

Opinnäytetyö (AMK)

Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

Röntgenhoitaja

2016

Jukka Karjalainen & Riku Marjamäki

# LOW DOSE TT-PROTOKOLLA VATSAN NATIIVITUTKIMUKSELLE

OPINNÄYTETYÖ (AMK) | TIIVISTELMÄ

TURUN AMMATTIKORKEAKOULU

Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma | Röntgenhoitaja

2016 | 40 + 5

Jukka Karjalainen ja Riku Marjamäki

## LOW DOSE TT-PROTOKOLLA VATSAN NATIIVITUTKIMUKSELLE

Natiivina tehtävä tietokonetomografiatutkimus (TT) antaa luotettavaa informaatiota indikaation ollessa akuutti vatsakipu. Kuitenkin perinteisten röntgentutkimusten korvaamista TT-tutkimuksilla on hillinnyt korkea sädeannos. Tästä syystä sädeannoksen pienentämiselle on suuri tarve. Annoksen pienentäminen heikentää kuvanlaatua, mutta tietyillä indikaatioilla se on hyväksyttävää. Low dose-TT on käyttökelpoinen esimerkiksi virtsatiekivien tunnistamisessa jopa natiiviröntgenkuvausta vastaavilla annoksilla.

Toimeksiannon opinnäytetyölle antoi sairaanhoitopiirin sairaalafyysikko. Tehtävänä oli kehittää natiivi-low dose-protokolla vatsan tutkimukselle erään röntgenosaston TT-laitteelle. Tarvittavat annos- ja kuvanlaatu tiedot kerättiin fantomimittauksilla referenssi- ja kohdelaitteella, joista kirjattiin tiedot ennalta laadittuun taulukkoon. Mittauksista saatu data analysoitiin ja sen pohjalta tehtiin ehdotus uudessa protokollassa käytettävistä parametreista. Materiaali luovutettiin sairaanhoitopiiriin käyttöön.

Referenssilaitteen low dose-protokollalla päästään noin 31% annossäästöön kuvanlaadun heikentyessä vajaa 9%. Kohdeosaston laitteella tehdyistä mittauksista parametrit, joilla päästiin noin 47% annossäästöön kuvanlaadun huonontuessa noin 23%, olivat mielestämme optimaalisimmat. Lopullinen optimointiprosessi protokollan kliniseen käyttöön toteutuu radiologin, sairaalafyysikon ja röntgenhoitajan yhteistyönä.

ASIASANAT:

Tietokonetomografia, vatsatutkimus, low dose, kuvausprotokolla

BACHELOR'S THESIS | ABSTRACT

TURKU UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Radiography and Radiotherapy | Radiographer

2016 | 40 + 5

Jukka Karjalainen and Riku Marjamäki

## LOW DOSE CT-PROTOCOL FOR ABDOMEN

Computed tomography (CT) scans without contrast media have given reliable results in examination of acute abdominal pain. However, the high radiation dose has hindered replacing two dimensional x-ray pictures with CT-scans. For this reason, there is a great need to lower the dose in abdominal CT-examinations. Lowering the dose may weaken the image quality but with certain indications it can be acceptable. Low dose-CT is usable for example when detecting ureteral stones with radiation doses as low as in two dimensional imaging.

The assignment for this thesis was given by a hospital physicist. The goal was to create an abdomen low dose-CT protocol for an x-ray ward. The dose- and image quality measurements needed were performed on reference- and target scanners using a phantom and the gathered information was documented. The data was analyzed and the suggestion for the parameters used in the new protocol was made based on them. All data and results were given to the health care district.

Low dose protocol on the reference scanner gives approximately 31% lower radiation dose with 9% weaker image quality. By our opinion, the optimal parameters based on measurements performed with the target scanner led to approximately 47% lower dose with 23% decline in image quality. The final optimization process of the protocol into clinical use will be made in collaboration by a radiologist, a hospital physicist and a radiographer.

### KEYWORDS:

Computed tomography, abdomen examination, low dose, scan protocol

# SISÄLTÖ

<b>JOHDANTO</b>	<b>6</b>
<b>1 TIETOKONETOMOGRFIA</b>	<b>8</b>
1.1 Laitteet ja tekniikka	8
1.2 Kuvausparametrit	9
1.3 Suunnittelukuva	10
1.4 Annossuureet	11
1.5 Säteannoksen määrittäminen	12
1.6 Potilaan sädeannos TT:ssä	13
1.7 Säteilyn vaikutus	15
1.8 Vatsan TT-kuvaus	16
<b>2 OPTIMOINTI</b>	<b>19</b>
2.1 Indikaation mukainen kuvausprotokolla	19
2.1.1 Keskittäminen, rajaaminen ja suojaus	19
2.1.2 Säteannoksen minimointi	21
2.2 Kuvanlaatu ja sädeannos	21
<b>3 OPINNÄYTETYÖN TARKOITUS JA TAVOITE</b>	<b>24</b>
<b>4 OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS</b>	<b>25</b>
4.1 Tutkittavien parametrien valinta	25
4.2 Referenssimittaukset	25
4.3 Varsinaiset mittaukset	26
4.4 Tulosten analysointi	26

	5
<b>5 EETTISYYS JA LUOTETTAVUUS</b>	<b>28</b>
<b>6 TULOKSET</b>	<b>29</b>
<b>7 LOPUKSI</b>	<b>33</b>
<b>LÄHTEET</b>	<b>35</b>
<b>LIITTEET</b>	<b>41</b>
Liite 1. Taulukko mittaustuloksista	
Liite 2. Tutkimuslupapäätös	

## JOHDANTO

Tietokonetomografiassa sädeannos kasvaa kuvanlaadun parantuessa. Laitteen tekniset ominaisuudet, kuvattava kohde ja erityisesti laitteen käyttö- ja kuvaustavat vaikuttavat kuvanlaatuun ja sädeannokseen. Kuvausarvojen ja annoksen pienentäminen aiheuttaa lisää kohinaa, mikä heikentää kuvanlaatua ja yleisesti ottaen pienten tiheyserojen näkymistä. Kuitenkin kuvattaessa esimerkiksi virtsatiekiviä tai paksusuolen polyyyppejä matalakonstrastin erotuskyky ei ole oleellinen, koska tällöin kontrastiero kohteen ja ympäristön välillä on luonnostaan suuri. Kuvissa sallitaan näin ollen enemmän kohinaa eli sädeannosta voidaan laskea merkittävästi. (Jartti ym. 2012, 5.)

Indikaation ollessa akuutti vatsakipu ilman varjoainetta tehtyjen tietokonetomografiatutkimusten on todettu antavan luotettavaa informaatiota. Huomattavasti suurempi sädeannos on kuitenkin hillinnyt kaksiulotteisten röntgenkuvien korvaamista TT-tutkimuksilla. Sädeannosta on mahdollista pienentää säilyttäen silti hyväksyttävä kuvanlaatu. (Haller ym. 2010, 113-114.) Nguyen ym. (2011, 36) ovat tutkimuksessaan todenneet low dose- eli matala-annos-TT:n diagnostisuuden ylivertaiseksi kaksiulotteisiin kuviin verrattuna annoslisäyksen ollessa minimaalinen. Vatsan kuvauksissa sädeannosta voidaan tutkimuksen mukaan eri menetelmin vähentää jopa 65% kuvanlaadun heikkenemättä (Hara ym. 2009, 764).

Vatsan alueen kuvausindikaatiot ovat lisääntyneet ja samalla diagnostinen vaatimustaso on noussut (Jartti ym. 2012, 1). Natiivi-TT-tutkimusten on todettu antavan nopeasti diagnostista informaatiota vatsan alueen kuvauksissa, mutta niiden tuottama sädeannos potilaalle on huomattava. Tästä syystä sädeannoksen pienentämiselle on suuri tarve. (Udayasankar ym. 2008, 61-62.) Tämän opinnäytetyön tarkoituksena on kehittää vatsan alueen low dose natiivi TT-protokolla yhdelle laitteelle.

Low dose-protokollan kehittäminen toteutettiin neljässä vaiheessa. Ensimmäisenä valittiin tutkittavat parametrit (kV, mA, NI ja iteratiivinen rekonstruktio). Seuraavaksi suoritettiin referenssimittaukset laitteella, jolla low dose on jo käytössä.

Kolmannessa vaiheessa tehtiin varsinaiset mittaukset kohdelaitteella. Vaiheessa neljä tulosta analysoitiin hakien parametreja, joilla sädeannoksen ja kuvanlaadun suhde oli optimaalisin.

# 1 TIETOKONETOMOGRAFIA

## 1.1 Laitteet ja tekniikka

Tietokonetomografialaitteen peruskomponentteja ovat röntgenputken, detektorin ja potilaspöydän lisäksi sähkötehon tuottava generaattori, säteilykeilan kollimaattori sekä rekonstruktietietokone. Laitteet perustuvat nykyisin yleisesti niin sanottuun fan beam-tekniikkaan, jossa röntgenputkelta lähtevät säteet kollimoidaan viuhkamaiseksi keilaksi. Kohdetta säteilytetään useasta eri suunnasta ja säteilyn vaimenemista mitataan detektorielementeillä vastakkaiselta puolelta. TT-kuvauksessa voidaan käyttää kolmea eri tekniikkaa: aksiaali-, helikaali- tai volyymikuvauksista. Ensimmäisessä pöytä liikkuu säteilytysten välillä toisin kuin helikaalitekniikassa, jossa pöytä liikkuu samalla kun säteilytetään. Volyymikuvauksessa kohde kuvataan yhdellä putken pyörähdyksellä. (Kaasalainen 2012, 73; Gupta ym. 2008, 2011.)

TT-laitteissa on valmistajien välillä huomattavia eroja muun muassa niiden geometriassa, ilmaisimien tehokkuudessa, röntgensäteilyn suodatuksessa, rekonstruktioalgoritmeissa ja kohinatasossa. Näin ollen kohinan määrä voi vaihdella huomattavasti samalla putkivirralla (mA), leikepaksuudella ja putkijännitteellä (kV). Tämän vuoksi kuvausarvoja ei saa suoraan siirtää erimerkkisestä tai erikäisestä laitteesta toiseen, vaan optimointi tulee tehdä laitekohtaisesti. (Jartti ym. 2012, 5.)

Saaduista projektiokuvista muokataan tietokoneella halutun paksuisia poikkileikekuvia ja edelleen reformaattikuvia eri suunnista monipuolista kuvankatselua varten. Näin tuotettu tieto on huomattavasti kattavampaa ja yksityiskohtaisempaa kuin perinteisistä kaksiulotteisista projektiokuvista saatu, joissa elimet kuvautuvat päällekkäin. Fan beam-laitteiden lisäksi on olemassa myös kartiokeilatekniikkaan (cone beam) perustuvia laitteita. (Kaasalainen 2012, 73.) Kartiokeilaprojektio on kolmiulotteinen versio viuhkamaisesta projektiosta (Kalender 2011, 317). Kartion muotoinen sädekeila mahdollistaa laajemman alueen kuvaamisen yhdellä gantryn pyörähdyksellä. Isotrooppisten, eli joka suuntaan samankokoisten vokselien



ansiosta voidaan muodostaa 3D-rekonstruktio kuvattavasta alueesta. (Mulken ym. 2012, 300.) Sädekeilan muotoa säädellään keilamuotosuodattimella (Bowtie), joka lisäksi parantaa kuvanlaatua. Se myös vähentää beam hardening-artefaktia estämällä matalaenergisten säteiden pääsyä kohteeseen, jolloin potilaan sädeannos pienenee erityisesti kuvausalueen laidoilla. (Liu ym. 2013, 1-2.)

## 1.2 Kuvausparametrit

Putkivirtaa voidaan säätää manuaalisesti potilaan koon mukaan pyrkien näin tasapainoon kuvan kohinan ja sädeannoksen välillä. Tällä tavalla ei kuitenkaan voida taata tasaista kuvanlaatua koko tutkimusalueella. Automaattinen putkivirran modulaatio (ATCM) mahdollistaa tasaisen kuvanlaadun ja potilasannoksen pienenemisen, koska se ottaa huomioon erot säteilyn vaimentumisessa kuvausalueella. (Kalra ym. 2004, 649-650.)

Nykyisin on käytössä kolme eri tekniikkaa putkivirran säätämiseen: angulaarinen (x-y) ja aksiaalinen (z) modulaatio sekä näiden yhdistelmä. Aksiaalinen tekniikka käyttää hyväkseen suunnittelukuvaa laskiessaan sopivaa putkivirtaa jokaiselle putken pyörähdykselle. (Husso 2011, 29-30.) Tähän voidaan käyttää joko lateraali-, AP- tai PA-suuntaa (STUK 2012, 19). Angulaarinen tekniikka perustuu potilaan läpi detektoreille päässeeseen säteilyn määrään. (Husso 2011, 29-30.) Tutkimuksen lopullinen annostaso riippuu laitevalmistajasta ja modulaatiotekniikasta (STUK 2012, 19).

Eri valmistajilla on omat ns. kuvanlaatuindikaattorinsa, joita ovat standardideviaatio (Toshiba), kohinaindeksi (GE), referenssikuva (Philips) ja referenssi mAs (Siemens) (Jartti ym. 2012, 10). Käytettäessä automaattista putkivirran modulointia laitteen käyttäjä määrittää kuvan kohinatason. Tämän mukaan laite asettaa minimi- ja maksimi-mA:t, joiden välillä putkivirta vaihtelee kuvauksen edetessä. (Shuman 2012, 15-16.) Putkivirran automaattinen modulaatio ei kuitenkaan poista käyttäjältä kuvausparametrien valintaa (Jartti ym. 2012, 3). Kuvauksessa on otettava huomioon kV:n ja mA:n lisäksi myös muita parametreja, kuten kuvausalueen rajaus, kuvauksen kenttäkoko (SFOV), rekonstruktion kenttäkoko (DFOV) ja kuvalaskenta-algoritmi (Kaasalainen 2012, 74).

Sädeannoksen ja kuvanlaadun tasapainotukseen tarvitaan TT:aan perehtyneen röntgenhoitajan, sairaalafyysikon ja radiologin saumaton yhteistyö. Käyttäjän tulee hallita laitteensa, koska laitevalmistajilla on omat tapansa määrittellä haluttu kuvanlaatu. Putkivirran tai sähkömäärän (mAs) asemasta täytyy ymmärtää, miten kuvanlaatu määritellään. (Jartti ym. 2012, 10.)

Kohinatasolla viitataan HU-lukujen standardideviaatioon mielenkiintoalueella vesifantomissa. Algoritmi määrittää fantomin ja potilaan suunnittelukuvasta (scout) saadun vaimennustiedon perusteella jokaiselle gantryn pyörähdykselle putkivirran, jolla kohinataso säilyy halutulla tasolla. (McCollough ym. 2006, 507.)

Kuvanlaskennalla eli rekonstruoinnilla tarkoitetaan säteilyn vaimenemistietojen käyttöä leikekuvan muodostamiseen. Aikaisemmin on ollut käytössä suodatetun takaisinprojisoinnin menetelmä (FBP). Menetelmä oli nopea, mutta siihen sisältyvien oletusten vuoksi kuvanlaskennan laatu heikkeni. Nykyisin käytössä on iteratiivinen rekonstruktio, jossa useiden toistojen kautta kuvanlaskennan tulosta parannetaan tiettyjen oletusten avulla. Sen keskeisiä etuja ovat kohinan ja metalliartefaktien väheneminen sekä pienempi säteilyannos. (Ihalainen 2012, 82.) Menetelmän avulla pyritään matemaattisen laskennan kautta määrittämään mahdollisimman tarkasti tuotettua raakadataa vastaava kuvadata, kun otetaan huomioon koko kuvauksen geometria, statistiikka ja vuorovaikutukset (Kortesniemi 2012b)

### 1.3 Suunnittelukuva

Suunnittelukuva tulee rajata vain tarvittavalle alueelle, ennemmin PA- (180 astetta) kuin AP-suunnasta anteriorisella puolella olevien sädeherkkien elinten sädeannoksen minimoimiseksi. Annosmodulaation toimimiseksi suunnittelukuvan tulee kuitenkin kattaa koko varsinaisessa tutkimuksessa kuvattava alue. (Jartti ym. 2012, 6.)

Suunnittelukuvassa on suotavaa käyttää matalinta mahdollista putkijännitettä ja sähkömäärää. Laitevalmistajista Toshiba ilmoittaa, että suunnittelukuvan ja varsinaisten kuvasarjojen putkijännite saavat kaikilla TT-laitteilla poiketa toisistaan.

GE suosittelee käyttämään samaa putkijännitettä molemmissa, mutta annosmodulaation kannalta on sen mukaan tärkeämpää keskittää potilas isosentrisesti ja ottaa suunnittelukuva riittäville kuvausarvoilla. (Jartti ym. 2012, 6.)

Suunnittelukuvan osuus potilaan kokonaissädeannoksesta on tyypillisesti hyvin pieni, noin 0,42 mSv eli noin 5 prosenttia. Kuitenkin erityisesti käytettäessä low dose-protokollaa voi sen suhteellinen osuus kasvaa jopa 38 prosenttiin. (Schmidt ym. 2013, 6.)

#### 1.4 Annossuureet

Käytettävät annossuureet TT-tutkimuksissa ovat annoksen tilavuuskeskiarvoa kuvaava CTDI<sub>vol</sub> ja DLP, joka on painotetun annoksen (CTDI<sub>w</sub>) ja potilaan tilavuuden tulo. Kohteen saama säteilyaltistus voidaan arvioida DLP:n avulla, joka kuvaa säteilyaltistusta huomioiden pituuden kuvattavalta alueelta. DLP:stä voidaan konversiokertoimilla määrittää kuvattavan alueen efektiivinen annos. (Karppinen & Järvinen 2006, 14.) Vatsan TT-tutkimuksen efektiivisen annoksen ollessa STUK:n mukaan 12 mSv (STUK 2016b) ja DLP 560 mGy\*cm (STUK 2013b, 2) voidaan konversiokertoimeksi määrittää näiden osamäärä, joka on 0,021.

Elimen saaman keskimääräisen absorboituneen annoksen ja säteilypainokertoimen tuloa kuvataan ekvivalenttiannoksella (Sievert). Ekvivalenttiannoksen ja kudoksen painokertoimen tuloa kuvataan efektiivisellä annoksella. (Rantanen 2000, 658.)

CTDI:tä ja DLP:a käytetään kuvaamaan absorboitunutta annosta. CTDI:llä (J/kg = Gy) kuvataan potilaan determinististä haittaa, joka kuvaa keskimääräistä kudoksiin absorboitunutta annosta ja DLP (mGy\*cm) kertoo kokonaisannoksesta. (Kiljunen 2008, 28; Pöyry 2004, 11; Tapiovaara ym. 2004, 137). Edellä mainittujen lisäksi todellista potilasannosta voidaan kuvata size specific dose estimate (SSDE) -suureella. Tämä määritetään CTDI<sub>vol</sub>:n ja potilaan efektiivisen halkaisijan huomioon ottavan elinkohtaisen konversiokertoimen tulona. (Hallinen 2013, 69.)

### 1.5 Sädeannoksen määrittäminen

Toiminnan harjoittajilla on velvollisuus edistää diagnostisten vertailutasojen eli annostasojen (Kuvat 1 ja 2) soveltamista ja määrittämistä säteilyn lääketieteellisessä käytössä. Nämä tasot eivät saisi ylittyä hyvän käytännön mukaisesti potilaille suoritetuissa tavanomaisissa tutkimuksissa. STUK antaa ohjeet Suomessa käytettävistä vertailutasoista. (STUK 2014b, 1.)

Kehon alue	CTDI <sub>vol</sub> * mGy	DLP** mGy·cm
Pää	55	800
Nenän sivuontelot	13	190
Keuhkot	9	290
Vatsa	12	560
Vartalo	12	770
Aortta (kuvausalue: kaula – nivuset)	10	630

\* CTDI<sub>vol</sub> on sama kuin aiemmassa päätöksessä (19/310/07) käytetty MSAD<sub>w</sub>.  
\*\* DLP on sama kuin aiemmassa päätöksessä (19/310/07) käytetty DLP<sub>w</sub>.

Kuva 1. TT-tutkimusten vertailutasoja (STUK 2013b, 2).

Kuvausindikaatio / tutkimustyyppi	CTDI <sub>vol</sub> * mGy	DLP** mGy·cm
Epäily keuhkotuumorista	11	430
Keuhkojen HRTT-tutkimus	5	140
Epäily virtsatiekivistä (ns. kylkikipu-TT)	7	330
Epäily lymfoomasta	11	970
Trauma-TT (vartalo)	17	1300
TT-kolonoskopia (vatsallaan)	6,5	vatsallaan + selällään yht. 930
TT-kolonoskopia (selällään)	12	

\* CTDI<sub>vol</sub> on sama kuin aiemmassa päätöksessä (19/310/07) käytetty MSAD<sub>w</sub>.  
\*\* DLP on sama kuin aiemmassa päätöksessä (19/310/07) käytetty DLP<sub>w</sub>.

Kuva 2. TT-tutkimusten vertailutasoja (STUK 2013b, 2).

Annosmittausten tuloksia käytetään laadunvarmistukseen ja tutkimusten optimointiin sekä kollektiivisen säteilyaltistuksen arviointiin tilastollisesti. Ensisijaisesti niissä tutkimuksissa, joissa potilasannos on suuri tai joita tehdään paljon, pyritään annoksia määrittämään. (Komppa & Korpela 2000, 664-665.)

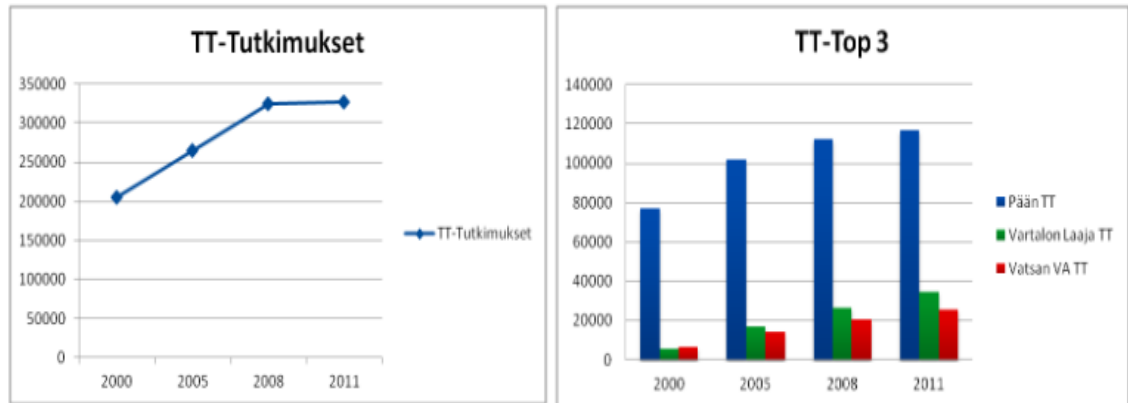
Röntgentutkimuksissa on mahdollista mitata joko pinta-annos potilaan iholla tai pinta-alan ja annoksen tulo säteilykeilassa. Mittari ei saa näkyä häiritsevästi kuvassa eikä vaikuttaa olennaisesti säteilyn ominaisuuksiin. Mittauksia voidaan suorittaa myös potilasta mallintavan fantomin pinnalla. (Komppa & Korpela 2000, 665-666.) Annos- ja kuvanlaatumittauksissa käytetään akryylimuovista valmistettua standardoitua fantomia. Fantomi asetetaan TT-laitteeseen leiketasojen vastaisesti ja keskitetään käyttämällä laitteen lasereita. Kuvausarvot ovat normaalkokoista potilasta vastaavat. (STUK 2004, 12, 24.)

Tietokonetomografiassa mitatut HU-arvot ovat säteilyn vaimenemisen pohjalta tietyille pikselille määritetyjä arvoja, jotka edustavat kudosten tiheyseroja kuvausalueella. Testifantomeissa tiheyseroja mallinnetaan eri materiaaleilla, joiden HU-arvot ovat tiedossa. On kuitenkin huomioitava, että tiettyjen materiaalien arvot voi vaihdella laitteiden välillä. (Sande ym. 2010, 5123.)

Mittauksia tehtäessä tulee aina ottaa huomioon tietty mittausepävarmuus. Tähän vaikuttavia tekijöitä ovat muun muassa mittausmenetelmä, mittausolosuhteet, mittalaitteen ominaisuudet ja myös itse mittauksen tekijä. Muun muassa säteilykentän koko, säteilyn laatu ja mittausetäisyys aiheuttavat säteilymittauksiin epävarmuuksia toistettavuuden, vasteen ja mittalaitteen lisäksi. Usein näistä aiheutuu ainakin 10%:n virhe. (STUK 2008 15-16.)

#### 1.6 Potilaan sädeannos TT:ssa

Tietokonetomografiatutkimusmäärien kasvu on hidastunut, mutta yleisimpien tutkimusten osuus on kasvanut viime vuosina (Kuva 3) (Lajunen 2014, 3). Nykyisillä laitteilla saadut kuvat ovat tarkempia ja näin ollen diagnostisuus on tehokkaampaa. Tämä voi omalta osaltaan selittää TT-tutkimusmäärien kasvua. (Karpinen & Järvinen 2006, 3.)



Kuva 3. TT-tutkimusmäärät (Lajunen 2014, 3).

Kuntaliiton koodien mukaan TT-tutkimusten lukumäärällinen kasvu on hidastunut. Kuitenkin yleisimpien tutkimusten, kuten pää-, laaja vartalo- ja vatsan varjoainekuvausmäärät ovat edelleen kasvussa. (Lajunen 2014, 3.) TT:n osuus väestöannoksesta on 58% (Lajunen 2014, 3.), vaikka kaikista radiologisista tutkimuksista sen osuus on vain noin 9% (STUK 2013a, 12). Kuvantamisyksiköiden siirtyttyä monileikelaitteisiin ovat potilasannokset keskimääräisesti kasvaneet 30% (Karppinen & Järvinen 2006, 3).

Yleisimmissä tietokonetomografiakuvauksissa säteilyannokset ovat vaihdelleet jopa seitsemänkertaisesti samoilla indikaatioilla ja vieläpä samoilla laitemalleilla kuvattaessa. Suomessa eri sairaaloiden välillä TT:sta saatu sädeannos on vaihdellut enimmillään viisinkertaisesti. Pääasiassa syyt tähän ovat erot laitetekniikassa ja tavoissa käyttää laitetta sekä puutteet kuvausohjelmien optimoinnissa. Näiden johdosta potilaat saattavat altistua tarpeettoman suurille sädeannoille. Suomalaisten keskimääräinen sädeannos vuodessa on 3,2 mSv, josta TT-kuvausten osuus on 0,26 mSv. (Kortesniemi & Lantto 2015, 42.)

TT-tutkimuksissa oikeutusarviointi on ensiarvoisen tärkeää. Tutkimukset tulee suorittaa indikaation mukaisesti laadituilla kuvausprotokollilla ja niiden tulee olla kliinisesti perusteltuja. Vatsaradiologiyhdistyksen mukaan kuvanlaatu on usein parempi ja sädeannos suurempi kuin diagnostiikka tai indikaatio vaatisivat. Nuorilla potilailla ja benigneissä taudeissa olisi suositeltavaa käyttää matalamman sädeannoksen kuvaustapaa, jolloin ALARA (as low as reasonably achievable, (STUK 2016a)) -periaate korostuu (Jartti ym. 2012, 3).

## 1.7 Säteilyn vaikutus

Perinteisessä röntgenkuvantamisessa kuvausalueen pinta vastaanottaa 100% säteilystä ja annososuus laskee nopeasti mentäessä syvemmälle potilaan kudoksiin. Säteilyn poistuessa potilaasta suurin osa siitä on absorboitunut tai sironnut. Onkin tavallista, että poistuva osuus on vain prosentin luokkaa eikä annosero pinnalla ja potilaan keskellä ole läheskään yhtä suuri. (Romans 2011, 166.)

TT:ssa merkittäviä annoksia saavat myös syvemmällä sijaitsevat elimet (Kortseniemi 2008). Tämä johtuu siitä, että pienenergiset fotonit suodatetaan tehokkaammin, jolloin säteily on läpätunkevampaa röntgenfotonien energian (keV) kasvusta johtuen ja pienempi osuus siitä absorboituu tai siroaa sen kulkiessa potilaan läpi. Lisäksi säteet tulevat kaikista suunnista luoden tasaisemman annosjakuman, jonka tasaisuus kuitenkin vähenee SFOV:n ja potilaan paksuuden kasvassa. (Romans 2011, 166.)

Kun efektiivinen annos kerrotaan vastaavalla riskikertoimella, saadaan arvio säteilyn aiheuttamasta syöpäriskistä. Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta ICRP on määrittänyt syöpäkuoleman riskikertoimeksi koko väestölle 0.05/Sv. Tämä tarkoittaa, että keskimääräisen efektiivisen annoksen ollessa 1 Sv siitä aiheutuva syöpäkuoleman keskimääräinen elinikäinen todennäköisyys olisi 5 prosenttia. Röntgentutkimuksista aiheutuva keskimääräinen efektiivinen annos Suomessa per tutkimus on noin 0.6 mSv ja asukasta kohti vuodessa noin 0.5 mSv. Vatsan TT-tutkimuksen efektiivinen annos on 12 mSv. (Komppa & Korpela 2000, 664-665.)

Eri elimien ja kudosten syöpäherkkyys vaihtelee. Tämän vuoksi tarvitaan kudosten painotuskertoimia efektiivisen annosten laskemiseen (Kuva 4). Säteilyn aiheuttamaa haittaa tai riskiä kuvattaessa voidaan käyttää suureita absorboitunut annos, ekvivalenttiannos ja efektiivinen annos sekä DLP ja CTDI. (Tapiovaara ym. 2004, 128 & 130.)

Kudos tai elin <sup>1</sup>	Painotuskerroin $w_T$
Sukurauhaset	0,20
Punainen luuydin	0,12
Paksusuoli*	0,12
Keuhkot	0,12
Mahalaukku	0,12
Virtsarakko	0,05
Rintarauhaset	0,05
Maksa	0,05
Ruokatorvi	0,05
Kilpirauhanen	0,05
Iho	0,01
Luun pinta	0,01
Muut kudokset ja elimet, yhteensä **2	0,05

Kuva 4. Eri kudosten ja elinten painotuskertoimia (Marttila 2002, 81).

### 1.8 Vatsan TT-kuvaus

Dose DATAMED (2008) -tutkimuksessa käy ilmi, että Euroopassa vatsan alueen TT-tutkimuksista aiheutuvat suurimmat efektiiviset annokset ja suurin osa väestön kollektiivisesta annoksesta (Jartti ym. 2012, 1). Efektiivinen annos vatsan tutkimuksessa on 12 mSv (STUK 2016b). Vatsan alueen kuvausindikaatiot ovat lisääntyneet ja samalla diagnostinen vaatimustaso on noussut. Tässä vatsan alue on erityisen haastava, sillä vatsan elinten diagnostiikassa pienten tiheyserojen näkyminen on usein tärkeää. (Jartti ym. 2012, 1.)

Vatsan alueen tutkimuksissa kuvausalueelle sijoittuvia säteilyherkkiä elimiä ovat sukurauhaset, punainen luuydin, paksusuoli, mahalaukku, virtsarakko, maksa ja munuaiset (Marttila 2002, 81; Sabarudin 2015, 5). Edellä mainitulla alueella tutkimusindikaationa on usein ylävatsan parenkyymien tutkiminen. Kun tutkitaan niin sanottuja kiinteitä elimiä tai niissä mahdollisesti esiintyviä pesäkkeitä on matalakontrastin erotuskyky erityisen tärkeää. (Jartti ym. 2012, 5.)

Sen sijaan esimerkiksi kuvattaessa virtsatiekiviä tai paksusuolen polyypppejä se ei ole oleellinen, koska tällöin kontrastiero kohteen ja ympäristön välillä on luonnostaan suuri. Kuvissa sallitaan näin ollen enemmän kohinaa eli sädeannosta



voidaan laskea huomattavasti. (Jartti ym. 2012, 10.) Niin sanotussa huumevat-satutkimuksessa TT on perinteistä röntgenkuvaa sensitiivisempi ja antaa lisäksi tarkempaa informaatiota vierasesineiden sijainnista (Gans ym. 2012, 531).

Suoliston seinämiä tutkittaessa ympärillä oleva rasvakudos ja ilma tai neste suo-len sisällä luovat TT-tutkimukselle hyvän kontrastieron. Näin ollen voidaan käyt-tää pienempää sädeannosta. Tämä on hyödyllistä akuutin vatsan kuvauksissa, joissa suoliston alueelle paikantuu suuri osa patologiasta. Vatsan natiivikuvauk-sissa tulisi käyttää matalampaa putkivirtaa, jos se on osa monivaiheista vatsan kuvausta. Mikäli kuvaus tehdään ainoastaan natiivina, on suositeltavaa pyrkiä keskitasoiseen kuvanlaatuun. (Jartti ym. 2012, 10.)

Tietokonetomografiasta on erityisesti helikaali-TT:n käyttöönoton jälkeen tullut yhä hyödyllisempi akuutin vatsakivun tutkimuksissa. TT:lla tiedetään olevan pa-rempi diagnostinen tarkkuus kuin kaksikulotteisilla röntgenkuvilla. Kun indikaa-tiona on akuutti vatsakipu, natiivi-TT:n on todettu antavan luotettavaa informaa-tiota. Sen onkin odotettu korvaavan vatsan kaksikulotteiset röntgenkuvat koko-naan ylivertaisen tarkkuutensa ansiosta. Huomattavasti suurempi sädeannos on kuitenkin hillinnyt muutosta. Sädeannosta on mahdollista pienentää säilyttäen silti hyväksyttävä kuvanlaatu. (Haller ym. 2010, 113-114.)

Low dose-TT:n, jossa putkivirtaa on pienennetty noin neljännekseen alkuperäi-sestä, on todettu paikallistavan esimerkiksi virtsatiekivet yli 90 prosentin tarkkuu-della. Haller ym. (2010) toteavat tutkimuksessaan, että low dose-TT on kaksikulot-teista röntgenkuvausta informatiivisempi akuutin vatsan tutkimuksessa. Se vä-hentää tarvittavia radiologisia lisätutkimuksia ja sädeannosta on mahdollista pie-nentää kuvanlaadun kärsimättä. (Haller ym. 2010, 114.)

Tutkimukset ovat osoittaneet low dose-TT:n käyttökelpoisuuden virtsatiekivien tunnistamisessa jopa natiiviröntgenkuvausta vastaavilla annoksilla. Low dose-protokollat on todettu hyödyllisiksi myös esimerkiksi TT-kolonografiassa ja keuh-kotiivistymiä etsittäessä. Natiivi-TT-tutkimusten on todettu antavan nopeasti dia-gnostista informaatiota vatsan alueen kuvauksissa, mutta niiden tuottama sä-deannos potilaalle on huomattava. Tämä on suuri huolenaihe erityisesti niiden

nuorten potilaiden osalta, joille joudutaan tekemään useita kontrollikuvauksia. Tästä syystä sädeannoksen pienentämiselle on suuri tarve. (Udayasankar ym. 2008, 61-62.)

## 2 OPTIMOINTI

### 2.1 Indikaation mukainen kuvausprotokolla

Tehtäessä TT-tutkimusta säteilynkäytön osalta optimaalisesti on lähetteessä oltava selkeästi tutkimusindikaatio ja muut tarvittavat tiedot. Näin tutkimus voidaan optimoida niin, että diagnostisuus saavutetaan ja potilaan saama sädeannos on mahdollisimman pieni. Tämän lisäksi tutkimustekniikka tulee olla optimoitu niin, että mahdollisimman pienestä sädeannoksesta huolimatta kuvan laatu on riittävä diagnoosin tai toimenpiteen tekemiseen. Jos tehtävää tutkimusta toistetaan lyhyen ajan sisällä, voidaan uusintakuvausten osalta miettiä kohinaisempaa kuvanlaatua. (STUK 2014a, 5.)

Optimoinnin perusteina voidaan pitää hyvää suunnittelua, monipuolisia kuvausprotokollia ja riittävää asiantuntevuutta käytettävästä laitteesta. Säteilyannokseen vaikuttavat TT-laite ominaisuuksineen, määritellyt protokollat ja parametrit. Haluttu indikaation mukainen kuvanlaatu vaikuttaa oleellisesti potilaan saamaan sädeannokseen. Kuvan informaation lisääntyessä potilaan säderasitus kasvaa. Tietyn rajan ylittyttyä kuvan antama informaatio ei lisäännä ja potilaan saama sädeannos kasvaa tarpeettomasti. (Tapiovaara ym. 2004, 77-78.)

Kuvausprotokolla tulee aina valita kliinisen indikaation mukaan. Eri indikaatioille on oltava kuvausohjeet, joissa määritellään tarvittavat kuvattavat alueet, sarjojen määrä, haluttu sädeannoksen ja kuvanlaadun taso sekä muut mahdolliset ohjeet. Kuvasarjojen määrä pidetään mahdollisimman pienenä ja varjoainekuvausten yhteydessä tulee välttää turhia natiivisarjoja, sillä niistä ei yleensä saada lisähyötyä. (Jartti ym. 2012, 6-7.)

#### 2.1.1 Keskittäminen, rajausta ja suojaus

Säteilyannoksen optimointiin liittyy vahvasti potilaan huolellisesti ja tarkasti tehty keskittäminen. Tällä keskittämisellä on vaikutus Bowtie-suodattimen oikealle toiminnalle ja annosjakaumalle sekä SFOV:n valintaan. Virheellisellä keskityksellä

on merkitystä kontrastipoikkeamiin sekä kohina- ja annosjakauman heikentymiseen. (Kortesniemi 2012a, 84.) 6 cm vertikaalisuunnan keskitysvirheellä saataan lisätä potilaan saamaa annosta yli 40% (Seeram 2009, 234).

Kuvausalueen pituus on rajattava indikaation mukaisesti niin pieneksi kuin mahdollista, sillä sitä mukaa kun se pitenee, säteilyannos kasvaa. Esimerkiksi keuhkojen TT:ssa kuvausalueen lyhennys 5 cm:llä voi pienentää potilaan sädeannosta 20%. Vatsan ja keuhkojen TT:ssa liian pitkän rajauksen vuoksi potilaan efektiivinen annos ja kuvausalueen reunoilla olevien säteilyherkkien elinten, kuten sukupuolielinten, rintojen ja kilpirauhasen annokset kasvavat huomattavasti. (Kortesniemi & Lantto 2015, 45.)

Aiheeseen liittyvän tutkimustiedon lisääntyessä ja suojausmenetelmien kehittyessä on säteilysuojainten käyttö TT-tutkimuksissa yleistynyt. Suojaimilla on oma erityinen roolinsa säteilyn optimoinnin kannalta paikallisten, elinkohtaisten pintaannosten minimoinnissa. Lyijysuojaimet sijoitetaan kuvausalueen ulkopuolelle suojaamaan potilasta sironneelta säteilyltä. Niiden suhteellinen merkittävyys potilaan efektiiviseen annokseen on kuitenkin yleensä melko mitätön. (Kortesniemi 2006.)

Vismuttisuoja voidaan käyttää lähinnä potilaan kilpirauhasen, silmien ja rintojen suojaamiseen kuvausalueella. (Kortesniemi 2006.) Käytettäessä automaattista putkivirran modulointia voi vismuttisuojiin käyttö kuitenkin johtaa potilaan sädeannoksen kasvuun ja heikentyneeseen kuvanlaatuun (AAPM 2012, 1). VSKK:n uuden ohjeistuksen mukaan lyijy- tai vismuttisuojaimein käyttöä TT-kuvauksissa muulloin kuin poikkeustapauksissa ei suositella, koska varsinkin suojan lähellä kuvanlaatu kärsii eikä säteilynkäyttö ole tehokasta. (Henkilökohtainen tiedonanto Jukka Järvinen 14.7.2016.)

Edellä mainittujen ulkoisten suojaimein lisäksi on käytössä laiteteknisiä menetelmiä säteilyherkkien elinten suojaamiseksi. Organ-based tube current modulation (OBTCM) on suunniteltu vähentämään sädeannosta pinnallisille sädeherkille elimille laskemalla putkivirtaa näiden kohdalla. Tällä voidaan päästä 27-50% annossäästöön anterioristen sädeherkkien elinten osalta, riippuen kuvausalueen

anatomiasta (pää tai thorax). Käytettäessä OBTCM-menetelmää kuvan kohina ei lisäänty merkittävästi. (Duan ym. 2011, 689.)

### 2.1.2 Sädeannoksen minimointi

Uusien laitteiden tekninen kehitys on mahdollistanut sädeannoksen pienentämisen ilman kuvanlaadun heikkenemistä. Esimerkiksi parantunut sironnan vähentäminen, ilmaisinteknologian parantuminen, ylisäteilytyksen kollimointi, automaattinen putkivirran modulointi (tube current modulation eli TCM), putkijännitteen modulointi ja iteratiiviset rekonsruktiomenetelmät pienentävät potilaan sädeannosta huomattavasti. (Jartti ym. 2012, 7-8.) Edellä mainitut menetelmät voivat tuoda kymmenien prosenttien annossäästön, mutta niitä käytettäessä on varmistettava kliinisen kuvanlaadun eli diagnostisuuden säilyminen (Kortesiemi 2012a, 86).

Sädeannoksen pienentämiseksi yleisin keino on putkivirran laskeminen. Nykyisin TT-laitteissa on käytössä automaattinen putkivirran kontrolli- ja modulaatiotekniikka, joka oikein toimiessaan vähentää sädeannosta noin 20-40%. (Jartti ym. 2012, 8.) Putkivirran modulaatiolla pyritään tasoittamaan kohteen kudusrakenteesta ja geometriasta aiheutuvat erot säteilyn vaimennuksessa, jotta annosjakauma ja kuvanlaatu säilyisivät mahdollisimman vakioina koko kuvausalueella (Kortesiemi 2006).

Adaptiivinen kollimaatio vähentää helikaalikuvauksiin liittyvää overranging- eli ylisäteilytysalueen ongelmaa. Jokaisen helikaalisarjan alussa ja lopussa tarvitaan ylimääräinen röntgenputken puolikaspyörähdys, jotta kuvadataa saadaan tarpeeksi. Uusimmissa laitteissa ilmaisin avautuu asteittain kuvauksen alussa ja sulkeutuu samoin alueen loppupäässä. (Jartti ym. 2012, 9.)

## 2.2 Kuvanlaatu ja sädeannos

Kuvan teknisillä laatutekijöillä on vaikutus yksityiskohtien havaittavuuteen. Kuvanlaadun paremmuutta kuvaa se, miten pieniä yksityiskohtia tai tiheyseroja kuvista on havaittavissa. Yksittäisenä tekijänä kohina on tärkein kuvanlaadullinen

tekijä. (Tapiovaara ym. 2004, 93.) Teknistä kuvanlaatua tarkkaillaan kiinnittämällä huomiota sen ominaisuuksiin, kuten esimerkiksi kontrastiin, kontrasti-kohina-suhteeseen, erotuskykyyn ja artefakteihin. Tämä luo pohjan hyvälle kliiniseen kuvanlaadulle, joka voidaan määritellä kykynä erottaa diagnoosin kannalta olennaiset anatomiset kohteet. (Laarne 2012, 87.)

Kuvanlaatua saadaan parannettua nostamalla annosta, mutta kuvan sisällöllinen tieto ei kasva suhteessa nostettuihin kuvausarvoihin. ALARA-periaatteen mukaisesti riittävän kuvanlaadun saamiseksi on käytettävä mahdollisimman pientä sädeannosta. (Lantto 2010, 31.) Kohina lisääntyy vähennettäessä putkijännitettä tai sähkömäärää huonontaan näin kuvanlaatua (Lantto 2013, 78). Putkijännite eli kV-taso vaikuttaa kuvan kontrastiin ja samalla sädeannokseen. Paksummilla ja säteilyä enemmän vaimentavilla kohteilla on vaaditun kontrastin sallimissa rajoissa syytä käyttää suurempaa kV-arvoa. (Kortesniemi 2006.) Laskemalla putkijännitettä kohina kasvaa, jos mAs:a ei kompensoida (Kortesniemi 2012a, 86). Arvioitaessa laatua ei ole olemassa mittareita tai suositustasoja kuten sädeannoksille. Subjektivistä kuvanlaatua voidaan arvioida esimerkiksi kohinan mittaamisella tai spatiaaliresoluution määrittämisellä, joiden painotuksen määrittelevät kuvausindikaatiot. (Lantto 2010, 31.)

Natiivi-TT-kuvauksissa haettaessa tiheyseroja tarvitaan kohinaltaan vähäinen kuvaus. Kun kuvausalueella on suuria kontrastieroja, sallitaan suurempi kohina ja kuvausarvoja voidaan pienentää. (Lantto 2013, 78.) Suomen vatsaradiologiyhdistyksen suosituksen mukaan esimerkiksi virtsatiekivitutkimuksessa riittää välttävä kuvanlaatu, koska ennen tutkimusta suoritettu vesijuotto parantaa alueen kontrastieroja. Tällöin kuvissa sallitaan runsaasti kohinaa ja sädeannos jää huomattavan matalaksi. (Jartti ym. 2012, 10.) Keuhkolymfoomatutkimuksissa voidaan mA:ta laskemalla saavuttaa huomattava annossäästö kuvanlaadun pysyessä diagnostisena (Popic Ramac ym. 2013, 46). Tämän mahdollistaa luonnollinen kontrastiero keuhkoparenkyymin ja tiivistymien välillä (Furlow 2014, 308). Toisaalta taas etsittäessä vierasesineitä ei kuvanlaadulta vaadita diagnostiisuutta, vaan riittää, että mahdollinen kohde erottuu (Gans ym. 2012, 530).

Koska TT-kuvan informatiivisuuden arviointi on subjektiivista, ovat mitattavissa olevat suureet riittämättömiä kattamaan kaikkia oikean diagnoosin tekemiseen edellytettyjä tekijöitä. Kuvanlaadulta vaadittu diagnostinen minimitaso rajoittaa sädealtistuksen minimointia, ei niinkään tekniikka itsessään. (Kortesniemi 2008.)

TT:ssa sädeannos kasvaa kuvanlaadun parantuessa. Laitteen tekniset ominaisuudet, kuvattava kohde ja erityisesti laitteen käyttö- ja kuvaustavat vaikuttavat kuvanlaatuun ja sädeannokseen. Pienten tiheyserojen (kontrastiresoluutio) tai hienojen yksityiskohtien (paikkaerotuskyky) parempi erottuminen kertoo paremmasta kuvanlaadusta. Vatsan alueella kiinnitetään useimmiten eniten huomiota pienten tiheyserojen havaitsemiseen, mikä määräytyy kohinan ja artefaktien perusteella. Sädeannoksen ja kuvausarvojen pienentäminen aiheuttaa lisää kohinaa, mikä heikentää kuvanlaatua ja yleisesti ottaen pienten tiheyserojen näkymistä. (Jartti ym. 2012, 5.)

Matalakontrastin erotuskyky riippuu olennaisesti kohinasta, sillä esimerkiksi maksapesäke voi peittyä runsaaseen kohinaan. Korkea kohinataso on toisaalta hyväksyttävää niillä elinalueilla, joilla kontrastiero löydöksen ja taustan välillä on luonnostaan suuri. Kontrastia lisää putkijännitteen lasku, mutta siihen vaikuttavat myös kuvaus- ja rekonstruktioparametrit. (Jartti ym. 2012, 5.)

Määrällisesti kohinaa voidaan kuvata HU-arvojen standardideviaationa (SD). Sädeannoksen nosto vähentää kohinaa ja päinvastoin. Useat tekijät, kuten putkivirta, putkijännite, potilaan paino, leikepaksaus sekä rekonstruktiosuodatin vaikuttavat kohinaan. (Jartti ym. 2012, 5.) Näistä rekonstruktiosuodatin eli kernel määrittää suhteen kuvan paikkaresoluution ja kohinan välillä. Pehmeää kerneliä käytettäessä kohina laskee mutta paikkaresoluutio heikkenee. Vaikutus on päinvastainen, kun käytössä on terävä kernel. (Yu & Leng 2010, 1.)

### 3 OPINNÄYTETYÖN TARKOITUS JA TAVOITE

Opinnäytetyön tarkoituksena oli luoda röntgenosaston tietokonetomografialaitteelle matala-annos (low dose) -protokolla vatsan natiivitutkimuksia varten. Näin pyrittiin kehittämään osaston toimintaa tähdäten potilaan saaman sädeannoksen minimoimiseen säilyttäen kuvanlaatu diagnostisena. Toimeksianto tehtävään saatiin sairaanhoitopiirin sairaalafysikolta perustuen sisäisestä auditoinnista (KLIARY 2015) saatuihin tuloksiin.



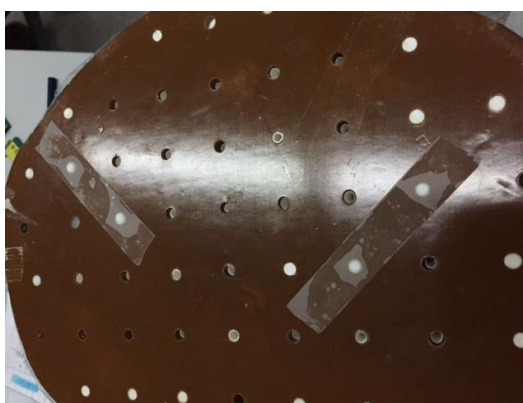
## 4 OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS

### 4.1 Tutkittavien parametrien valinta

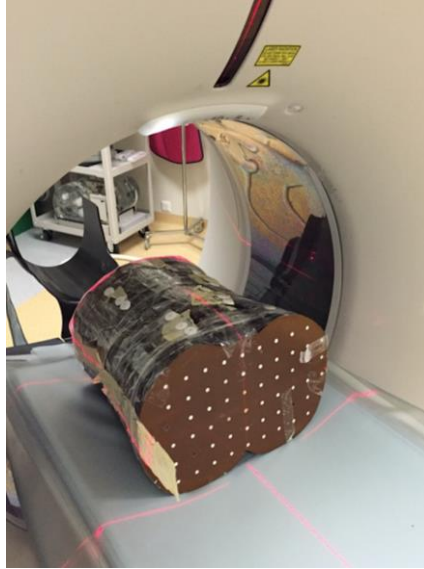
Mittauksissa tutkittavat parametrit valittiin kohdeosastolla yhteistyössä sairaala-fyysikon, opinnäytetyön ohjaajan ja laitteen vastaavan röntgenhoitajan kanssa. Tukena valinnalle toimi sisäisessä auditoinnissa käytetty taulukko. Tämän pohjalta luotiin mittaustulosten järjestelmällisessä keräyksessä tarvittava kaavake.

### 4.2 Referenssimittaukset

Referenssimittaukset suoritettiin vartalofantomien (Alderson RANDO) avulla saman sairaalan toisella röntgenosastolla, jossa low dose-protokolla on jo käytössä. Laitte on eri valmistajan kuin kohdeosastolla, joten protokollan siirtäminen ei ole mahdollista. Kuvista tarkasteltiin kuvanlaatua ja sädeannosta, joita myöhemmin verrattiin kohdelaitteella tehtyjen mittausten tuloksiin. Todellisia elinannoksia mitattiin termoloistedosimetrien avulla, jotka asetettiin vartalofantomiin (Kuvat 5 ja 6) maksaa, kohtua ja vatsaa vastaaviin kohtiin. Dosimetrit luettiin käyttöön tarkoitettulla laitteella ja saadut annokset kirjattiin taulukkoon. Elinannokset mitattiin lisäperusteeksi low dose-protokollan tarpeellisuudelle.



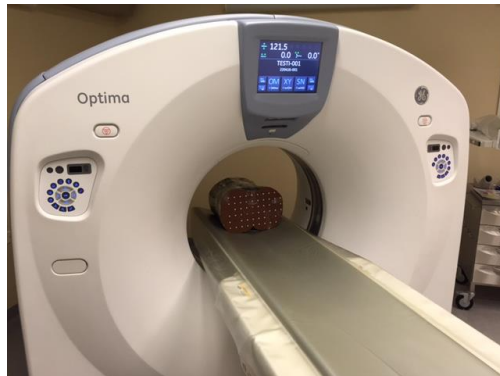
Kuva 5. Termoloistedosimetrit Alderson RANDO-fantomissa.



Kuva 6. Alderson RANDO-fantomin asettelu osaston 1 TT:ssä.

#### 4.3 Varsinaiset mittaukset

Varsinaiset mittaukset suoritettiin kohdeosastolla yhdessä sairaalafysiikon, opin-  
näytetyön ohjaajan ja laitteen vastaava röntgenhoitajan kanssa. (Kuva 7). Referenssimittaus tehtiin vatsan natiiviprotokollalla ja tämän jälkeen kuvausparamet-  
reja muutettiin systemaattisesti. Tulokset kirjattiin ennalta laadittuun taulukkoon.

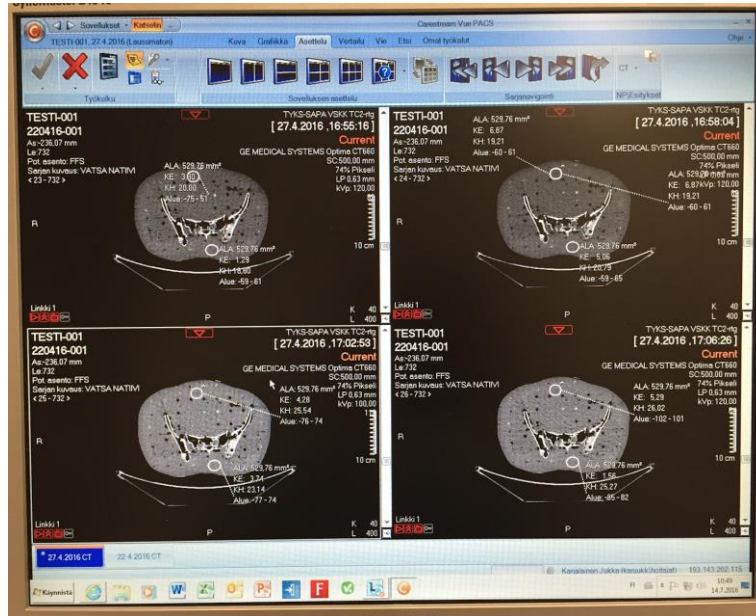


Kuva 7. Fantomien asettelu osasto 2:n TT:ssä.

#### 4.4 Tulosten analysointi

Kuvatuista leikkeistä kirjattiin HU-lukujen keskihajonnat eli kohinan määrä kussa-  
kin leikkeessä käyttäen kahta eri ROI:ta ja laskien niistä keskiarvot (Kuva 8).

ROI:t asetettiin jokaisessa leikkeessä samoihin kohtiin mahdollisimman homogeenisille alueille. Kerättyä dataa analysoitiin vertaamalla referenssilaitteella mitattuja arvoja kohdelaitteen vastaaviin ottaen huomioon kunkin muutettavan parametrin vaikutukset. Tällä haettiin optimaalista kuvanlaadun ja sädeannoksen suhdetta. Analysoinnin tuloksena tehtiin johtopäätökset ja ehdotus uudessa low dose-protokollassa käytettävistä kuvausparametreista.



Kuva 8. ROI:n mittauksia.

## 5 EETTISYYS JA LUOTETTAVUUS

Toimeksianto kehittää röntgenosastolle low dose-protokolla vatsan natiivi-TT-tutkimukselle saatiin sairaalafyysikolta sairaanhoitopiirin sisäisen auditoinnin perusteella. Työllä oli mahdollisuus kehittää osaston toimintaa ja edesauttaa potilaan saaman sädeannoksen pienentämistä. Aiheelle saatiin hyväksyntä kohdeosaston radiologilta ja osaston tietokonetomografialaitteen vastaavalta hoitajalta. Esitely tekijöistä sekä kuvaus opinnäytetyöstä lähetettiin kuvantamiskeskuksen ylihoitajalle ja kohdeosaston osastonhoitajalle.

Protokollan kehittämisessä tarvittavat annos- ja kuvanlaatutiedot kerättiin fantomimittauksilla. Tutkimukselle saatiin lupa sairaanhoitopiirin kliiniseltä tutkimuskeskukselta. Kerätty data kirjattiin ennalta laadittuun taulukkoon, jonka opinnäytetyön ohjaaja ja sairaalafyysikko olivat hyväksyneet.

Mittauksissa käytettiin standardoitua fantomia ja kuvausarvot olivat normaalikoista potilasta vastaavat. Elinannosmittauksia tehtäessä tuli huolehtia siitä, että kaikki dosimetrit olivat kuvausalueen sisällä. Mittausepävarmuutta saattoi aiheuttaa kunkin dosimetrin asento fantomin sisällä sekä itse fantomin rakenne.

Selvitys mittauksissa muutettavista parametreista laadittua taulukkoa varten tehtiin kohdeosastolla yhdessä opinnäytetyön ohjaajan, sairaalafyysikon ja laitteen vastaavan röntgenhoitajan kanssa. Varsinaiset mittaukset suoritettiin edellä mainittujen ohjauksessa. Työn toistettavuus varmistettiin fantomin huolellisella asetelulla ja keskittämällä laitteiden laserien avulla sekä vakioimalla kuvausalueen pituus.

Kerätty data siirtyi sairaalan tietojärjestelmään, jossa se on sairaanhoitopiirin käytettävissä. Mittauksista saadut tiedot kirjattiin taulukkoon, johon merkittiin kuvailekkeen tunnistetietojen lisäksi mitatut HU-lukujen keskihajonnat, käytetyt kuvausparametrit ja annokset. Myös nämä tiedot luovutettiin sairaanhoitopiiriin käyttöön.

## 6 TULOKSET

Vertailtaessa osaston 1 standardi- ja low dose-protokollia keskenään (Taulukko 1) niiden DLP-annosero on noin 31% ja kohinaa on vajaa 9% enemmän. Osaston 2 vatsatutkimuksen standardi-TT-protokollan annos on huomattavasti suurempi kuin osaston 1 vastaava ja keskihajonta eli kohina on suurempaa. Mittaustulos-taulukko kokonaisuudessaan on esitetty liitteessä 1. Taulukkoa lukiessa on syytä huomioida, että osaston 1 kohdalla leikepaksuus tarkoittaa rekonstruktioleikepak-suutta ja osaston 2 kohdalla raakadatan leikepaksuutta.

Taulukko 1. Osaston 1 standardi- ja low dose-protokollien vertailu.

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm	mAs / ref	Tube Current mA	Max Tube Current mA	Pitch (helical)	SD	Kernel
2	Os.1 Alderson RANDO standardi TLD	120	500/40		stan.	16,362	102,3	2,8	324	5	32,8	66	30	65/0,813	15	FC18
3	Os.2 Alderson RANDO low dose TLD	120	500/30		stan.	18,448	70,4	1,9	324	5	20,1	40	60	65/0,813	20	FC18

Muuttaessamme iteratiivisen rekonstruktion arvoa 40%:sta 50%:in (Taulukko 2) (rivit 9 ja 14; 100kV, NI 42, minimi-mA 30) havaitsimme kohinan kasvavan 2,3% annossäästön noustessa 16,9%.

Taulukko 2. Iteratiivisen rekonstruktion muutos.

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
9	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:12	100	500/30	42	40 %	23,31	92,1	2,49	324	0,625
14	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:22	100	500/30	42	50 %	23,84	76,53	2,07	324	0,625

Noise index:ä (NI) kasvattaessa (Taulukko 3) (rivit 14-18; 100kV, minimi-mA 30, iteratiivinen 50%) DLP pienenee, mutta pieneneminen hidastuu mitä enemmän kohinaa sallitaan. Keskihajonnan kasvu on lineaarista suhteessa NI:n kasvuun.

Taulukko 3. NI:n muutos.

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
14	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:22	100	500/30	42	50 %	23,84	76,53	2,07	324	0,625
15	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:24	100	500/30	43	50 %	23,76	72,95	1,97	324	0,625
16	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:25	100	500/30	45	50 %	26,26	66,61	1,8	324	0,625
17	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:26	100	500/30	46	50 %	28,73	63,66	1,72	324	0,625
18	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:28	100	500/30	47	50 %	28,4	60,96	1,65	324	0,625

Leikepaksuuden kaksinkertaistuksessa (Taulukko 4) (rivit 9 ja 13; 100kV, NI 42, minimi-mA 30, leikepaksuudet 0,625mm ja 1,25mm), kasvaa keskihajonta 12,2%:lla ja DLP pienenee 23,5%.

Taulukko 4. Leikepaksuuden muutos.

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
9	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:12	100	500/30	42	40 %	23,31	92,1	2,49	324	0,625

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
13	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:20	100	500/30	42	40 %	26,16	70,45	1,9	324	1,25

kV:n lasku 120 → 100 (Taulukko 5). (rivit 5 ja 7; NI 43, minimi-mA 90, iteratiivinen 40%) johtaa keskihajonnan kasvamiseen 20,3%:lla ja DLP:n pienenemiseen 36,7%:lla.

Taulukko 5. kV:n muutos.

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
5	Os.2 Vatsa Alderson RANDO standardi referenssi klo 16.54	120	500/90	42	40 %	19,4	145,41	3,93	324	0,625

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
7	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:07	100	500/90	42	40 %	23,34	92,02	2,49	324	0,625

Laskettaessa minimi-mA:ta 90 → 30 (Taulukko 6) (rivit 5 ja 8; 120kV, NI 42, iteratiivinen 40%) havaitsimme 40,6% annossäästön, mutta keskihajonta kasvaa 32,2%:a. Vastaava muutos kun kV on 100 (rivit 7 ja 9) ei johda merkittäviin muutoksiin keskihajonnassa ja annoksessa.

Taulukko 6. Minimi-mA:n muutokset.

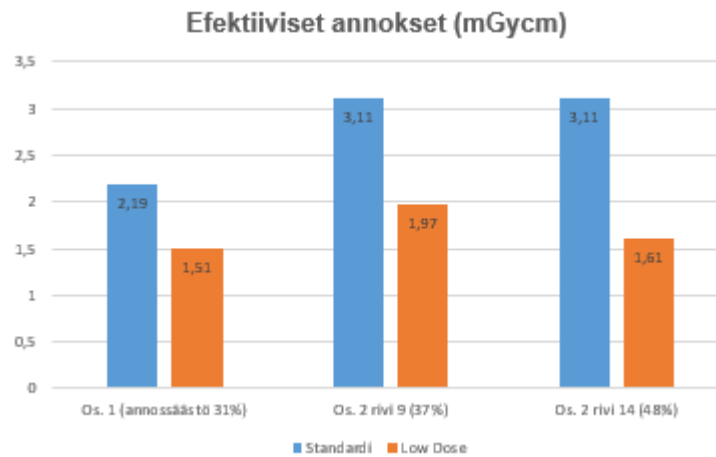
1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
5	Os.2 Vatsa Alderson RANDO standardi referenssi klo 16.54	120	500/90	42	40 %	19,4	145,41	3,93	324	0,625

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
8	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:10	120	500/30	42	40 %	25,65	86,39	2,33	324	0,625

1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
7	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:07	100	500/90	42	40 %	23,34	92,02	2,49	324	0,625

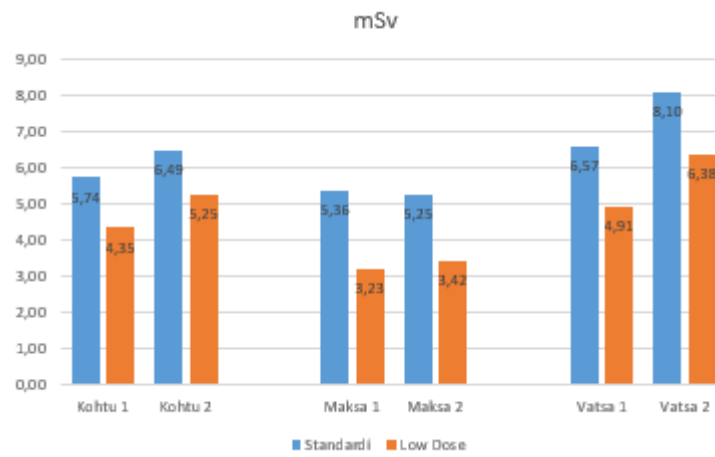
1	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Iterat. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CT DIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm
9	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:12	100	500/30	42	40 %	23,31	92,1	2,49	324	0,625

STUK:n tilastojen avulla määrittämämme konversiokertoimen ja mittaamiemme annosten tulona ( $0,021 \cdot \text{DLP}$ ) laskimme efektiiviset annokset standardi- ja low dose-protokollille (Kuva 9). Rivien 9 ja 14 parametreilla päästään huomattavaan annossäästöön suhteessa standardi-protokollaan. Efektiivinen annos jää kuitenkin suuremmaksi kuin osaston 1 low dose-protokollalla.



Kuva 9. Efektiiviset annokset.

Osaston 1 TT:lla termoloistedosimetrien avulla suoritettujen elinannosmittausten tuloksista käy ilmi, että low dose:lla päästään keskimäärin 1,66mSv:n eli noin 27 prosentin annossäästöön, kun tarkastellaan kohdun, maksan ja vatsan annoksia (Kuva 10).

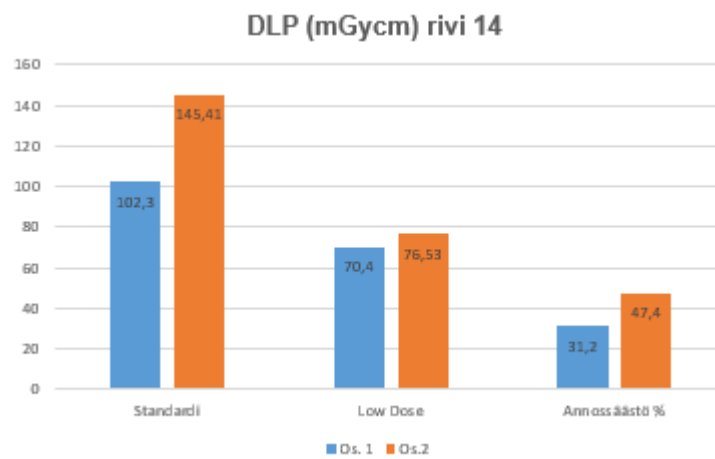


Kuva 10. Osaston 1 TT:lla mitatut elinannokset.



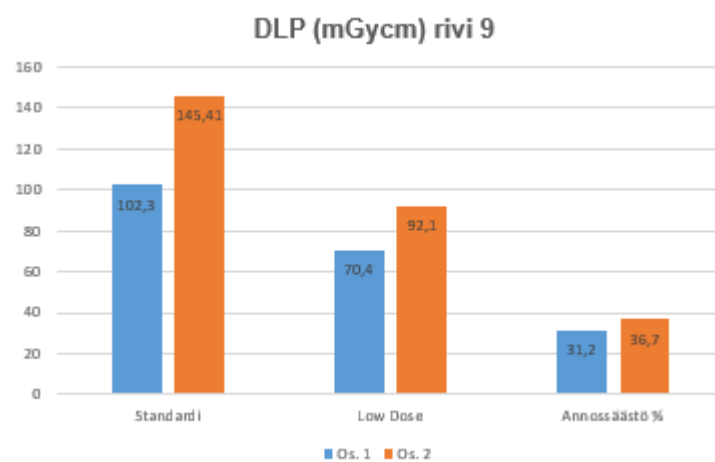
## 7 LOPUKSI

Analysoituamme mittaustuloksia päädyimme seuraaviin kuvausparametreihin: 100kV, minimi-mA 30, noise index 42 ja iteratiivinen rekonstruktio 50% (Kuva 11). Näillä arvoilla on mittaustemme mukaan mahdollista saavuttaa 47,4%:n annossäästö kohinan kasvaessa 22,9%. Näitä kuvausarvoja tulisi käyttää kuvattaessa normaalikokoisia tai hoikkia potilaita.



Kuva 11. Annosvertailua.

Tulosten analysoinnin pohjalta käydyn keskustelun jälkeen pohdimme myös rivin 9 parametrien käyttöä. Ainoana erona riviin 14 on iteratiivisen rekonstruktion arvo 40% (Kuva 12).



Kuva 12. Annosvertailua.

Rivien 14 ja 9 keskihajonnan eli kohinan ero toisiinsa on ainoastaan 0,53 yksikköä ja annossäästöä rivin 14 parametreilla tulee 22,6% enemmän. Liian suurta kohinan kasvua on kuitenkin mahdollista kompensoida laskemalla NI:ä tai nostamalla minimi-mA:a.

Raakadatan leikepaksuuden kaksinkertaistaminen (Taulukko 4) tuo 23,5%:n annossäästön kohinan kasvaessa vain 12,2%. Se ei silti ole edullinen vaihtoehto, koska se vaikuttaa MPR:n tekemiseen heikentävästi.

Osasto 1:n low dose-protokollassa on hyväksytty 9%:n kasvu kohinassa ja arvioidessamme kuvanlaadun heikkenemistä käytimme sitä vertailutasona. Näin ollen arviomme low dose-protokollassa hyväksyttävästä kuvanlaadusta perustuvat pelkästään mitattuihin HU-lukuihin, joiden mittaus ei ole riippuvainen käytetyn näytön tarkkuudesta. Lopullista kuvanlaatua määritettäessä tulisi kuitenkin käyttää diagnostista näyttöä. Päätöksen riittävästä kuvanlaadusta ja käytettävistä parametreista tekee radiologi yhteistyössä sairaalafyysikon ja röntgenhoitajan kanssa.

Suoritettujen mittausten tulokset tukevat kirjallisuudesta saatua tietoa low dose-protokollan eduista ja diagnostisuudesta kaksiulotteisiin röntgenkuviin verrattuna. Tulosten pohjalta on mahdollista kehittää protokolla kyseiselle laitteelle. Näin päästään pienellä kuvanlaadun heikkenemisellä huomattavaan annossäästöön.

Opinnäytetyötä tehdessämme nousi esille kolme jatkotutkimusongelmaa. Mielestämme olisi hyvä tehdä selvitys muista mahdollisista TT-kuvauskohteista, joissa low dose-protokollasta olisi hyötyä. Myös low dose-protokollien käyttöä suurikoisten potilaiden kuvantamisessa olisi syytä tutkia. Näiden lisäksi pohdimme magneettikuvauksen mahdollisuuksia akuutin vatsakivun tutkimuksessa, jolloin potilas välttyisi säderasitukselta kokonaan.

## LÄHTEET

AAPM – American Association of Physicists in Medicine. 2012. AAPM Position Statement on the Use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT scanning. PP 26-A, 1-4.

Duan, X., Wang, J., Christner, J., Leng, S., Grant, K. & McCollough, C. 2011. Dose Reduction to Anterior Surfaces with Organ-Based Tube-Current Modulation: Evaluation of Performance in a Phantom Study. *American Journal of Roentgenology*. 197:3, 689-695,

Furlow, B. 2014. Low-Dose Computed Tomography Lung Cancer Screening. *Radiologic Technology*. 85, 297-318.

Gans, S., Stoker, J. & Boermeester, M. 2012. Plain abdominal radiography in acute abdominal pain; past, present, and future. *International Journal of General Medicine*. 5, 525-533.

Gupta, R., Cheung, A., Soenke, H., Lissauskas, J., Grasmuck, M., Leideker, C., Schmidt, B., Flohr, T. & Brady, T. 2008. Flat-Panel Volume CT: Fundamental Principles, Technology, and Applications. *RadioGraphics*. 28:7, 2009-2023.

Haller, O., Karlsson, L. & Nyman, R. 2010. Can low-dose abdominal CT replace abdominal plain film in evaluation of acute abdominal pain?. *Upsala Journal of Medical Sciences*, 115:2, 113-120.

Hallinen, E. 2013 TT:ssä käytetyt annossuureet, elinannosten määrittäminen ja vertailutasot. Sädeturvapäivät. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?759>. Viitattu 23.2.2016.

Hara, A., Paden, R., Silva, A., Kujak, J., Lawder, H. & Pavlicek, W. 2009. Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study. *American Journal of Roentgenology*. 193: 764-771.

Husso, M. 2011. TT:tä Tumpeloille. Sädeturvapäivät. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?513>. Viitattu 16.12.2015.

Ihalainen, T. 2012. TT:n uutuudet. Sädeturvapäivät. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?629>. Viitattu 25.2.2016.

Jartti, A., Lantto, E., Rinta-Kiikka, I. & Vuorte, J. 2012. Vatsan tt-tutkimukset – Suositukset omien kuvauskäytäntöjen kehittämiseen. Suomen Radiologiyhdistys. <https://www.sry.fi/file.php?557>. Viitattu 16.12.2015.

Kaasalainen, T. 2012. TT:n perustekniikka. Sädeturvapäivät. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?628>. Viitattu: 16.12.2015.

Kalender, W. 2011. Computed Tomography – Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. Third edition. Publicis Publishing, Erlangen, Saksa. Publicis Publishing.

Kalra, M., Maher, M., Toth, T., Schmidt, B., Westerman, B., Morgan, H. & Saini, S. 2004. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT. *Radiology*. 233:3, 649-657.

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

Kiljunen, T. 2008. Patient Doses in CT, Dental Cone Beam CT and Projection Radiography in Finland, with Emphasis on Paediatric Patients. STUK-A232. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

KLIARY – Kliinisen auditoinnin asiantuntijaryhmä. 2015. Röntgentutkimusten syventävät auditoinnit. Suositus No 10. [http://www.clinicalaudit.net/suositus\\_no10.pdf](http://www.clinicalaudit.net/suositus_no10.pdf). Viitattu 22.11.2016.

Komppa, T. & Korpela, H. 2000. Potilaiden säteilyannokset röntgen- ja isotooppi-tutkimuksissa. *Duodecim* 116: 664-669.

Kortesniemi, M. 2012a. TT:n tekniikkaa: Kuvausparametrit ja niiden vaikutus kuvanlaatuun ja sädeannokseen. Sädeturvapäivät. [http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat\\_ids=x82xx67xx14xx85xx86x#cat86](http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x82xx67xx14xx85xx86x#cat86). Viitattu 16.12.2015.

Kortesniemi, M. 2012b. Tietokonetomografian kuvanlaskennan kehitys. CT at Sea 2012. [http://sorf.fi/doc/Kortesniemi\\_abstrakti\\_CTatSea2012.pdf](http://sorf.fi/doc/Kortesniemi_abstrakti_CTatSea2012.pdf). Viitattu 14.7.2016.

Kortesniemi, M. 2008. Tietokonetomografian kasvava säteilyaltistus. Valtakunnalliset Lääkäripäivät, Helsinki. <http://www.physicomedicae.fi/muut-julkaisut/tietokonetomografian-kasvava-sateilyaltistus>. Viitattu 16.12.2015.

Kortesniemi, M. 2006. Säteilyannos ja sen optimointi monileike-TT:ssä. CT at Sea 2006. Naantali. <http://www.physicomedicae.fi/muut-julkaisut/sateilyannos-ja-sen-optimointi-monileike-ttssa>. Viitattu 16.12.2015.

Kortesniemi, M. & Lantto, E. 2015. Tietokonetomografioiden optimointi: Säteitä säästään, laadusta tinkimättä. Duodecim 131:42-48.

Laarne, P. 2012. TT:n tekniikka ja kuvausparametrit – Kuvanlaatu ja sen arviointi. Sädeturvapäivät. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?606>. Viitattu 23.2.2016.

Lajunen, A. 2014. Röntgentoiminnan nykytila viranomaisten silmin – TT-tutkimukset. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Lantto, E. 2013. Kuvausparametrit ja niiden vaikutus kuvanlaatuun ja sädeannokseen. Sädeturvapäivät.

Lantto, E. 2010. Kuvanlaadun ja annoksen optimointi TT-tutkimuksissa – onko indikaatiopohjaiselle ajattelulle sijaa? Sädeturvapäivät.

Liu, F., Wang, G., Cong, W., Hsieh, S. & Pelc, N. 2013. Dynamic Bowtie for Fan-beam CT. <http://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/1304/1304.7701.pdf>. Viitattu 17.2.2016.

Marttila, O. 2002. 2. Suuret ja yksiköt. Teoksessa Ikäheimonen, T. (toim.) Säteily ja sen havaitseminen. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

McCullough, C., Bruesewitz, M. & Kofler, J. 2006. CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. RadioGraphics. 26:2, 503-513.

Mulkens, T., Salgado, R. & Bellinck, P. 2012. Dose Optimization and Reduction in CT of the Brain and Head and Neck Region. Teoksessa Tack, D., Kalra, M. & Gevenois, P. (toim.) Radiation Dose from Multidetector CT. Second Edition. Medical Radiology. Diagnostic Imaging. Berliini, Saksa. Springer-Verlag.

Nguyen, L., Wong, D., Fatovich, D., Yeung, J., Persaud, J., Wood, C., de Vos, D. & Mendelson, R. 2011. Low-dose computed tomography versus plain abdominal radiography in the investigation of an acute abdomen. ANZ Journal of Surgery. 82, 36-41.

Popic Ramac, J., Knezevic, Z., Hebrang, A., Radic Kristo, D., Vidjak, V., Slavica, M. & Ranogajec-Komor, M. 2013. 2. Radiation dose reduction by using low dose CT protocol of thorax. Radiation Measurements. 55, 46-50.

Pöyry, P. 2004. Annoksen ja pinta-alan tulon (DAP) mittaaminen röntgendiagnostiikassa ja DAP-mittareiden kalibrointi. Helsingin yliopisto. Tutkielma. <http://et-hesis.helsinki.fi/julkaisut/mat/fysik/pg/poyry/annoksen.pdf>. Viitattu 29.12.2015.

Rantanen, E. 2000. Säteilyn ja radioaktiivisuuden suureet ja yksiköt sekä annoksen mittaaminen. Duodecim 116, 657-659. [www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo91422.pdf](http://www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo91422.pdf). Viitattu 29.12.2015.

Romans, L. 2011. Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text. Baltimore, Yhdysvallat. Wolters Kluwer Health / Lippicott Williams & Wilkins.

Sabarudin, A. 2015. Radiation dose reduction in thoratic and abdomen-pelvic CT using tube current modulation: a phantom study. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 16:1. [http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/5135/html\\_229](http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/5135/html_229). Viitattu 29.12.2015.

Sande, E., Martinsen, A., Hole, E. & Olerud, H. 2010. Interphantom and inter-scanner variations for Hounsfield units-establishment of reference values for HU in a commercial QA phantom. Physics in Medicine and Biology. 55:17, 5123-5136.

Schmidt, B., Saltybaeva, N., Kolditz, D. & Kalender, W. 2013. Assessment of patient dose from CT localizer radiographs. *Medical Physics*. 40:8, 1-8.

Seeram, E. 2009. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*. Third Edition. Missouri, Yhdysvallat: Saunders.

Shuman, W. 2012. Lowering the Dose: Noise Indexing. SCBTMR Winter Symposium. Florida, Yhdysvallat. <http://www.scbtmr.org/Portals/9/Meetings/2012/Symposium/Lowering%20the%20Dose%20Noise%20Indexing%20-%20Shuman.pdf>. Viitattu 1.4.2016.

Säteilyturvakeskus. 2016a. Säteilysuojelun periaatteet. <http://www.stuk.fi/stuk-valvoo/sateilyn-kayttajalle/sateilytoiminnan-turvallisuus/sateilysuojelun-periaatteet>. Viitattu 23.2.2016.

Säteilyturvakeskus. 2016b. Röntgentutkimusten säteilyannoksia. Helsinki: Säteilyturvakeskus. <http://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/rontgentutkimukset/rontgentutkimusten-sateilyannoksia>. Viitattu 8.1.2016.

Säteilyturvakeskus. 2014a. Röntgentutkimukset terveydenhuollossa, ST 3.3. 5. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Säteilyturvakeskus. 2014b. Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tavanomaisissa röntgentutkimuksissa. Päätös 9/3020/2014. Helsinki. <https://www.stuk.fi/documents/12547/476916/paatos-9-3020-2014-potilaan-sateilyaltistuksen-vertailutasot-aikuisten-tavanomaisissa-rontgentutkimuksissa.pdf/5ca5353d-8bdf-48da-9123-c82f52629fb2>. Viitattu 1.4.2016.

Säteilyturvakeskus. 2013a. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2011. STUK-B 161 / Kesäkuu 2013. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Säteilyturvakeskus. 2013b. Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tietokonetomografiatutkimuksissa. Päätös 2/3020/2013. Helsinki. <http://www.stuk.fi/documents/12547/476916/paatos-2-3020-2013-potilaan-sateilyaltistuksen-vertailutasot-aikuisten-tt-tutkimuksissa.pdf/c5d96888-3ea2-4b41-a23a-a74b1d1bebda>. Viitattu 14.7.2016.

Säteilyturvakeskus. 2012. STUK Opastaa. Lasten TT-tutkimusohjeisto, STUK Syyskuu 2012. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Säteilyturvakeskus. 2008. STUK Tiedottaa, Terveystieteiden röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas, STUK 2/2008. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Säteilyturvakeskus. 2004. STUK Tiedottaa, Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen, STUK 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

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

Udayasankar, U., Li, J., Baumgarten, D., Small, W. & Kalra, M. 2008. Acute abdominal pain: value of non-contrast enhanced ultra-low-dose multi-detector row CT as a substitute for abdominal radiographs. *Emergency Radiology* 16, 61-70.

Yu, L. & Leng, S. 2010. Image Reconstruction Techniques. Image Wisely. <http://www.imagewisely.org/imaging-modalities/computed-tomography/medical-physicists/articles/image-reconstruction-techniques>. Viitattu 25.2.2016



# LIITTEET

## Liite 1. Taulukko mittaustuloksista

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
	ID-Numero	kV	max mA / min mA	Noise Index	Isot. Rekonstr.	HU-lukujen ka	DLP mGy.cm	mean CTDIvol mGy	Scanning length mm	Slice thickness mm	mAs / ref	Tube Current nA	Max Tube Current mA	Pitch (helical)	SD	Kernel
1	Os.1 Alderson RANDO standardi TLD	120	500/40		stan.	16,962	102,3	2,8	324	5	32,8	66	90	65/0,813	15	FC18
2	Os.2 Alderson RANDO low dose TLD	120	500/30		stan.	18,448	70,4	1,9	324	5	20,1	40	60	65/0,813	20	FC18
3																
4																
5	Os.2 Vatsa Alderson RANDO standardi referenssi klo 16.54	120	500/90	42	40 %	19,4	145,41	3,93	324	0,625						
6	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:01	120	500/90	45	40 %	20	145,32	3,93	324	0,625						
7	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:07	100	500/90	42	40 %	23,34	92,02	2,49	324	0,625						
8	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:10	120	500/30	42	40 %	25,65	86,39	2,33	324	0,625						
9	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:12	100	500/30	42	40 %	23,31	92,1	2,49	324	0,625						
10	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:15	100	500/30	45	40 %	26,93	80,02	2,16	324	0,625						
11	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:17	100	500/30	46	40 %	27,44	76,52	2,07	324	0,625						
12	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:19	100	500/30	47	40 %	27,96	73,26	1,98	324	0,625						
13	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:20	100	500/30	42	40 %	26,16	70,45	1,9	324	1,25						
14	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:22	100	500/30	42	50 %	23,84	76,53	2,07	324	0,625						
15	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:24	100	500/30	43	50 %	23,76	72,95	1,97	324	0,625						
16	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:25	100	500/30	45	50 %	26,26	66,61	1,8	324	0,625						
17	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:26	100	500/30	46	50 %	28,73	63,66	1,72	324	0,625						
18	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:28	100	500/30	47	50 %	28,4	60,96	1,65	324	0,625						
19	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:30	120	500/30	45	30 %	24,7	88	2,38	324	0,625						
20	Os.2 Vatsa Alderson RANDO 17:33	120	500/30	43	40 %	25,16	82,55	2,23	324	0,625						

## Liite 2. Tutkimuslupapäätös

**VARSINAIS-SUOMEN**  
**SAIRAANHOITOPIIRI**

TUTKIMUSLUPAHAKEMUS

1 / 3

Tällä lomakkeella haetaan sairaanhoitopiirin tutkimuslupaa. Jos kyseessä on rekisteritutkimus tai aikaisemmin kerätystä näytteistä tehtävä tutkimus käytetään lomaketta YHT 52a.

TurkuCRC täyttää

Lupapäätösnumero	Lupa myönnetty ajalle	Tutkimuksen projektinnumero
2/16 VSKK	2016	—

<p><b>1. Tutkimusnumero</b></p> <p style="text-align: center;"><b>T77/2016</b></p> <p>X Uusi tutkimus <input type="checkbox"/> Muutos vanhaan tutkimuslupaan. Mitä muutos koskee?</p>										
<p><b>2. Tutkimuksen nimi</b></p> <p>LOW DOSE CT – PROTOKOLLA VATSAN NATIIVITUTKIMUKSELLE</p> <p><b>Tutkimuksen lyhenne/koodi (pakollinen tieto)</b></p> <p>LD-T2</p> <p><input type="checkbox"/> Tutkijalähtöinen tutkimus X Toimeksiantajalähtöinen tutkimus, toimeksiantaja: VSSHP / Jukka Järvinen</p>										
<p><b>3. VSSHP:n vastuullinen tutkija</b> (Nimi, toimialue, sähköposti, puhelinnumero)</p> <p>Jarno Huhtanen, <a href="mailto:jarno.huhtanen@turkuamk.fi">jarno.huhtanen@turkuamk.fi</a>, 040 3550411</p> <p><b>Yhteyshenkilö</b> (Nimi, sähköposti, puhelinnumero)</p> <p>Jukka Järvinen, VSSHP, <a href="mailto:jukka.jarvinen@tyks.fi">jukka.jarvinen@tyks.fi</a>.</p>										
<p><b>4. Tutkimuksen aikataulu vuosina</b> (lupa myönnetään pääsääntöisesti enintään viideksi vuodeksi)</p> <p>2016 - 2016</p>										
<p><b>5a. Tutkittavien arvioitu lukumäärä VSSHP:ssä</b></p> <p>0</p>										
<p><b>5b. Normaalihoitoon kuulumattomien tutkimuskäyntien lukumäärä/tutkittava</b></p> <p>0</p>										
<p><b>6. Sisäiset ostopalvelut</b></p> <table style="width: 100%;"> <tbody> <tr> <td><input type="checkbox"/> Tykslab</td> <td><input type="checkbox"/> Tyks mikrobiologia ja genetiikka</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Varsinais-Suomen kuvantamiskeskus</td> <td><input type="checkbox"/> Kliininen fysiologia</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Patologia</td> <td><input type="checkbox"/> PET-keskus</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> VS lääkehuolto</td> <td><input type="checkbox"/> Kliininen tietopalvelu</td> </tr> <tr> <td><input type="checkbox"/> Kliininen neurofysiologia</td> <td><input type="checkbox"/> muu, mikä</td> </tr> </tbody> </table>	<input type="checkbox"/> Tykslab	<input type="checkbox"/> Tyks mikrobiologia ja genetiikka	<input type="checkbox"/> Varsinais-Suomen kuvantamiskeskus	<input type="checkbox"/> Kliininen fysiologia	<input type="checkbox"/> Patologia	<input type="checkbox"/> PET-keskus	<input type="checkbox"/> VS lääkehuolto	<input type="checkbox"/> Kliininen tietopalvelu	<input type="checkbox"/> Kliininen neurofysiologia	<input type="checkbox"/> muu, mikä
<input type="checkbox"/> Tykslab	<input type="checkbox"/> Tyks mikrobiologia ja genetiikka									
<input type="checkbox"/> Varsinais-Suomen kuvantamiskeskus	<input type="checkbox"/> Kliininen fysiologia									
<input type="checkbox"/> Patologia	<input type="checkbox"/> PET-keskus									
<input type="checkbox"/> VS lääkehuolto	<input type="checkbox"/> Kliininen tietopalvelu									
<input type="checkbox"/> Kliininen neurofysiologia	<input type="checkbox"/> muu, mikä									

YHT 50a VSSHP 10.2015

**VARSINAIS-SUOMEN  
SAIRAANHOITOPIIRI**

TUTKIMUSLUPAHAKEMUS

2 / 3

**7. Kustannukset**

- Kustannukset kaletaan jo olemassa olevalta projektinumerolta \_\_\_\_\_ (esim. 17065 tai 13705).  
 Tutkimukselle perustetaan uusi projektinumero.  
 Ei tutkimuksesta aiheutuvia kustannuksia, jotka laskutettaisiin VSSH:n projektinumeron kautta

**8. Lyhyt selvitys toimialueen resurssien käytöstä (tarvittaessa liitteenä)**

- Käytetään VSSH:n tiloja tai laitteita. Mita ja kenen kanssa asiasta on sovittu?  
 Tarvitaan tutkimukseen kuulumatonta henkilökunnan (esim. sihteerin) työpanosta.  
 Käytetään VSSH:n muita resursseja.

Lisää selvitys kaikista valituista kohdista.

T2 os. 947 tietokonetomografialaitte max. 2 \* 4 h.

Sairaala-fyysikko Jukka Järvinen resurssi.

**9. Muut tutkimukseen osallistuvat tutkijat**

(Nimi, toimialue)

Sairaala-fyysikko Jukka Järvinen

**10. Opinnäytetyön tai väitöskirjan suorittaja**

(Nimi, sähköpostiosoite, puhelinnumero)

Jukka Karjalainen, [jukka.karjalainen@edu.turkuamk.fi](mailto:jukka.karjalainen@edu.turkuamk.fi), [REDACTED]Riku Marjamäki, [riku.marjamaki@edu.turkuamk.fi](mailto:riku.marjamaki@edu.turkuamk.fi), [REDACTED]**Ohjaajat**

Jarno Huhtanen

Leena Walta

**11. Tutkimuksen/ opinnäytetyön ala**

- lääketiede, erikoisala:  
 hammaslääketiede  
 hoitotieteiden/hoitotyö, Valitse painopistealue  
 olen ollut yhteydessä yksiköihin, jossa alan opinnäytetyön suorittaa  
 muu, mikä Radiografia

**12. Onko tutkimus rekisteröity julkiseen tutkimusrekisteriin (ClinicalTrials.gov)?**

- Kyllä, NCTnumero \_\_\_\_\_  
 Ei, miksi?  kyseessä ei ole interventiotutkimus  
 muu syy, mikä \_\_\_\_\_

**LIIETTEET**

- kustannuserittely (valmis excel-pohja tai vapaamuotoinen)  
 tutkimussuunnitelma tai sen yhteenveto  
 sisäiset ostopalvelusopimukset  
 tutkimussopimus ja/tai muu rahoituspäätös  
 eettisen toimikunnan puoltava lausunto  
 Finnan käsittelyilmoitus
- Valviran lupa  
 THL:n lupa  
 Muu viranomainen, mikä \_\_\_\_\_  
 tieteellisen tutkimuksen rekisteriseloste

**VARSINAIS-SUOMEN  
SAIRAANHOITOPIIRI**

TUTKIMUSLUPAHAKEMUS

3 / 3

**Vastuullisen tutkijan allekirjoitus**

Allekirjoituksellani sitoudun noudattamaan VSSHP:n terveystieteellisen tutkimuksen ohjeistoa (www.turkucrc.fi) sekä hyvää tutkimustapaa ja tieteellistä käytäntöä. Mahdolliset epäilyt hyvän tieteellisen käytännön loukkaamisesta käsitellään noudattaen Tutkimuseettisen neuvottelukunnan ohjetta "Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa (www.tenk.fi).

Päiväys: 30.3.2016

Allekirjoitus:

Nimenselvennys: Jarno Huhtanen

Virka/toimi: Päätök. n. tent. peittäjä

**Lomake toimitetaan liitteineen TurkuCRC:hen (rakennus 9, 2 kerros)**

TurkuCRC toimittaa lomakkeen puollettavaksi ja hyväksyttäväksi. Saatte lupapäätöksen sähköpostiinne.

**Toimialueen, palvelualueen, tulosalueen tai liikelaitoksen  
TUTKIMUKSEN JA OPETUKSEN VASTUUHENKILÖN PUOLTO**

Päätösnumero:

Päiväys:

Allekirjoitus

Nimenselvennys: ERIKKI EEROLA

KS. LIITE

**Toimialueen, palvelualueen, tulosalueen tai liikelaitoksen johtajan päätös  
tai johtajayliääkärin päätös, VSSHP:n tutkimuslupa**

Päätösnumero: 18.4.2016

Päiväys:

Allekirjoitus

Nimenselvennys: ROBERTO BLANCO

**Jakelu:**

- vastuullinen tutkija  
 tutkimuksen puoltanut tutkimuksen ja opetuksen vastuuhenkilö  
 tarjouksen antaneet palveluyksiköt  
 taloushallinnon palvelukeskus  
 yhteyshenkilö

LIITE TUTKIMUSLUPAHAKEMUKSEEN  
TUTKIMUSNUMERO T77/2016  
LUPAPÄÄTÖSNUMERO 2/16, VSUKK

**Toimialueen, palvelualueen, tulosalueen tai liikelaitoksen  
TUTKIMUKSEN JA OPETUKSEN VASTUUHENKILÖN PUOLTO**

Päätösnumero:

Päiväys: 13.11.2016

Allekirjoitus



Nimenselvitys: HELENA LUOTO-LYBECK