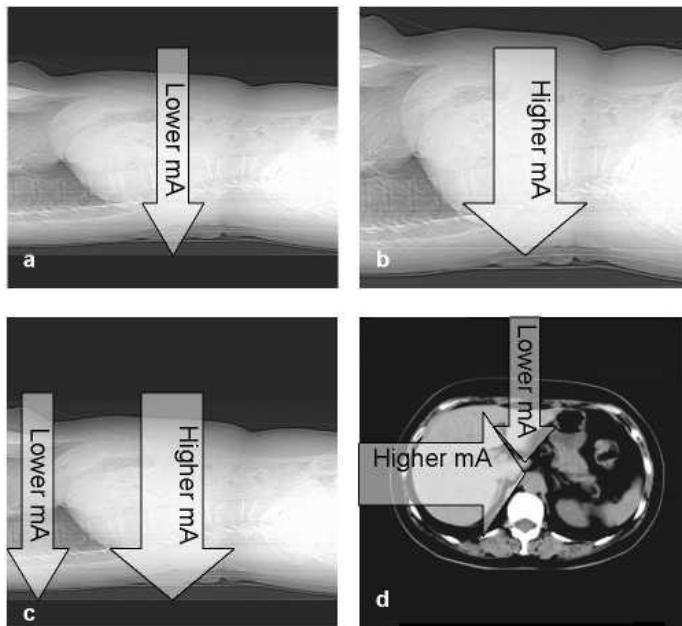
Mikäli laitteessa on useita erilaisia keilanmuotosuodattimia, käytettävän suodattimen muoto määräytyy kuvauskohteen mukaan valittavan kuvattavan kuva-alan koon mukaan, johon palataan luvussa 3.2.3. (Merimaa 2012, 9; Kaijaluoto 2016, 10–11.) Muotoiltuja suodattimia kutsutaan myös ”bow-tie”-suodattimiksi (Kalender 2011, 52).

Laitteessa käytettävän suodatuksen suuruus voidaan ilmaista puoliintumispaksuuden eli HVL-arvon (half-value layer) avulla. HVL-arvo kertoo, kuinka paksu ainekerros pienentää säteilyn intensiteetin puoleen alkuperäisestä ja se ilmaistaan usein millimetreinä alumiinia (mm Al). TT-laitteissa tyypillinen HVL on yleensä vähintään 6 mm alumiinia. (Huda & Abrahams 2015, 126–127.)



### Automaattinen putkivirran säätö (AEC)

Automaattisen putkivirran säädön (mA-modulaatio, AEC, automatic exposure control) tarkoituksena on säilyttää koko kuvausalueella sama ennalta määrätty kohteen ja indikaation mukainen kuvanlaatu (kohina) (Jartti ym. 2012, 8; Merimaa 2012, 11; Kaijaluoto 2016, 20). Tasaisen kuvanlaadun saavuttamiseksi putkivirta vaihtelee dynaamisesti kuvauksen aikana perustuen ilmaisimen havaitsemassa, potilaan läpi tulleen säteilyn määrässä esiintyviin eroihin, jotka johtuvat kohteen geometriasta (potilaan koko ja muoto) ja kudusrakenteesta riippuvista säteilyn vaimenemisen eroista (Jartti ym. 2012, 8). Putkivirtaa on mahdollista säätää potilaan pituusakselin suunnassa (z-modulaatio, aksiaalinen modulaatio) ja röntgenputken pyörähdyskulman suunnassa (xy-modulaatio, kulmamodulaatio, angulaarinen modulaatio) (Jartti ym. 2012, 8; Merimaa 2012, 11; Kaijaluoto 2016, 20; kuva 6). Virtaa voidaan siis vähentää niissä projektioidissa ja niissä kohdissa potilaan pituussuunnassa (z-akseli), joissa säteily vaimenee vähemmän, ilman merkittävää vaikutusta kuvanlaatuun, ja samalla potilaan säteilyannos pienenee (Kalendar 2011, 212–216).



KUVA 6. Esimerkkejä z- ja xy-suuntien mA-moduloinnista (Impact Scan 2002: © IMPACT 2002). Kuvissa a) ja b) potilaan koon mukainen z-suunnan mA-modulointi, c) kudusrakenteen mukainen z-suunnan mA-modulointi ja d) potilaan koon mukainen xy-suunnan mA-modulointi.

Laitteesta riippuen putkivirran modulointi perustuu potilaan vaimennuksen vaihtelujen mittaamiseen joko suunnittelukuvasta tai -kuvista, reaaliaikaisesti leikekuvauksen aika-

na tai käyttäen molempia yhdessä (Kalender 2011, 212; Romans 2011, 176; Merimaa 2012, 11; Kaijaluoto 2016, 20). Käytettäessä reaaliaikaista modulointia kudoksissa oleva varjoaine saattaa tiheydensä vuoksi nostaa virtaa ja lisätä potilaan säteilyaltistusta (Merimaa 2012, 11). Esimerkiksi GE:n modulaatiotekniikoissa (AutomA ja SmartmA) modulointi perustuu viimeisimpään suunnittelukuvaan ja Toshiba tekniikassa (SureExposure 3D) yhteen tai kahteen eri suunnan suunnittelukuvaan, kun taas Philipsin (DoseRight) ja Siemensin (CareDose 4D) tekniikoissa käytetään suunnittelukuvan ja reaaliaikaisen moduloinnin yhdistelmää (Merimaa 2012, 19, 21–24).

Tärkeänä elementtinä AEC-tekniikan taustalla ovat ennalta määritellyt indikaatiokohtaiset kuvanlaatutasot, joiden perusteella laite säätää virtaa (Jartti ym. 2012, 10). Virran modulointi vaikuttaa säteilyannokseen yhdessä käyttäjän valitseman kuvanlaatuksen kanssa – korkeaan kuvanlaatuun, eli matalaan kohinatasoon, tarvitaan enemmän virtaa ja silloin annos voi olla huomattavasti korkeampi kuin kohinaisemmassa kuvassa (Kalender 2011, 216). Kuvanlaatu määritellään niin sanotun kuvanlaatuindikaattorin avulla, joka on laitemerkistä riippuen referenssi-mAs, referenssikuva, kohinaindeksi (NI, noise index) tai standardideviaatio (SD) (Jartti ym. 2012, 10). Esimerkiksi GE ilmaisee halutun kuvanlaadun kohinaindeksillä, jonka avulla kuvanlaatu määritetään kuvan kohinatason kautta (GE Healthcare 2012, 1; Merimaa 2012, 19). Myös Toshiba tekniikka perustuu kuviin tavoiteltavaan kohinatasoon, joka ilmaistaan kohinan standardideviaationa (SD) (Angel 2012b, 3). Philipsin laitteet sen sijaan ehdottavat suunnittelukuvan perusteella potilaan koon mukaan määritettyä yksilöllistä mAs-arvoa, jonka ne suhteuttavat referenssikuvan saamiseksi käytettävään referenssipotilaan mAs-arvoon. Siemensillä on hieman samaan tapaan käytössään referenssi-mAs-arvo (Quality Ref mAs), joka kertoo millä mAs-arvolla kuvaan saataisiin haluttu kohinataso normaalikokoiselle referenssipotilaalle, ja jota säädetään tarvittaessa potilaan koon mukaan. (Merimaa 2012, 21–22.) Kuvanlaatuindikaattoreiden tarkat arvot riippuvat laitemerkistä ja laitteesta (Jartti ym. 2012, 3). Kuvanlaatuun palataan luvussa 3.2.5.

Virran moduloinnin reunaehdoksi voidaan asettaa virran maksimiarvo (max mAs), jos esimerkiksi kuvattavan alueen päässä on voimakkaasti vaimentavaa kudosta, jonka alueelta ei tarvita yhtä hyvää kuvanlaatua kuin muualta. Tällöin potilaan säteilyaltistus pienenee paikallisesti ilman, että tutkimuksen diagnostinen laatu kärsii. (Merimaa 2012, 11.) Oikein käytettynä ja oikeilla asetusavainnoilla automaattisella putkivirran säädöllä on mahdollista pienentää potilaan säteilyaltistusta ja parantaa kuvanlaatua (Kaijaluoto

2016, 20). Oikein toimiessaan annosmodulaatio laskee säteilyannosta keskimäärin noin 20–40 % ja se toimii parhaiten pienikokoisilla potilailla (Jartti ym. 2012, 8–9). Sabarudin ja muiden (2015) tutkimuksen mukaan vatsan alueen TT-tutkimuksessa annosmodulaation käyttö voi laskea annosta jopa 65 % verrattuna ilman sitä tehtyyn tutkimukseen (Sabarudin ym. 2015, 324).

Automaattista putkivirran säätöä on myös mahdollista käyttää pienentämään putkivirtaa ja sen kautta säteilyaltistusta potilaan etupuolella pinnallisten säteilyherkkien elimien, kuten silmän linssin, kilpirauhasen ja rintarauhasen kohdalla. Vastaavasti virta ja altistus saattavat kasvaa hieman vastakkaisessa suunnassa. (Jartti ym. 2012, 9; Kaijaluoto 2016, 20.) Kyseistä tekniikkaa kutsutaan **anatomiseksi annosmodulaatioksi** (Jartti ym. 2012, 9). Tekniikka ei vaikuta merkittävästi kuvanlaatuun ja se mahdollistaa 10–30 % pienemmän säteilyaltistuksen pinnallisissa kohteissa. Annossäästö on samaa luokkaa kuin vismuttisuojiin käytön vaikutus, mutta ilman vismuttisuojiin aiheuttamia kuvavirheitä. (Kaijaluoto 2016, 20.)

### **Ylisäteilytys ja adaptiivinen kollimointi**

Helikaalikuvauksessa kuvanmuodostuksen takia vaaditaan kuvausalueen alussa ja lopussa noin puolen kierroksen (180 astetta) ylimääräinen säteilytys, jotta kaikki tarvittava kuvadata ensimmäisen ja viimeisen leikekuvan rekonstruointia varten saadaan kerättyä. Tällöin pieni ylimääräinen alue kudoksia altistuu säteilylle määritetyn kuvausalueen ulkopuolella. Tätä kutsutaan ylisäteilytys- tai ylikuvausalueeksi (overranging, overscanning). (Kalender 2011, 218–220; Merimaa 2012, 8; Kaijaluoto 2016, 10.) Ylisäteilytysalue suurenee sen mukaan mitä leveämpi säteilykeila ja suurempi pitch – eli leikeväli suhteessa säteilykeilan leveyteen – on käytössä (Jartti ym. 2012, 9). Pitchiin ja säteilykeilan leveyteen palataan luvuissa 3.2.2 ja 3.2.3. Ylisäteilytysalue on yleensä noin 1,5-kertainen säteilykeilan leveyteen verrattuna (Jartti ym. 2012, 9). Kapeammalla säteilykeilalla ylisäteilytysalue jää pienemmäksi, mutta annossäästö on vain noin 10 % luokkaa ja samalla kuvausaika pitenee kääntäen verrannollisesti. Ylisäteilytys on suhteellisesti suurempaa lyhyillä kuvausalueilla ja sen osuus voi olla jopa 20 % potilaan kokonaisannoksesta. (Merimaa 2012, 8; Kaijaluoto 2016, 10.)

Uusimmissa laitteissa ylisäteilytysaluetta ja samalla annosta on mahdollista pienentää käyttämällä **adaptiivista kollimointia**. Se tarkoittaa, että kollimaattori avautuu ja paljastaa ilmaisimen asteittain z-akselin suunnassa kuvausalueen alussa ja vastaavasti sul-

keutuu alueen lopussa. (Jartti ym. 2012, 9.) Tutkimusten mukaan adaptiivisella kollimoinnilla on mahdollista pienentää potilaan säteilyannosta TT-tutkimuksissa keskimäärin noin 10 % (McCollough ym. 2012, 569) ja vatsan alueen tutkimuksissa noin 6 % (Christner ym. 2010, 49).

### **Ilmaisimen tehokkuus**

TT-laitteen ilmaisimen tehokkuus tarkoittaa sen kykyä kaapata fotoneja ja muuttaa niitä elektroniseksi kuvasignaaliksi. Ilmaisimen kokonaistehokkuus muodostuu useista tekijöistä. (Romans 2011, 17.)

Ilmaisimen **geometrinen tehokkuus** tarkoittaa sitä osuutta koko ilmaisimesta, joka koostuu aktiivisista ilmaisinelementeistä (Lewis 2005, 5). Elementtien välissä on ohuita väliseiniä, jotka ovat tarpeen sironnan vähentämiseksi. Ne kuitenkin saavat aikaan ”kuolleita tiloja”, joihin osuva säteily ei osallistu kuvan muodostukseen, mutta on jo läpäissyt potilaan ja aiheuttanut annosta. (AAPM 2008, 15–16.) Suuri geometrinen tehokkuus tarkoittaa, että nämä ”kuolleet tilat” ovat mahdollisimman pieniä suhteessa ilmaisimen pinta-alaan. Parhaimmillaan ilmaisimen geometrinen tehokkuus voi olla noin 80–90 %. (Kalender 2011, 60.) Tätä käsitettä ei tule sekoittaa laitteen z-suunnan geometriseen tehokkuuteen (Lewis 2005, 2), johon palataan luvussa 3.2.3.

**Absorptiotehokkuus** kertoo, kuinka hyvin ilmaisin absorboi fotoneja. Se riippuu ensisijaisesti ilmaisimen materiaalista, koosta ja paksuudesta. (Romans 2011, 17; Carlton & Adler 2013, 627–628.) Absorptiotehokkuudeltaan hyvä ilmaisin vaatii vähemmän säteilyä kuin tehottomampi ilmaisin tuottaakseen riittävän hyvän kuvan, jolloin myös potilaan säteilyannos on pienempi. Nykyaikaiset puolijohdeilmaisimet ovat paljon tehokkaampia (absorptiotehokkuus 90–100 %) kuin vanhanmalliset xenon-kaasu-ilmaisimet. (Romans 2011, 169.) **Konversiotehokkuus** taas mittaa, kuinka hyvin ilmaisin muuttaa absorboidut fotonit digitaaliseksi signaaliksi (Carlton & Adler 2013, 627–628).

### **3.2.2 Kuvausparametrit**

#### **Sähkömäärä (mAs)**

Potilaan saama säteilyannos on suoraan verrannollinen röntgenputken tuottamaan sähkömäärään (mAs), joka on putkivirran (mA) ja kuvausajan (s) tulo. Jos sähkömäärä

kaksinkertaistuu, niin myös potilaan annos kaksinkertaistuu. (Kalender 2011, 195–196; Merimaa 2012, 7; Kaijaluoto 2016, 11.) Myös sähkömäärän tekijät, putkivirta ja kuvausaika, ovat siis suoraan verrannollisia annokseen (Kalender 2011, 196). Sähkömäärä pitäisi aina suhteuttaa potilaan kokoon – pienen potilaan kuvaamiseen riittää vähäisempi säteily määrä ja suuren potilaan kuvaamiseksi tarvitaan enemmän säteilyä. Optimaalisen mAs-arvon määrittämiseen voidaan käyttää useita eri menetelmiä, esim. potilaan painoa, halkaisijaa tai nykyään useimmiten automaattista putkivirran modulointia. (Romans 2011, 176.) Kuitenkaan eri laitteiden välisessä vertailussa annoksia ei voida suoraan arvioida mAs-arvojen perusteella. Annoksen pienentämisessä olennaista on myös suurempi suodatus, joka taasen vaatii suuremman sähkömäärän käyttöä. (Kalender 2011, 195.) Lisäksi sähkömäärä vaikuttaa kiinteästi myös kuvanlaatuun ja sähkömäärän runsas laskeminen pienemmän annoksen toivossa voi johtaa riittämättömään kuvanlaatuun kasvavan kohinan myötä (Romans 2011, 171).

Automaattista putkivirran säätöä käytettäessä on mahdollista, että tekniikka nostaa virtaa ja sen kautta sähkömäärää voimakkaasti hyvin tiheiltä kehon alueilta kuvattavissa leikkeissä, kuten proteesien tai murtumalevyjen alueella. Tällöin virran maksimiarvon (max mA) asettamisella voidaan estää virran nousemista tiheillä alueilla ja potilaan annoksen kasvamista, pitäen kuitenkin kuvanlaatu riittävän hyvänä. (Merimaa 2012, 11.)

Jotkut TT-laitteet säätävät automaattisesti kuvauksessa käytettävää virtaa, kun pitch-tekijä muuttuu, jolloin myös käytetty sähkömäärä muuttuu. Tällöin sähkömäärän ilmoittamiseen saatetaan käyttää efektiivistä mAs-arvoa, joka pysyy pitchin suhteen vakiona ja lasketaan kaavalla (1). (Merimaa 2012, 12; Kaijaluoto 2016, 12.)

$$\text{Efektiivinen mAs} = \frac{\text{kuvauksessa käytetty sähkömäärä (mAs)}}{\text{pitch}} \quad (1)$$

### **Putkijännite (kV)**

TT-tutkimuksessa käytettävä putkijännite (kV) vaikuttaa myös osaltaan potilaan saamaan säteilyannokseen. Pelkän putkijännitteen kasvattaminen johtaa potilaan annoksen kasvamiseen, mutta tämä suhde ei ole lineaarinen. Kun sähkömäärä pidetään vakiona, niin jännitteen nostaminen esimerkiksi 120 kV:sta 140 kV:iin kasvattaa annosta noin 30–45 %. (Romans 2011, 171.) Jos jännitettä on nostettava, voidaan siitä aiheutuvaa annoksen kasvua kuitenkin jonkin verran kompensoida pienentämällä käytettävää sähkömäärää (Romans 2011, 176).

Käytettävän jännitteen pitäisi olla suhteessa potilaan kokoon ja kuvausindikaatioon (Kalendar 2011, 194–196). Putkijännitteen alentaminen pienentää säteilyannosta ja sitä suositellaan varsinkin lapsilla, pienikokoisilla aikuisilla ja varjoainetehosteisissa tutkimuksissa. Samalla kuvan kontrasti paranee, mutta kohina lisääntyy. (Jartti ym. 2012, 11; Merimaa 2012, 7.) Kohinan vähentämiseksi voidaan lisätä sähkömäärää, pienentää pitchiä tai kasvattaa röntgenputken pyörähdysaikaa, sekä käyttää iteratiivisia rekonstruktio tekniikoita. Putkijännitettä ei kannata alentaa, jos kuvausalueella on hyvin tiiviitä kohteita, kuten metallia, joka vaimentaa säteilyä voimakkaasti huonontaan kuvanlaatua. Normaalikokoisten aikuisten vartalon alueen varjoainekuvauksissa suositeltava putkijännite on 120 kV ja hoikilla aikuisilla 100 kV. Vain hyvin isokokoisille potilaille suositellaan 140 kV:ta. (Jartti ym. 2012, 11.) Edellä mainitulla tavalla voidaan isokokoisien potilaan tapauksessa jännitteen nostamista kuitenkin kompensoida laskemalla putkivirtaa (Romans 2011, 176). Automaattinen putkijännitteen valinta on joissakin TT-laitteissa oleva ominaisuus, joka auttaa käyttäjää valitsemaan putkijännitteen, joka soveltuu parhaiten potilaan kokoon ja kuvausindikaatioon (Kaijaluoto 2016, 20).

Voidaan olettaa, että kuvanlaatua kuvaavan kohinatason ollessa vakio säteilyannos on pienempi laitteella, jolla on suuri efektiivinen energia eli suuri jännite ja suuri suodatus. Silloin on kuitenkin otettava huomioon mahdollinen kontrastin huononeminen. (Kalendar 2011, 194–195.)

### **Leikepaksuus**

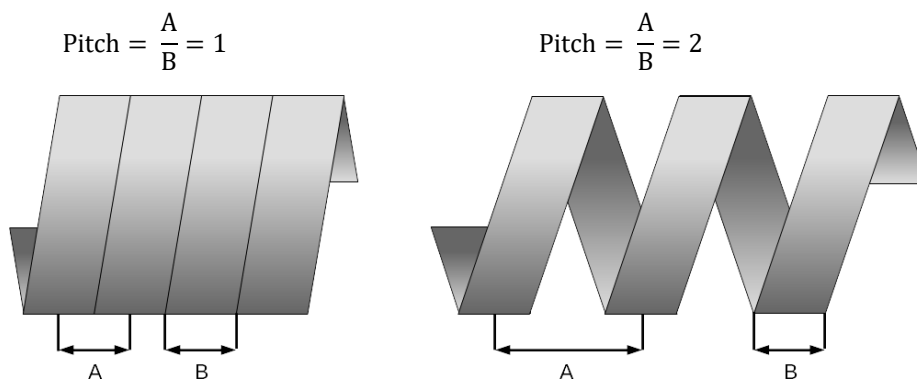
Yksittäisen kuvattavan leikkeen tapauksessa leikepaksuuden kasvaessa annos kasvaa (Kalendar 2011, 196; Romans 2011, 169). Kuitenkin usean vierekkäisen leikkeen kuva-sarjoissa – joita todelliset potilastutkimukset yleensä sisältävät – leikepaksuuden pienentäminen kasvattaakin annosta, koska kuvausalueen pysyessä samana leikemäärä kasvaa ja säteilyä siroaa suhteellisesti enemmän viereisiin leikkeisiin. Lisäksi jotta kuvanlaatu pysyisi samana, vaativat ohuemmat leikkeet enemmän säteilyä, mikä myös lisää annosta. Siispä teoriassa usean vierekkäisen leikkeen tapauksessa annosta on mahdollista pienentää kuvaamalla paksumpia leikkeitä. (Romans 2011, 169, 176.)

Useimmissa kliinisissä indikaatioissa käyttökelpoisinta olisi kuitenkin kuvata ohuita leikkeitä ja katsella paksumpia (Jartti ym. 2012, 7). Nimellinen leikepaksuus tarkoittaa kuvauksessa käytettävää leikepaksuutta ja rekonstruoitava leikepaksuus katseltavien leikkeiden paksuutta. Rekonstruoitu leikepaksuus ei voi ikinä olla pienempi kuin nimel-

linen leikepaksuus. Mitä pienempää kohdetta halutaan tarkastella, sitä ohuempia leikkeitä täytyy rekonstruoida ja siten myös kuvata. Ohuempien leikkeiden kuvaaminen vaatii suuremman säteilyannoksen, jos halutaan saavuttaa haluttu kuvanlaatutaso (kontrasti-kohinasuhde). (Merimaa 2012, 8; Kaijaluoto 2016, 9–10.) Jos käytössä on vähintään 64-leikkeinen TT-laite, on kuitenkin mahdollista välttää säteilyannoksen kasvaminen myös kapeita leikkeitä kuvattaessa. Tämä mahdollistuu siten, että määritellään haluttu diagnostinen kuvanlaatu ja sen seurauksena säteilyannos katseltavien paksumpien leikkeiden mukaan, jolloin kuvattavissa kapeissa leikkeissä saa olla runsaammin kohinaa. Esimerkiksi samalla kohinatasolla 5 mm leveiden leikkeiden aiheuttama säteilyannos on alle viidesosa 1 mm leveiden leikkeiden annoksesta. (Jartti ym. 2012, 7; Kaijaluoto 2016, 21.)

### Leikevälit ja pitch

Leikevälien osalta eniten annosta aiheutuu, kun kuvataan useita vierekkäisiä ja osittain päällekkäisiä leikkeitä. Suurten leikevälien käyttäminen taas pienentää annosta. (Romans 2011, 169.) Pitch tarkoittaa käytännössä helikaalikuvauksella kuvattavien leikkeiden leikevälejä. Määritelmän mukaan pitch on tutkimuspöydän liikkuma matka yhden röntgenputken pyörähdysaikana jaettuna säteilykeilan kokonaiskollimaation leveydellä. Pitchin arvo 1 tarkoittaa, että leikkeet ovat vierekkäisiä – eivät päällekkäin eivätkä irti toisistaan. (Romans 2011, 170, 176.) Tätä on havainnollistettu kuvassa 7. Pitch on suorassa suhteessa säteilyannokseen: pitchin kasvaessa säteilyannos pienenee, koska jokainen kohteen piste on vähemmän aikaa säteilykeilassa, ja päinvastoin pitchin pienentyessä. Pitchiä kasvattamalla voidaan myös lyhentää kuvausaikaa. (Romans 2011, 170, 176.)



KUVA 7. Periaatekuva pitchin määrittämisestä. Kuvassa A on pöydän siirtymä kierroksen aikana ja B on kollimoitu leikepaksuus (Hofer 2007, 8, muokattu)

Kuitenkin uudemmissa laitteissa automaattisen putkivirran modulointia (AEC) käytettäessä pitchin muuttaminen vaikuttaa ainoastaan kuvausnopeuteen, mutta ei potilaan säteilyannokseen, koska samanaikaisesti automatiikka säättää putkivirtaa ja sen kautta säteilyannosta kuvanlaadun pitämiseksi samanlaisena. Pitchiä pienennettäessä AEC siis laskee samalla putkivirtaa pitäen säteilyannoksen ja kuvanlaadun muuttumattomana, ja samoin putkivirta kasvaa automaattisesti, kun pitchiä nostetaan. Jos AEC ei ole käytössä, voidaan pitchiä nostamalla pienentää säteilyannosta ja lyhentää kuvausaikaa. (Merimaa 2012, 11; Kaijaluoto 2016, 11.)

### **3.2.3 Säteilykeilan geometria**

#### **Fokus-isosentriettäisyys**

TT-laitteen geometriset mitat vaikuttavat fokus-isosentriettäisyyteen eli laitteen röntgenputken fokuksipisteen ja laitteen isosentrin väliseen etäisyyteen. Jos kaikki muut tekijät laitteessa ja kuvausparametreissa pidetään vakiona, niin laite, jossa on lyhyt geometria eli lyhyt fokus-isosentriettäisyys, tuottaa enemmän säteilyn vuorovaikutusta potilaan kanssa ja vähemmän kohinaa kuin laite, jossa on pitkä geometria eli pitkä fokus-isosentriettäisyys. (Kalra 2006, 31.) Pitkä fokus-isosentriettäisyys on siis hyödyksi potilaan säteilyannoksen pienentämisessä (Katada 2001), mutta se huonontaa kuvanlaatua kohinan lisääntyessä (Kalra 2006, 31).

#### **Kuvattavan kuva-alan koko**

Säteilykeilan koko kuvaustasossa (aksaalitaso, xy-taso) määritetään valitsemalla kuvattavan kuva-alan koko (SFOV, scan field of view). Useimmilla laitteilla SFOV valitaan kuvauskohteen mukaisista esiasetuksista, esimerkiksi pää- tai vartalo-SFOV. (Merimaa 2012, 8.) Useimmiten vatsan alueella käytetään suurinta saatavilla olevaa SFOV:ia (Romans 2011, 27). SFOV määrittää alueen kanturin sisällä, josta laite kerää raakadataa (Romans 2011, 27), joten potilaan ääri viivojen tulisi mahtua kokonaan SFOV:n sisälle kuvavirheiden välttämiseksi (Merimaa 2012, 8; Kaijaluoto 2016, 10). SFOV:n tulisi kuitenkin olla rajattu lähelle potilaan ääri viivoja potilaasta ohi menevän säteilyn vähentämiseksi, sillä se voi sirota takaisin potilasta kohti lisäten hänen saamaansa annosta (AAPM 2008, 13).



### **Säteilykeilan nimellinen leveys**

Säteilykeilan nimellinen leveys tarkoittaa potilaan pituussuunnassa (z-akseli) samanaikaisesti kuvattavan alueen pituutta. Se saadaan kertomalla nimellinen leikepaksuus leikemäärällä (esim.  $0,625 \text{ mm} \cdot 64 = 40 \text{ mm}$ ). (Merimaa 2012, 8; Kajaluoto 2016, 9.) Säteilykeila rajataan kollimaattoreilla detektorin aktiivisen alueen levyiseksi, millä minimoidaan puolivarjosta johtuvaa aktiivisen alueen yli menevää sirontaa säteilykeilan reunoilla, joka ei osallistu kuvan muodostamiseen, mutta lisää potilaan saamaa annosta ja huonontaa kuvanlaatua (Romans 2011, 169–171). Tämän yli menevän säteilyn, eli puolivarjon alueen, leveys on säteilykeilan leveydestä riippumatta suunnilleen saman kokoinen aina, joten sen aiheuttaman niin sanotusti hukkaan menevän säteilyn suhteellinen osuus koko säteilykeilasta on suurempi kapealla kollimaatiolla. (Lewis 2005, 3.)

### **Z-suunnan geometrinen tehokkuus**

TT-laitteen z-suunnan geometrinen tehokkuus tarkoittaa sitä osuutta koko säteilykeilasta z-suunnassa (annosprofiilista), joka saapuu detektorille asti. Käytännössä siitä on kollimoitu pois edellä mainittu puolivarjon osuus. Koska puolivarjon osuus säteilykeilasta on suurin piirtein vakio, kasvaa z-suunnan geometrinen tehokkuus säteilykeilan nimellisen leveyden kasvaessa. Kun säteilykeilan kollimoitu leveys on 10 mm tai yli, on tehokkuus yleensä 80–98 %. Mitä suurempi z-suunnan geometrinen tehokkuus on, sitä enemmän potilaan jo läpäissyttä säteilyä saadaan hyödynnettyä. (Lewis 2005, 2–4.)

## **3.2.4 Leikekuvien rekonstruktio**

### **Rekonstruktio menetelmä**

Kuvien rekonstruktio on matemaattinen prosessi, jossa potilaan ympäri eri kulmista otetusta projektiokuvadatasta tuotetaan leikekuvia (Yu & Leng 2016). Perinteisesti TT-kuvien rekonstruktio on perustunut suodatettuun takaisinprojisointiin (FBP, filtered back projection), mutta nykyään käytetään enenevässä määrin iteratiivista rekonstruktioita. Siinä kuvadatan laskeminen tapahtuu vaiheittain ja iteroimalla eli toistamalla laskentaprosessia. Iteratiivisella rekonstruktioilla päästään FBP:tä parempaan kuvanlaatuun, mikä mahdollistaa myös pienemmät säteilyannokset kuvanlaadun säilyessä diagnostisena pienemmällä säteilymäärällä. (Merimaa 2012, 15.) Vatsan kuvauksissa iteratiivista rekonstruktioita käyttämällä voidaan vähentää säteilyannosta jopa 65 % kuvanlaadun heikentymättä (Jarti ym. 2012, 9). Tyypillisesti kuvat kuitenkin näyttävät hieman peh-

meämmiltä kuin FBP-tekniikalla tuotetut kuvat (Merimaa 2012, 15). Osa laitevalmistajista suosittelee, että iteratiivisen rekonstruktion kanssa käytetään terävämpää rekonstruktiosuodatusta (kernel, filter) kuin FBP:n kanssa (Jartti ym. 2012, 9). Rekonstruktiosuodatukseen palataan vielä tässä samalla luvussa.

Eri laitevalmistajien menetelmissä iteratiivisen rekonstruktion osuus kuvan laskentaprosessista määritetään hieman eri tavoin. GE:n iteratiivisessa rekonstruktio menetelmässä ASiR:ssa (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction) valitaan iteratiivisen painotuksen prosentuaalinen osuus rekonstruoitavalle kuvalle. Esimerkiksi ASiR-painotus 40 % tarkoittaa, että rekonstruktiosta 40 % on iteratiivista ja loput 60 % perinteistä rekonstruktiota, FBP:tä. ASiR:in uusin paranneltu versio on ASiR-V, joka mallintaa kohdetta ja kohinaa aiempaa paremmin. (Kaijaluoto 2016, 23.) Philipsin iDose-menetelmässä iteratiivisen rekonstruktion taso valitaan asteikolta 1–7. Tason valinta kertoo, kuinka voimakkaasti tekniikka häivyttää kuvasta kohinaa, ja valittava taso riippuu siitä, onko tavoitteena annoksen pienentäminen, kuvanlaadun parantaminen vai molemmat. (Sci-belli 2011, 18.) Siemensin SAFIRE-menetelmä (Sinogram Affirmed Iterative REconstruction) tarjoaa viisi erilaista iteratiivisen rekonstruktion voimakkuutta asteikolla 1–5. Kohinan vähenemisen taso ja myös kohinan tekstuuri riippuvat valittavasta voimakkuudesta. (Grant & Raupach 2012, 4.) Toshiba AIDR 3D -menetelmä (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D) optimoi toimintaansa automaattisesti kuvattavan alueen, tutkimustyyppin ja signaalin intensiteetin perusteella. Periaatteena on, ettei käyttäjän tarvitsisi valita rekonstruktion tasoa, vaan se tapahtuisi aina automaattisesti. Käyttäjällä on kuitenkin mahdollisuus hienosäätää rekonstruktion voimakkuutta kolmella tasolla, mutta yleensä keskitaso riittää ja ääripäät on tarkoitettu tutkimuskäyttöön. (Angel 2012a, 4–5.)

Uusin iteratiivisen rekonstruktion tyyppi on mallipohjainen menetelmä, jossa järjestelmä mallintaa useampia parametreja kuin vanhemmassa menetelmässä, minkä seurauksena kuvanlaatu on parempi, mutta menetelmä hitaampi (Lu 2014, 131–132). Edellä mainituilla laitevalmistajilla on myös kaikilla oma mallipohjainen menetelmänsä: GE:llä Veo (GE Healthcare 2017), Philipsillä IMR (Iterative Model Reconstruction) (Philips Healthcare 2017), Siemensillä ADMIRE (ADvanced Modeled Iterative REconstruction) (Siemens Healthcare 2014) ja Toshiba FIRS (Toshiba Medical Systems 2017).

Esimerkiksi Singh kollegoineen on verrannut GE:n ASIR-tekniikan ja FBP:n vaikutuksia säteilyannokseen ja kuvanlaatuun vatsan alueen tutkimuksissa sekä aikuisilla (Singh ym. 2010) että lapsilla (Singh ym. 2012). Aikuispotilailla tehdyn tutkimuksen mukaan vatsan alueen tutkimuksen aiheuttama säteilyannos ( $CTDI_{vol}$ ) oli 8,4 mGy käytettäessä kiinteätä 100 mAs:n sähkömäärää ja ASIR:ia 30 %:n tasolla, kuvanlaadun ollessa parempi kuin FBP:llä. Alle 90 kiloilla potilailla annos voitiin laskea jopa 4,2 mGy:yn käytettäessä vain 50 mAs:n sähkömäärää ja ASIR:ia 50 %:n tai 70 %:n tasolla, kuvanlaadun säilyessä edelleen parempana kuin FBP:llä. (Singh ym. 2010, 381.) Lapsipotilailla tehdyssä tutkimuksessa havaittiin ASIR:in käytön mahdollistavan jopa 38,2 % pienemmän annoksen ja merkittävästi vähemmän kohinaiset kuvat kuin FBP (Singh ym. 2012, 537). Kalra ja muiden (2012) tutkimuksessa taas verrattiin Siemensin SAFIRE-tekniikkaa ja FBP:tä aikuisten vatsan tutkimuksissa ja havaittiin, että SAFIRE:lla voidaan päästä ainakin 50 % ja joillakin potilailla jopa 75 % pienempään annostasoon kuin FBP:llä ilman, että diagnostinen kuvanlaatu heikkenee (Kalra ym. 2012, 339).

### **Rekonstruktiosuodatin**

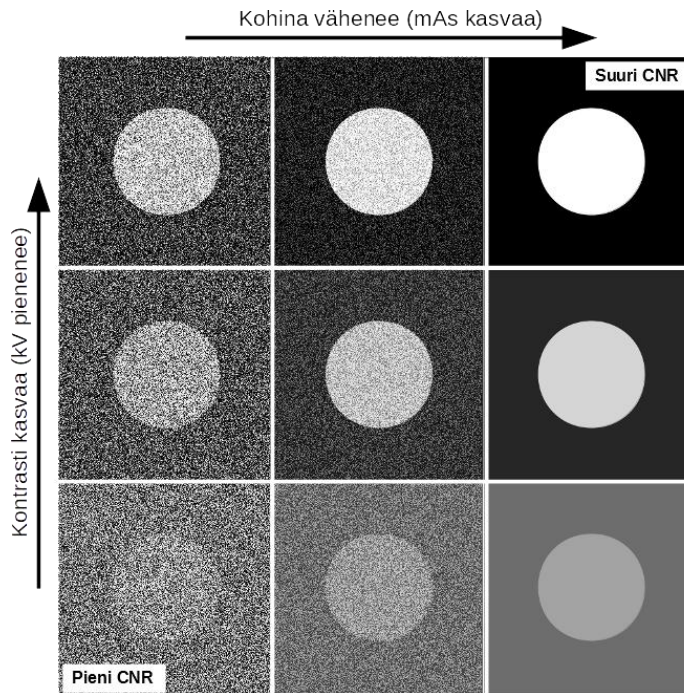
Kun kuvastusta projektiodatasta rekonstruoidaan katseltavat kuvaleikkeet, valitaan käytettävä rekonstruktiosuodatin (kernel, filter) ja haluttu leikepaksuus kliinisen indikaation mukaisesti. Valinta vaikuttaa tasapainoon paikkaerotuskyvyn ja kohinan välillä. Pehmeällä suodattimella ja paksuissa leikkeissä kohina vähenee ja pienet tiheyserot näkyvät paremmin, mutta pienet yksityiskohdat huonommin. Pehmeää suodatinta käytetään tyyppillisesti vatsan alueen ja muiden pehmytkudosten kuvauksissa sekä ohuiden leikkeiden rekonstruktioon. Terävällä suodattimella ja ohuissa leikkeissä taas pienet yksityiskohdat näkyvät paremmin, mutta kohinaa on enemmän ja pienet tiheyserot näkyvät huonommin. Terävä suodatin sopii paremmin luiden ja keuhkojen alueelle sekä rekonstruoitaessa paksuja leikkeitä. (Jarti ym. 2012, 22; Kaijaluoto 2016, 21.) Rekonstruktiosuodattimiin voi myös sisältyä tai niiden lisäksi voidaan käyttää erilaisia kohinanpoistotekniikoita, joilla kohinaa saadaan poistettua vielä lisää (Yu & Leng 2016). Edellä mainituilla rekonstruktioparametreilla pystytään siis parantamaan kuvanlaatua jälkikäteen, jolloin voidaan kuvata alun perin hieman huonompaa kuvanlaatua pienemmällä säteilyannoksella (Kalender 2011, 209).

### 3.2.5 Kuvanlaatu

Romansin (2011, 61) mukaan kuvanlaadun käsitteellä tarkoitetaan tietokonetomografiassa pohjimmiltaan sitä, kuinka hyvin TT-kuva esittää kuvattua kohdetta. Kuvanlaatu on kuitenkin subjektiivinen käsite ja riippuu myös siitä, kuinka hyödyllinen kuva on diagnoosiin pääsemisen kannalta. TT-kuvan laadun kuvailussa käytetään kahta pääpiirrettä: yksityiskohtien eli korkean kontrastin erotuskyky ja pienten tiheyserojen eli matalan kontrastin erotuskyky. (Romans 2011, 61.)

Tutkimuksessa tavoiteltava kuvausindikaation mukainen kuvanlaatu ja potilaan säteilyannos ovat myös suhteessa toisiinsa. Pieni annos ei tarkoita onnistunutta tutkimusta, koska kuvanlaatu voi olla riittämätön diagnoosin tekemiseksi. Kuvan antama informaatio kasvaa kuvanlaadun parantuessa, mutta samalla yleensä säteilyannos kasvaa. Tietyn rajan ylityttyä kuvanlaadun paraneminen ei enää lisää diagnoosin tarkkuutta, mutta potilaan annos kasvaa tarpeettomasti. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 77–78.) Toisaalta suuri annos ei itsessään takaa hyvää kuvanlaatua, vaikka ei myöskään huononna sitä (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 78; Bauhs ym. 2008, 246). Haasteena on löytää sopiva kompromissi kuvanlaadun ja säteilyannoksen välillä (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 78). Avuksi kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointiin on esimerkiksi vatsan TT-tutkimuksille annettu suosituksia tavoiteltavasta kuvanlaatusostasta (4 tasoa: korkea, keskitasoinen, tyydyttävä ja välttävä) ja sen myötä säteilyannoksen suuruusluokasta tutkimusindikaatioittain. Toisille indikaatioille riittää huonompi kuvanlaatu kuin toisille, jolloin annos pystytään pitämään matalampana. (Jartti ym. 2012, 3.)

Teknisen kuvanlaadun arvioinnissa käytettäviä parametreja ovat kohina ja kontrasti, joita voidaan käyttää apuna myös kliinisen kuvanlaadun arvioinnissa (Merimaa 2012, 12). Kohina tarkoittaa kuvassa esiintyvää ei-toivottua pikseliarvojen vaihtelua, joka näkyy rakeisuutena tasaisilla kuva-alueilla. Se johtuu pääasiassa kvanttikohinasta, jota syntyy, kun ilmaisin ei havaitse riittävästi fotoneja. Kontrasti sen sijaan kertoo, kuinka hyvin kohde, jonka tiheys on hyvin lähellä sen taustan tiheyttä, erottuu taustastaan. (Romans 2011, 67–68; kuva 8.) Kohinalla on suurin vaikutus tutkimuksissa, joissa hyvä matalan kontrastin erotuskyky on tärkeää eli yleensä paljon pehmytkudosta sisältävissä kuvauskohteissa, kuten vatsan alueella (Merimaa 2012, 12).



KUVA 8. Kohinan ja kontrastin sekä kuvausarvojen vaikutus kuvanlaatuun (Gopalika, Mishra, Manoharan & Mohr 2012, 5; Huda & Abrahams 2015, 128–130, muokattu)

Tietyn tarkasteltavan kohteen (esim. muutos kudoksessa) näkyminen kuvassa riippuu kohteen kontrastin ja kohinan välisestä suhteesta eli kontrasti-kohinasuhteesta (CNR, contrast-to-noise ratio), joka kuvaa kohteen suhteellista kuvanlaatua. Kontrasti-kohinasuhteen kasvaessa kohde näkyy paremmin. (Huda & Abrahams 2015, 129.) Tarkasteltavan kohteen kontrasti-kohinasuhteen laskemiseksi leikekuvaan voidaan rajata kaksi mielenkiintoaluetta (ROI, region of interest), joista toinen on tarkasteltava kohde ja toinen on joko tausta tai toinen anatominen kohde, johon tarkasteltavaa kohdetta verrataan (Merimaa 2012, 12). Kontrasti-kohinasuhde lasketaan jakamalla ROI-alueiden HU-lukujen eli TT-lukujen ero leikekuvasta valittavan tasaisen alueen TT-lukujen keskihajonnalla (SD) (Merimaa 2012, 12), kuten kaavassa (2) (Marin ym. 2010, 453, muokattu). Tietyn tasaisen kuva-alueen TT-lukujen keskihajonta on numeerinen kuvaus kyseisen leikekuvan kohinasta (Merimaa 2012, 12). Kohina riippuu myös katseltavan kuvan leikepaksuudesta: paksuissa leikkeissä on vähemmän kohinaa kuin ohuissa, koska paksujen leikkeiden suurempaan tilavuuteen saapuu samassa ajassa enemmän kuvaa muodostavia fotoneja leikettä kohti (Romans 2011, 69). Goldmanin (2007, 224) mukaan säteily määrän nelinkertaistuessa kohina puolittuu.

$$CNR = \frac{(TT_{ROI1} - TT_{ROI2})}{SD_{ROI3}} \quad (2)$$

### 3.2.6 Laadunvarmistus

TT-tutkimustoiminnan laadunvarmistuksella pyritään siihen, että tutkimuksista saadaan tavoiteltu kliininen hyöty ja että potilaat altistuvat säteilylle vain sen verran kuin luotettavan diagnoosin tekemiseksi tarvitaan. Tämän säteilysuojelun optimointiperiaatteen toteuttamiselle luodaan pohja teknisellä laadunvalvonnalla, joka on osa laadunvarmistusta. Tekninen laadunvalvonta tarkoittaa TT-laitteen toimintakunnon ja suoritusominaisuuksien seurantaan koko sen elinkaaren ajan. (STUK 2008, 8, 10.) Seuranta toteutetaan tekemällä teknisiä laadunvalvontatestejä, joiden tuloksia verrataan STUKin asettamiin röntgenlaitteiden suorituskyvyn hyväksyttävyyksivaatimukseen (STUK 2014b) sekä toiminnan harjoittajan halutessaan itse asettamiin edellisiä tiukempiin ohjeellisiin korjausrajoihin (STUK 2008, 8).

Testejä on tehtävä ennen TT-laitteen käyttöönottoa (vastaanottotarkastus), tietyin määrävällein (määräaikaistestit), merkittävän huollon tai korjauksen jälkeen, sekä aina kun on jokin syy epäillä laitteen toiminnan muuttuneen tai häiriintyneen (STUK 2008, 11). TT-laitteen laadunvalvontaan kuuluu soveltuvin osin röntgenputkille, generaattoreille, kuvaustelineille, kuvauspöydille ja kuvamonitoreille tehtäviä testejä ja lisäksi erityisesti TT-laitteeseen keskittyviä testejä, joissa tutkitaan muun muassa TT-lukuja, teknistä kuvanlaatua, laitteen ja kuvan geometrista tarkkuutta sekä annosnäytön oikeellisuutta (STUK 2008, 17–19, 49–50, 59–61). TT-tutkimusten ja -laitteiden aiheuttamia säteilyannoksia tarkasteltaessa on syytä huomioida erityisesti annosnäytön oikeellisuustestin tulos. STUKin asettaman hyväksyttävyyksivaatimuksen mukaan annosnäytön näyttämän ja mitatun todellisen annoksen ero saa olla korkeintaan 25 %. (STUK 2014b, 3.) Annosnäyttö on kalibroitava eli säädettävä niin, että sillä suoritettavat mittaukset on mahdollista jäljittää mittanormaaleihin. Kalibrointi on tehtävä näytön käyttöönoton yhteydessä, käytön aikana vähintään viiden vuoden välein ja aina tarvittaessa. (STUK 2004, 17.)

### 3.2.7 Potilaasta johtuvat tekijät

Teoriassa, jos kaikki tekniset tekijät (esim. kuvausparametrit) pidetään vakiona, halkaisijaltaan pienempi potilas absorboi enemmän säteilyä ja saa suuremman annoksen kuin suurempi potilas. Tämän selittää se, että kokonaisaltistus koostuu kohteeseen sisään menevästä ja siitä ulos tulevasta säteilystä. Pienessä potilaassa on vähemmän kudosta,

joka vaimentaisi säteilyä, mikä johtaa tasaisempaan annosjakaumaan potilaassa. Suuremmissa potilaassa säteily ehtii vaimentua paljon enemmän matkalla potilaan kudosten läpi, jolloin ulos tuleva säteily ei ole enää niin intensiivistä kuin pienemmässä potilaassa. (Romans 2011, 170–171.)

Käytännössä kuitenkin suurten potilaiden ja tiheiden kehon osien kuvaamiseen on käytettävä huomattavasti enemmän säteilyä kuin pienten potilaiden kohdalla, jotta kuvanlaatu pysyy hyvänä eikä kuviin tule liikaa kohinaa. Tämä lisää potilaan saamaa annosta. Potilaan koko ja kehon koostumus voi myös vaikuttaa sironnan määrään. (Romans 2011, 171.) Pienemmille potilaille voidaan sen sijaan käyttää pienempiä kuvausarvoja (kV ja mAs) eli vähemmän säteilyä ja silti saadaan riittävä kuvanlaatu pienemmällä annoksella. Tämä on tärkeää tiedostaa etenkin lapsia kuvattaessa. (Kalender 2011, 209.) Kuvausalueen pituus on suunnilleen lineaarisessa suhteessa säteilyannokseen, mutta alueella olevien kudosten epähomogeenisuus aiheuttaa suhteeseen pientä variaatiota (Kalender 2011, 195).

### 3.2.8 Muut tutkimuksen suorittamiseen liittyvät tekijät

#### **Lähetteen ja kuvausindikaation huomioiminen**

Lähetteen ja kuvausindikaation huomioiminen on tärkeää. Tutkimuksen oikeutusta arvioidessaan radiologin on pohdittava, onko tutkimus ylipäättään oikeutettu läheteessä kerrottujen tietojen perusteella ja jos on, niin minkälaista kuvanlaatua mainittu kuvausindikaatio edellyttää. Saman kuvausprotokollan rutiininomainen käyttö kaikille potilaille samalla tavalla ei ole suositeltavaa, vaan kuvausparametrit olisi hyvä määrittellä tutkimusindikaation, kuvattavan elinalueen, sekä potilaan iän ja koon mukaan. (Jartti ym. 2012, 5.) Yleensä tutkimusprotokollaa onkin mahdollista hienosäätää potilaskohtaisesti niin, että se vastaa diagnostiseen tarpeeseen, mutta säteilyannosta saadaan pienennettyä. Protokollan säätäminen voi kohdistua esimerkiksi kuvausalueeseen, kuvausvaiheiden määrään, leikepaksuuteen tai kuvausarvoihin, ja se on suositeltavaa erityisesti lapsia kuvattaessa. (Romans 2011, 177.)

#### **Sädesuojien käyttäminen**

Varsinkin nuorten potilaiden tutkimuksissa on käytettävä sädesuojia. **Lyijysuojat** tulee asettaa kuvausalueen ulkopuolelle, mutta aivan alueen reunaan kiinni. Niitä voidaan

käyttää esimerkiksi vatsan alueen tutkimuksissa kuvausalueen alareunalla suojaamaan gonadeja ja yläreunalla suojaamaan rintarauhasia. (Jartti ym. 2012, 6.) Lyijysuojat on aseteltava kokonaan potilaan ympärille, etu- ja takapuolelle, koska TT-kuvauksessa röntgenputki kiertää potilasta (Bell 2016, 346).

Toinen suojatyyppejä, **vismuttisuoja**, on tarkoitettu suojaamaan kuvausalueella olevia pinnallisia säteilyherkkiä elimiä, esimerkiksi silmiä, kilpirauhasta tai rintoja. (Jartti ym. 2012, 6.) Vismuttisuojiin liittyy kuitenkin monia haittapuolia: ne voivat lisätä kokonaisannosta estäessään potilaan läpi tulevan säteilyn pääsyä ilmaisimelle ja huonontaa kuvanlaatua aiheuttamalla kuvaan kohinaa ja artefaktoja, eikä AEC välttämättä toimi tarkoituksenmukaisesti niiden kanssa (AAPM 2012b, 1–3; Lawrence & Seeram 2017, 11–12). Nykyään suositellaankin, että vismuttisuojiin sijaan pinnallisten säteilyherkkien elimien suojaamiseen käytettäisiin muita menetelmiä, kuten automaattista putkivirran säätöä, anatomista annosmodulaatiota sekä iteratiivista rekonstruktiota (Lawrence & Seeram 2017, 12).

### **Potilaan keskittäminen**

Potilas tulee asetella tarkasti kuvausaukon keskelle, isosentriin, sillä epäsymmetrinen asettelu nostaa säteilyannosta ja samalla huonontaa kuvanlaatua. Potilas on keskitettävä hyvin jo suunnittelukuvaan, koska osa laitteista käyttää sitä automaattiseen putkivirran modulaatioon varsinaisessa kuvauksessa, kuten luvussa 3.2.1 kerrottiin. Esimerkiksi 6 cm:n keskitysvirhe voi aiheuttaa jopa 43 %:n kasvun kohinassa, minkä seurauksena automaattinen putkivirran säätö saattaa kaksinkertaistaa putkivirran säilyttääkseen alkuperäisen kuvanlaatuksen. (Jartti ym. 2012, 6.) Putkivirta taas vaikuttaa suoraan sähkömäärään, jonka kaksinkertaistuksessa myös potilaan säteilyannos kaksinkertaistuu (Kalendar 2011, 195–196; Romans 2011, 171; Merimaa 2012, 7; Kaijaluoto 2016, 11).

### **Suunnittelukuvat**

Suunnittelukuvan avulla määritetään varsinainen kuvausalue. Koko mielenkiintoalueen tulisi mahtua suunnittelukuvaan, mutta toisaalta on vältettävä kuvaamasta turhan pitkä alue. (Merimaa 2012, 7; Kaijaluoto 2016, 18.) Suunnittelukuva tuottaa potilaalle pienen säteilyannoksen, joka kuitenkin on yleensä pienempi kuin varsinaisen kuvauksen aiheuttama annos (Romans 2011, 171). Suunnittelukuva otetaan mieluummin potilaan PA-suunnasta (posterior-anterior, selästä vatsaan) kuin AP-suunnasta (anterior-posterior, vatsasta selkään), koska näin potilaan keho suojaa vartalon etupuolella olevia



säteilyherkkiä elimiä. Joillakin laitteilla voidaan ottaa myös LAT-suunnan (lateral, sivusuunta, kyljestä kylkeen) kuva. Suunnittelukuvan aiheuttamaa annosta voidaan minimoida käyttämällä sen ottamiseen mahdollisimman matalaa putkijännitettä (kV) ja sähkömäärää (mAs). (Jartti ym. 2012, 6.)

Useimmilla laitteilla automaattinen putkivirran säätö käyttää suunnittelukuvasta saatavaa vaimennustietoa arvioidessaan tarvittavaa virtaa potilaan pituussuunnassa (Merimaa 2012, 7; Kaijaluoto 2016, 18). Esimerkiksi GE:n laitteilla virran säätöön käytetään aina viimeisimpänä otettua suunnittelukuvaa, joka voi olla minkä vaan suunnan kuva, mutta moduloinnilla päästään matalampaan potilaan annokseen käyttämällä PA- tai AP-suunnan kuvaa kuin LAT-suunnan kuvaa (Kaijaluoto 2016, 22). Sen sijaan esimerkiksi Philipsin laitteilla kuvan tai kuvien suunta ei vaikuta virransäädön kautta annokseen (Merimaa 2012, 21). Kahden eri suunnan suunnittelukuvan ottaminen auttaa keskittämään potilaan tarkasti kuvausaukon keskelle, mikä osaltaan ehkäisee annoksen kasvamista huonon keskityksen takia (Kaijaluoto 2016, 22). Virran moduloinnin onnistumiseksi suunnittelukuvasta valittavalla kuvausalueella ei saa olla mitään ylimääräistä säteilyä vaimentavaa materiaalia, kuten sädesuojia (Kaijaluoto 2016, 18).

### **Kuvausalueen rajaaminen**

Kuvausalueen tarkka rajaaminen potilaan pituussuunnassa on yksi tärkeimmistä säteilyannoksen optimoinnin keinoista, joten se on tehtävä huolellisesti. Säteilytetyn elinalueen rajaamisella vähennetään potilaan kokonaisaltistusta. (Kaijaluoto 2016, 18.) Kuvausalueen pituus on suunnilleen lineaarisessa suhteessa potilaan säteilyannokseen (Kalendar 2011, 195). Kuvattava alue tulisi aina määrittää kuvausindikaation mukaan (Kalendar 2011, 208–209). Määrätyn alueen ulkopuolelta otetut ylimääräiset leikekuvat, esimerkiksi vatsan tutkimuksessa pallean yläpuoliset ja symfyysin alapuoliset, kasvattavat potilaan annosta, mutta vain harvoin antavat hyödyllistä lisätietoa radiologille (Romans 2011, 172–173).

## 4 SÄTEILYALTISTUKSEN MÄÄRITTÄMINEN

### 4.1 Säteilyannossuureet laskentaperiaatteineen

Tietokonetomografian aiheuttamaa säteilyaltistusta voidaan kuvata esimerkiksi efektiivisen annoksen ( $E$ , mSv) avulla. Efektiivinen annos lasketaan fantomiin perustuen kudosis- ja elinkohtaisten säteilyannosten sekä säteilylajin ja kudosten painotuskertoimien avulla (Brink & Morin 2012, 666; STUK 2014a, 8, 11). Efektiivinen annos korreloi säteilyn aiheuttaman haittariskin kanssa (Jarti ym. 2012, 14), joten sen avulla voidaan verrata TT-tutkimuksen potilasjoukolla aiheuttamaa terveydellistä kokonaishaittaa ja stokastisen haitan eli syövän tai perinnöllisen vaurion syntymisriskiä suhteessa toiseen kuvantamismenetelmään (Tapiovaara ym. 2004, 119, 127; Brink & Morin 2012, 666; STUK 2017a). Efektiivinen annos on tarkoitettu keskimääräiselle väestölle koituvan haitan arviointiin, ei yksilötason tarkasteluun. Keskimääräisellä väestöllä tarkoitetaan joukkoa, jossa ikäjakauma on laaja ja jossa miehiä ja naisia on keskenään saman verran. (Tapiovaara ym. 2004, 127.) Efektiivisen annoksen tarkka määrittäminen on työlästä ja hankalaa, mistä syystä annostasojen seurannassa ja vertailussa hyödynnetään tyypillisesti TT-annoksen tilavuuskeskiarvoa ( $CTDI_{vol}$ , mGy) sekä painotettua annoksen ja pituuden tuloa ( $DLP_w$ , jatkossa DLP, mGy·cm) (Lajunen 2012; Hallinen 2013, 69).

TT-laitteet näyttävät ennalta tehtyihin fantomimittauksiin ja suunniteltuihin kuvausparametreihin perustuvat  $CTDI_{vol}$ - ja DLP-arvot ennen kuvauksen aloittamista annosnäytössä. Kuvauksen jälkeen annosnäyttö kertoo toteutuneisiin kuvausparametreihin perustuvat annostiedot, jotka tallennetaan yleensä myös kuva-arkistoon annosraporttikuvana. (Bauhs 2008, 249; AAPM 2011, 4; McCollough 2011, 312; Merimaa 2012, 14; Kaijaluoto 2016, 12). Annosnäyttö tuli IEC-standardin mukaan pakolliseksi laitevalmistajille vuonna 2002 (Bauhs 2008, 247; AAPM 2011, 1). Annoksen tilavuuskeskiarvolle sekä annoksen ja pituuden tulolle on STUKin toimesta asetettu myös kuvausalueeseen tai kuvausindikaatioihin perustuvat vertailutasot, joiden tulee alittaa vähintään kymmenen potilaan muodostaman joukon säteilyannoskeskiarvoja tarkasteltaessa (STUK 2013, 1–3). Vertailutasoihin verrattaessa potilaiden tulee olla pään ja kasvojen alueen tutkimuksia lukuun ottamatta painoltaan 60–90 kg (STUK 2013, 3). Vertailutasot vatsan TT-tutkimusten osalta ovat 12 mGy ( $CTDI_{vol}$ ) ja 560 mGy·cm ( $DLP_w$ ) (STUK 2013, 2).

Edellä mainitut säteilyannossuureet  $CTDI_{vol}$  ja DLP eivät osoita potilaan saamaa todellista annosta, vaan ne ovat annosarvioita ja kuvaavat annosta potilaan sijaan pleksikapaleessa (Merimaa 2012, 14; Kaijaluoto 2016, 12). Ne eivät siis huomioi potilaskohtaisia eroja kuten potilaan kokoa, sukupuolta tai annoksen epätasaista jakautumista potilaassa, mistä syystä säteilyannosta ei ole mahdollista arvioida täysin todenmukaisesti annosnäytön perusteella (Lajunen 2012; Merimaa 2012, 7).  $CTDI_{vol}$ -arvoon ja konversio kertoimiin perustuva SSDE-arviointi korreloi hieman paremmin potilasannoksen kanssa, sillä se huomioi potilaan koon (AAPM 2011, 18–21; Hallinen 2013, 69).

#### 4.1.1 Annoksen tilavuuskeskiarvo

TT-annosindeksi CTDI (CT dose index, mGy) on tietokonetomografiassa yleisimmin käytetty parametri potilasannoksen arvioimiseksi ja optimoimiseksi (Bauhs ym. 2008, 245) ja samalla tärkein TT-laitteen säteilyntuoton mittari (Mayo-Smith ym. 2014, 662). CTDI otettiin käyttöön yksileikelaitteiden yhteydessä, ja se lasketaan jakamalla yhden aksiaalikuvausten (yksi kierros) aiheuttama annosprofiilin ( $D(z)$ ) integraali nimellisellä leikepaksuudella ( $T$ ) kaavan (3) mukaisesti (Tsalafoutas & Koukourakis 2010, 264). Integraalilla lasketaan annosprofiilikäyrän (kuva 5) alle jäävä pinta-ala (Bourne 2017), joka siis vastaa arvoltaan CTDI:tä. Kun moniriviset ilmaisimet yleistyivät, käyttöön otettiin annossuure  $CTDI_{100}$ , joka lasketaan jakamalla yhden aksiaalikuvausten annosprofiilin integraali leikepaksuuden sijaan leikepaksuuden ja leikkeiden lukumäärän tulolla (Tsalafoutas & Koukourakis 2010, 264).

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (3)$$

Painotettu CTDI eli  $CTDI_w$  otettiin puolestaan käyttöön, jotta voitaisiin arvioida leikkeen keskimääräistä säteilyannosta pää- ja vartalofantomissa. Se huomioi erikseen fantomin reunoille ja keskelle absorboituvan annoksen ( $CTDI_{100}^{center}$  ja  $CTDI_{100}^{periphery}$ ) ja painottaa niitä eri tavalla. (Bauhs ym. 2008, 248.)  $CTDI_{100}$  mitataan standardikokoisessa fantomissa 10 senttimetrin pituisen puikkomaisen ionisaatiokammion avulla, jolla annokset mitataan suoraan fantomista sijoittamalla se fantomin keskellä ja reunoilla oleviin reikiin (STUK 2004, 12; Karppinen & Järvinen 2006, 15; Tsalafoutas & Koukourakis 2010, 264; AAPM 2011, 2–3; Kalender 2011, 178; Kaijaluoto 2016, 12). Stan-

dardikokoisella fantomilla tarkoitetaan polymetyyliakrylaatista eli akryylimuovista (PMMA) valmistettua sylinteriä, joka on pituudeltaan 15 cm ja aikuisen potilaan vartalon alueen tutkimusten annoksia määritettäessä halkaisijaltaan 32 cm ja pään alueen tutkimusten annoksia määritettäessä 16 cm (STUK 2004, 12; AAPM 2011, 1–2; Kaijaluoto 2016, 12).

Annosten täsmällisen tulkinnan tai annosten keskinäisen vertailun mahdollistamiseksi tulee fantomin koko tuntea. Vanhimpia TT-laitteita ja ohjelmistoja lukuun ottamatta fantomikoko näytetään usein annosraportissa tai konsolissa annossuureiden yhteydessä. (AAPM 2011, 1.) Samoja kuvausarvoja käytettäessä 16 cm:n fantomilla saatava annostaso on kaksinkertainen 32 cm:n fantomilla mitattavaan verrattuna (Kaijaluoto 2016, 12). Mittaukset tehdään normaalikokoisen potilaan tutkimuksessa käytettävillä kuvausarvoilla (STUK 2004, 12). Edellä kuvattu ionisaatiokammiotekniikka huomioi sekä primaarisäteilyn että sironneen säteilyn yhden 360 asteen kierroksen aikana ja normalisoi arvon nimelliseen leikepaksuuteen (McCollough ym. 2011, 312).

Tietyn protokollan aiheuttaman annoksen ilmaisemiseksi on huomioitava annosprofiilien päällekkäisyydet ja välit eli se, miten eri leikkeet suhtautuvat toisiinsa. Tätä varten on määritetty  $CTDI_{vol}$  (volume  $CTDI_w$ ). (Bauhs ym 2008, 249.) Tämä TT-annoksen tilavuuskeskiarvo saadaan jakamalla  $CTDI_w$  pitch-arvolla, sillä säteilyannos on kääntäen verrannollinen pitchiin (Bauhs ym. 2008, 249; AAPM 2011, 2–3). Hyödyntämällä mitattuja  $CTDI_{100}$ -arvoja saadaan  $CTDI_w$  ja edelleen  $CTDI_{vol}$  laskettua kaavan (4) avulla (Bauhs ym. 2008, 247; AAPM 2011, 2–3).

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_w}{pitch} = \frac{\frac{1}{3} CTDI_{100}^{center} + \frac{2}{3} CTDI_{100}^{periphery}}{pitch} \quad (4)$$

$CTDI_{vol}$  kuvastaa homogeenisessä sylinterifantomissa kuvattavaan tilavuuteen keskimäärin absorboituvaa säteilyannosta (Bauhs ym. 2008, 245; Merimaa 2012, 13).  $CTDI_{vol}$  ei siten kuvasta yksittäiselle potilaalle TT-tutkimuksesta aiheutunutta säteilyannosta, vaan se on säteilyntuoton suure, jolla potilaan annosta voidaan kuitenkin arvioida (Bauhs ym. 2008, 245; Brink & Morin 2012, 666).  $CTDI_{vol}$  saa saman arvon riippumatta siitä onko tutkimuksen kohteena esimerkiksi puukappale tai ihminen (Brink & Morin 2012, 666).  $CTDI_{vol}$  on kehitetty yksinkertaiseksi, standardoiduksi keinoksi TT-laitteiden säteilyntuottotason vertaamiseen referenssifantomiin perustuen (Bauhs

ym. 2008, 253; Mayo-Smith ym. 2014, 662; AAPM 2011, 1).  $CTDI_{vol}$  ja seuraavassa luvussa esiteltävä DLP soveltuvat protokollavertailuun (Jartti ym. 2012, 14).  $CTDI_{vol}$ -arvoja ei voi laskea yhteen, vaan sen avulla voidaan arvioida vain yksittäisten leikesarjojen aiheuttamia säteilyaltistuksia (STUK 2004, 14). STUKin (2004, 15) mukaan hyödynnettäessä virran modulointitekniikkaa määritetään  $CTDI_{vol}$  ennakkoon asetetun maksimivirran mukaan.

$CTDI_{vol}$  on herkkä putkijännitteen, putkivirran, pyörähdysajan, pitchin, suodatuksen ja z-suunnan kollimoinnin vaihteluille ja se riippuu myös geometrisesta tehokkuudesta (Jartti ym. 2012, 14; Mayo-Smith ym. 2014, 662). Sitä voidaan käyttää apuna kuvaustekniikan optimoinnissa, sillä sen arvo on nähtävissä konsolilla jo ennen kuvausta (Mayo-Smith ym. 2014, 662).  $CTDI_{vol}$  ei kuitenkaan edellä kerrotusti huomioi kohteen vaihtelevaa kokoa, muotoa tai vaimennuskykyä eikä myöskään kuvatun alueen pituutta, vaan se kuvastaa ilmaan muodostunutta annosta kudoksen säteilyannoksen sijaan (Bauhs ym. 2008, 251; Mayo-Smith ym. 2014, 662). Potilaan saama säteilyannos on kuitenkin riippuvainen sekä potilaan koosta että säteilyntuotosta, eikä  $CTDI_{vol}$  siten vastaa potilaan annosta, vaikka absorboituneella annoksella ja  $CTDI_{vol}$ :lla on sama yksikkö (AAPM 2011, 2; Mayo-Smith ym. 2014, 662). Pienten potilaiden kohdalla tämän eron tiedostamattomuus voi johtaa potilaan säteilyannostason kaksin- tai kolminkertaiseen aliarvioimiseen annoksen perustuessa 32 cm:n kokoiseen fantomiin (AAPM 2011, 2).

Karppisen (2011, 39) mukaan  $CTDI$ :n määrittämisessä on heikkoutena se, että mitattaessa annoksia esimerkiksi neljän senttimetrin ilmaisinsyöteyksillä ja edellä mainituilla 10 cm:n ionisaatiokammioilla lähes kolmannes annoksesta voi jäädä mittaamatta.  $CTDI$  voi aliarvioida potilaan saaman säteilyannoksen myös poikkeavan sironnan vuoksi (Bauhs ym. 2008, 251). Säteilyä voi sirotta fantomin pituuden ulkopuolelle eikä fantomi lyhyytensä vuoksi tuota yhtä paljon sironnutta säteilyä kuin ihmiskeho (McCullough 2011, 312). On myös huomattava, että  $CTDI$  soveltuu annosparametriksi vain, kun potilaspöytä on liikkeessä kuvauksen aikana, sillä mikäli potilaspöytä ei liiku tutkimuksen aikana,  $CTDI$  yliarvioi säteilyannoksen (Bauhs ym. 2008, 251, 253).

### 4.1.2 Painotettu annoksen ja pituuden tulo

Koko tutkimuksen aiheuttamaa säteilyaltistusta kuvastaa annoksen ja pituuden tulo eli DLP (dose-length product, mGy·cm). Sitä käytettäessä eri sarjojen aiheuttamat annokset voidaan laskea yhteen. (Kalender 2011, 361; Jartti ym. 2012, 14; Kaijaluoto 2016, 12.) DLP lasketaan  $CTDI_{vol}$ :n ja kuvausalueen pituuden ( $d$ ) tulona kaavan (5) mukaisesti (Kaijaluoto 2016, 12, muokattu).

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot d \quad (5)$$

Koska DLP riippuu  $CTDI_{vol}$ -arvosta, määritetään myös se referenssifantomien avulla edellisessä luvussa kuvatuksi eli se on riippuvainen mitatusta, fantomiin saapuneesta kokonaisenergiamäärästä (AAPM 2011, 1). DLP on siis tutkimuksen annosprofiilin integraali koko tutkitun alueen matkalla eli röntgenputken yhden kierroksen aiheuttama annosprofiilin integraali kerrottuna kierrosten lukumäärällä (STUK 2004, 19). Annoksen ja pituuden tuloa voidaan hyödyntää efektiivisen annoksen arvioimisessa elinaluekohtaisten, erikseen aikuisille ja ikäluokkiin jaetuille lapsiryhmille määritettyjen muuntokertoimien avulla (Brink & Morin 2012, 666).

### 4.1.3 Kokoriippuvainen annosarvio

Kokoriippuvainen annosarvio SSDE (size-specific dose estimate) on potilaan koosta riippuva annosarvio. Se perustuu TT-laitteen konsolin tai annosraportin näyttämään  $CTDI_{vol}$ -arvoon. Potilaan koko otetaan huomioon käyttämällä esimerkiksi TT-tutkimuksen suunnittelu- tai leikekuvasta määritettäviä mittoja (AAPM 2011, 18, 21). Kokoriippuvaisia tekijöitä voidaan käyttää niin pienten kuin suurtenkin potilaiden kohdalla, mutta erityisesti pienten aikuisten ja lapsipotilaiden säteilyannoksen arvioimisessa potilaan koon huomioon ottaminen on hyvin tärkeää (AAPM, 2011, 2, 4). The American Association of Physicists in Medicine -yhdistyksen eli AAPM:n (2011, 10–13) julkaisussa on esitetty taulukot, joista  $CTDI_{vol}$ :n muunnoskertoimet saadaan kokoriippuvaisien tekijöiden ja annoksen taustalla olevan fantomikoon avulla. Potilaan kokoriippuvaisilla tekijöillä tarkoitetaan potilaan poikkileikkauksen halkaisijaan liittyviä tekijöitä, ja niiden määrittäminen voidaan tehdä

- mittaamalla potilaan halkaisija LAT-suunnassa (potilaan leveys)
- mittaamalla potilaan halkaisija AP-suunnassa (potilaan paksuus)
- mittaamalla molemmat edellä mainitut halkaisijat ja summaamalla ne yhteen tai
- laskemalla potilaan efektiivinen halkaisija (AAPM 2011, 3–4).

Efektiivinen halkaisija tarkoittaa potilaan halkaisijaa tietyssä kohdassa z-akselia olettaen, että potilaan poikkileikkaus on ympyrän muotoinen. Usein poikkileikkaus ei kuitenkaan ole täysin pyöreä, mistä syystä efektiivistä halkaisijaa voidaan pitää sellaisen ympyrän halkaisijana, jonka pinta-ala on sama kuin potilaan poikkileikkauksella. Näin ollen efektiivinen halkaisija saadaan laskettua kaavan (6) avulla. (AAPM 2011, 4.) Lasten kohdalla efektiivinen halkaisija voidaan arvioida myös iän perusteella, mutta AAPM:n (2011, 15–16, 21) mukaan se on epätarkempi menetelmä johtuen saman ikäisten lasten kokoeroista.

$$\text{Efektiivinen halkaisija} = \sqrt{AP \cdot LAT} \quad (6)$$

Kokoriippuvaisen tekijän määrittämisen jälkeen kokoriippuvainen annosarvio, SSDE, saadaan laskettua kaavan (7) avulla. Kaavassa  $f^{32X}$  on taulukosta luettava kokoriippuvainen kerroin. Taulukon käyttö edellyttää, että potilaan halkaisija ja efektiivinen halkaisija sijoittuvat välille 8–45 cm. Kaavassa yläindeksi 32 viittaa siihen, että annostieto perustuu 32 cm:n kokoiseen referenssifantomiin. Yläindeksi  $X$  viittaa puolestaan kokoriippuvaisen tekijän määrittämismenetelmään siten, että kun  $X$ :n paikalla on kirjain  $S$ , merkitsee se halkaisijoiden summan,  $L$  lateraalisuunnan halkaisijan,  $A$  etusuunnan halkaisijan ja  $D$  efektiivisen halkaisijan hyödyntämistä laskennassa. (AAPM 2011, 18–19.) Näistä tavoista efektiivisen halkaisijan käyttöä pidetään tarkimpana (Boos ym. 2015, 1). Boosin ja muiden (2015, 1) mukaan vatsan alueen TT-tutkimuksessa efektiivinen halkaisija korreloi vahvemmin painoindeksiin kuin painon kanssa.

$$SSDE = f_{size}^{32X} \cdot CTDI_{vol}^{32} \quad (7)$$

SSDE-arviointi soveltuu hyvin rintakehän, vatsan ja lantion alueen TT-tutkimuksiin (AAPM 2011, 17). TT-tutkimuksen potilaalle aiheuttama säteilyannos riippuu potilaan poikkileikkaukseen lisäksi potilaan ja kuvausalueen pituudesta, joita tämä menetelmä ei kuitenkaan huomioi (AAPM 2011, 18). Toinen virhemahdollisuus liittyy potilaan halkaisijan mittaamiseen, sillä väärin keskitetty potilas kuvautuu väärässä koossa suuren-

nostekijöiden vuoksi erityisesti suunnittelukuvissa (AAPM 2011, 18; Anam ym. 2016, 331). Lisäksi muunnoskertoimilla korjattu  $CTDI_{vol}$ -arvo on arvio kuvausalueen keski-osan annoksesta potilaan pituussuunnassa tarkasteltuna. Tämä on hieman korkeampi kuin kuvausalueen keskimääräinen annos, sillä annos on suurin kuvausalueen keskellä ja hieman pienempi kuvausalueen alku- ja loppupäässä. (AAPM 2011, 18.) Epätarkkuus siirtyy laskennassa SSDE-arvioon.

Boosin ja muiden (2017, 1) mukaan SSDE aliarvioi isokokoisten ja yliarvioi pienikokoisten potilaiden annoksen käytettäessä keskimmaiseen leikkeeseen perustuvaa laskentaa verrattuna kaikkien leikkeiden huomioimiseen SSDE-laskennassa. Keskimmaisen leikkeen lähestymistavan aiheuttama virhe on noin 2–5 % (Boos ym. 2017, 1). Kokonaisuudessaan SSDE-menetelmällä laskettu annosarvio voi poiketa 10–20 % todellisesta (AAPM 2011, 22). SSDE ei myöskään huomioi eroavaisuuksia annoksen jakautumisessa elimien välille, mistä syystä kokoriippuvaista annosarviota ei tule käyttää DLP-arvon tai efektiivisen annoksen korjaamiseen (AAPM 2011, 19, 21).

## 4.2 Potilaan säteilyannoksen määrittäminen

Tietokonetomografiatutkimusten potilaille aiheuttamia säteilyannoksia on mahdollista määrittää useilla menetelmillä, joiden tuloksena saadaan annostietoja edellä mainittuina suureina. Yksi tapa säteilyaltistuksen määrittämiseen on käyttää luvussa 4.1.1 mainittua fantomimittauslaitteistoa, jolla annokset mitataan suoraan sylinterimäisestä fantomista (STUK 2004, 12; Karppinen & Järvinen 2006, 15; Kalender 2011, 178). Kalender (2011, 179) kuitenkin kritisoi sylinterin muotoisia fantomeja siitä, etteivät ne edusta todellista ihmisen poikkileikkausta, eivätkä siten sovellu esimerkiksi ihmisen anatomialle ja kudoksille ominaisen vaimentumisvariaation mukaan toimivan automaattisen putkivirran moduloinnin vaikutusten tutkimiseen (Kalender 2011, 179–180). Kun virran modulointia ei voida huomioida, saattavat fantomilla saadut mittaustulokset olla jopa 25–40 % suurempia kuin todelliset potilaan saamat annokset olisivat (Karppinen & Järvinen 2006, 37). Tätä ongelmaa ratkaisemaan on kehitetty antropomorfisia fantomeja, jotka edustavat realistisemmin ihmisen anatomiaa (Kalender 2011, 179–180). Esimerkiksi Sabarudin ja muut (2015, 320) ovat käyttäneet antropomorfista eli ihmisen torsoa jäljittelevää fantomia tutkiessaan virran moduloinnin vaikutuksia rintakehän ja vatsan/lantion alueen TT-tutkimuksissa.



Toisessa kirjallisuudessa esiintyvässä menetelmässä (Lipponen & Sarkkinen 2011, 13–15; Ilmonen 2014, 25) käytetään myös fantomia, mutta annostiedot saadaan TT-laitteessa olevasta potilaan säteilyaltistusta osoittavasta näytöstä (STUK 2004, 15), joka ilmaisee annossuureet  $CTDI_{vol}$  ja DLP. Tiedot on mahdollista lukea joko heti tutkimuksen valmistuttua annosnäytöstä ennen tutkimuksen sulkemista tai jälkikäteen kuvaarkiston annosraporttikuvasta (Merimaa 2012, 14). Annosnäyttöä hyödynnettäessä tulee huolehtia, että se on kalibroitu säännöllisesti ja että se näyttää riittävän tarkasti oikeaa arvoa (STUK 2004, 6).

Kolmas etenkin tieteellisten tutkimusten (ks. esim. Alkadhi ym. 2010; Kalra ym. 2012; Singh ym. 2012; Rivers-Bowerman & Shankar 2014; Romano ym. 2015) yhteydessä esiintyvä menetelmä on kerätä säteilyannostietoja potilaille tehdyistä TT-tutkimuksista ikään kuin tutkimusten sivutuotteena. Annostiedot voidaan kerätä joko heti tutkimuksen valmistuttua laitteen annosnäytöstä (Alkadhi ym. 2010, 935; Kalra ym. 2012, 340) tai jälkikäteen retrospektiivisenä otoksena kuvaarkiston annosraporttikuvista (Singh ym. 2012, 539; Rivers-Bowerman & Shankar 2014, 620; Romano ym. 2015, 294). Esimerkiksi tällä retrospektiivisellä menetelmällä Singh ja muut (2012) ovat vertailleet erilaisen rekonstruktio menetelmien vaikutusta annokseen vatsan tutkimuksissa lapsipotilailla ja Rivers-Bowerman ja Shankar (2014) ovat tehneet vastaavan tutkimuksen, mutta keskittyen aikuisten pään tutkimukseen. Romano kollegoineen (2015) on vertaillut menetelmän avulla vatsan tutkimusten annoksia ennen ja jälkeen uusien indikaatiokohtaisten kuvausprotokollien käyttöönoton. Potilasannosotos, joka koostuu eri ikäluokkia, sukupuolia ja tutkimusindikaatioita edustavien potilaiden todellisissa tutkimuksissa saamista annoksista, kuvastaa fantomitutkimusta paremmin TT-laitteen todellisessa käytössä aiheuttamia annoksia (Romano ym. 2015, 24, 28). Myös, jos säteilyannoksia halutaan verrata STUKin asettamiin TT-tutkimusten vertailutasoihin, on annokset määritettävä vähintään kymmenen potilaan joukkoa käyttäen, eikä fantomimittauksia saa käyttää (STUK 2013, 3).

## 5 TAVOITE, TARCOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Opinnäytetyön tavoitteena on koota yhteistyökumppanille tietoa tiettyjen TT-laitteiden aiheuttamista säteilyannoksista, niiden eroista ja annoksiin mahdollisesti vaikuttavista laitekohtaisista teknisistä tekijöistä vatsan laskimovaiheen tutkimuksessa. Tarkoituksena on selvittää laitteiden aiheuttamat säteilyannokset (DLP, CTDI<sub>vol</sub> ja SSDE) yhteistyökumppanin ennalta määrittämällä viidellä TT-laitteella vatsan laskimovaiheen tutkimusten osalta hyödyntämällä kerättäviä potilasannostietoja sekä vertailla annoksia. Lisäksi tarkoituksena on selvittää annoksiin vaikuttavia laitekohtaisia teknisiä tietoja.

Opinnäytetyön tutkimusongelmat ovat:

- Minkä suuruisia säteilyannoksia kukin TT-laitteista aiheuttaa vatsan laskimovaiheen tutkimuksissa?
- Miten vatsan laskimovaiheen tutkimusten säteilyannokset eroavat toisistaan TT-laitteiden kesken?
- Millaista laitetekniikkaa kullakin TT-laitteella käytetään vatsan laskimovaiheen tutkimuksissa?

## 6 MENETELMÄLLISET LÄHTÖKOHDAT

### 6.1 Tutkimusmenetelmien valinta

Kvantitatiivisessa eli määrällisessä tutkimuksessa tietoa tarkastellaan yleensä numeerisesti. Tutkittavia asioita ja niistä kerättyä aineistoa ensin kuvaillaan numeroiden avulla, minkä jälkeen tuloksia tulkitaan ja selitetään sanallisesti. (Vilka 2007, 14.) Tutkimusta ei kuitenkaan tule luokitella pelkästään aineiston teksti- tai numerosisällön perusteella kvantitatiiviseksi tai kvalitatiiviseksi eli laadulliseksi tutkimukseksi, vaan kvantitatiivinen aineisto voi sisältää myös sanallista tietoa. (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2015, 54). Kvantitatiivisessa tutkimuksessa on keskeistä muun muassa tutustua aiheeseen liittyviin teorioihin ja viitekehukseen, määritellä aiheeseen liittyvät käsitteet, suunnitella aineiston keruu, tehdä otantasuunnitelma, työstää kerätty aineisto tilastollisesti käsiteltävään muotoon ja tehdä esimerkiksi tilastolliseen analyysiin pohjautuvia päätelmiä (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2015, 140). Tutkimuksessa edetään teoriasta käytäntöön, jolloin esimerkiksi aineiston keruussa käytettävien lomakkeiden taustalla vaikuttavat aiemmat teoriat ja käsitteet (Vilka 2007, 25). Kvantitatiivinen menetelmä soveltuu tutkimuksiin, joissa tarkastellaan syy-seuraussuhteita, vertaillaan asioita tai selitetään ilmiötä numeerisen aineiston avulla. Analyysissa voidaan hyödyntää laskennallisia ja tilastollisia menetelmiä. (Jyväskylän yliopisto 2015.)

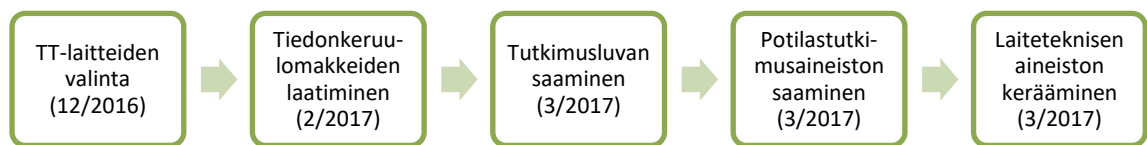
Kvantitatiivista tutkimusta voidaan lisäksi luonnehtia erilaisilla piirteillä. Esimerkiksi kuvaileva tutkimus pyrkii esittämään tarkkoja kuvauksia tutkittavasta asiasta. (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2015, 138–139.) Kuvailevassa tutkimuksessa todetaan nykyinen tai pitkäaikainen asiantila, mutta ei pyritä löytämään syitä sille (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2015, 57). Vertailevan tutkimuksen tavoitteena sen sijaan on vertailla tutkittavaa asiaa sen eri esiintymissä. Vertailemalla useampaa kuin yhtä tutkimuskohdetta pyritään ymmärtämään paremmin tarkasteltavaa asiaa sekä tuomaan esille mahdollisia eroja tutkimuskohteiden välillä. (Vilka 2007, 21.) Kun tutkittavaa ilmiötä tarkastellaan takautuvasti eli jälkikäteen, on kyseessä retrospektiivinen tutkimus (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2015, 57).

Opinnäytetyö toteutettiin kvantitatiivisena tutkimuksena, koska sen menetelmillä pystyttiin parhaiten täyttämään tutkimuksen tavoite ja tarkoitus sekä vastaamaan asetettui-

hin tutkimusongelmiin. Tutkimus suoritettiin retrospektiivisesti, mikä määräytyi suunnitellun aineistonkeruumenetelmän kautta. Tutkimuksessa kerättiin kaksi erillistä harkinnanvaraista aineistoa, mikä tarkoittaa, että tutkimuskohteet valitaan tutkijan harkinnan mukaisesti ja perustellusti, eikä tuloksia pyritä yleistämään (Vilka 2007, 58). Aineistot ja aineistonkeruu kuvaillaan tarkemmin seuraavassa luvussa. Tutkimus oli luonteeltaan kuvailevaa ja vertailevaa, sillä kerätyt aineistot mahdollistivat tutkimuksen kohteiden kuvailun ja sen jälkeen vertailun, mutta tutkimuksessa ei pyritty kokeellisiin menetelmiin löytämään yksiselitteisiä syitä vertailussa havaituille eroille. Kvantitatiivisen tutkimuksen periaatteiden mukaisesti tutkimuksen tuloksia oli mahdollista kuvailla numeroiden, sanallisen tiedon, kuvioiden ja taulukoiden avulla sekä selittää ja tulkita sanallisesti.

## 6.2 Aineistonkeruuprosessi

Aineistonkeruu alkoi joulukuussa 2016 ja eteni kuvion 5 mukaisessa aikataulussa. Tutkimukseen otettiin mukaan viisi yhteistyökumppanin TT-laitetta (liite 1, ei julkinen). Yhteistyökumppanin edustaja ja opinnäytetyöntekijät tekivät valinnat laitteiden ominaisuuksien perusteella, millä taattiin tulosten vertailukelpoisuus.



KUVIO 5. Aineistonkeruuprosessi

Tutkimuksessa kerättiin kaksi aineistoa: potilastutkimusaineisto ja laitetekninen aineisto. Molemmat aineistot liittyivät jokaisella TT-laitteella siihen vatsan laskimovaiheen tutkimusprotokollaan, joka kyseisellä laitteella edusti niin sanottua vatsan yleistutkimusta. Tällaista tutkimusta kutsutaan usein nimellä ”venavatsa”, mutta nimitys voi vaihdella eri kuvantamisyksiköissä ja laitteissa. Kaikissa tietyltä laitteelta mukaan otetuissa tutkimuksissa oli käytetty keskenään samaa protokollaa.

Tiedonkeruuta varten opinnäytetyöntekijät laativat kaksi, syksyn 2016 aikana kerättyyn teorian tietoon perustuvaa tiedonkeruulomaketta – yhden kumpaakin aineistoa varten (liite 2; liite 3). Koska tutkimus suoritettiin retrospektiivisesti, olivat kaikki lomakkeilla kerättävät tiedot sellaisia, jotka oli mahdollista selvittää jälkikäteen.

Potilastutkimusaineiston tiedonkeruulomakkeeseen kirjattiin mukaanottokriteerit, joiden mukaisesti potilasvalinta tapahtui, jotta eri laitteilta saadut potilastutkimusaineiston tulokset olisivat keskenään vertailukelpoiset. Mukaanottokriteereillä rajattiin mukaan otettavia tutkimuksia ja potilaita. Mukaanottokriteereiksi asetetut ehdot olivat seuraavat:

- Tutkimus on tehty 18-vuotiaalle tai sitä vanhemmalle potilaalle.
- Tutkimuksen annostiedot perustuvat 32 cm:n kokoiseen fantomiin.
- Tutkimus on onnistunut kerralla.
- Potilaan poikkileikkauksen halkaisija AP-suunnassa (vatsasta selkään) on 20–30 cm ja LAT-suunnassa (kyljestä kylkeen) 30–40 cm suunnittelu- ja/tai leikkuvista mitattuna.

Edellä mainitut poikkileikkauksen raja-arvot ovat samat, joita yhteistyökumppanin edustaja on aiemmin käyttänyt vastaavissa määrityksissä. Näihin raja-arvoihin sisältyvät AAPM:n (2011, 10–11) esittämät AP- ja LAT-suuntien rajat (8–45 cm) SSDE-laskennan mahdollistamiseksi.

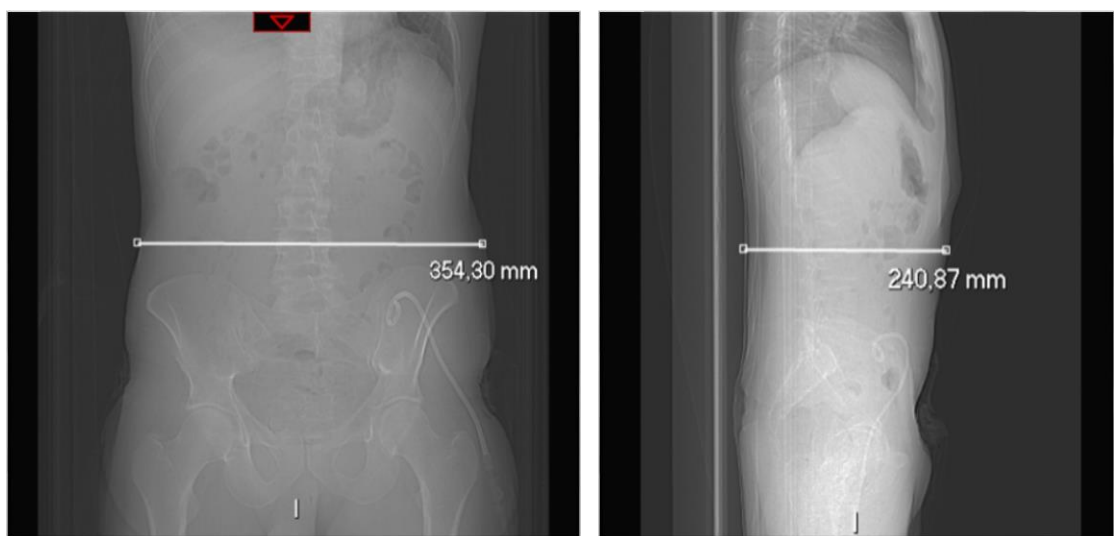
Tulosten luotettavuuden ja kattavuuden varmistamiseksi molemmat lomakkeet mukaanottokriteereineen käytettiin kahdesti yhteistyökumppanilla asiantuntijakommenttikierroksella ja muokattiin saatujen kommenttien perusteella. Tällä menettelyllä poistettiin lomakkeiden esitestauksen tarve. Lomakkeet valmistuivat helmikuussa 2017 ja opinnäytetyölle myönnettiin tutkimuslupa Pirkanmaan sairaanhoitopiirin toimesta maaliskuussa 2017.

Yhteistyökumppanin edustaja keräsi jokaiselta viideltä TT-laitteelta aikuispotilaille tehtyjen vatsan laskimovaiheen tutkimusten joukosta retrospektiivisesti kymmenen tutkimuksen harkinnanvaraisen näytteen. Keräys perustui harkinnanvaraisuuteen, sillä opinnäytetyöntekijöiden laatimat mukaanottokriteerit määrittivät valittavat tutkimukset. Tämä harkinnanvarainen näyte muodosti säteilyannoksista ja niihin vaikuttavista potilasta ja tutkimuskohtaisista taustamuuttujista koostuvan potilastutkimusaineiston. Potilastutkimusaineisto kerättiin retrospektiivisenä potilasotoksena, koska yhteistyökumppanin edustaja halusi tutkimukseen realistisia säteilyannostietoja oikeista tutkimuksista ja aikarajoitteiden takia nämä tiedot saatiin parhaiten kokoon keräämällä ne jälkikäteen kuva-arkistosta. Tällöin myös muut potilastutkimusaineiston tiedonkeruulomakkeella kerättävät parametrit tuli rajata sellaisiksi, jotka pystyttiin selvittämään jälkikäteen. Myös muissa tutkimuksissa potilasannostoksen käyttöä on perusteltu sillä, että se kuvastaa

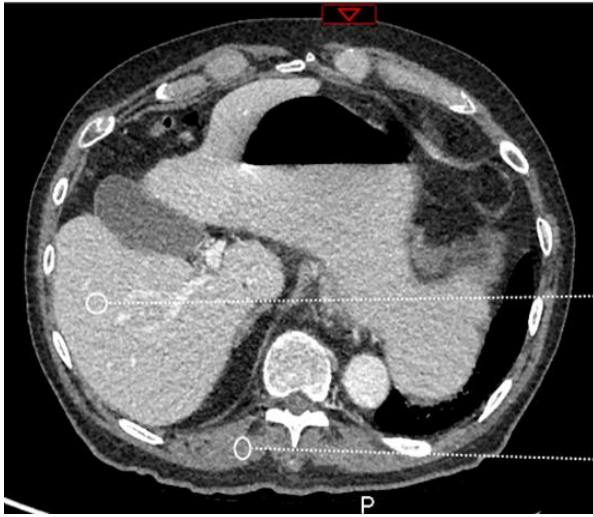
fantomitutkimuksia paremmin TT-tutkimuksista potilaille todellisuudessa aiheutuvia annoksia (Romano ym. 2015, 24, 28).

Potilastutkimusaineiston keräysvaiheessa yhteistyökumppanin edustaja kävi jokaisella tutkimuksessa mukana olevalla TT-laitteella tehtyjä vatsan laskimovaiheen tutkimuksia läpi systemaattisesti päivämäärästä 10.3.2017 taaksepäin. Keräyksessä huomioitiin se, että potilastutkimusaineiston muodostavat TT-tutkimukset on tehty kullakin laitteella sellaisella aikavälillä, jonka aikana laitteelle tai kuvausohjelmaan ei ole tehty säteilyannoksiin vaikuttavia muutoksia. Yhteistyökumppanin edustaja keräsi tarvittavat tiedot lomakkeelle kuva-arkistoon lähetetyistä kuvasarjoista. Näin ollen opinnäytetyöntekijät eivät tarvinneet pääsyä potilastietoihin, jolloin potilaiden anonymiteetti ja tietosuojat säilyivät.

Potilastutkimusaineiston tiedonkeruulomakkeille merkityt potilaiden AP- ja LAT-suunnan halkaisijat mitattiin suunnittelukuvista, mutta mikäli laitteella otettiin vain yhden suunnan suunnittelukuva, mitattiin halkaisijat leikekuvista. Mittaus tehtiin kuvatus alueen keskivaiheilta kuvan 9 mukaisesti. Lisäksi kontrasti-kohinasuhteen määrittämistä varten yhteistyökumppanin edustaja merkitsi potilastutkimusaineiston tiedonkeruulomakkeelle jokaisen potilaan kohdalle kaksi TT-lukua (maksaan ja selkälihakseeseen piirretyt 100 mm<sup>2</sup>:n kokoiset ROI:t) sekä maksan ROI:n kohdalta mitatun kohina-arvon kuvan 10 mukaisesti.



KUVA 9. Esimerkki potilaan halkaisijan mittaamisesta kuvausalueen keskivaiheilta



KUVA 10. Esimerkki potilaan maksaan ja selkälihakseen piirrettyjen ROI:den asettelusta kontrasti-kohinasuhteen määrittämistä varten

Potilastutkimusaineisto tarkistettiin opinnäytetyöntekijöiden toimesta, minkä jälkeen aineisto lähetettiin yhteistyökumppanille täydennettäväksi muutaman tutkimuksen osalta, joissa mukaanottokriteerit eivät täytyneet. Lopullisen laitekohtaisesti jaotellun numeerisen potilastutkimusaineiston opinnäytetyöntekijät saivat maaliskuussa 2017 Excel-muodossa.

Laitekohtaiset tekniset tiedot, jotka muodostivat laiteteknisen aineiston, opinnäytetyöntekijät keräsivät yhdessä yhteistyökumppanin edustajan kanssa viiden TT-laitteen konsoleilta, manuaaleista ja muista vastaavista materiaaleista käydessään laitteiden käyttöpaikoilla maaliskuussa 2017. Opinnäytetyöntekijät kirjasivat tiedot käsin paperilomakkeille. Lisäksi joitakin tietoja varmistettiin ja tarkennettiin jälkikäteen suoraan laitevalmistajilta sähköpostin välityksellä touko-syyskuun aikana. Kaikki laitekohtaiset tekniset tiedot kerättiin vasta potilastutkimusaineiston keräämisen jälkeen ja ne kertovat laitteiden teknisistä ominaisuuksista tietojen keräyshetkellä. Lisäksi yhteistyökumppanin edustajalta varmistettiin, että laitteita tai kuvausprotokollia ei ole päivitetty tai muutoin muokattu potilastutkimusaineiston ja laiteteknisten tietojen keräyksen välillä.

Laitetekniseen aineistoon kerätyt tiedot koostuivat sekä numeerisista että sanallisista tiedoista, jotka kuvasivat TT-laitteissa käytettävää tekniikkaa vatsan laskimovaiheen tutkimuksessa. Kaikki laitteista kerätyt tiedot liittyivät sellaisiin ominaisuuksiin, jotka vaikuttavat potilaan saamaan säteilyannokseen. Niiltä osin kuin tiedot vaihtelivat tutkimusprotokollittain, kerättiin tiedot kultakin laitteelta siihen vatsan laskimovaiheen pro-

tokollaan liittyen, johon potilastutkimusaineistokin perustui. Kerätyt laitetiedot olivat sellaisia, jotka pysyvät samoina jokaisessa kyseisellä protokollalla tehdyssä tutkimuksessa. Tiedot liittyivät laitetekniikkaan, kuvausparametreihin, säteilykeilan geometriaan, leikekuvien rekonstruktioon ja laadunvarmistukseen (liite 3). Lisäksi laiteteknisellä tiedonkeruulomakkeella oli ”muuta huomioitavaa” -kohta, joka oli tarkoitettu keräysvaiheessa huomattavien oleellisten lisätietojen keräämiseen. Siihen kirjattiin kultakin laitteelta pyörähdysaika, kuvauksen ajoitustekniikka suhteessa varjoainebolukseen sekä kyseisestä vatsan laskimovaiheen tutkimusprotokollasta laitteella käytettävä nimi. Lisäksi yhteistyökumppanin edustaja lähetti jälkikäteen tiedot laitekohtaisista, putkijännitteestä riippuvista annosnäyttöjen virheprosentteista, jotka eivät selvinneet laitekierroksella. Laitevalmistajien sähköpostitse jälkikäteen lähettämien tarkentavien tietojen mukana joidenkin laitteiden osalta saatiin myös tieto z-suunnan geometrisesta tehokkuudesta, joka sisällytettiin aineistoon. Joitakin yksittäisiä tietoja ei kuitenkaan saatu kerättyä aineistoon kaikkien laitteiden osalta. Puuttumaan jäi esimerkiksi ilmaisimien tehokkuustietoja ja tarkkoja tietoja suodatuksista.

### 6.3 Aineiston analysointi ja raportointi

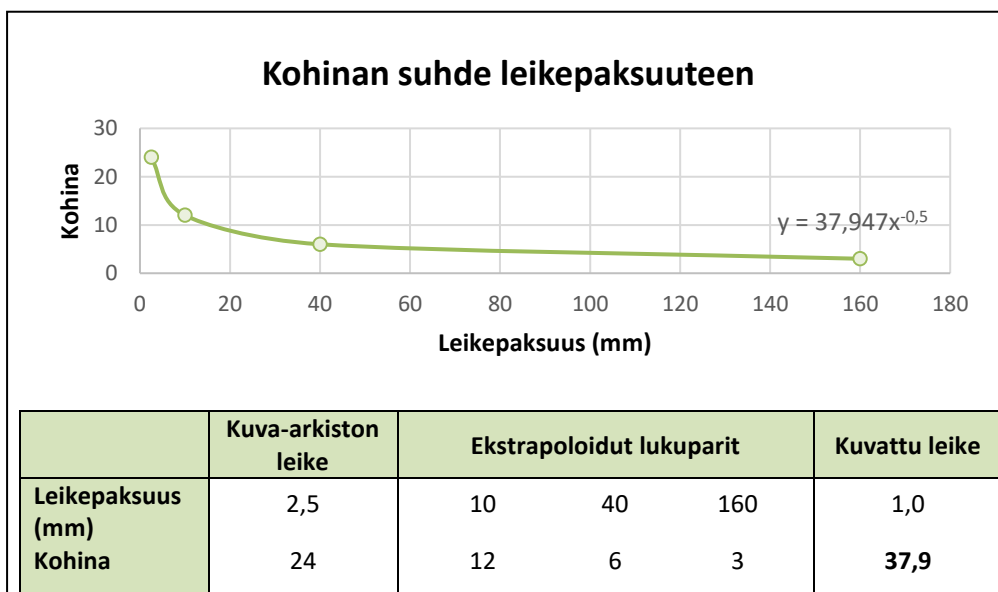
Tutkimuksessa mukana olevat laitteet nimikoitiin satunnaisesti kirjaimilla A–E, jotta laitteet eivät ole julkisessa raportissa ulkopuolisten tunnistettavissa. Kyseisten laitteiden tarkempia tietoja ja sijaintipaikkoja (liite 1) ei raportoida julkisesti.

Potilastutkimusaineistoa ei myöskään raportoida julkisesti, mutta yhteistyökumppani saa alkuperäisen potilastutkimusaineiston (liite 4) omaan käyttöönsä. Potilastutkimusaineistoa käsiteltiin Excel-laskentataulukko-ohjelmistolla ennen tulosten tulostamista. Jokaisen tutkimuksen aiheuttamat annokset ( $CTDI_{vol}$  ja DLP) korjattiin laite- ja putkijännitekohtaisilla annosnäyttöjen virheprosentteista johdetuilla korjauskertoimilla. Samalla putkivirta-arvot (mA) kerrottiin laitekohtaisilla pyörähdysajoilla sähkömääräksi (mAs). SSDE-laskentaa varten määritettiin jokaiselle potilaalle poikkileikkausmittojen avulla efektiivinen halkaisija kaavalla (6). Tämän jälkeen jokaiselle potilaalle laskettiin SSDE-arvio efektiivisen halkaisijan avulla AAPM:n (2011, 10–11) julkaisussa esitetystä taulukosta 1D poimitun korjauskertoimen sekä aiemmin määritetyn annosnäytön korjauskertoimella korjatun  $CTDI_{vol}$ -arvon avulla käyttämällä kaavaa (7). Ensin mainittu



korjauskerroin luettiin AAPM:n taulukosta pyöristämällä efektiivinen halkaisija lähimpään kokonaislukuun.

Jokaisen tutkimuksessa mukana olevan potilaan leikekuvista määritettiin kontrastikohinasuhde TT-lukujen ja kohina-arvon avulla kaavaa (2) hyödyntäen. Yhteistyökumppanin edustaja oli määrittänyt kohina-arvot kuva-arkistoon lähetetyistä potilastutkimusten leikepakoista. Kuva-arkiston leikepaksuudet eivät vastanneet jokaisen laitteen osalta kuvauksessa käytettyä leikepaksuutta, vaan kuvatuista leikkeistä oli rekonstruoitu paksumpia leikkeitä kuva-arkistoon lähetettäväksi. Luvussa 3.2.5 todetusti kohina-arvo muuttuu leikepaksuuden funktiona (Romans 2011, 69). Tästä syystä kerättyihin kohina-arvoihin oli tiettyjen laitteiden osalta tehtävä korjaus ennen CNR:n määrittämistä laitteiden välisen vertailun mahdollistamiseksi. Korjaus tehtiin määrittämällä potilaskohtaisesti, miten kohina kussakin tapauksessa muuttuu leikepaksuuden funktiona. Tämä määritettiin ekstrapoloimalla eli jatkamalla tiedetystä kohina-leikepaksuus -lukuparista (kuavion 6 toinen sarake) lukusarjaa kolmella lukuparilla luvussa 3.2.5 esitetyn kohinan ja leikepaksuuden välillä vallitsevan yhteyden mukaisesti. Tällöin voitiin piirtää kuvaaja kohinan ja leikepaksuuden välisestä yhteydestä (kuvio 6) Exceliä hyödyntäen. Kuvaajasta luettiin käyrän kaava lisäämällä kuvaajaan käyrälle parhaiten asettuva trendiviiva (power trendline), minkä jälkeen kuvattu leikepaksuus sijoitettiin trendiviivan kaavaan muuttujan x paikalle. Tuloksena saatiin kuvattua leikepaksuutta vastaava kohina. Tämä prosessi toistettiin kaikkien kyseisiltä laitteilta kerättyjen kohina-arvojen kohdalla.



KUVIO 6. Esimerkki kuva-arkistossa määritetyn kohinan muuttamisesta vastaamaan kuvattua leikkeen kohinaa

Potilastutkimusaineistoa analysoitiin tilastollisin menetelmin Tixel 10 -tilasto-ohjelmaa hyödyntäen. Tutkimuksessa mukana olevien potilaiden sukupuoli-jakauma ja käytettyjen kV-arvojen jakauma laskettiin laitekohtaisesti ja esitettiin taulukkomuodossa. Tilastolliset tunnusluvut (keskiarvo, mediaani, minimi, maksimi, alakvartiili ja yläkvartiili) määritettiin

- potilaiden ikävuosille
- AP- ja LAT-suunnan halkaisijoille
- lasketuille efektiivisille halkaisijoille
- kuvausalueen pituuksille
- tutkimuskohtaisille mAs-arvoille (minimi ja maksimi)
- lasketuille kontrasti-kohinasuhteille
- annosnäyttöjen korjauskertoimilla korjatuille säteilyannossuureille (CTDI<sub>vol</sub> ja DLP) ja
- lasketuille kokoriippuvaisille annosarvioille (SSDE).

Mediaania käytettiin keskiarvon sijaan siksi, että keskimäinen arvo ei ole keskiarvoon verrattuna yhtä herkkä ääriarvoille ja siksi se voi soveltua paremmin jakauman tarkasteluun (Tilastokeskus 2017). Nämä potilastutkimusaineiston tulokset saatettiin laitekohtaisesti sekä taulukko- että laatikko–viikset-kuvaajamuotoon Tixeliä hyödyntäen. Laatikko–viikset-kuvaajassa laatikko osoittaa neljännespisteiden välin, johon puolet havainnoista sijoittuu. Viikset ulottuvat aineiston pienimpään ja suurimpaan havaintoarvoon. (Tilastokeskus 2002.) Laatikon sisälle on merkittynä mediaani eli keskimäinen (jatkossa keskimääräinen) arvo (Tilastokeskus 2002; Tilastokeskus 2017). Potilastutkimusaineiston taulukkomuotoiset tulokset on esitetty liitteessä 5.

Laitekohtaisten tulosten lisäksi taulukoissa esitettiin myös kaikkien laitteiden yhteinen keskiarvo, mediaani sekä pienin ja suurin arvo jokaisen edellä mainitun tarkasteltavan tekijän osalta. Laatikko–viikset-kuvaajissa esitettiin edellä mainittu koko joukon mediaani vertailuviivana. Keskeiset asiat kuvaajista raportoitiin myös tekstinä. Aineiston pienuuden vuoksi tilastollisia testejä ei tehty. Sen sijaan aineiston pohjalta laskettiin laitekohtaisesti tiettyjen taustamuuttujien (efektiivinen halkaisija, kuvausalueen pituus, minimi ja maksimi mAs-arvo ja CNR) ja annossuureiden (CTDI<sub>vol</sub>, DLP ja SSDE) prosentuaaliset poikkeamat (suuruus ja suunta) koko otoksen mediaanista. Nämä tulokset esitettiin taulukkomuodossa. Lisäksi taustamuuttujien taulukkoon merkittiin laitekohtaisesti prosentuaalinen kV-arvojen jakauma. Kokonaan analyysin ulkopuolelle jätettiin

potilastutkimusten tiedonkeruulomakkeelle kerätty laitteen näyttämä mAs-arvo, sillä näytettävät tiedot eivät olleet keskenään vertailukelpoisia.

Kerätty laitetekninen aineisto koottiin paperilomakkeilta Excel-taulukkoon ja täydennettiin laitevalmistajilta saaduilla lisätiedoilla. Laiteteknistä aineistoa ei käsitelty tilastollisesti, koska se vastasi jo ilman käsittelyä yhteen tutkimusongelmista kertoessaan tiedot siitä, millaista laitetekniikkaa kullakin TT-laitteella käytetään vatsan laskimovaiheen tutkimuksissa käytetyn protokollan osalta. Raportointia varten aineiston sisältämät laitetekniset ominaisuudet ryhmiteltiin Excel-taulukossa sen mukaan, mihin kategoriaan ne liittyivät: laitetekniikka, kuvausparametrit, säteilykeilan geometria, leikekuvien rekonstruktio ja laadunvarmistus. Eri laitevalmistajien käyttämien termien tulkinnan helpottamiseksi käytettiin sanastoa (AAPM 2012a), jossa on listattu eri valmistajien eri ominaisuuksista käyttämiä nimityksiä.

Kahden ominaisuuden kohdalla havaittiin, että kerätyt tiedot eivät täysin vastanneet tiedonkeruulomakkeella ominaisuudesta käytettyä nimitystä, koska osa laitteista käytti vastaavien tietojen kuvaamiseen jotakin muuta suuretta: lomakkeen kohtaan ”näytettävä mAs” saatiin joiltakin laitteilta sähkömäärän sijaan muita kuvanlaatuindikaattoreita ja kohtaan ”maksimi mAs” saatiin joiltakin laitteilta sähkömäärän sijaan putkivirran maksimiarvo. Kohtaan ”maksimi mAs” saadut putkivirran maksimiarvot voitiin kuitenkin kertoa kyseisten laitteiden pyörähdysajoilla, minkä tuloksena saatiin taltioitua myös sähkömäärän maksimiarvot. Kohtaan ”näytettävä mAs” kerätyt tiedot raportoitiin nimellä ”näytettävä kuvanlaatuindikaattori” ja kohdan ”maksimi mAs” tiedot nimellä ”sähkömäärän (mAs) tai putkivirran (mA) maksimi”, koska nämä nimitykset kuvasivat paremmin saatuja ja raportoitavia tietoja. Laitetekniset ominaisuudet on raportoitu taulukkomuodossa.

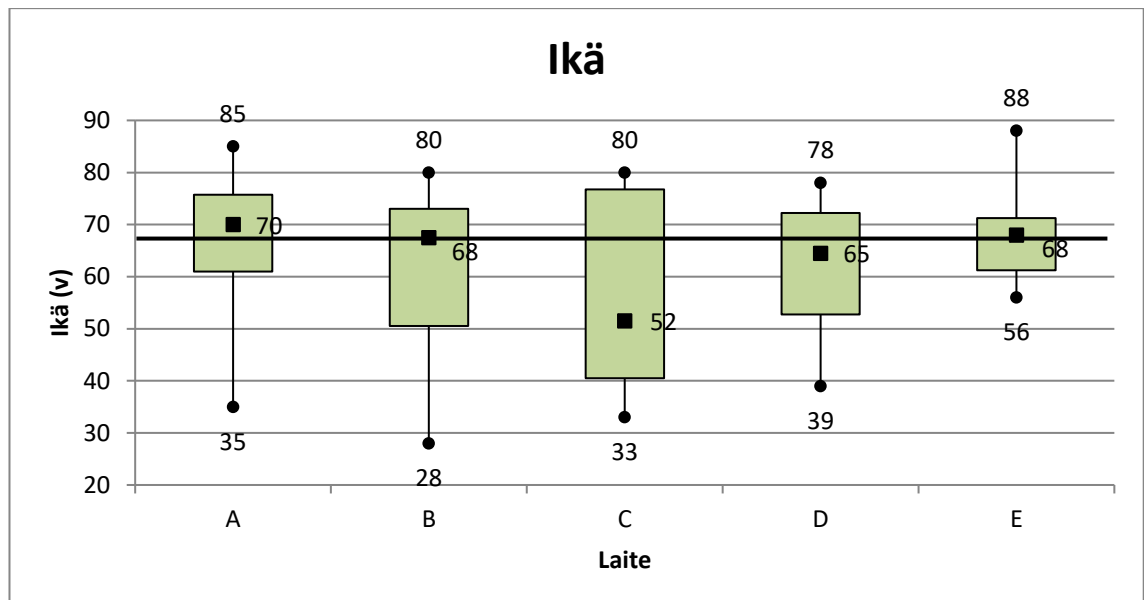
Laiteteknisen aineiston yksityiskohtaiset tulokset raportoidaan liitteessä 6, joka ei ole julkinen. Julkisesti luvussa 7.4 raportoitavat laitetekniset tiedot on esitetty ryhmämuotoisesti, jotta yksittäiset laitteet eivät ole tunnistettavissa, eikä yksittäisiä teknisiä ominaisuuksia ole mahdollista liittää tiettyihin laitteisiin. Sellaisia laiteteknisiä tietoja ei raportoida julkisesti ollenkaan, joita ei ole mahdollista raportoida ryhmänä, kuten esimerkiksi laitevalmistajakohtaisesti nimetyt ominaisuudet tai yksittäisissä laitteissa esiintyneet ominaisuudet.

Myöskään yksityiskohtainen laitetekninen pohdinta (liite 7) ei ole julkinen. Tulosten tarkastelun lisäksi liitteessä 7 esitetään teorian ja liitteen 6 yksityiskohtaisten laiteteknisten tulosten pohjalta tehty annokseen vaikuttavien laiteteknisten ominaisuuksien optimaalisuustarkastelu TT-laitteiden välillä. Kerätyistä 20:stä ominaisuudesta kahdeksan oli sellaisia, joiden osalta tiedot saatiin kaikilta laitteilta, ja joita oli mahdollista verrata kaikkien laitteiden kesken, koska ne oli esitetty samoilla suureilla kaikilla laitteilla. Näitä ominaisuuksia olivat suodatus, adaptiivinen kollimointi, automaattinen kV:n valinta, nimellinen leikepaksuus, pitch, varjoaine-kuvaus-ajoitustekniikka, fokus-isosentriettäisyys ja säteilykeilan nimellinen leveys. Laitteet luokiteltiin näiden ominaisuuksien osalta teoriaan perustuen potilaan saaman säteilyannoksen kannalta paremmuus- eli optimaalisuusjärjestykseen sen mukaan, kuinka optimaalinen arvo ominaisuudella kullakin laitteella oli. Optimaalisin arvo oli sellainen, joka teorian mukaan vaikuttaa eniten annosta pienentävästi. Esimerkiksi, koska useiden vierekkäisten leikkeiden kuvasarjoissa paksut leikkeet aiheuttavat vähemmän annosta potilaalle kuin ohuet (Romans 2011, 169, 176), oli leikepaksuuden kohdalla se laite optimaalisin, jossa oli suurin leikepaksuus ja se vähiten optimaalinen, jossa oli pienin leikepaksuus. Optimaalisuustarkastelun tulokset taulukoitiin laitteittain.

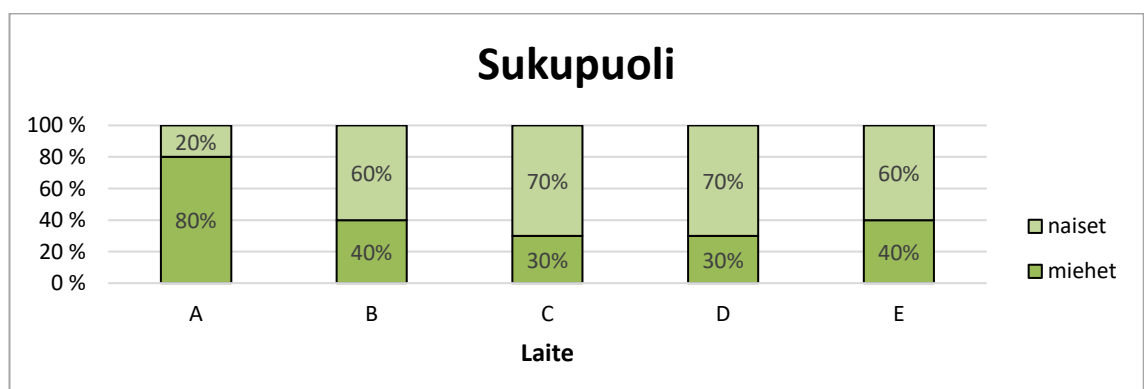
## 7 TUTKIMUSTULOKSET

### 7.1 Potilastutkimusaineiston taustamuuttujat

Aineistoon valitut TT-tutkimukset oli tehty aikavälillä 22.12.2016–10.3.2017. Potilastutkimusaineiston potilaat olivat iältään 28–88 vuotta keskimääräisen iän vaihdeltua välillä 52 vuotta (laite C) – 70 vuotta (laite A) laitteesta riippuen. Koko joukon keskimääräinen ikä oli 67 vuotta (keskiarvo,  $\bar{x}$  63 vuotta). (Liite 5: taulukko 1; kuvio 7.) Kaikista potilastutkimusaineiston potilaista 56 % oli naisia ja 44 % miehiä. Sukupuolijakauma vaihteli laitteittain kuvion 8 mukaisesti siten, että naisten osuus oli 20–70 % laitteesta riippuen. (Liite 5: taulukko 2.)

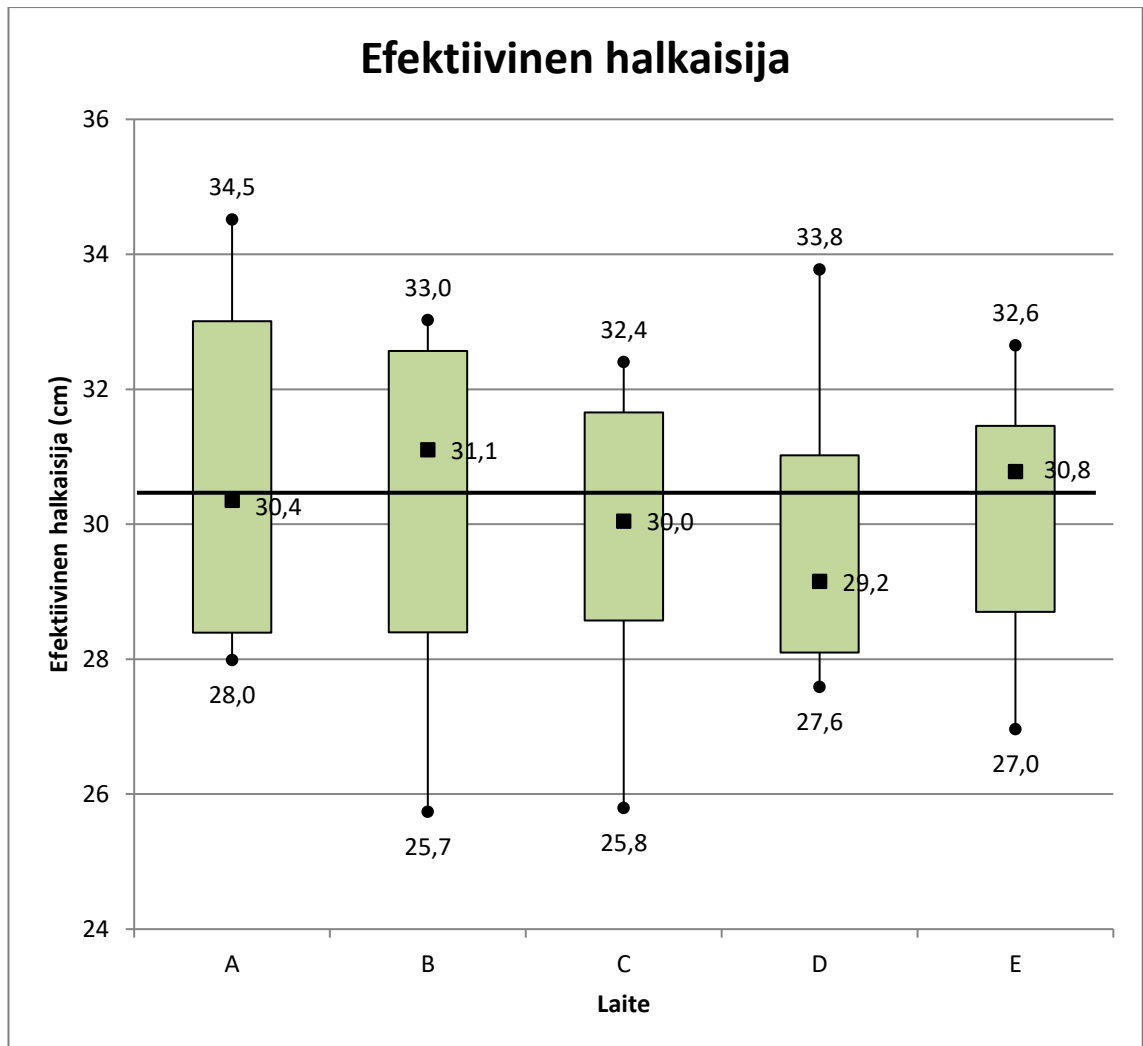


KUVIO 7. Potilaiden ikäjakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 1.)



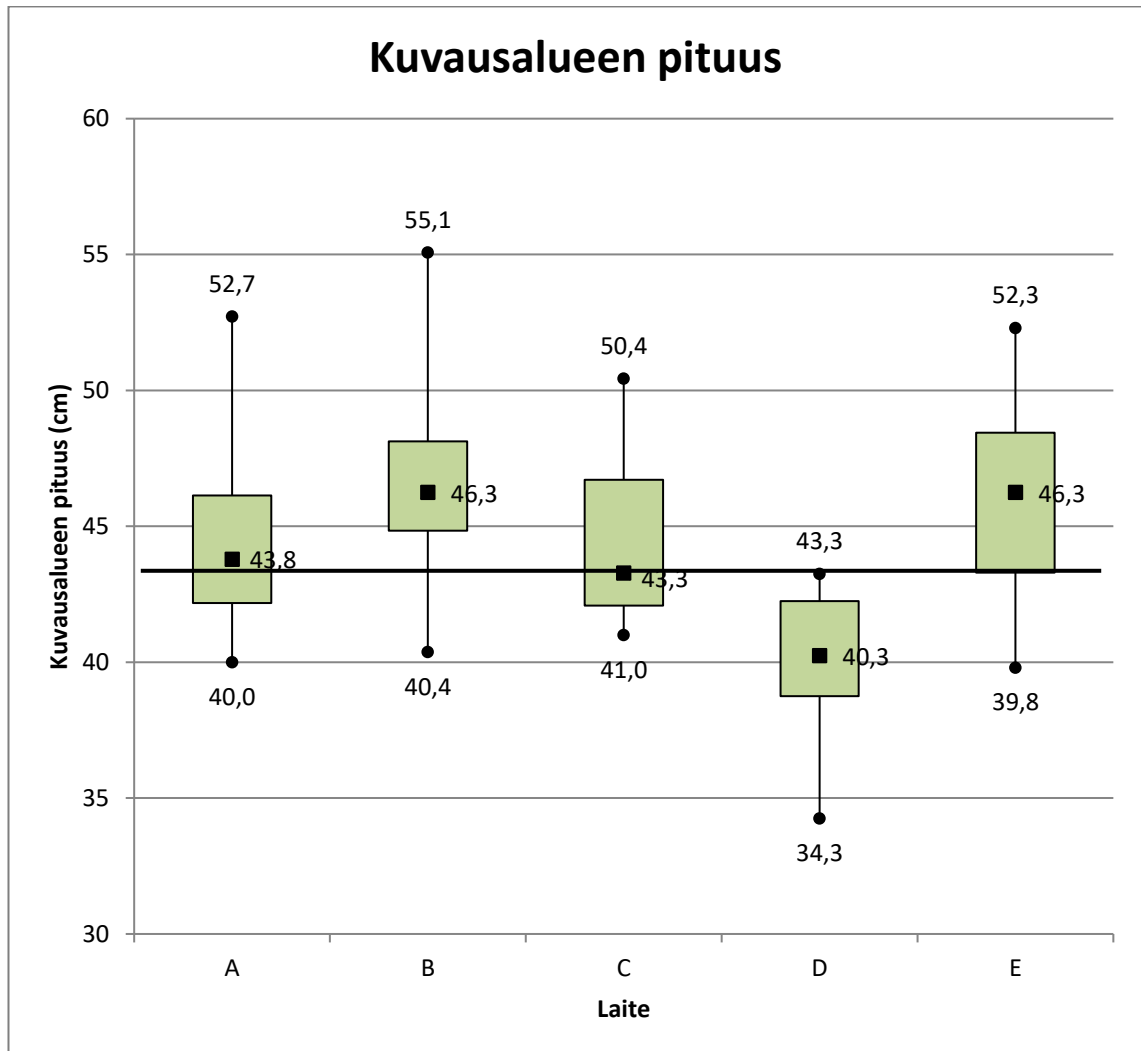
KUVIO 8. Potilaiden sukupuolijakaumat laitteittain (liite 5: taulukko 2)

Potilaiden AP-suunnan halkaisijat vaihtelivat välillä 20,2–30,0 cm arvojen oltua keskimäärin 25,9 cm ja LAT-suunnan halkaisijat välillä 30,1–40,0 cm arvojen oltua keskimäärin 35,6 cm (liite 5: taulukko 3; liite 5: taulukko 4). AP- ja LAT-suuntien halkaisijatietojen perusteella lasketut potilaiden efektiiviset halkaisijat sijoittuivat koko tarkastelujoukossa välille 25,7 cm (laite B) – 34,5 cm (laite A). Potilaiden efektiivinen halkaisija oli laitteilla A–E keskimäärin 30,5 cm ( $\bar{x}$  30,2 cm) mediaanin vaihdeltua laitekohtaisesti välillä 29,2 cm (laite D) – 31,1 cm (laite B). (Liite 5: taulukko 5; kuvio 9.)



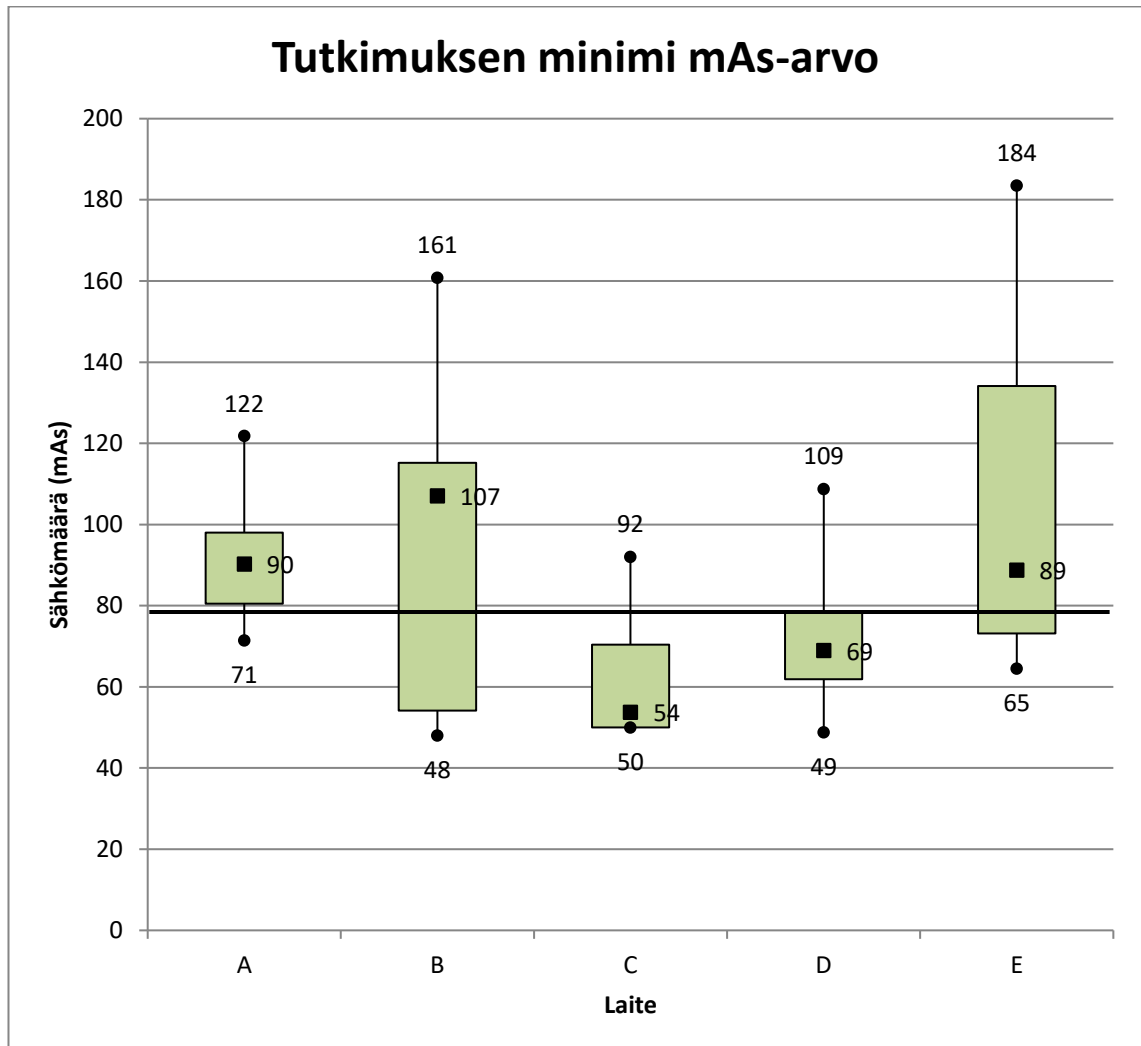
KUVIO 9. Potilaiden efektiivisten halkaisijoiden jakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 5.)

Kuvausalueen pituudet sijoittuivat koko tarkastelujoukossa välille 34,3 cm (laite D) – 55,1 cm (laite B). Kuvausalueen pituus oli laitteilla A–E keskimäärin 43,4 cm ( $\bar{x}$  44,3 cm) mediaanin vaihdeltua laitekohtaisesti välillä 40,3 cm (laite D) – 46,3 cm (laitteet B ja E). (Liite 5: taulukko 6; kuvio 10.)



KUVIO 10. Potilaiden kuvausalueiden pituuksien jakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 6.)

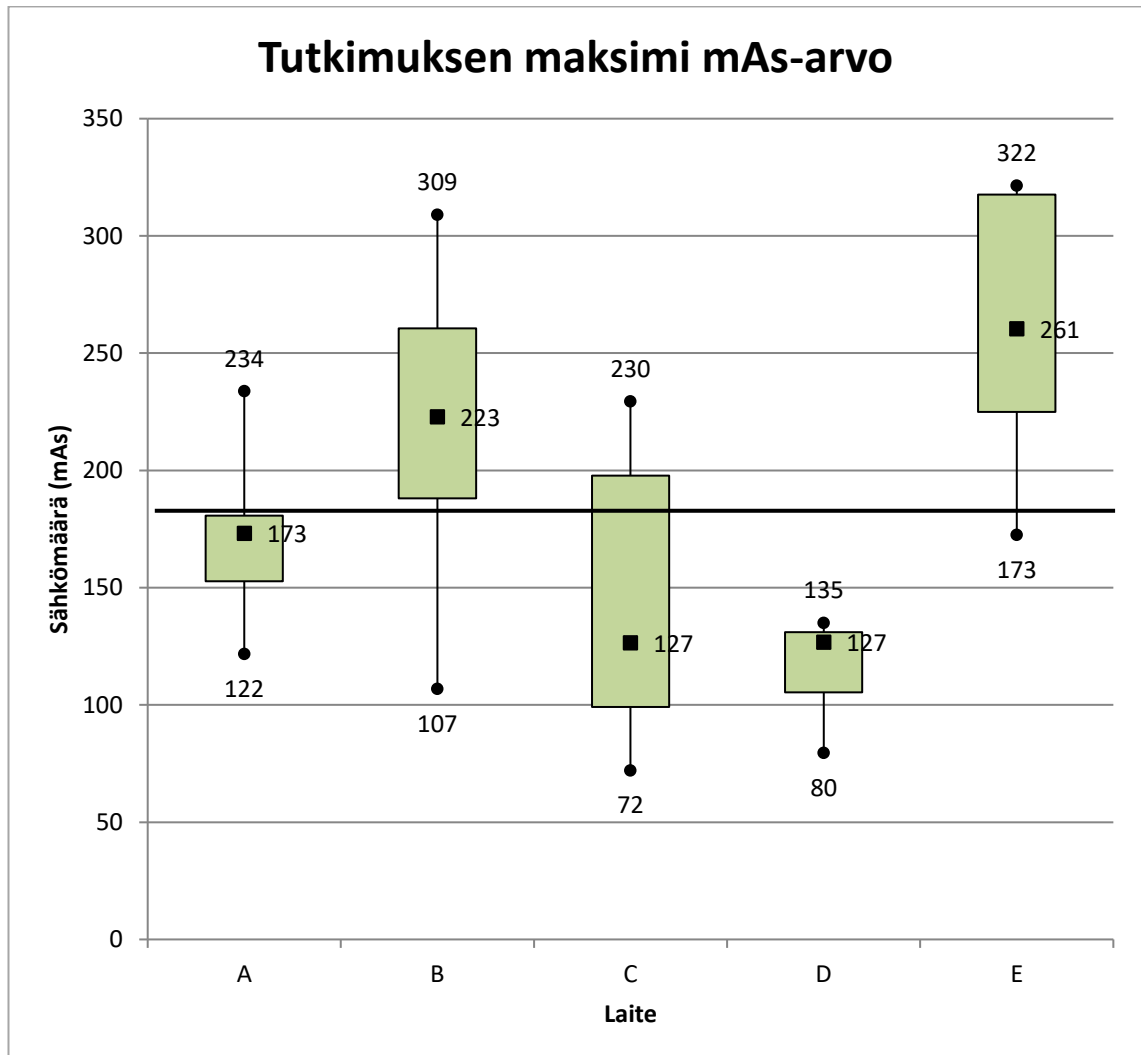
Tutkimusten aikaiset minimi mAs-arvot sijoittuivat koko tarkastelujoukossa välille 48 mAs (laite B) – 184 mAs (laite E). Tutkimuksen aikainen minimi mAs-arvo oli laitteilla A–E keskimäärin 79 mAs ( $\bar{x}$  86 mAs) mediaanin vaihdeltua laitekohtaisesti välillä 54 mAs (laite C) – 107 mAs (laite B). (Liite 5: taulukko 7; kuvio 11.)



KUVIO 11. Tutkimusten minimi mAs-arvojen jakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 7.)

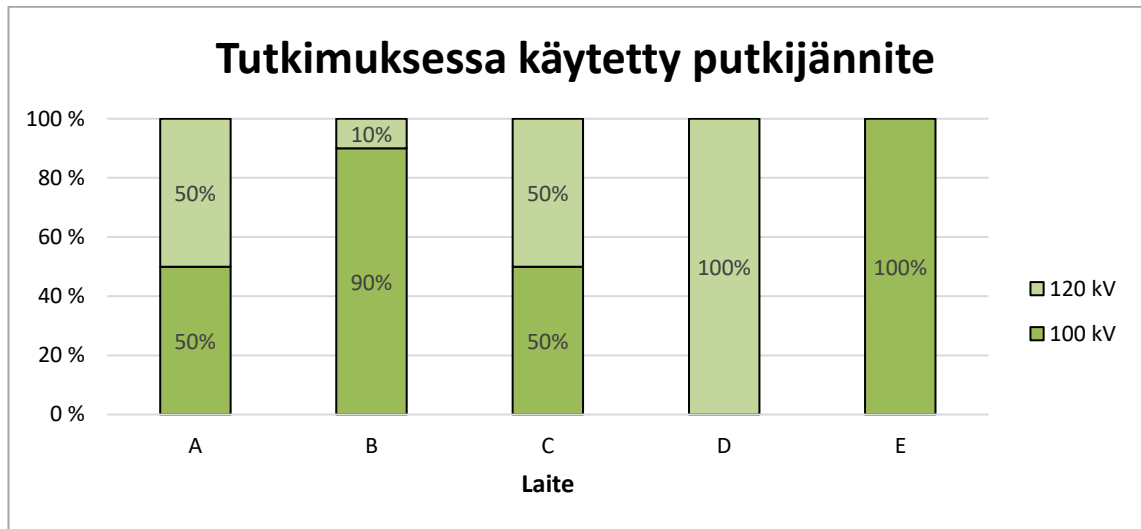


Tutkimusten aikaiset maksimi mAs-arvot sijoittuivat koko tarkastelujoukossa välille 72 mAs (laite C) – 322 mAs (laite E). Tutkimuksen aikainen maksimi mAs-arvo oli laitteilla A–E keskimäärin 178 mAs ( $\bar{x}$  183 mAs) mediaanin vaihdeltua laitekohtaisesti välillä 127 mAs (laitteet C ja E) – 261 mAs (laite E). (Liite 5: taulukko 8; kuvio 12.)



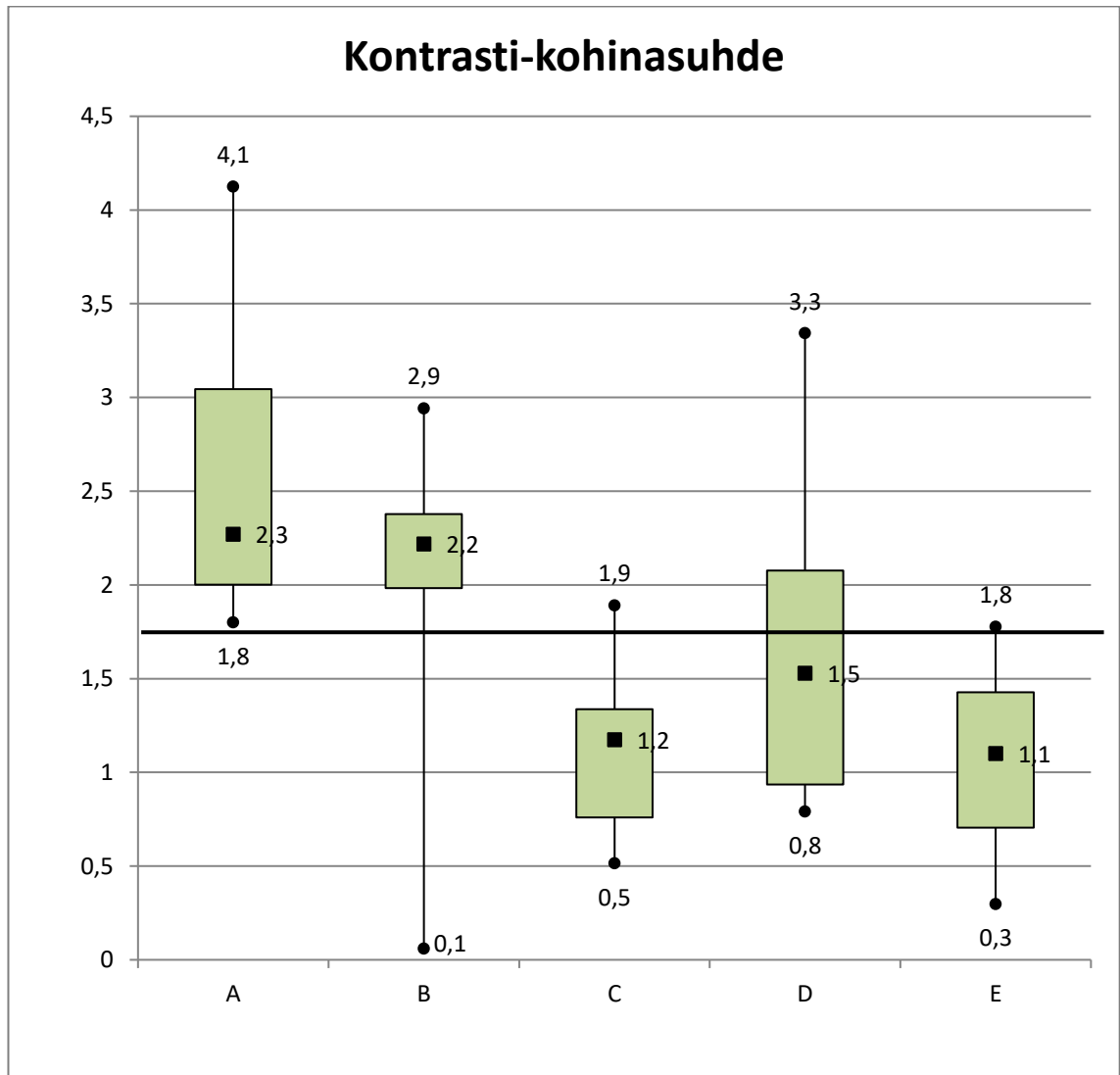
KUVIO 12. Tutkimusten maksimi mAs-arvojen jakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 8.)

Tutkimuksissa käytetyt putkijännitteet saivat arvon 100 kV tai 120 kV laitteesta ja potilaasta riippuen. Laitteilla A ja C puolet tarkasteltavista tutkimuksista oli tehty putkijännitteen arvolla 100 kV, kun taas laitteella B kyseistä putkijännitteen arvoa oli käytetty 90 %:ssa tarkasteltavia tutkimuksia. Laitteella D kaikki tarkasteltavat tutkimukset oli tehty putkijännitteen ollessa 120 kV ja laitteella E putkijännitteen ollessa 100 kV. (Liite 5: taulukko 9; kuvio 13.)



KUVIO 13. Tutkimuksissa käytettyjen kV-arvojen jakaumat laitteittain (liite 5: taulukko 9)

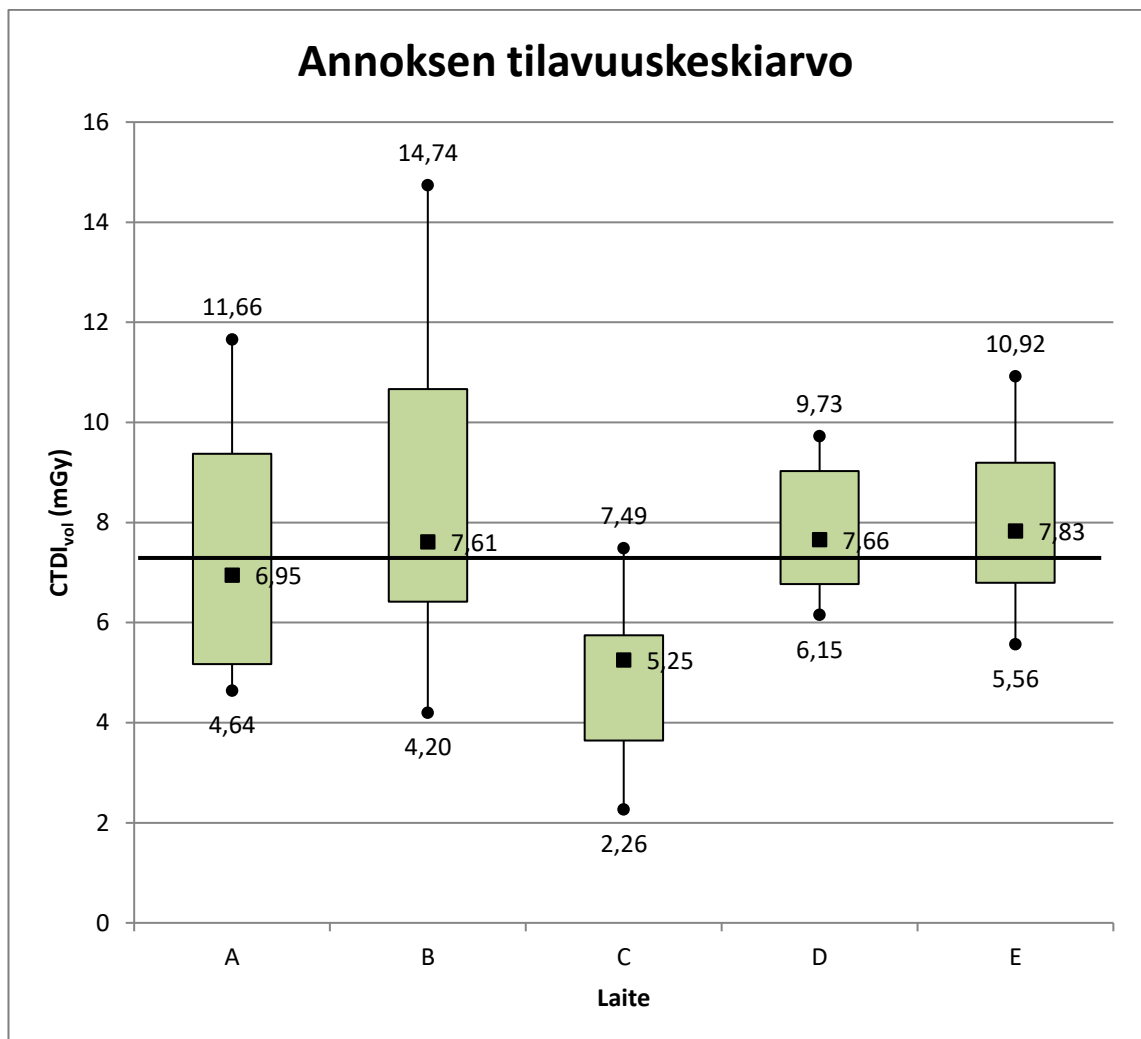
Leikekuville määritetyt kontrasti-kohinasuhteet sijoittuivat koko tarkastelujoukossa vä-  
lille 0,1 (laite B) – 4,1 (laite A). Kontrasti-kohinasuhde oli laitteilla A–E keskimäärin  
1,7 ( $\bar{x}$  1,7) mediaanin vaihdeltua laitekohtaisesti välillä 1,1 (laite E) – 2,3 (laite A). (Li-  
te 5: taulukko 10; kuvio 14.)



KUVIO 14. Kontrasti-kohinasuhteiden jakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 10.)

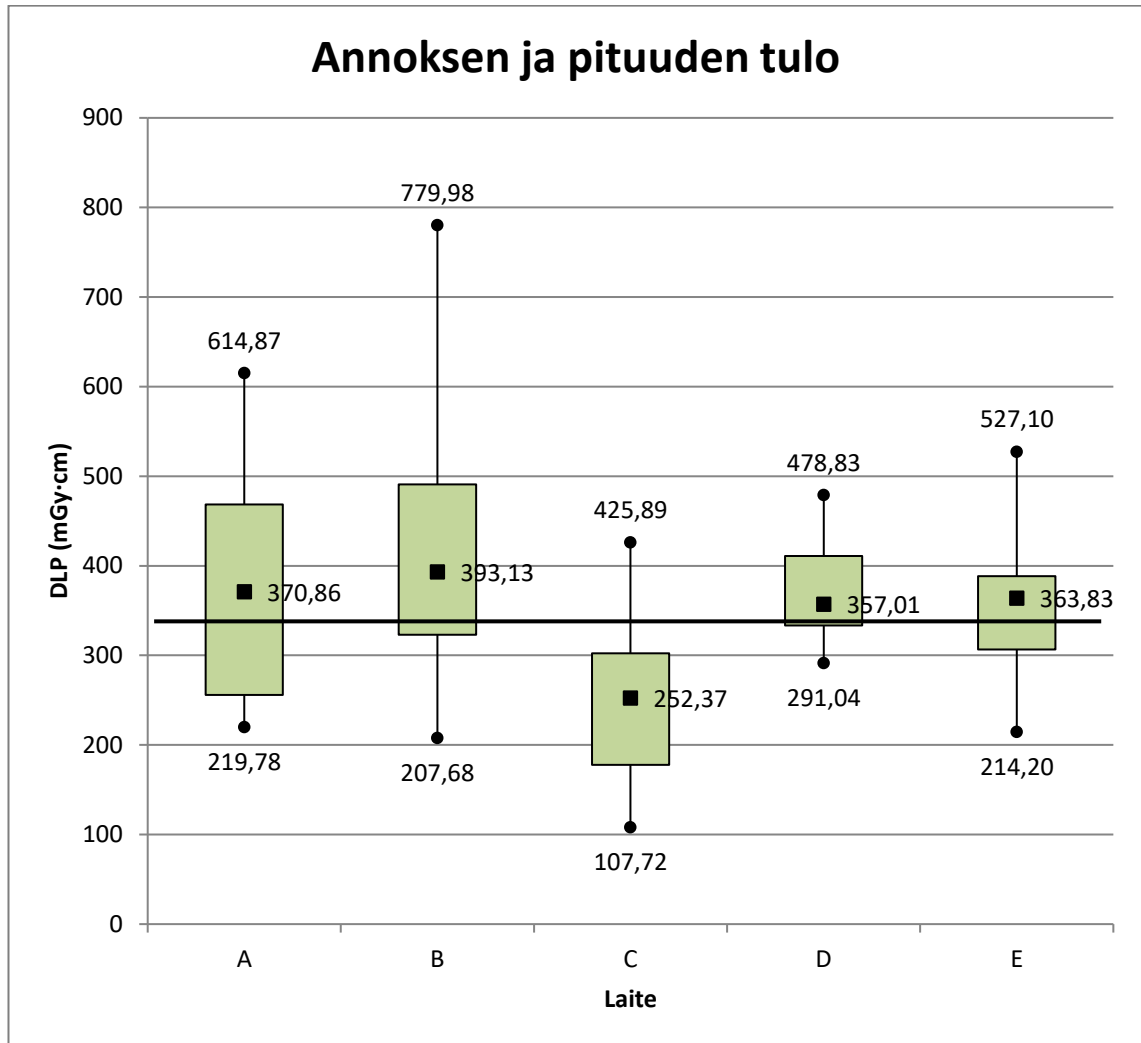
## 7.2 Säteilyannokset

TT-tutkimusten annoksen tilavuuskeskiarvot ( $CTDI_{vol}$ ) sijoittuvat koko tarkastelujoukossa välille 2,26 mGy (laite C) – 14,74 mGy (laite B). Annoksen tilavuuskeskiarvo oli laitteilla A–E keskimäärin 7,37 mGy ( $\bar{x}$  7,37 mGy) mediaanin vaihdeltua laitekohtaisesti välillä 5,25 mGy (laite C) – 7,83 mGy (laite E). (Liite 5: taulukko 11; kuvio 15.)



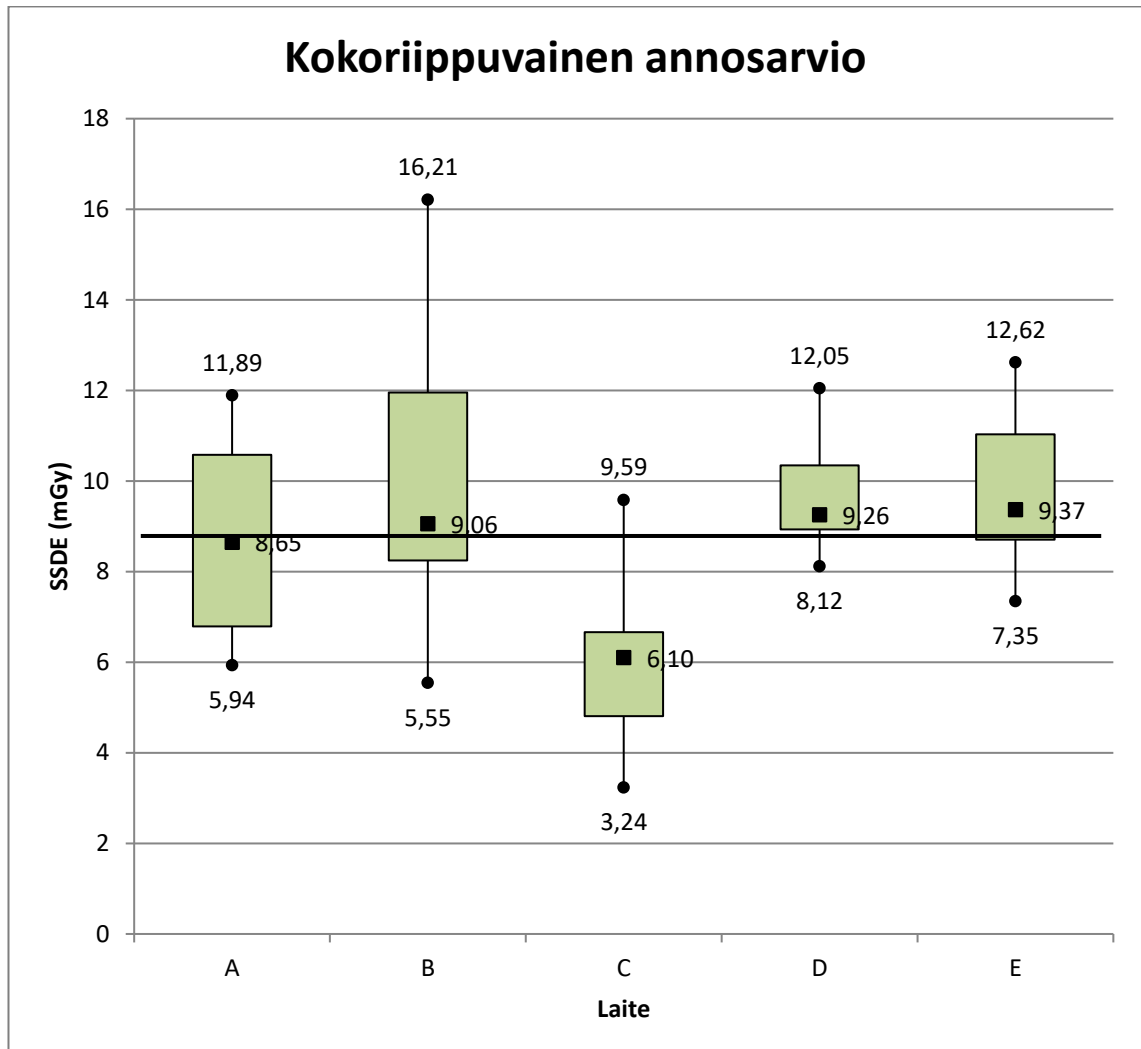
KUVIO 15. Annoksen tilavuuskeskiarvojen ( $CTDI_{vol}$ ) jakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 11.)

Annoksen ja pituuden tulot (DLP) sijoittuivat koko tarkastelujoukossa välille 107,72 mGy·cm (laite C) – 779,98 mGy·cm (laite B). Annoksen ja pituuden tulo oli laitteilla A–E keskimäärin 338,98 mGy·cm ( $\bar{x}$  361,35 mGy·cm) mediaanin vaihdeltua laitekohtaisesti välillä 252,37 mGy·cm (laite C) – 393,13 mGy·cm (laite B). (Liite 5: taulukko 12; kuvio 16.)



KUVIO 16. Annoksen ja pituuden tulojen (DLP) jakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 12.)

Kokoriippuvaiset annosarviot (SSDE) sijoittuivat koko tarkastelujoukossa välille 3,24 mGy (laite C) – 16,21 mGy (laite B). Kokoriippuvainen annosarvio oli laitteilla A–E keskimäärin 8,87 mGy ( $\bar{x}$  8,87) mediaanin vaihdeltua laitekohtaisesti välillä 6,10 mGy (laite B) – 9,37 mGy (laite E). (Liite 5: taulukko 13; kuvio 17.)



KUVIO 17. Kokoriippuvaisten annosarvioiden (SSDE) jakaumat laitteittain. Poikittainen viiva kuvastaa koko otoksen keskimääräistä arvoa. (Liite 5: taulukko 13.)

### 7.3 Potilastutkimusaineistoa koskevien tulosten yhteenveto

Taulukossa 1 on esitetty yhteenvetona efektiivisten halkaisijoiden, kuvausalueen pituuksien, minimi ja maksimi mAs-arvojen sekä kontrasti-kohinasuhteiden mediaanit laitteittain. Lisäksi taulukossa on esitetty edellä mainittujen muuttujien mediaanit prosentuaalisesti suhteessa koko otoksen mediaaniin. Tutkimuksissa käytettyjen kV-arvojen osalta on esitetty vain laitekohtaiset jakaumat. Taulukossa 2 on vastaavasti esitetty tarkasteltujen säteilyannossuureiden mediaanit sekä kyseiset mediaanit prosentuaalisesti suhteessa koko otoksen mediaaniin.

TAULUKKO 1. Potilastutkimusaineiston taustamuuttujien mediaanit sekä mediaanit suhteessa koko otoksen mediaaneihin.

	Laite	Ef. halkaisija (cm)	Kuvausalueen pituus (cm)	Minimi mAs	Maksimi mAs	100 kV / 120 kV	CNR
<b>Mediaani</b>	A	30,4	43,8	90	173	-	2,3
	B	31,1	46,3	107	223	-	2,2
	C	30,0	43,3	54	127	-	1,2
	D	29,2	40,3	69	127	-	1,5
	E	30,8	46,3	89	261	-	1,1
<b>Koko otoksen mediaani</b>		30,5	43,4	79	178	-	1,7
<b>Mediaani suhteessa koko otoksen mediaaniin</b>	A	-0,6 %	+1,0 %	+14,7 %	-2,8 %	50 % / 50 %	+36,2 %
	B	+1,9 %	+6,7 %	+36,0 %	+25,1 %	90 % / 10 %	+33,0 %
	C	-1,6 %	-0,1 %	-31,7 %	-29,0 %	50 % / 50 %	-29,6 %
	D	-4,5 %	-7,2 %	-12,4 %	-28,9 %	0 % / 100 %	-8,3 %
	E	+0,8 %	+6,7 %	+12,7 %	+46,2 %	100 % / 0 %	-31,5 %

Taulukon 1 mukaan laitekohtaisesti lasketut potilaiden efektiivisten halkaisijoiden mediaanit suhteessa koko otoksen mediaaniin vaihtelivat arvojen -4,5 % (laite D) ja +1,9 % (laite B) välillä. Vastaavasti lasketut tulokset vaihtelivat kuvausalueen pituuden osalta arvojen -7,2 % (laite D) ja +6,7 % (laitteet B ja E), minimi mAs-määrien osalta arvojen -31,7 % (laite C) ja +36,0 % (laite B), maksimi mAs-määrien osalta arvojen -29,0 % (laite C) ja +46,2 % (laite E) ja CNR-arvojen osalta arvojen -31,5 % (laite E) ja

+36,2 % (laite A) välillä. 100 kV:n putkijännitettä tarkasteltaessa tulokset vaihtelivat arvojen 0 % (laite D) ja 100 % (laite E) välillä.

TAULUKKO 2. Säteilyannosten mediaanit suureittain ja laitteittain sekä annokset suhteessa koko otoksen mediaaniin

	Laite	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)	SSDE (mGy)
<b>Mediaani</b>	<b>A</b>	6,95	370,86	8,65
	<b>B</b>	7,61	393,13	9,06
	<b>C</b>	5,25	252,37	6,10
	<b>D</b>	7,66	357,01	9,26
	<b>E</b>	7,83	363,83	9,37
<b>Koko otoksen mediaani</b>		7,37	338,98	8,87
<b>Mediaani suhteessa koko otoksen mediaaniin</b>	<b>A</b>	-5,6 %	+9,4 %	-2,5 %
	<b>B</b>	+3,3 %	+16,0 %	+2,1 %
	<b>C</b>	-28,7 %	-25,5 %	-31,2 %
	<b>D</b>	+3,9 %	+5,3 %	+4,4 %
	<b>E</b>	+6,3 %	+7,3 %	+5,6 %

Taulukon 2 mukaan laitekohtaisesti lasketut CTDI<sub>vol</sub>-mediaanit suhteessa koko otoksen mediaaniin vaihtelivat arvojen -28,7 % (laite C) ja +6,3 % (laite E) välillä. Vastaavasti lasketut tulokset vaihtelivat DLP:n osalta arvojen -25,5 % (laite C) ja +16,0 % (laite B) välillä ja SSDE:n osalta arvojen -31,2 % (laite C) ja +5,6 % (laite E) välillä.



## 7.4 Laitetekniikka

Laitteiden käyttöpaikoilla käytiin 20.–22.3.2017. Taulukossa 3 esitetään tutkituilta laitteilta kerätyt tekniset ominaisuudet koskien vatsan laskimovaiheen tutkimuksia. Taulukossa esitetään ominaisuudesta riippuen joko ominaisuuden arvon vaihteluväli laitejoukossa tai lukumäärä, kuinka monessa laitteessa kyseinen ominaisuus oli. Jos jotakin tietoa ei saatu kaikilta viideltä laitteelta, esitetään suluissa kyseisen tiedon perässä lukumäärä, kuinka monelta laitteelta se saatiin (esim. N = 3).

TAULUKKO 3. Tutkimuksessa mukana olevien laitteiden teknisiä ominaisuuksia

Ominaisuus	Vaihteluväli tai lukumäärä, monessako laitteessa ominaisuus oli
Protokollan nimi	Ei raportoida julkisesti
<b>Laitetekniikka</b>	
Suodatus HVL-arvona (mm Al)	100 kV: 6,6...7,6 mm Al 120 kV: 7,6...8,9 mm Al
AEC-menettelmä	Ei raportoida julkisesti
Adaptiivinen kollimointi	Kolmessa laitteessa
Ilmaisimen nimi ja materiaali	Ei raportoida julkisesti
Ilmaisimen geometrinen tehokkuus (%)	70,0...72,0 % (N = 3)
Ilmaisimen absorptio tehokkuus (%)	98,0...99,0 % (N = 4)
<b>Kuvausparametrit</b>	
Näytettävä kuvanlaatuindikaattori	Ei raportoida julkisesti
Sähkömäärän (mAs) tai putkivirran (mA) maksimi	Ei raportoida julkisesti
Automaattinen kV:n valinta	Kolmessa laitteessa
Nimellinen leikepaksuus (mm)	0,6...1,0 mm
Pitch	0,891...1,375
Pyörähdysaika (s)	0,50...0,75 s
Varjoaine-kuvaus-ajoitustekniikka	Ei raportoida julkisesti
<b>Säteilykeilan geometria</b>	
Fokus-isentriettäisyys (cm)	53,90...62,56 cm
Kuvattavan alan koko, SFOV (cm)	Kaikissa laitteissa 50 cm
Säteilykeilan nimellinen leveys (mm)	38,4...80,0 mm
Z-suunnan geometrinen tehokkuus (%)	76,0...93,7 % (N = 4)
<b>Leikekuvien rekonstruktio</b>	
Rekonstruktio menetelmä	Kaikissa laitteissa iteratiivinen rekonstruktio
Rekonstruktio kernel-/algoritmi	Ei raportoida julkisesti
<b>Laadunvarmistus</b>	
Annosnäytön virhe (%)	100 kV: -5,0...-0,2 % (N = 4) 120 kV: -7,0...+3,0 % (N = 4)

## 8 POHDINTA

### 8.1 Tulosten tarkastelu

Seuraavissa alaluvuissa tarkastellaan tuloksia molempien kerättyjen aineistojen osalta. Luvussa 8.1.1 käsitellään ensin taustamuuttujien laitekohtaisia annosvaikutuksia teoriaan perustuen. Tämän jälkeen tarkastellaan säteilyannoksia suureittain ja laitteittain. Lopuksi pohditaan laitekohtaisia säteilyannoksia suhteessa laitekohtaisiin taustamuuttuja-arvoihin eli sitä, selittyvätkö kunkin laitteen säteilyannokset mahdollisesti taustamuuttujien arvoilla.

Luvussa 8.1.2 käsitellään julkisia laiteteknisiä tuloksia. Raportoituja laiteteknisiä ominaisuuksia tarkastellaan teoriaan perustuen ja pohditaan, miten ominaisuudet ovat mahdollisesti vaikuttaneet säteilyannoksiin.

#### 8.1.1 Potilastutkimusaineisto

Potilastutkimusaineisto koostui jokaisen laitteen osalta kymmenestä, mukaanottokriteerit täyttävästä potilaasta ja tutkimuksesta. Potilaiden sukupuolijakaumat olivat laitteiden kesken verrattuna melko tasaiset siten, että laitteilla B–E naisten osuus vaihteli välillä 60–70 %. Laitteella A naisten osuus oli kuitenkin vain 20 %. Potilaiden ikäjakauman osalta laitteen C potilaiden ikämediaani poikkesi selvästi, -15,5 yksikköä, koko joukon mediaanista. Muiden laitteiden osalta ikämediaanit olivat hyvin lähellä koko otoksen mediaani-ikää niiden sijoituessa keskenään 5,5 yksikön sisälle (-2,5...+3 vuotta mediaaniin verrattuna). Toisaalta potilaan säteilyaltistukseen vaikuttavat erityisesti potilaan koko, pituus ja kehon koostumus (Romans 2011, 171, 195).

**Potilaan AP- ja LAT-suunnan halkaisijoiden** mukaanottokriteerit olivat 20–30 cm (AP-suunta) ja 30–40 cm (LAT-suunta). AP-suunnan halkaisijat vaihtelivat välillä 20,2–30,0 cm ja LAT-suunnan halkaisijat välillä 30,1–40,0 cm. Myös tarkasteltaessa potilaiden halkaisijoita laitekohtaisesti voidaan todeta, että tulokset edustavat kattavasti koko mukaanottokriteerien mukaista sallittua väliä. Halkaisijoiden laitekohtaisissa mediaaniarvoissa ei ole havaittavissa suuria eroja eri laitteiden välillä AP-suunnan mediaa-

niarvojen sijoittuessa 2,7 yksikön sisään (-2...+0,7 cm mediaaniin verrattuna) ja LAT-suunnan mediaaniarvojen 2,8 yksikön sisään (-1,3...+1,5 cm mediaaniin verrattuna). Tämän perusteella voitaneen todeta, että annokset ovat potilaan koon suhteen hyvinkin vertailukelpoiset eri laitteiden välillä.

**Potilaan koko** vaikuttaa säteilyannokseen teorian mukaan samoja kuvausarvoja käytettäessä siten, että mitä pienempi potilas on kyseessä, sitä suurempi on potilaan saama säteilyannos. Kuitenkin käytännössä vaikutus on päinvastainen sirontailmiöstä ja kuvanlaatutekijöistä johtuen. (Romans 2011, 170–171.) Eli mitä suurempi on potilas, sitä suurempi on myös säteilyannos. Potilaiden efektiivisille halkaisijoille laskettujen laitekohtaisten mediaanien osalta ei havaita erityisen poikkeavia arvoja koko otoksen mediaaniin verrattuna. Jakauman pohjalta voidaan kuitenkin todeta, että koko otoksen mediaaniin nähden laitteen B mediaanilla oli suurin positiivinen poikkeama (+1,9 %) – eli teoriaan perustuen suurin annosta nostava vaikutus – ja laitteella D suurin negatiivinen poikkeama (-4,5 %) – eli suurin annosta pienentävä vaikutus. Laitteilla A (-0,6 %), C (-1,6 %) ja E (+0,8 %) mediaanit sijoittuvat lähelle koko otoksen mediaania.

**Kuvausalueen pituus** on suoraan verrannollinen säteilyannokseen nähden (Kalender 2011, 105). Kuvausalueen pituutta tarkasteltaessa laitteilla B ja E oli koko otoksen mediaaniin nähden suurimmat ja samalla keskenään yhtä suuret positiiviset poikkeamat (+6,7 %) – eli teoriaan perustuen suurin annosta nostava vaikutus – ja laitteella D suurin negatiivinen poikkeama (-7,2 %) – eli suurin annosta pienentävä vaikutus. Laitteilla A (+1,0 %) ja C (-0,1 %) mediaanit sijoittuvat lähelle koko otoksen mediaania. Merkittävää on huomata se, että laitteella D kaikki havainnot sijoittuvat jakaumassa koko otosta koskevan mediaaniviivan alapuolelle. Tutkimustuloksista ei ole pääteltävissä oliko laitteella D keskimääräistä lyhyempiä potilaita vai rajattiinko kuvausalue keskimääräistä tiukemmin, sillä potilaiden pituuksista ei kerätty tietoa.

**Sähkömäärän (mAs)** kaksinkertaistuu annos kaksinkertaistuu (Merimaa 2012, 7). Tutkimuksessa tarkasteltiin erikseen TT-tutkimuksen aikaista minimi ja maksimi mAs-arvoa. Minimi mAs-arvoa koskevia tuloksia tarkasteltaessa havaitaan, että koko otokseen nähden laitteella B oli suurin positiivinen poikkeama (+36,0 %) – eli teoriaan perustuen suurin annosta nostava vaikutus – ja laitteella C suurin negatiivinen poikkeama (-31,7 %) – eli suurin annosta pienentävä vaikutus. Laitteilla A (+14,7 %), D (-12,4 %)

ja E (+12,7 %) mediaanit sijoituivat edellä mainittuihin verrattuna lähemmäksi koko otoksen mediaania.

Maksimi mAs-arvoa koskevien tulosten mukaan laitteilla E (+46,2 %) ja B (+25,1 %) oli koko otoksen mediaaniin nähden suurimmat positiiviset poikkeamat – eli suurin annosta nostava vaikutus – ja laitteilla C (-29,0 %) ja D (-28,9 %) suurimmat ja samalla keskenään likimain yhtä suuret negatiiviset poikkeamat – eli suurin annosta pienentävä vaikutus. Laitteella A (-2,8 %) mediaani sijoittui lähelle koko otoksen mediaania. Huomattavaa on, että laitteen E osalta kaikki havainnot yhtä lukuun ottamatta olivat koko otoksen mediaanin yläpuolella. Sen sijaan laitteella D kaikki havainnot olivat selvästi koko otoksen mediaanin alapuolella ja maksimiarvo oli vain neljä yksikköä suurempi laitteen C mediaaniin verrattuna, vaikka kyseisten laitteiden mediaanit olivat keskenään yhtä suuret. Laitteella D maksimi mAs-arvot olivat siis yleisesti ottaen pienempiä kuin laitteella C, sillä vaihteluväli oli 51 yksikköä, kun taas laitteella C se oli 158 yksikköä.

**Putkijännite** (kV) on epälineaarisesti verrannollinen potilaan saamaan annokseen siten, että kun putkijännite kasvaa, potilaan saama annoskin kasvaa tietyssä suhteessa (Romans 2011, 171, 176). Tutkimuksissa putkijännitteet saivat arvon 100 kV tai 120 kV laitteesta ja potilaasta riippuen. Tulosten mukaan laitteella D kaikki tutkimukset tehtiin suuremmalla kV-arvolla, millä voitaisiin olettaa olevan muihin laitteisiin nähden suurin annosta nostava vaikutus. Vastaavasti laitteella E tehtiin kaikki tutkimukset ja laitteella B 90 % tutkimuksista pienemmällä kV-arvolla, millä voidaan olettaa olevan muihin laitteisiin nähden suurin annosta pienentävä vaikutus. Laitteilla A ja C puolet tutkimuksista tehtiin kV-arvolla 100 ja puolet kV-arvolla 120, jolloin annosvaikutusta voidaan pitää neutraalina muihin laitteisiin verrattaessa. Putkijännitteen muutoksen aiheuttamia annos- ja kuvanlaatuvaikutuksia on mahdollista kompensoida erilaisin teknisin keinoin (Jartti ym. 2012, 11; Merimaa 2012, 7). Lisäksi Kalenderin (2011, 194–196) mukaan käytettävän jännitteen pitäisi olla suhteessa potilaan kokoon ja kuvausindikaatioon. Kerättyjen tulosten puitteissa ei ole kuitenkaan mahdollista tarkastella kV:n ja mahdollisten kompensoitujen muuttujien kokonaisvaikutusta annoksen suhteen kuten ei myöskään kV-valintaa suhteessa potilaan kokoon.

**Kuvanlaatua** tarkasteltiin objektiivisesti kontrasti-kohinasuhteen avulla. Kontrasti-kohinasuhteen kasvaessa kuvanlaatu paranee kohteiden erottuessa kuvasta paremmin (Huda & Abrahams 2015, 129). Kuvanlaadun parantuessa myös säteilyannos kasvaa

(Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 77–78.) Tulosten mukaan laitteilla A (+36,2 %) ja B (+33,0 %) oli koko otokseen nähden suurimmat positiiviset poikkeamat – eli suurimmat annosta nostavat vaikutukset – ja laitteilla E (-31,5 %) ja C (-29,6 %) suurimmat negatiiviset poikkeamat – eli suurimmat annosta pienentävät vaikutukset. Laitteella D (-8,3 %) kuvanlaatu oli vain hieman keskimääräistä alempi. Verrattaessa laitteiden A ja B tuloksia keskenään havaitaan, että laitteella A CNR-arvot painoutuivat jakaumassa selvästi korkeammalle. Sen sijaan verrattaessa laitteiden C ja E tuloksia keskenään havaitaan jakaumien olevan kaikin puolin likimain samanlaiset.

Taulukossa 4 on esitetty yhteenvetona taustamuuttujien arvot suhteessa koko otoksen muuttujakohtaiseen mediaaniin sekä teoriaan perustuen ja edellä raportoidusti se, millainen vaikutus kyseisen muuttujan arvolla on säteilyannokseen. Vihreä alaspäin osoittava nuoli kuvaa annosta pienentävää ja punainen ylöspäin osoittava nuoli annosta nostavaa vaikutusta. Nuolten lukumäärä (yksi tai kaksi) kuvaa vaikutuksen suuruutta siten, että mikäli ero on 10 % tai enemmän, havainnollistetaan tätä kahdella nuolella. Edellä kuvatuksi annos on sitä pienempi, mitä pienempiä ovat potilaan koko, kuvausalueen pituus, sähkömäärä ja putkijännite sekä mitä heikompi on kuvanlaatu eli mitä pienemmän arvon CNR saa.

TAULUKKO 4. Potilastutkimusaineiston taustamuuttujien mediaanit sekä mediaanit suhteessa koko otoksen mediaaneihin.

	Laite	Ef. halkaisija (cm)	Kuvausalueen pituus (cm)	Minimi mAs-arvo	Maksimi mAs-arvo	100 / 120 kV	CNR
<b>Mediaani suhteessa koko otoksen mediaaniin</b>	A	-0,6 % ↓	+1,0 % ↑	+14,7 % ↑↑	-2,8 % ↓	50 % / 50 %	+36,2 % ↑↑
	B	+1,9 % ↑	+6,7 % ↑	+36,0 % ↑↑	+25,1 % ↑↑	90 % / 10 % ↓↓	+33,0 % ↑↑
	C	-1,6 % ↓	-0,1 % ↓	-31,7 % ↓↓	-29,0 % ↓↓	50 % / 50 %	-29,6 % ↓↓
	D	-4,5 % ↓	-7,2 % ↓	-12,4 % ↓↓	-28,9 % ↓↓	0 % / 100 % ↑↑	-8,31 % ↓
	E	+0,8 % ↑	+6,7 % ↑	+12,7 % ↑↑	+46,2 % ↑↑	100 % / 0 % ↓↓	-31,5 % ↓↓

Taulukon 4 mukaisesti eniten annosta laskevia taustamuuttujan arvoja oli laitteilla C ja D. Laitteella C viisi kuudesta tarkastellusta muuttujasta olivat annosta laskevia ja yksi

vaikutukseltaan neutraali. Laitteella D viisi tarkasteltua muuttujaa vaikuttivat annokseen laskevasti ja yksi nostavasti. Seuraavaksi eniten annosta laskevia taustamuuttujia oli laitteella A, jolla kaksi muuttujaa vaikuttivat annokseen laskevasti, kolme nostavasti, ja yksi oli vaikutukseltaan neutraali. Laitteella E kaksi muuttujaa vaikuttivat annokseen laskevasti ja neljä nostavasti. Sen sijaan eniten annosta nostavia taustamuuttujan arvoja oli laitteella B, jolla viisi muuttujaa vaikuttivat annokseen nostavasti ja yksi laskevasti.

**Annoksen tilavuuskeskiarvo** ( $CTDI_{vol}$ ) oli keskimäärin 7,37 mGy. Tulosten mukaan annoksen tilavuuskeskiarvo oli selvästi pienin laitteella C mitä tahansa tilastollista suuruutta (maksimi, minimi, yläkvartiili, alakvartiili, mediaani) tarkasteltaessa. Kyseisen laitteen annoksen tilavuuskeskiarvo (5,25 mGy) oli 28,7 % pienempi koko otoksen mediaaniin verrattuna. Huomattavaa on myös se, että kyseisellä laitteella suurin havaintoarvo oli vain 1,5 % koko otoksen mediaania suurempi. Muilla laitteilla annoksen tilavuuskeskiarvot poikkesivat korkeintaan 6,3 % koko otoksen mediaanista. Annoksen tilavuuskeskiarvot olivat suurimpia laitteilla E (7,83 mGy, +6,3 %), D (7,66 mGy, +3,9 %) ja B (7,61 mGy, +3,3 %). Laitteella A annoksen tilavuuskeskiarvo (6,95 mGy, -5,6 %) jäi hieman keskimääräisen alapuolelle. Huomion arvoista on se, että suurimmat vaihteluvälit olivat laitteilla A ja B, joiden kohdalla esiintyivät muihin laitteisiin nähden suurimmat yksittäiset arvot ja myös suurimmat yläkvartiilit.

**Annoksen ja pituuden tulo** (DLP) oli keskimäärin 338,98 mGy·cm. Laitekohtaiset jakaumat noudattelivat pitkälti annoksen tilavuuskeskiarvolle määritettyjä laitekohtaisia jakaumia. DLP lasketaan kaavan (5) mukaisesti  $CTDI_{vol}$ :n ja kuvausalueen pituuden tulona, mistä syystä  $CTDI_{vol}$ - ja DLP-jakaumien välillä vallinneen pienen eroavaisuuden voitaneen ajatella johtuvan eroista kuvausalueiden pituuksissa. Kaikilla tarkasteltavilla tilastollisilla suureilla tarkasteltuna laitteen C (252,37 mGy·cm, -25,5 %) DLP-mediaani oli joukon pienin. Kyseinen laite on ainoa, jonka mediaani jäi selvästi koko otoksen mediaanin alapuolelle. Suurin annoksen ja pituuden tulo mediaani oli laitteella B (393,13 mGy·cm), jonka poikkeama koko otoksen mediaaniin nähden oli +16,0 %. Laitteella B esiintyi myös suurin yksittäinen havaintoarvo ja yläkvartiili. Laitteiden A (370,86 mGy·cm, +9,4 %), D (357,01 mGy·cm, +5,3 %) ja E (363,83 mGy·cm, +7,3 %) mediaanit poikkeavat koko otoksen mediaanista alle kymmenyksen.

**Kokoriippuvainen annosarvio** (SSDE) oli keskimäärin 8,87 mGy ja sen jakauma noudatteli niin ikään annoksen tilavuuskeskiarvon jakaumaa kunkin laitteen kohdalla. Tämä

on luonnollista kokoriippuvaisen annosarvion perustuessa annoksen tilavuuskeskiarvoon siten, että se huomioi kuitenkin myös potilaan koon. Kokoriippuvaisen annosarvion mukaan annokset olivat suurimmat laitteilla E (9,37 mGy, +5,6 %) ja D (9,26 mGy, +4,4 %) poikkeamien suhteessa koko otoksen mediaaniin ollessa kuitenkin pieniä. Laitteella C kokoriippuvainen annosarvio (6,10 mGy, -31,2 %) oli selkeästi koko joukon pienin kaikkien tilastollisten suureiden osalta, kuten oli myös muidenkin annosta kuvaavien suureiden osalta. Laitteiden A (8,65 mGy, -2,5 %) ja B (9,06 mGy, +2,1 %) mediaanit olivat likimain koko otoksen mediaanien suuruisia, mutta laitteella B oli koko joukon suurin hajonta.

Verrattaessa kokoriippuvaisia annosarvioita annoksen tilavuuskeskiarvoihin huomataan, että määritettäessä potilaan saama annos kokoriippuvaisen annosarvion avulla, olivat tulokset kaikilta osin suurempia kuin luettaessa annoksen tilavuuskeskiarvot kuvaarkistoon tallennetusta annosraportista. Poikkeaman olemassaoloa tukee se, että Bauhsin ja muiden (2008, 251) mukaan  $CTDI_{vol}$  ei huomioi potilaan kokoa, muotoa tai vaimennuskykyä eikä säteilyn sirontakäyttäytymistä potilaassa, mutta poikkeaman suuntaa ei teoria selitä.

Taulukossa 5 on esitetty taulukon 2 mukaiset säteilyannossuureiden arvot suhteessa koko otoksen muuttujakohtaiseen mediaaniin. Tämän lisäksi taulukossa on havainnollistettu laitekohtaisen mediaanin ja koko otoksen mediaanin välistä eroa värillisin nuolin. Vihreä alaspäin osoittava nuoli kuvaa koko otoksen mediaaniin verrattuna pienempää annosta ja punainen ylöspäin osoittava nuoli suurempaa annosta. Nuolten lukumäärä (yksi tai kaksi) kuvaa eron suuruutta.

TAULUKKO 5. Säteilyannosten mediaanit suureittain ja laitteittain sekä annokset suhteessa koko otoksen mediaaniin

	Laite	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy·cm)	SSDE (mGy)
Mediaani suhteessa koko otoksen mediaaniin	A	-5,6 % ↓	+9,4 % ↑	-2,5 % ↓
	B	+3,3 % ↑	+16,0 % ↑↑	+2,1 % ↑
	C	-28,7 % ↓↓	-25,5 % ↓↓	-31,2 % ↓↓
	D	+3,9 % ↑	+5,3 % ↑	+4,4 % ↑
	E	+6,3 % ↑	+7,3 % ↑	+5,6 % ↑

Taulukon 5 mukaisesti laite C on ainoa, jolla annos on selvästi pienin kaikkien tarkasteltujen annossuureiden osalta. Vastaavasti laitteilla B, D ja E annokset ovat kaikkien tarkasteltujen annossuureiden osalta keskimääräistä suurempia. Laitteen A kohdalla annoksen tilavuuskeskiarvo ja kokoriippuvainen annosarvio ovat keskimääräistä pienempiä, mutta annoksen ja pituuden tulo on kymmenyksen keskimääräistä suurempi.

Tulosten mukaan voidaan siis todeta, että laitteella C vatsan laskimovaiheen tutkimuksesta aiheutuvat annokset olivat selvästi pienimmät, noin kolmanneksen pienemmät koko otoksen mediaaniin verrattuna. Verrattaessa toteutuneita säteilyannoksia säteilyannoksiin vaikuttavien taustamuuttujien arvoihin, nähdään myös niiden viittaavan säteilyannosten pienuuteen kyseisen laitteen tapauksessa. Erityisesti tätä havaintoa tukee se, että kontrasti-kohinasuhde oli lähes kolmanneksen keskimääräistä pienempi eli kuvat selvästi keskimääräisesti kohinaisempia. Lisäksi aiemmin todetusti taustamuuttujista minimi ja maksimi mAs-arvot olivat kolmanneksen vähemmän kuin niiden koko otokselle lasketut mediaanit. Myös efektiivinen halkaisija ja kuvausalueen pituus olivat hieman mediaaniarvoja pienempiä ja kV-jakauma tasainen eli kyseisten muuttujien annosvaikutus oli neutraali tai lievästi laskeva.

Laitteella A säteilyannokset olivat tulosten mukaan keskimäärin toiseksi pienimmät, vaikkakin kuvanlaatu oli selvästi keskimääräistä parempi ja minimi mAs-arvo oli keskimääräistä suurempi. Taustamuuttujien osaltakaan ei juurikaan korostu muita yksittäisiä annosmääriä selittäviä tekijöitä. Huomion arvoista on se, että vaikka kyseisellä laitteella  $CTDI_{vol}$  ja SSDE saivat laitteisiin B, D ja E nähden pienemmät arvot, niin silti DLP-mediaani on koko aineiston toiseksi suurin. Osaltaan tähän vaikuttanee se, että laitteella A kuvausalueen pituudet olivat joukon suurimpia. Myös, vaikka annokset olivatkin keskimäärin toiseksi pienimpiä, olivat ne suuruudeltaan selvästi lähempänä laitteita B, D ja E kuin laitetta C, jolla oli koko joukon pienimmät annokset.

Tulosten pohjalta voidaan todeta, että laitteilla B, D ja E tarkasteltavan kuvausprotokollan mukainen tutkimus aiheutti suurimmat annokset muihin tässä tutkimuksessa mukana oleviin laitteisiin verrattuna. Annoserojen merkitsevyydestä ei kuitenkaan voida käytävissä olevin menetelmin tehdä päätelmiä.

Laitteilla B ja E säteilyannoksen suuruuteen viittaavat myös taustamuuttujia koskevat havainnot, sillä taustamuuttujien arvoilla on laitteen E kuvanlaatua ja kummankin lait-



teen kV-jakaumaa lukuun ottamatta annosta nostava vaikutus. Erityisesti teknisestä toteutuksesta johtuvat kuvausarvot mutta myös mahdollisesti potilasmateriaalista johtuva kuvatun alueen pituus voivat nostaa kyseisten laitteiden säteilyannoksia. Mielenkiintoista on se, että vaikka laitteiden B ja E annokset ja suurin osa taustamuuttujista eivät juurikaan poikkea toisistaan, niin silti kuvanlaadun osalta laitteilla B ja E on kuitenkin täysin päinvastaiset vaikutukset säteilyannoksen kannalta. Laitteella B määritetty keskimääräinen CNR-arvo tukee annoksen suuruutta poikkeaman ollessa +33,0 % koko joukon mediaaniin nähden, kun taas laitteella E kuvanlaatu on koko joukon alhaisin vastaavan poikkeaman ollessa -31,5 %.

Laitteella D säteilyannokset olivat edellä mainitusti laitteiden B ja E kaltaisesta melko suuria muihin vertailtaviin laitteisiin nähden. Potilastutkimusaineistosta ei kuitenkaan nouse selvää syytä säteilyannosten suuruudelle, sillä kaikki taustamuuttujat kV-jakaumaa lukuun ottamatta olivat muihin laitteisiin verrattuna tulokseltaan sellaisia, että ne vaikuttavat annokseen laskevasti.

Yhteenvedona todettakoon, että laitteella C saatiin selvästi pienimmät säteilyannokset. Tarkasteltujen taustamuuttujien (potilaan halkaisija, kuvausalueen pituus, kuvausarvot, kuvanlaatu) voitaneen teoriassa esitettyjen annosvaikutusten osalta todeta tukevan tätä havaintoa, joskaan yhteisvaikutuksia ei ole tarkasteltu. Myös laitteella A annokset olivat pääasiassa keskimääräistä alhaisempia, vaikkakaan taustamuuttujista ei korostu selkeitä annoksen pienuutta selittäviä tekijöitä. Laitteiden B, D ja E osalta annokset olivat hieman keskimääräistä suurempia, mutta kyseisten laitteiden välisten annoserojen merkisyydestä ei voida tehdä päätelmiä. Laitteiden B ja E osalta taustamuuttujien voitaneen teoriaan tukeutuen todeta tukevan pääasiassa kyseisten laitteiden annosten suhdetta koko joukon keskimääräisiin annoksiin. Kyseisten laitteiden kohdalla erikoista on kuitenkin se, että vaikka annokset ovat suunnilleen samaa luokkaa ja taustamuuttujien annosvaikutukset pääasiassa saman suuntaisia ja suuruisia, niin kuvanlaadut ovat päinvastaiset. Laitteella D annokset olivat niin ikään keskimääräistä suurempia, vaikka taustamuuttujien perusteella olisi pääteltävissä päinvastaista kV-jakaumaa lukuun ottamatta.

### 8.1.2 Laitetekninen aineisto

Verrattaessa TT-laitteiden teknisten ominaisuuksien mahdollisia vaikutuksia potilaan saamaan säteilyannokseen on huomioitava, ettei kaikkia ominaisuuksia ole mahdollista vertailla suoraan eri valmistajien laitteiden kesken johtuen erilaisista teknisistä toteutuksista. Lisäksi on pidettävä mielessä, että eri tekijät muodostavat laajan vaikutusten verkon, jossa yksittäisten ominaisuuksien vaikutuksista kokonaisuuteen ei voida tehdä vahvoja johtopäätöksiä ilman asianmukaisia kokeellisia tutkimuksia. Tämän tutkimuksen puitteissa voimme pohtia tutkittujen laitteiden yksittäisten ominaisuuksien mahdollisia vaikutuksia annokseen, mutta ominaisuuksien todellisista vaikutuksista tai yhteisvaikutuksista ei ole mahdollista tehdä johtopäätöksiä. On myös huomioitava, että potilaan annoksen kannalta optimaalinen tekniikka ei välttämättä tarkoita optimaalista kuvanlaatua (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 77–78).

Tässä esitettävä laiteteknisten tulosten tarkastelu käsittelee tuloksia vain sillä tarkkuudella, kuin laiteteknisiä tietoja on ollut mahdollista raportoida julkisesti, ilman että tiettyjä ominaisuuksia liitetään tiettyihin laitteisiin. Tietoja, joita ei raportoitu ollenkaan julkisesti, olivat AEC-menetelmä, ilmaisimen nimi ja materiaali, näytettävä kuvanlaatuindikaattori, sähkömäärän tai putkivirran maksimiarvo, kuvauksen ajoitustekniikka suhteessa varjoainebolukseen, sekä rekonstruktioalgoritmin tiedot. Yksityiskohtainen tulosten tarkastelu koskien laiteteknistä aineistoa, sisältäen myös edellä listattujen tietojen tarkastelun, esitetään liitteessä 7, joka ei ole julkinen.

**Suodatuksen** osalta kaikilta laitteilta saatiin tieto HVL-arvosta alumiinivastaavuuksina putkijännitteillä 100 kV ja 120 kV. Jännitteellä 100 kV laitteiden HVL-arvot vaihtelivat välillä 6,6–7,6 mm Al ja jännitteellä 120 kV arvot olivat välillä 7,6–8,9 mm Al. Suodatus pienentää potilaan saamaa annosta poistamalla säteilykeilasta matalan energian säteilyä, joka muuten vain absorboituisi potilaaseen (Romans 2011, 169), joten pelkkää suodatusta tarkastellessa laite, jossa on suurin suodatus, pienentää teoriassa annosta eniten. Suodattimien materiaali- ja muototietojen puuttuessa suodatuksen kokonaisvaikutusta on kuitenkin hankala arvioida.

**Adaptiivinen kollimointi** oli kolmessa laitteessa viidestä. Koska kyseisellä tekniikalla on mahdollista pienentää potilaan saamaa annosta vatsan alueen tutkimuksissa noin 6 % (Christner ym. 2010, 49), tämän tekniikan olemassaolo on ehdottomasti eduksi näille kolmelle laitteelle.

Tieto **ilmaisimen geometrisesta tehokkuudesta** saatiin vain kolmen laitteen osalta ja se oli kyseisissä laitteissa välillä 70–72 %. Neljästä laitteesta saatiin tieto **ilmaisimen absorptiotehokkuudesta** ja niissä kaikissa se oli 98–99 %. Kummankin tehokkuusarvon tapauksessa suurempi lukema vaikuttaa annosta pienentävästi, sillä suuri geometrinen tehokkuus tarkoittaa vähemmän potilaan läpäisyn jälkeen hukkaan menevää säteilyä (AAPM 2008, 15–16) ja suuri absorptiotehokkuus kertoo ilmaisimen vaativan vähemmän potilaan läpäisevää säteilyä tuottaakseen hyvän kuvan (Romans 2011, 169). Kummankin tehokkuusarvot olivat kuitenkin laitteiden kesken hyvin lähellä toisiaan, joten todennäköisesti ne eivät itsessään muodosta suuria eroja potilaiden saamiin annoksiin laitteiden välillä.

Kolmessa laitteessa viidestä oli käytössä **automaattinen putkijännitteen (kV) valinta**. Muilla kahdella laitteella jännitettä säädettiin tarvittaessa manuaalisesti potilaan koon mukaan, millä on mahdollista saavuttaa sama hyöty annoksen pienentämisen kannalta kuin automaattisella jännitteen valinnallakin. Tekniikan olemassaolosta sinänsä ei siis ole mahdollista tehdä päätelmiä sen vaikutuksesta annokseen, vaan lisäksi täytyisi tietää, kuinka hyvin tekniikka osaa ehdottaa sopivimpia kV-arvoja eri tilanteissa ja tekeekö se sen paremmin kuin käyttäjä säätäessään arvoa manuaalisesti. Jos tekniikka kuitenkin toimii hyvin ja ehdottaa riittävän herkästi sopivassa tilanteessa etenkin matalampaa putkijännitettä, saattaa se auttaa säteilyannoksen pienentämisessä, sillä Romansin (2011, 171) mukaan matalampi putkijännite johtaa pienempään säteilyannokseen, jos muut tekijät pidetään vakiona. Käytännössä kuitenkin, jos putkijännitettä on esimerkiksi tarvetta nostaa suurikokoisen potilaan kohdalla, kompensoidaan siitä aiheutunutta annoksen kasvua esimerkiksi pienentämällä putkivirtaa (Romans 2011, 176), jolloin pelkän putkijännitteen vaikutus annokseen ei ole niin suuri, kuin voisi olettaa.

Laitteiden kuvauksessa käyttämät **leikepaksuudet** vaihtelivat välillä 0,6–1,0 mm. Useita vierekkäisiä leikkeitä kuvattaessa ohuet leikkeet aiheuttavat enemmän annosta potilaalle kuin paksummat, johtuen säteilyn sironnasta ja ohuiden leikkeiden vaatimasta suuremmasta säteilyn määrästä (Romans 2011, 169, 176). Tästä voidaan päätellä, että

laite, jossa on suurin nimellinen leikepaksuus (1,0 mm), on annoksen pienentämisen kannalta tämän tekijän suhteen optimaalisin.

Kaikilla laitteilla kuvattiin vatsan laskimovaiheen tutkimukset helikaalikuvauksena, joten kaikilta laitteilta kirjattiin **pitch-arvo**. Laitteiden pitchit asettuivat välille 0,891–1,375. Jos AEC ei ole käytössä, säteilyannos pienenee pitchiä kasvattamalla, mutta AEC:tä käytettäessä suurempi pitch vaikuttaa vain kuvausaikaa lyhentävästi (Kaijaluoto 2016, 11–12). Koska kaikki tutkitut laitteet käyttivät AEC:tä, ei pitchillä todennäköisesti ollut vaikutusta säteilyannosten eroihin. Kuitenkin kuvausnopeuden kannalta suuren pitchin voidaan nähdä olevan laitteille eduksi.

Tutkituilla laitteilla **fokus-isosentriettäisyys** vaihteli välillä 53,9–62,56 cm. Katadan (2001) mukaan pitkä fokus-isosentriettäisyys vaikuttaa säteilyannosta pienentävästi, jolloin potilaan säteilyannoksen kannalta optimaalisin laite olisi se, jolla etäisyys oli pisin.

**Kuvattavan alan koko, SFOV** tulisi olla määritelty niin, että potilaan ääriiviivat mahduttavat kokonaan sen sisälle kuvavirheiden välttämiseksi (Kaijaluoto 2016, 10), mutta toisaalta SFOV:n tulisi kuitenkin olla rajattu lähelle potilaan ääriiviivoja potilaan ympärillä siroavan ja mahdollisesti annosta lisäävän säteilyn vähentämiseksi (AAPM 2008, 13). Kaikissa viidessä tutkitussa laitteessa SFOV oli sama, 50 cm. Tutkimuksessa käytettyjen mukaanottokriteerien perusteella kaikki potilastutkimusaineiston potilaat olivat halkaisijaltaan alle 40 cm, mutta koska mitta otettiin kuvausalueen keskivaiheilta, mikä ei välttämättä ollut potilaan levein kohta, ei voida olla varmoja, kuinka lähellä potilaiden ääriiviivat todellisuudessa olivat 50 senttimetrin SFOV:n rajoja. Kuitenkin koska SFOV oli kaikissa laitteissa sama, sillä ei todennäköisesti ollut vaikutusta laitteiden välillä esiintyneisiin eroihin säteilyannoksissa.

**Säteilykeilan nimellinen leveys** vaihteli laitteissa välillä 38,4–80,0 mm, joten levein keila oli suurin piirtein kaksinkertainen kapeimpaan keilaan verrattuna. Kapeammalla keilan leveydellä aktiivisen ilmaisinalueen yli suuntautuu suhteellisesti enemmän siroavaa säteilyä, joka ei osallistu kuvan muodostamiseen, mutta on jo antanut osansa potilaan säteilyannokseen (Romans 2011, 169–170). Tämän perusteella säteilykeilan olisi suositeltavaa olla mahdollisimman leveä ja suurimmalla keilanleveydellä varustettu laite olisi siis optimaalisin annoksen pienentämisen kannalta. Leveämmän keilan etuna on

myös nopeampi kuvausaika, sillä sitä käytävä laite kuvaa samassa ajassa kaksinkertaisesti leveämmän alueen kuin puolet kapeampaa keilaa käyttävä laite.

**Z-suunnan geometrisen tehokkuuden** tiedot saatiin neljästä laitteesta. Saadut arvot riippuivat kuvausarvoista (kV, mAs ja säteilykeilan leveys) sekä fokuksipisteen koosta ja vaihtelivat välillä 76,0–93,7 %. Potilaan annoksen kannalta suurempi z-suunnan geometrisen tehokkuus on parempi (Lewis 2005, 2), joten suurimman tehokkuusprosentin omaava laite on tämän ominaisuuden suhteen optimaalisin. On kuitenkin huomioitava, etteivät tehokkuusarvot välttämättä ole täysin vertailukelpoisia riippuessaan kuvausarvoista, ja koska eri laitevalmistajat ilmoittivat tehokkuusarvot eri tavoin, on niiden tulokinnassa saattanut tapahtua virheitä, mikä laskee tehokkuusarvojen vertailun luotettavuutta.

**Rekonstruktio menetelmänä** kaikissa laitteissa oli iteratiivinen rekonstruktio, mutta menetelmien tekninen toteutus kuitenkin vaihteli laitteiden valmistajista riippuen. Iteratiivinen rekonstruktio pienentää annosta kuvanlaadun parantumisen kautta (Merimaa 2012, 15), joten sen olemassaolo oli kaikille laitteille eduksi. Kuitenkin menetelmän ollessa yleisellä tasolla kaikilla laitteilla sama, ei sen vaikutuksesta annoseroihin laitteiden välillä voida tehdä päätelmiä suuntaan tai toiseen perehtymättä menetelmien yksityiskohtiin.

Kultakin laitteelta saatiin **annosnäytön virhearvot** niille putkijännitteille, joita laitteilla käytettiin potilastutkimusaineiston tutkimuksissa: kolmen laitteen osalta virhearvot saatiin jännitteille 100 kV ja 120 kV, yhdeltä vain jännitteelle 100 kV ja yhdeltä vain jännitteelle 120 kV. Putkijännitteellä 100 kV laitteiden annosnäytöt näyttivät 0,2–5,0 % liian vähän (N = 4) ja 120 kV:lla annosnäyttöjen virheet vaihtelivat välillä 7 % liian vähän ja 3 % liikaa (N = 4). Luvut paljastavat, että suurimmaksi osaksi laitteet näyttivät todellisuutta pienempää annosta. STUKin (2014b, 3) asettaman hyväksyttävyyssvaatimuksen mukaan annosnäytön virhe saa olla maksimissaan 25 %, joten voidaan todeta, että kaikilla laitteilla ja putkijännitteillä virheet olivat kuitenkin reilusti hyväksyttävyyssvaatimuksen sisällä. Tutkimuksessa määritetyt säteilyannokset on korjattu virhearvoihin perustuvilla korjauskertoimilla, joten virheiden vaikutus on eliminoitu raportoiduista annoksista.

Yhteenvetona teorian pohjalta voidaan sanoa, että vatsan laskimovaiheen TT-tutkimuksessa potilaan säteilyaltistuksen kannalta optimaalisin mahdollinen laite – eli joka tuottaisi mahdollisimman pienen annoksen potilaalle – edellä käsiteltyjen ominaisuuksien suhteen olisi sellainen, jossa olisi suuri suodatus, adaptiivinen kollimointi, ilmaisimella suuri geometrinen ja absorptiotehokkuus, hyvin toimiva automaattinen kV:n valinta, suuri nimellinen leikepaksuus, suuri pitch, pitkä fokus-isosentriettäisyys, sopivan kokoinen SFOV, suuri säteilykeilan nimellinen leveys, suuri z-suunnan geometrinen tehokkuus, iteratiivinen rekonstruktio menetelmä ja annosnäytön olisi suositeltavaa näyttää mahdollisimman tarkasti todellista annosta. Lisäksi niiden ominaisuuksien osalta, joita ei raportoitu julkisesti, olisi teorian perusteella optimaalisimmassa laitteessa oltava hyvin toimiva AEC-menetelmä, oikein valittu kuvanlaatuindikaattorin arvo, matala sähkömäärän maksimi-arvo, varjoaineen ja kuvauksen välisenä ajoitustekniikkana vakioviive, sekä oikein valittu rekonstruktioalgoritmi. Jos kuitenkin mahdollisimman pienen annoksen lisäksi vaatimuksena olisi optimaalinen kuvanlaatu, muuttuisi tilanne merkittävästi, eivätkä kaikki edellä mainitut ominaisuudet enää olisikaan kokonaisuuden kannalta optimaalisimpia.

Laitteiden väliset erot säteilyannoksissa saattavat osittain selittyä edellä tarkastelluissa teknisissä ominaisuuksissa esiintyneiden erojen kautta. Mikään tutkituista laitteista ei kuitenkaan ollut annosvaikutuksen kannalta tarkasteltuna kaikkien ominaisuuksien suhteen mahdollisimman optimaalinen vaan jokainen oli osassa ominaisuuksista optimaalisempi kuin muut ja osassa vähemmän optimaalinen kuin muut. Yksityiskohtaiset laitekohtaiset tulokset ja päätelmät ominaisuuksien mahdollisista vaikutuksista säteilyannoksiin esitetään ei-julkisissa liitteissä 6 ja 7.

## 8.2 Opinnäytetyön eettisyys ja luotettavuus

Tutkimuksen luotettavuutta mitataan validiteetilla ja reliabiliteetilla. Validiteetti tarkoittaa tutkimuksen pätevyyttä eli sitä, mitataanko niitä asioita, joita on tarkoituskin mitata (Virtuaali ammattikorkeakoulu 2007b; Kvantitatiivisten menetelmien tietovaranto 2008). Validiteettia voidaan tarkastella sekä yksittäisen mittarin että tutkimuksen kokonaisvaliditeetin osalta (Kvantitatiivisten menetelmien tietovaranto 2008). Validiteettitarkastelu voidaan jakaa esimerkiksi sisäisen ja ulkoisen validiteetin tarkasteluun. Sisäinen validiteetti tarkoittaa sitä, että tulokset aiheutuvat niistä tekijöistä, joiden oletetaan-

kin vaikuttavan niihin. Validiteettia alentavat muun muassa mittauskertojen välillä tulokseen vaikuttavien asioiden muutokset, mittarissa tapahtuneet muutokset, mittarin epätarkkuus sekä otoksen vinous ja esiintyvä kato. Ulkoinen validiteetti tarkoittaa puolestaan tulosten yleistettävyyttä eli sitä, missä populaatiossa ja asetelmassa tulokset ovat voimassa ja kuinka perusjoukko on edustettuna. (Virtuaali ammattikorkeakoulu 2007b.)

Vastaavasti reliabiliteetti tarkoittaa tutkimuksen luotettavuutta (Kvantitatiivisten menetelmien tietovaranto 2008) ja sitä tarkastellaan yleensä kvantitatiivisen tutkimuksen yhteydessä (Virtuaali ammattikorkeakoulu 2007a). Reliabiliteetilla tarkastellaan mittarin tai menetelmän luotettavuutta toistettavuuden näkökulmasta eli ovatko tulokset satunnaisuudesta riippumattomia (Virtuaali ammattikorkeakoulu 2007a). Mittari on reliaabeli, kun olosuhteet ja satunnaisvirheet eivät vaikuta tulokseen. Reliabiliteettiin liittyy olennaisesti stabiliteetti, joka kuvaa pysyvyyttä ajan suhteen. (Kvantitatiivisten menetelmien tietovaranto 2008.) Reliabiliteettia voidaan tarkastella myös tulosten tarkkuuden osalta, jolloin reliabiliteettia voidaan parantaa havainnoimalla asioita useaan kertaan. Reliabiliteettia lisää myös tarkastelun objektiivisuus. Virheelliset mittavälineet, satunnaisvirheet ja tulosten väärä tulkinta johtavat alhaiseen reliabiliteettiin. Reliabiliteetin arviointi on tärkeää, jotta voidaan arvioida sen vaikutuksia. Vaikka tutkimus ei olisikaan pätevä eli validi, voi se silti olla luotettava eli reliaabeli. On siis mahdollista päätyä tuloksiin, jotka ovat luotettavia, mutta eivät kuitenkaan vastaa niihin asioihin, joista tutkimuksella haluttiin tietoa. (Virtuaali ammattikorkeakoulu 2007a.)

Taanilan (2014, 1) mukaan aineistonkeruu on suoritettava suunnitelmallisesti haluttaessa luoda todenmukaista ja luotettavaa tietoa. Opinnäytetyön toteutus ja aineistonkeruu pohjautuivatkin ennen opinnäytetyön aloittamista laadittuun tutkimussuunnitelmaan. Lisäksi tutkimusta varten laaditut tiedonkeruulomakkeet perustuivat teoriatietoon, jonka osalta kiinnitettiin huomiota tiedon ajantasaisuuteen, lähdemateriaalin luotettavuuteen ja lähdemerkintöjen oikeellisuuteen. Lomakkeiden laadintavaiheessa asiat, joista haluttiin tietoa, operationalisoitiin eli muutettiin mittareiksi (Kvantitatiivisten menetelmien tietovaranto 2007), joilla on kerättävissä niitä tietoja, joita on tarkoituskin kerätä. Lomakkeita ei esitettävä, mutta ne käytettiin kahdesti yhteistyökumppanin edustajalla kommentoitavana. Näin varmistettiin se, että kaikki tarvittavat tiedot tulee kerätyksi aineiston analysointia varten.

Ennen aineistonkeruun aloittamista haettiin tutkimuslupa. Tutkimuksen eettisyyttä tukee myös se, että potilastutkimusaineisto oli anonymisoitu ja se sisälsi vain potilaiden taustatietoja sekä tutkimuksen aiheuttamaan annokseen ja kuvanlaatuun liittyviä tietoja. Potilaat eivät ole siten tunnistettavissa aineistosta. Potilastutkimusaineiston opinnäytetyöntekijät saivat yhteistyökumppanin edustajan keräämänä, jolloin opinnäytetyöntekijät eivät päässeet käsiksi potilastietoihin, ja potilaiden tietosuojaa säilyi. Myöskään tutkimuksessa mukana olevat laitteet kuten myöskään laitevalmistajat ja laitteiden sijaintipaikat eivät ole julkisessa raportissa tunnistettavissa, sillä kyseiset laitteet on nimetty kirjaimin A–E. Yhteistyökumppani saa opinnäytetyön hyväksymisen jälkeen tietoonsa, mikä kirjain vastaa mitään laitetta, jotta pystyy tulkitsemaan tuloksia oikein.

Aineistonkeruun yhteydessä kirjattiin ylös potilastutkimusten tutkimuspäivämäärät sekä laiteteknisen aineiston osalta tietojenkeruupäivämäärät. Näin ollen on jälkikäteen todennettavissa, millä aikavälillä tulokset ovat valideja. Samalla varmistettiin, ettei opinnäytetyöhön sisällytettyjen TT-tutkimusten välissä kuten myöskään kyseisten tutkimuspäivämäärien ja laiteteknisen aineiston tiedonkeruupäivämäärien välissä ole tehty potilaiden annokseen vaikuttavia laitepäivityksiä. Tämä takaa tulosten keskinäisen vertailukelpoisuuden.

Potilastutkimusaineiston sisältö tarkistettiin sen jälkeen, kun yhteistyökumppani oli lähettänyt sen opinnäytetyöntekijöille. Aineistossa havaittujen satunnaisten virheiden korjauttaminen yhteistyökumppanilla paransi tutkimuksen reliabiliteettia. Lisäksi sen tarkistaminen, että mukaanottokriteerit täyttyivät kaikilta osin eikä katoa siten ilmennyt, paransi tulosten validiteettia. Toisaalta mukaanottokriteerien mukaisten muuttujien jakaumaan eli otoksen edustavuuteen tai vinoumaan ei kiinnitetty tutkimuksessa huomiota. Potilastutkimusaineistoon on voinut jäädä kirjausvirheitä, joita silmämääräisellä tarkistamisella ei ollut mahdollista havaita. Kerätyn aineiston reliabiliteettia parantaa kuitenkin se, että se on kerätty objektiivisesti, sillä kerättävistä muuttujista johtuen tulosten ei pääsääntöisesti ole mahdollista riippua kerääjän tulkinnasta.

Edellä mainituista kommenttikierroksista huolimatta joihinkin laiteteknisen aineiston tiedonkeruulomakkeen kohtiin saatiin tietoja ilmoitettuna muina suureina, kuin lomakkeella pyydettiin, koska vasta aineistonkeruuvaiheessa laitteiden tekniikkaan tarkemmin tutustussa oli mahdollista havaita, etteivät kaikki laitevalmistajat ilmoita kyseisiä tietoja samoilla suureilla. Tämä heikensi tiedonkeruun validiteettia. Näiden kohtien osalta



kaikki tarvittavat tiedot kuitenkin saatiin kerättyä sekä tarvittaessa muutettua toiseksi suureksi. Raportointivaiheessa tietojen nimitykset ja suuret muutettiin vastaamaan paremmin saatuja ja raportoitavia tietoja.

Laiteteknistä aineistoa kerätessä tiedonantajien ja kirjaajien puhekielessä käyttämässä termeissä on voinut esiintyä virheellisiä nimityksiä, mitä kuitenkin pyrittiin minimoimaan kirjaamalla kaikki mahdolliset tiedot suoraan laitteiden konsoleilta tai laitevalmistajien kirjallisista materiaaleista. Eri laitevalmistajien käyttämät erilaiset nimitykset saattoivat myös aiheuttaa virheitä tulkittaessa laiteteknistä aineistoa ja verrattaessa eri valmistajien ominaisuuksia keskenään. Tällaisten virhetulkintojen minimoimiseksi opinnäytetyöntekijät käyttivät sanastoa (AAPM 2012a), jossa on listattu eri valmistajien eri ominaisuuksista käyttämiä nimityksiä, mikä osaltaan lisää tulosten reliabiliteettia. Useista selvittelyistä huolimatta osa laiteteknisistä tiedoista jäi kuitenkin puuttumaan joidenkin laitteiden osalta. Tietojen puute ja joidenkin eri laitevalmistajien tekniikoiden erilaisuudet heikensivät mahdollisuuksia verrata teknisiä ominaisuuksia laitteiden välillä sekä sen seurauksena kokonaisuudessaan vertailun reliabiliteettia.

Potilastutkimusaineiston käsittelyvaiheessa potilaille laskettiin efektiivinen halkaisija, jota pidetään teorian mukaan tarkimpana menetelmänä SSDE-määrittystä varten (Boos 2015, 1). Potilaiden poikkileikkausten määrittämisen epätarkkuus vaikuttaa kuitenkin potilaiden efektiivisten halkaisijoiden laskentatarkkuuteen. Poikkileikkausmitta on otettu kuvapakan puolivälistä, jolloin kuvapakan alku- ja loppukohta vaikuttavat poikkileikkauksen mittaushetkeen eikä mittaa ole välttämättä otettu jokaiselta potilaalta anatomisesti samasta kohdasta. Tämä voi aiheuttaa systemaattista virhettä ja vaikuttaa tulosten vertailukelpoisuuteen efektiivisen halkaisijan osalta. Myös potilaan vartalon muoto vaikuttaa tulokseen.

Tulosten luotettavuuden parantamiseksi potilastutkimusaineiston käsittelyvaiheessa huomioitiin annosnäyttöjen virheet. Lisäksi CNR-laskennassa huomioitiin leikepaksuuden vaikutus kohinaan, mutta ei muiden säteilymäärään vaikuttavien muuttujien vaikutusta. TT-lukujen luotettavuutta voi kuitenkin heikentää esimerkiksi potilaalla olevat sairaudet, jotka vaikuttavat elimistä mitattaviin TT-lukuihin. Tulosten osalta tarkasteltiin mediaaneja, koska mediaani ei ole yhtä herkkä ääriarvoille kuin keskiarvo (Tilastokeskus 2017).

Numeerista potilastutkimusaineistoa käsiteltiin Excelin ja Tixelin avulla huolellisesti. Laskut tehtiin Excelissä kaavoja ja soluviittauksia hyödyntäen, mikä vähensi satunnaisen lasku- ja näppäilyvirheiden mahdollisuutta. Numeeriset tulokset tarkistettiin kertaalleen pistokoemaisesti eikä virheitä havaittu. Laiteteknistä aineistoa ei ollut tarvetta käsitellä tilastollisesti, mutta myös sen kohdalla kiinnitettiin huomiota huolellisuuteen tietojen kirjaamisessa, siirtämisessä tiedostojen välillä ja raportoinnin täsmällisyydessä. Aineistonkeruu ja analysointi on kirjoitettu auki mahdollisimman tarkasti, jotta tutkimus olisi toistettavissa.

Tulokset on raportoitu mahdollisimman huolellisesti eikä tuloksia ole pyritty yleistämään, sillä tulokset eivät ole ajan suhteen stabiileja, vaan ne ovat voimassa tarkastellussa näytteessä niin kauan kuin laitteiden ominaisuudet pysyvät samoina. Lisäksi tulokset ovat valideja pelkästään tarkastellun tutkimusprotokollan osalta. On myös huomattava, että tämän tutkimuksen puitteissa ei ollut mahdollista, eikä edes tavoitteena, tehdä luotettavia yksiselitteisiä johtopäätöksiä tai vertailuja laiteteknisten ominaisuuksien todellisista vaikutuksista potilaan annokseen tai ominaisuuksien yhteisvaikutuksista. Sekä potilastutkimusaineiston että laiteteknisen aineiston tulosten osalta pystyttiin tämän opin- näytetyön puitteissa tarkastelemaan vain yksittäisiä ominaisuuksia erillään toisistaan sekä spekuloidaan niiden mahdollista vaikutusta säteilyannokseen.

Opinnäytetyö sisältää luottamuksellisia liitteitä, jotka on poistettu julkisesta raportista. Työn tekemisen aikana luottamukselliset tiedot on säilytetty salasanan takana. Opinnäytetyön hyväksymisen jälkeen luottamukselliset liitteet lähetetään yhteistyökumppanille ja tutkimusaineistot sekä kaikki materiaalit, joissa yhdistetään tietty laite tiettyyn kirjaimen, hävitetään opinnäytetyöntekijöiden hallusta asianmukaisesti.

### **8.3 Oma oppimiskokemus**

Tämä opinnäytetyö kokonaisuudessaan kehitti tietojamme ja taitojamme kvantitatiivisen tutkimuksen saralla. Meillä kummallakin oli siitä jo aiempaa kokemusta, mutta koska jokainen tutkimus on aina hieman erilainen muihin verrattuna, opettaa jokainen tutkimus tekijälleen jotakin uutta. Tätä työtä tehdessä saimme harjoitusta etenkin sopivien teorialähteiden etsimisessä ja läpi käymisessä, käsitteiden määrittelyssä, aineistonkeruun suunnittelussa ja toteuttamisessa, aineiston käsittelyssä, raportoinnissa ja aineis-

toon perustuvien päätelmien tekemisessä. Samalla työn ennalta arvaamaton laajuus opetti meitä hallitsemaan suuria kokonaisuuksia sekä tarvittaessa rajaamaan tehtävää tutkimusta.

Opinnäytetyön aihe oli meidän kummankin mielestä erittäin kiinnostava ja työtä tehdessä opimme siitä paljon. Tietomme karttuivat etenkin tietokonetomografian tekniikan, TT-tutkimusten aiheuttamien säteilyannosten ja niitä mittaavien suureiden, sekä TT-tutkimuksissa potilaan säteilyaltistukseen vaikuttavien tekijöiden osalta. Suuren osan käyttämistämme tietolähteistä ollessa englanninkielisiä, kehittyi myös englannin kielen taitomme ammattisanaston osalta.

Opinnäytetyötä tehdessä kehittyivät myös yhteistyö- ja neuvottelutaitomme sekä työstäessämme raporttia parityöskentelynä että ollessamme yhteydessä yhteistyökumppaniin. Lisäksi saimme kokemusta tutkimusprojektin aikataulutuksesta ja siitä, minkälaiset seikat saattavat vaikeuttaa aikataulussa pysymistä.

Kaiken kaikkiaan opinnäytetyön tekeminen auttoi meitä ammatillisessa kasvussa ja antoi esimerkiksi tiedonhankintataitojen kehittymisen myötä valmiuksia jatkuvaan itsemme kehittämiseen, mitä röntgenhoitajan työ itsessäänkin vaatii. Toivottavasti pystymme myös hyödyntämään opinnäytetyöprosessin aikana kerryttämäämme tietovarastoa käytännön työssä röntgenhoitajina.

#### **8.4 Jatkotutkimusehdotukset**

Tässä työssä tarkasteltiin TT-laitteiden säteilyannoksia ja niihin vaikuttavia tekijöitä retrospektiivisen, potilastutkimuksiin perustuvan tutkimusasetelman kautta. Tutkimuksen perustuminen jo tehtyihin potilastutkimuksiin aiheuttaa rajoitteita tarkasteltavien taustatekijöiden suhteen, sillä tietoa voitiin kerätä vain niistä asioista, jotka olivat selvittävissä jälkikäteen. Jatkotutkimuksena ehdotetaan tehtäväksi sama tutkimus retrospektiivisen tutkimusasetelman sijaan siten, että aineistoa kerätään reaaliaikaisesti TT-tutkimusten aikana, jolloin olisi mahdollista huomioida sellaiset merkittävät annokseen vaikuttavat tekijät, joita ei voida selvittää helposti jälkikäteen. Näitä ovat esimerkiksi potilaan keskityksen sekä potilaan painon ja pituuden huomioiminen sekä todellisen kohinatason mittaaminen kuva-arkiston sijaan suoraan konsolilta. Painon huomioiminen

voi nostaa tulosten luotettavuutta, sillä myös STUK on asettanut painorajat verrattaessa säteilyannoksia vertailutasoihin.

Reaaliaikaisella aineistonkeruulla toteutettava tutkimus voitaisiin tehdä myös pään alueen TT-tutkimuksiin perustuvana, jolloin potilaista riippuvat annokseen vaikuttavat muuttujat vähenevät. Tällöin saataisiin luotettavampaa tietoa eri laitteiden aiheuttamista säteilyannoksista kuten myös eri laiteteknisten tekijöiden vaikutuksista säteilyannoksiin ja tutkimuksen luotettavuus paranisi.

Tämän tutkimuksen perusteella ei ollut mahdollista arvioida luotettavasti ja yksiselitteisesti erilaisten laiteteknisten ominaisuuksien vaikutuksia säteilyannoksiin. Siksi jatkotutkimuksena ehdotetaan myös tehtäväksi kokeellinen fantomitutkimus, jossa kontrolloitujen kokeellisten tutkimusasetelmien kautta tutkittaisiin eri ominaisuuksien vaikutuksia annokseen vatsan alueen TT-tutkimuksessa joko yhdellä tai useammalla TT-laitteella. Vaikutuksia olisi hyödyllistä tutkia sekä yksitellen, ominaisuus kerrallaan, että myös ominaisuuksien yhteisvaikutuksien kautta, jolla saataisiin tietoa siitä, miten annos muuttuu todellisissa käyttötilanteissa, joissa toisinaan muutetaan useampaa parametria yhtä aikaa.

## 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 18.1.2017. [http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_96.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf)

AAPM. 2011. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report #204. American Association of Physicists in Medicine. College Park, MD, USA. Luettu 22.10.2016. [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_204.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf)

AAPM. 2012a. AAPM CT Lexicon, version 1.3. Luettu 10.8.2017. <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/CTTerminologyLexicon.pdf>

AAPM. 2012b. AAPM Position Statement on the Use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT Scanning. Policy PP 26-A. Luettu 12.3.2017. <http://www.aapm.org/publicgeneral/BismuthShielding.pdf>

ACOG. 2016. Guidelines for Diagnostic Imaging During Pregnancy and Lactation. Committee opinion No. 656. American College of Obstetricians and Gynecologists. *Obstet Gynecol* 127 (75–80).

Alkadhi, H., Stolzmann, P., Desbiolles, L., Baumueller, S., Goetti, R., Plass, A., Scheffel, H., Feuchtner, G., Falk, V., Marincek, B. & Leschka, S. 2010. Low-dose, 128-slice, Dual-source CT Coronary Angiography: Accuracy and Radiation Dose of the High-pitch and the Step-and-shoot Mode. *Heart* 2010; 96, p. 933–938.

Anam, C., Haryanto, F., Widita, E., Arif, I. & Dougherty, G. 2016. Automated Calculation of Water-equivalent Diameter (Dw) Based on AAPM Task Group 220. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 17 (4), 320–333.

Angel, E. 2012a. AIDR 3D Iterative Reconstruction: Integrated, Automated and Adaptive Dose Reduction. White Paper. Luettu 8.9.2017. <https://medical.toshiba.com/download/aidr-3d-wp-aidr-3d>

Angel, E. 2012b. SureExposure – Low Dose Diagnostic Image Quality. Luettu 8.9.2017. <https://medical.toshiba.com/download/aidr-3d-wp-sure-exposure>

Bauhs, J. A., Vrieze, T. J., Primak, A. N., Bruesewitz, M. R. & McCollough, C. H. 2008. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. *Radiographics* 28 (1), 245–253.

Behcet, A., Ercan, S., Zengin, S., Davutoglu, C., Kilic, H. & Yigiter, R. 2013. Computed Tomography Scan Radiation Overdose: A Case Discussion of Recurrent Neurocardiogenic Syncope Underwent to 112 Brain Computed Tomography Scans in Three Years. *Science Journal of Public Health* 1 (1), 47–50.

Bell, L. A. 2016. Promoting Radiation Safety Protocols in Computed Tomography. *Radiologic Technology* 87 (3), 344–348.

Bly, R., Järvinen, H., Korpela, M., Tenkanen-Rautakoski, P. & Mäkinen, A. 2011. Estimated collective effective dose to the population from X-ray and nuclear medicine examinations in Finland. *Radiation Protection Dosimetry* 147 (1–2), 233–236.

Boos, J., Lanzman, R. S., Heusch, P., Aissa, J., Schleich, C., Thomas, C., Sawicki, L. M., Antoch, G. & Kröpil, P. 2015. Does Body Mass Index Outperform Body Weight as a Surrogate Parameter in the Calculation of Size-specific Dose Estimates in Adult Body CT? *The British Journal of Radiology* 89 (1059), 1–8.

Boos, J., Kröpil, P., Bethge, O. T., Aissa, J., Schleich, C., Sawicki, L. M., Heinzler, N., Antoch, G. & Thomas, C. 2017. Accuracy of Size-Specific Dose Estimate Calculation from Center Slice in Computed Tomography. *Radiation Protection Dosimetry*, 1–12.

Bourne, M. 2017. Area Under a Curve by Integration. Päivitetty 24.8.2017. Luettu 8.9.2017. <https://www.intmath.com/applications-integration/2-area-under-curve.php>

Brenner, D. J. & Hall E. J. 2007. Computed Tomography – An Increasing Source of Radiation Exposure. *The New England Journal of Medicine* 357 (22), 2277–2284.

Brink, J. A. & Morin, R. L. 2012. Size-specific Dose Estimation for CT: How Should It Be Used and What Does It Mean? *Radiology* 265 (3), 666–668.

Brook, O. R., Gourtsoyianni, S., Brook, A., Siewert, B., Kent, T. & Raptopoulos, V. 2013. Split-Bolus Spectral Multidetector CT of the Pancreas: Assessment of Radiation Dose and Tumor Conspicuity. *Radiology* 269 (1), 139–148.

Carea. 2017. Tutkimuskuvaukset. Luettu 26.8.2017. <http://www.carea.fi/fi/Sairaalat%20ja%20palvelut/Kuvantaminen/Tutkimuskuvaukset/>

Carlton, R. R. & Adler, A. M. 2013. *Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science*. 5th edition. USA: Delmar Cengage Learning.

Chaudhary, V. & Bano, S. 2011. Imaging of the Pancreas: Recent Advances. *Indian Journal of Endocrinology and Metabolism* 15 (1), 25–32.

Christner J. A., Zavaletta, V. A., Eusemann, C. D., Walz-Flannigan, A. I. & McCollough, C. H. 2010. Dose Reduction in Helical CT: Dynamically Adjustable Z-axis X-ray Beam Collimation. *American Journal of Roentgenology* 194 (1), W49–W55.

Coursey, C. A. & Frush, D. P. 2008. CT and Radiation: What Radiologists Should Know. *Applied Radiology* 37 (3), 22–29.

Docrates. 2017. Tietokonetomografia (TT). Luettu 2.4.2017. <https://www.docrates.com/nain-hoidamme/kuvantaminen-ja-diagnoosi/tietokonetomografia-tt/>

Duodecim. 2014. Munuaisvaurio (akuutti). Luettu 26.8.2017. <http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suosituksset/suositus?id=hoi50081>

Eskelinen, S. 2016. Kreatiniini (P-Krea). Luettu 26.8.2017. [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=snk03121](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=snk03121)

- ESUR. 2012. Guidelines on Contrast Media 8.1. Luettu 12.9.2017. <http://www.esur.org/guidelines/>
- European Commission. 1999. Radiation Protection 109. Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. Luettu 3.1.2017. [https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/109\\_en.pdf](https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/109_en.pdf)
- European Commission. 2014. Radiation Protection No 180. Medical Radiation Exposure of the European Population. Part 1/2. Luettu 20.9.2017. <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/RP180.pdf>
- FDA. 2017. Computed Tomography (CT). Luettu 3.9.2017. <https://www.fda.gov/radiation-emittingproducts/radiationemittingproductsandprocedures/medicalimaging/medicalx-rays/ucm115317.htm>
- GE Healthcare. 2012. AutomA / SmartmA Theory. TiP, Training in Partnership. Luettu 3.9.2017. [http://www3.gehealthcare.co.uk/~-/media/documents/us-global/education/education/product-education-clinical/tip-app-library/gehealthcare-education-tip-app-library\\_ct-automa-smartma-theory.pdf](http://www3.gehealthcare.co.uk/~-/media/documents/us-global/education/education/product-education-clinical/tip-app-library/gehealthcare-education-tip-app-library_ct-automa-smartma-theory.pdf)
- GE Healthcare. 2017. Veo. Luettu 7.9.2017. [http://www3.gehealthcare.com.au/en-au/products/categories/computed\\_tomography/discovery\\_ct750\\_hd/veo](http://www3.gehealthcare.com.au/en-au/products/categories/computed_tomography/discovery_ct750_hd/veo)
- Gerber, T. C., Kantor, B. & Williamson, E. E. (edit.) 2007. Computed Tomography of the Cardiovascular System. Florida: CRC Press.
- Gibson, R. N. 2009. Essential Medical Imaging. New York: Cambridge University Press.
- Goldman, L. W. 2007. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. Journal of Nuclear Medicine Technology 35 (4), 213–225.
- Gopalika, N., Mishra, D., Manoharan, V. & Mohr, G. 2012. Digital Radiography: a-Si Array Detectors for Industrial Applications. Luettu 1.10.2017. <http://www.nityanandgopalika.com/wp-content/uploads/2017/06/NityanandGopalika-Digital-Detectors-For-Industrial-Applications-NDE-2003.pdf>
- Grant, K. & Raupach, R. 2012. SAFIRE. White paper. Siemens. Luettu 7.9.2017. [https://static.healthcare.siemens.com/siemens\\_hwem-hwem\\_sxxa\\_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mdaw/ndm/w/~edisp/ct\\_safire\\_white\\_paper-00306520.pdf](https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mdaw/ndm/w/~edisp/ct_safire_white_paper-00306520.pdf)
- Guite, K. M., Hinshaw, J. L. & Lee Jr. F. T. 2013. Computed Tomography in Abdominal Imaging: How to Gain Maximum Diagnostic Information at the Lowest Radiation Dose. Luettu 3.4.2017. <https://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/43704.pdf>
- Gunn, C. 2009. Digital and Radiographic Imaging. A Practical Approach. Fourth edition. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Hallinen, E. 2013. TT:ssä käytetyt annosuureet, elinannosten määrittäminen ja vertailutasot. Sädeturvapäivät 2013. Luettu 17.8.2017. [www.sadeturvapaivat.fi/file.php?759](http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?759)

- Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2015. Tutki ja kirjoita. 20. painos. Porvoo: Bookwell Oy.
- Hofer, M. 2007. CT Teaching Manual. A Systematic Approach to CT Reading. 3rd edition. Germany: Thieme.
- Hsieh, J. 2009. Computed Tomography. Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. Second edition. Bellingham: Wiley-Interscience.
- Huber-Wagner, S., Lefering, R., Qvick, L-M., Körner, M., Kay, M. V., Pfeifer, K-J., Reiser, M., Mytschler, W. & Kanz, K-G. 2009. Effect of Whole-body CT during Trauma Resuscitation on Survival: a Retrospective, Multicentre Study. *Lancet* 2009; 373: 1455–1461.
- Huda, W. 2007. Radiation Doses and Risks in Chest Computed Tomography Examinations. *Proceedings of the American Thoracic Society* 4 (4), 316–320.
- Huda, W. & Abrahams, R.B. 2015. Radiographic Techniques, Contrast, and Noise in X-Ray Imaging. *American Journal of Roentgenology* 204, 126–131.
- Ilmonen, M. 2014. Kuvausparametrien vaikutus säteilyannokseen ja kuvanlaatuun pään tietokonetomografiatutkimuksessa: Kokeellinen fantomitutkimus. Opinnäytetyö, Tampereen ammattikorkeakoulu.
- Impact Scan. 2002. What's New in CT. Luettu 1.10.2017. <http://www.impactscan.org/rsna2002.htm>
- Jarti, A., Lantto, E., Pääkkö, E., Rinta-Kiikka, I. & Vuorte, J. 2012. Vatsan TT-tutkimukset – Suositukset omien kuvauskäytäntöjen kehittämiseen. Luettu 2.1.2017. <https://www.sry.fi/file.php?555>
- Jurvelin, J. 2005. Röntgenkuvaus. Tietokonetomografia. Teoksessa Soimakallio, S., Kivisaari, L., Manninen, H., Svedström, E. & Tervonen, O. (toim.) *Radiologia*. 1. painos. Helsinki: WSOY, 39–40.
- Jyväskylän yliopisto. 2015. Määrällinen tutkimus. Luettu 30.12.2016. <https://koppa.jyu.fi/avoimet/hum/menetelmapolkuja/menetelmapolku/tutkimusstrategiat/maarallinen-tutkimus>
- Kaasalainen, T. 2013. TT:n perustekniikkaa. Sädeturvapäivät 2013. Luettu 31.3.2017. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?761>
- Kaijaluoto, S. (toim.) 2016. Isotooppilääketieteen TT-opas. STUK opastaa 11/2016. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- Kalender, W. A. 2011. Computed tomography: Fundamentals, system technology, image quality, applications. 3rd revised edition. Erlangen: Publicis Publishing.
- Kalra, M. K. 2006. MDCT Radiation Dose. Teoksessa Saini, S., Rubin, G. D. & Kalra, M. K. (ed.) *MDCT: A Practical Approach*. Milano: Springer Science & Business Media, 30–35.



Kalra, M. K., Woisetschläger, M., Dahlström, N., Singh, S., Lindblom, M., Choy, G., Quick, P., Schmidt, B., Sedlmair, M., Blake, M. A. & Persson, A. 2012. Radiation Dose Reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction Technique for Abdominal Computed Tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 36 (3), 339–346.

Kankkunen, P. & Vehviläinen-Julkunen, K. 2015. Tutkimus hoitotieteessä. 3.-4. painos. Helsinki: Sanoma Pro Oy.

Karppinen, J. 2011. TT-annokset – missä ollaan ja miten tähän on tultu. Sädeturvapäivät 2011. Luettu 17.8.2017. [www.sadeturvapaivat.fi/file.php?517](http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?517)

Karppinen, J. & Järvinen, H. 2006. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. STUK-A220. Helsinki: Edita Prima Oy.

Katada, K. (toim.) 2001. Basics of Multislice CT: Cone Angle. Luettu 3.7.2017. [http://www.fujita-hu.ac.jp/~kkatada/multi\\_basic\\_folder/cone.html](http://www.fujita-hu.ac.jp/~kkatada/multi_basic_folder/cone.html)

Kettunen, A. 2006. Kuvan laadun optimointi digitaalisessa kuvantamisessa. Teoksessa Järvinen, H. (toim.) 2006. Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa 2006. STUK-C5. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 37–40.

Kohonen, I. 2010. Tietokonetomografia ja metalli-implantit – kannattaako yrittää? Sädeturvapäivät 2010. Luettu 20.10.2017. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?453>

KSSHP. 2016. Kuvantamisen tutkimukset. Tietokonetomografia. Luettu 2.4.2017. [http://www.ksshp.fi/fi-FI/Potilaalle/Kuvantaminen/Kuvantamisen\\_tutkimukset](http://www.ksshp.fi/fi-FI/Potilaalle/Kuvantaminen/Kuvantamisen_tutkimukset)

Kuntaliitto. 2017. Radiologinen tutkimus- ja toimenpideluokitus 2017. Luettu 26.8.2017. <https://www.kuntaliitto.fi/sites/default/files/media/file/Radiologinen-tutkimus-ja-toimenpidenimikkeistojulkaisu-2017.pdf>

Kvantitatiivisten menetelmien tietovaranto. 2007. Mittaaminen. Päivitetty 16.2.2007. Luettu 1.10.2017. <http://www.fsd.uta.fi/menetelmaopetus/mittaaminen/mittaaminen.html>

Kvantitatiivisten menetelmien tietovaranto. 2008. Mittaaminen: Mittarin luotettavuus. Päivitetty 2.7.2008. Luettu 1.10.2017. <http://www.fsd.uta.fi/menetelmaopetus/mittaaminen/luotettavuus.html#validiteetti>

Laarne, P. 2012. TT:n tekniikka ja kuvausparametrit. Kuvanlaatu ja sen arviointi. Sädeturvapäivät 2012. Luettu 31.3.2017. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?606>

Lajunen, A. 2012. TT:ssä käytetyt annossuureet, elinannosten määrittäminen ja vertailutasot. Sädeturvapäivät 2012. Luettu 7.8.2017. [www.sadeturvapaivat.fi/file.php?607](http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?607)

Lantto, E. 2010. Miten maksa kannattaa kuvantaa tietokonetomografialla? Sädeturvapäivät 2010. Luettu 15.10.2017. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?428>

Lantto, E. 2013. Kuvausparametrit ja niiden vaikutus kuvanlaatuun ja sädeannokseen. Sädeturvapäivät 2013. Luettu 8.8.2017. [www.sadeturvapaivat.fi/file.php?763](http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?763)

Lawrence, S. & Seeram, E. 2017. The Current Use and Effectiveness of Bismuth Shielding in Computed Tomography: A Systematic Review. *Radiology Open Journal* 2 (1), 7–16.

Lewis, M. 2005. Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. Luettu 7.3.2017. <http://www.impactscan.org/download/msctdose.pdf>

Lindgren, L. 2014. Glomerulussuodoksen (GFR) määrän laskeminen. Luettu 26.8.2017. <http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suosituksset/suositus;jsessionid=F9E96F9F9D7A0082AE5E27525FC7D85E?id=nix02096>

Lipponen, M. & Sarkkinen, S. 2011. Potilasannoksen optimointi pään tietokonetomografiatutkimuksessa. Opinnäytetyö. Oulun seudun ammattikorkeakoulu.

Lu, L. 2014. Model-based Iterative Reconstruction: A Promising Algorithm for Today's Computed Tomography Imaging. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences* 45 (2), 131–136.

Lusic, H. & Grinstaff, M. W. 2013. X-Ray Computed Tomography Contrast Agents. *Chemical Reviews* 113 (3), 1641–1666.

Maher, M. M., Kalra, M. K., Sahani, D. V., Perumpillichira, J. J., Rizzo, S., Saini, S. & Mueller, P. R. 2004. Techniques, Clinical Applications and Limitations of 3D Reconstruction in CT of the Abdomen. *Korean J Radiol* 5 (1), 55–67.

Manner, I. 2009. Suonensisäiset jodivarjoaineet – kenelle ja millaiset varotoimet ovat tarpeen? Sädeturvapäivät 2009. Luettu 26.8.2017. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?341>

Marin, D., Nelson, R. C., Barnhart, H., Schindera, S. T., Ho, L. M., Jaffe, T. A., Yoshizumi, T. T., Youngblood, R. & Samei, E. 2010. Detection of Pancreatic Tumors, Image Quality, and Radiation Dose during the Pancreatic Parenchymal Phase: Effect of a Low-Tube-Voltage, High-Tube-Current CT Technique – Preliminary Results. *Radiology* 256 (2), 450–459.

Mayo-Smith, W. W., Hara, A. K., Mahesh, M., Sahani, D. V. & Pavlicek, W. 2014. How I Do It: Manging Radiation Dose in CT. *Radiology* 273 (3), 657–672.

McCullough, C. H., Leng, S., Yu, L., Cody, D. D., Boone, J. M. & McNitt-Gray, M. F. 2011. CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. *Radiology* 259 (2), 311–316.

McCullough, C. H., Chen, G. H., Kalender, W., Leng, S., Samei, E., Taguchi, K., Wang, G., Yu, L. & Pettigrew, R. I. 2012. Achieving Routine Submillisievert CT Scanning: Report from the Summit on Management of Radiation Dose in CT. *Radiology* 264 (2), 567–580.

Medical Radiation. 2012. What Healthcare Professionals Do. Luettu 2.9.2017. <http://www.medicalradiation.com/reducing-radiation-dose/what-healthcare-professionals-do/>

- Merimaa, K. (toim.) 2012. Lasten TT-tutkimusohjeisto. STUK opastaa 9/2012. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- Modica, M. J., Kanal, K. M. & Gunn, M. L. 2011. The Obese Emergency Patient: Imaging Challenges and Solutions. *RadioGraphics* 31, 811–823.
- Morin, R. L., Gerber, T. C. & McCollough, C. H. 2003. Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart. *Circulation* 107, 917–922.
- Mustajoki, P. & Kaukua, J. 2008a. Tietokonekerroskuvaus. *Duodecim Terveyskirjasto*. Luettu 7.8.2017. [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=snk04022](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=snk04022)
- Mustajoki, P. & Kaukua, J. 2008b. Varjoainekuvaukset. Luettu 26.8.2017. [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=snk04025](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=snk04025)
- Mustajoki, P. & Kaukua, J. 2008c. Vatsan alueen tietokonekerroskuvaus. Luettu 7.8.2017. [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=snk04063](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=snk04063)
- Philips Healthcare. 2017. Iterative Model Reconstruction. Luettu 7.9.2017. <https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HCNCTD449/iterative-model-reconstruction-reconstruction-technology.html>
- PSHP. 2013. Venavatsa. Tutkimusohje. Päivitetty 31.1.2013.
- PSHP. 2015. Tietokonetomografia. Luettu 2.4.2017. <http://www.pshp.fi/fi-FI/Palvelut/Kuvantamispalvelut/Radiologia/Tietokonetomografia>
- Ramos-Duran, L. R., Kalafut, J., Hanley, M. & Schoepf U. J. 2010. Current Contrast Media Delivery Strategies for Cardiac and Pulmonary Multidetector-row Computed Tomography Angiography. Luettu 19.8.2017. [https://www.researchgate.net/figure/47645306\\_fig1\\_FIGURE-1-Test-bolus-technique-allows-estimating-the-time-of-contrast-material-arrival-or](https://www.researchgate.net/figure/47645306_fig1_FIGURE-1-Test-bolus-technique-allows-estimating-the-time-of-contrast-material-arrival-or)
- Rawson, J. V. & Pelletier, A. L. 2013. When to Order Contrast-Enhanced CT. *American Family Physician* 88 (5), 312–316.
- Rivers-Bowerman, M. D. & Shankar, J. J. S. 2014. Iterative Reconstruction for Head CT: Effects on Radiation Dose and Image Quality. *The Canadian journal of neurological sciences. Le journal canadien des sciences neurologiques*, 41 (5), p. 620–625.
- Romano, R. F. T., Salvadori, P. S., Torres, L. R., Bretas, E. A. S., Bekhor, D., Caldana, R. P., Medeiros, R. B. & D'Ippolito, G. 2015. Readjustment of Abdominal Computed Tomography Protocols in a University Hospital: Impact on Radiation Dose. *Radiologia brasileira*, 48 (5), p. 292–297.
- Romans, L. E. 2011. *Computed tomography for technologists: A comprehensive text*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins.
- Sabarudin, A., Mustafa, Z., Nassir, K. M., Hamid, H. A. & Sun, Z. 2015. Radiation Dose Reduction in Thoracic and Abdomen–pelvic CT Using Tube Current Modulation: A Phantom Study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 16 (1), 319–328.

- Schmidt, C. 2012. CT Scans: Balancing Health Risks and Medical Benefits. *Environmental Health Perspectives* 120 (3), A118–A121.
- Schmidt, M. H. 2009. Computed Tomography in Pregnant Patients. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences* 40 (3), 100–104.
- Scibelli, A. 2011. iDose4 Iterative Reconstruction Technique. White Paper. Philips Healthcare. Luettu 7.9.2017. <http://acceptance.netforum.healthcare.philips.com/Clinical/ImageHandler.ashx?Id=591399>
- Siemens Healthcare. 2014. ADMIRE – Advanced Modeled Iterative Reconstruction. Päivitetty 30.11.2014. Luettu 7.9.2017. <https://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/technologies-innovations/admire>
- Singh, S., Kalra, M. K., Hsieh, J., Licato, P. E., Do, S., Pien, H. H. & Blake, M. A. 2010. Abdominal CT: Comparison of Adaptive Statistical Iterative and Filtered Back Projection Reconstruction Techniques. *Radiology* 257 (2), 373–383.
- Singh, S., Kalra, M. K., Shenoy-Bhangle, A. S., Saini, A., Gervais, D. A., Westra, S. J., & Thrall, J. H. 2012. Radiation Dose Reduction with Hybrid Iterative Reconstruction for Pediatric CT. *Radiology*, 263 (2), 537–546.
- Smith, W. L. & Farrell, T. A. 2014. *Radiology 101. The Basics and Fundamentals of Imaging*. Fourth edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Stanford Health Care. 2017. Computed Tomography Scan (CT Scan). Luettu 26.8.2017. <https://stanfordhealthcare.org/medical-conditions/bones-joints-and-muscles/fracture/diagnosis/ct-scan.html>
- STUK. 2004. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Luettu 15.4.2017. <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/125145/rontgensateily.pdf?sequence=1>
- STUK. 2008. Terveysthuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. STUK tiedottaa 2/2008. Luettu 26.6.2017. <https://www.stuk.fi/documents/12547/718600/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf/eff89f1a-38cb-4c98-811b-65191f601c0b>
- STUK. 2009. Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuuskatsauksia. Helsinki: Säteilyturvakeskus.
- STUK. 2013. Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografiatutkimuksissa. Päätös 2/3020/2013. Luettu 15.4.2017. <https://www.stuk.fi/documents/12547/476916/paatos-2-3020-2013-potilaan-sateilyaltistuksen-vertailutasot-aikuisten-tt-tutkimuksissa.pdf/c5d96888-3ea2-4b41-a23a-a74b1d1bebda>
- STUK. 2014a. Säteilyaltistuksen enimmäisarvojen soveltaminen ja säteilyannoksen laskemisperusteet. ST 7.2. 8.12.2016.
- STUK. 2014b. Terveysthuollon röntgenlaitteiden käytönaikaiset hyväksyttävyyssvaatimukset. Päätös 11/3020/2013. Luettu 26.6.2017. <https://www.stuk.fi/documents/12547/476916/paatos-11-3020-2013-terveydenhuollon-rontgenlaitteiden-kaytonaikaiset-hyvakstavyysvaatimukset.pdf/c693218c-9196-4780-b2c0-47641da06e49>

STUK. 2017a. Mitä säteily on? Sanasto. Luettu 7.4.2017. <http://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateily-on/sanasto>

STUK. 2017b. Röntgentutkimusten säteilyannoksia. Päivitetty 18.9.2017. Luettu 20.9.2017. <http://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/rontgentutkimukset/rontgentutkimusten-sateilyannoksia>

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

Säteilylaki 27.3.1991/592

Taanila, A. 2014. Määrällisen aineiston kerääminen. Luettu 7.8.2017. <http://myy.haaga-helia.fi/~taaak/t/suunnittelu.pdf>

Tapiovaara, M., Pukkila, O. & Miettinen, A. 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa Pukkila, O. (toim.) Säteilyn käyttö. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus, 13–182.

Tilastokeskus 2002. Usean jakauman vertaileminen. Luettu 9.8.2017. [http://www.stat.fi/tup/tietoaike/tilaajat/ta\\_02\\_02\\_kuusela.html](http://www.stat.fi/tup/tietoaike/tilaajat/ta_02_02_kuusela.html)

Tilastokeskus. 2017. Tilastojen ABC. Keskiluvut. Viitattu 5.2.2017. [http://tilastokoulu.stat.fi/verkkokoulu\\_v2.xql?page\\_type=sisalto&course\\_id=tkoulu\\_tlkt&lesson\\_id=4&subject\\_id=4](http://tilastokoulu.stat.fi/verkkokoulu_v2.xql?page_type=sisalto&course_id=tkoulu_tlkt&lesson_id=4&subject_id=4)

Toshiba Medical Systems. 2017. FIRST - Forward Projected Model-based Iterative Reconstruction SoluTion. Päivitetty 19.6.2017. Luettu 8.9.2017. <http://www.toshibamedicalsystems.com/products/ct/first.html>

Tsalafoutas, I. A. & Koukourakis, G. V. 2010. Patient dose considerations in computed tomography examinations. World Journal of Radiology 2 (7), 262–268.

Tunninen, V., Ryymin, P. & Kauppinen, T. 2008. Magneettikuvauksen riskit ja vasta-aiheet. TABU - Lääketietoa Lääkelaitokselta 16 (5), 16–19.

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

Virtuaali ammattikorkeakoulu. 2007a. Tutkimuksen reliabiliteetti. Luettu 1.10.2017. <http://www2.amk.fi/digma.fi/www.amk.fi/opintojaksot/0709019/1193463890749/1193464185783/1194413792643/1194415307356.html>

Virtuaali ammattikorkeakoulu. 2007b. Tutkimuksen validiteetti. Luettu 1.10.2017. <http://www2.amk.fi/digma.fi/www.amk.fi/opintojaksot/0709019/1193463890749/1193464185783/1194413809750/1194415367669.html>

Widmark, J. M. 2007. Imaging-related Medications: a Class Overview. Baylor University Medical Center Proceedings 20 (4), 408–417.

Wintermark, M. & Lev, M. H. 2010. FDA Investigates the Safety of Brain Perfusion CT. American Journal of Neuroradiology 31 (1), 2–3.

Xue, Z., Antani, S., Long, L. R., Demner-Fushman, D. & Thoma, G. R. 2012. Window Classification of Brain CT Images in Biomedical Articles. AMIA Annual Cumposium Proceedings Archive, 1023–1029. Luettu 10.10.2017. [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3540547/pdf/amia\\_2012\\_symp\\_1023.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3540547/pdf/amia_2012_symp_1023.pdf)

Yu, L. & Leng, S. 2016. Image Reconstruction Techniques. Image Wisely. Päivitetty 9/2016. Luettu 18.3.2017. <http://www.imagewisely.org/imaging-modalities/computed-tomography/medical-physicists/articles/image-reconstruction-techniques>

**LIITTEET**

Liite 1. Tutkimuksessa mukana olevat TT-laitteet

Ei julkinen.

## Liite 2. Potilastutkimusaineiston tiedonkeruulomake

Tutkimusprotokolla: venavatsa

Tiedot kerätty päivämäärästä \_\_\_\_\_ taaksepäin

TT-laitte: \_\_\_\_\_

**Mukaanottokriteerit:**

- 1) Potilas on 18-vuotias tai vanhempi
- 2) Annostiedot perustuvat 32 cm:n kokoiseen fantomiin
- 3) Tutkimus on onnistunut kerralla
- 4) Potilaan poikkileikkauksen halkaisija AP-suunnassa (vatsasta selkään) on 20–30 cm ja LAT-suunnassa (kyljestä kylkeen) 30–40 cm

Tutkimus- päivä- määrä	Potilaan ikä (v)	Potilaan sukupuoli M/N	Poikkileikkauksen halkaisija		Kuvaus- alueen pituus (cm)	Kuvapakan annos		Putki- jännite (kV)	Putkivirta (mAs)			TT-luku		Kohina
			AP-suunta (cm)	LAT-suunta (cm)		CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGycm)		Laitteen näyttämä	min	max	1	2	
1														
2														
3														
4														
5														
6														
7														
8														
9														
10														

TT-luvut ja kohina mitataan jokaisella laitteella samasta kohdasta.

TT-luku 1 mitattu kohdasta: \_\_\_\_\_

TT-luku 2 mitattu kohdasta: \_\_\_\_\_

Kohina mitattu kohdasta: \_\_\_\_\_



## Liite 3. Laiteteknisen aineiston tiedonkeruulomake

1 (2)

**Tutkimusprotokolla: venavatsa**

Laite: \_\_\_\_\_

Tiedot kerätty (pvm): \_\_\_\_\_

Näytettävä mAs - Minkä mAs-arvon laite näyttää, esim. tutkimuksen keskimääräinen mAs	
Maksimi mAs - Laitteelle asetettu mAs-arvon yläraja	
AEC-menetelmä (putkivirran modulointi)	
Automaattinen kV:n valinta (käytössä/ei)	
Suodatus - Kiinteä ja lisäsuodatus, mm. metalli, paksuus, muoto, mahd. Al-vastaavuus	
Etäisyys fokuksesta isosentriin (cm)	
Kuvattavan alan koko, SFOV (cm)	
Säteilykeilan nimellinen leveys (mm)	

(jatkuu)

Adaptiivinen kollimointi (käytössä/ei)	
Helikaali-/aksiaalikuvaus	
Pitch / leikeväli (mm) - Jos laite kuvaa helikaalina, raportoidaan pitch, ja jos aksiaalina, raportoidaan leikeväli millimetreinä	
Nimellinen leikepaksaus (mm)	
Ilmaisimen kaupp nimi, materiaali ja tehokkuus (%) - Esim. geometrinen tehokkuus ja absorptiotehokkuus	
Rekonstruktio menetelmä	
Rekonstruktio kernel/ -algoritmi	
Annosnäytön virhe	
Muuta huomioitavaa - Esim. indikaation tai muun tekijän vaikutus kuvausparametreihin	

Liite 4. Potilastutkimusaineisto

Ei julkinen.

## Liite 5. Potilastutkimusaineiston taulukkomuotoiset tulokset

1 (4)

TAULUKKO 1. Potilaiden ikäjakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	67	70	35	61	76	85
B	10	60	68	28	51	73	80
C	10	57	52	33	41	77	80
D	10	62	65	39	53	72	78
E	10	69	68	56	61	71	88
A-E		63	67	28			88

TAULUKKO 2. Potilaiden sukupuolijakaumat laitteittain

	<i>A</i>	<i>B</i>	<i>C</i>	<i>D</i>	<i>E</i>	<i>A-E</i>
Nainen	20 %	60 %	70 %	70 %	60 %	56 %
Mies	80 %	40 %	30 %	30 %	40 %	44 %
Yht.	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %

TAULUKKO 3. Potilaiden AP-suunnan halkaisijoiden jakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	26,1	25,7	22,7	23,9	28,2	30,0
B	10	25,7	26,6	20,2	25,2	27,7	28,4
C	10	25,8	26,2	22,1	24,5	26,9	29,0
D	10	25,2	23,9	22,0	23,3	26,9	30,0
E	10	25,7	25,2	22,3	24,2	27,9	29,2
A-E		25,7	25,9	20,2			30,0

TAULUKKO 4. Potilaiden LAT-suunnan halkaisijoiden jakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	36,2	35,9	32,5	34,7	38,0	39,8
B	10	35,9	37,1	30,6	34,3	38,3	39,2
C	10	34,7	35,0	30,1	32,8	36,1	39,0
D	10	35,1	34,3	32,8	33,1	37,0	39,1
E	10	35,6	35,4	31,9	33,6	37,7	40,0
A-E		35,5	35,6	30,1			40,0

TAULUKKO 5. Potilaiden efektiivisten halkaisijoiden jakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	30,7	30,4	28,0	28,4	33,0	34,5
B	10	30,3	31,1	25,7	28,4	32,6	33,0
C	10	29,9	30,0	25,8	28,6	31,7	32,4
D	10	29,7	29,2	27,6	28,1	31,0	33,8
E	10	30,2	30,8	27,0	28,7	31,5	32,7
A-E		30,2	30,5	25,7			34,5

TAULUKKO 6. Potilaiden kuvausalueen pituuksien jakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	44,5	43,8	40,0	42,2	46,1	52,7
B	10	46,5	46,3	40,4	44,8	48,1	55,1
C	10	44,3	43,3	41,0	42,1	46,7	50,4
D	10	40,1	40,3	34,3	38,8	42,3	43,3
E	10	45,9	46,3	39,8	43,3	48,4	52,3
A-E		44,3	43,4	34,3			55,1

TAULUKKO 7. Potilaiden TT-tutkimuksissa käytettyjen minimi mAs-arvojen jakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	92	90	71	81	98	122
B	10	97	107	48	54	115	161
C	10	62	54	50	50	70	92
D	10	73	69	49	62	78	109
E	10	107	89	65	73	134	184
A-E		86	79	48			184

TAULUKKO 8. Potilaiden TT-tutkimuksissa käytettyjen maksimi mAs-arvojen jakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	170	173	122	153	181	234
B	10	224	223	107	188	261	309
C	10	142	127	72	99	198	230
D	10	116	127	80	105	131	135
E	10	262	261	173	225	318	322
A–E		183	178	72			322

TAULUKKO 9. Potilaiden TT-tutkimuksissa käytettyjen kV-arvojen jakaumat laitteittain

	<i>A</i>	<i>B</i>	<i>C</i>	<i>D</i>	<i>E</i>
100 kV	50 %	90 %	50 %	0 %	100 %
120 kV	50 %	10 %	50 %	100 %	0 %
Yht.	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %

TAULUKKO 10. Potilaiden TT-leikekuvien CNR-jakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	2,6	2,3	1,8	2,0	3,0	4,1
B	10	1,9	2,2	0,1	2,0	2,4	2,9
C	10	1,1	1,2	0,5	0,8	1,3	1,9
D	10	1,7	1,5	0,8	0,9	2,1	3,3
E	10	1,1	1,1	0,3	0,7	1,4	1,8
A–E		1,7	1,7	0,1			4,1

TAULUKKO 11. Potilaiden CTDI<sub>vol</sub>-annosjakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	7,50	6,95	4,64	5,17	9,37	11,66
B	10	8,53	7,61	4,20	6,41	10,67	14,74
C	10	4,81	5,25	2,26	3,64	5,74	7,49
D	10	7,86	7,66	6,15	6,77	9,03	9,73
E	10	8,12	7,83	5,57	6,80	9,19	10,92
A–E		7,37	7,37	2,26			14,74

TAULUKKO 12. Potilaiden DLP-annosjakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	381,13	370,86	219,78	255,92	468,29	614,87
B	10	438,50	393,13	207,68	323,09	490,87	779,98
C	10	247,79	252,37	107,72	177,79	302,22	425,89
D	10	371,86	357,01	291,04	333,39	411,07	478,83
E	10	367,50	363,83	214,20	306,60	388,50	527,10
A-E		361,35	338,98	107,72			779,98

TAULUKKO 13. Potilaiden SSDE-annosjakaumat laitteittain

<i>Laite</i>	<i>Lkm</i>	<i>Keski-arvo</i>	<i>Medi-aani</i>	<i>Minimi</i>	<i>Ala-kvartiili</i>	<i>Ylä-kvartiili</i>	<i>Maksimi</i>
A	10	8,77	8,65	5,94	6,79	10,58	11,89
B	10	10,16	9,06	5,55	8,25	11,95	16,21
C	10	5,88	6,10	3,24	4,81	6,66	9,59
D	10	9,71	9,26	8,12	8,93	10,35	12,05
E	10	9,83	9,37	7,35	8,71	11,03	12,62
A-E		8,87	8,87	3,24			16,21

Liite 6. Laiteteknisen aineiston yksityiskohtaiset tulokset

Ei julkinen.



Liite 7. Yksityiskohtainen laitetekninen pohdinta

Ei julkinen.