



**POTILAAN PAKSUUDEN VAIKUTUS EFEKTIIVISEEN
ANNOKSEEN JA EKVIVALENTTIANNOKSEEN
VIRTSATEIDEN
TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA**

Opinnäytetyö

**Mari Heerman
Minna Romppanen**

Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

Hyväksytty __.__.__. _____

Tiivistelmä

Koulutusohjelma: Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma	
Suuntautumisvaihtoehto: -	
Työn tekijät: Mari Heerman & Minna Romppanen	
Työn nimi: Potilaan paksuuden vaikutus efektiiviseen annokseen ja ekvivalenttiannokseen virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksessa	
Päiväys: 14.12.2010	Sivumäärä / liitteet: 51 / 4
Ohjaaja: Opettaja Pirjo Leppäsaari	
Työyksikkö: Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikkö	
<p>Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, minkä suuruisia efektiivisiä annoksia ja ekvivalenttiannoksia potilaat saivat virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksissa sekä tutkia potilaan paksuuden vaikutusta säteilyannoksiin. Lisäksi tutkittiin, kuinka suuri olisi sikiön ekvivalenttiannos, jos tietämättään raskaana oleva nainen kävisi virtsateiden TT-tutkimuksessa. Tutkimuksen tavoitteena oli tuottaa uutta tietoa, jonka avulla tutkimuskäytäntöjä voidaan tarvittaessa muuttaa sekä kehittää optimoinnin keinoja.</p> <p>Tutkimus toteutettiin Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikössä. Tutkimuksen kohdejoukkona olivat potilaat, joille oli määrätty virtsateiden tietokonetomografiatutkimus Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikköön. Tarkoituksena oli saada kerättyä aineisto 3.2.2010–4.7.2010. Tälle aikavälille saatiin kuitenkin kerättyä vain 25 potilaan taustamuuttujat. Jotta 40 potilaan kohdejoukko saatiin täyteen, täytyi 15 potilaan tiedot hakea Pacs-tietojärjestelmästä. Nämä potilaat oli tutkittu 4.6.2009–6.1.2010. Tutkimuksen aineisto kerättiin strukturoiduille aineistonkeruulomakkeille, joihin kerätyt tiedot syötettiin CT-Expo-annoslaskentaohjelmaan. CT-Expo-annoslaskentaohjelma antoi numeerista tietoa potilaiden saamista efektiivisistä annoksista ja ekvivalenttiannoksista. Aineistoa analysoitiin SPSS-ohjelmalla, jolla laskettiin kahden muuttujan välisiä riippuvuuksia Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokertoimen avulla sekä arvioitiin muuttujien välistä lineaarista regressiota.</p> <p>Tutkimuksessa laskettiin efektiivinen annos sekä virtsarakon, munuaisten, kohdun, paksusuolen, kivesten, munasarjojen sekä rintojen ekvivalenttiannokset. Koko tutkimusaineiston (n = 40) efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo oli 6,4 mSv ja annokset vaihtelivat välillä 2,0 mSv–19,2 mSv. Koko tutkimusaineiston paksusuolen ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 10,1 mSv, virtsarakon 11,3 mSv ja munuaisten 11,2 mSv. Naispotilaiden (n = 17) rintojen ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 0,5 mSv, munasarjojen 10,5 mSv, kohdun 10,2 mSv ja sikiön 10,2 mSv. Miespotilaiden (n = 23) kivesten ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 8,3 mSv. Tulosten perusteella todettiin, että potilaan paksuudella on positiivista vaikutusta efektiiviseen annokseen ja ekvivalenttiannoksiin virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksessa. Potilaan paksuus selittää efektiivisestä annoksesta 65,0 prosenttia, paksusuolen ekvivalenttiannoksesta 69,8 prosenttia, virtsarakon ekvivalenttiannoksesta 70,0 prosenttia, munuaisten ekvivalenttiannoksesta 66,9 prosenttia, rintojen ekvivalenttiannoksesta 37,8 prosenttia, munasarjojen ekvivalenttiannoksesta 85,5 prosenttia, kohdun ekvivalenttiannoksesta 85,7 prosenttia, kivesten ekvivalenttiannoksesta 54,2 prosenttia ja sikiön ekvivalenttiannoksesta 85,7 prosenttia. Tutkimustuloksia tarkasteltaessa, todettiin, että vaikka naisilla paksuuden aritmeettinen keskiarvo oli pienempi kuin miehillä, olivat naisten sädeannokset kuitenkin suurempia. Lisäksi todettiin, että, efektiivinen annos ja ekvivalenttiannokset olivat naisilla riippuvaisempia paksuudesta kuin miehillä. Sikiön saamaa ekvivalenttiannosta arvioitiin kohdun saamasta ekvivalenttiannoksesta, jonka perusteella huomattiin, että sikiön saamaa ekvivalenttiannosta ei voida pitää merkityksettömänä. Tutkimus tulosten perusteella säteily voi aiheuttaa sikiössä epämuodostumia ja hermostovaurioita sekä lisätä riskiä sairastua syöpään lapsuusiällä.</p> <p>Kun tutkimustuloksia verrataan muihin tutkimuksiin, voidaan päätellä, että Mikkelin keskussairaalan virtsateiden tietokonetomografiatutkimusten kuvausparametrit ovat hyvällä tasolla. Efektiiviset annokset ja ekvivalenttiannokset olivat pieniä, mutta tutkimustulokset antavat kuitenkin viitteitä siitä, että virtsateiden TT-tutkimusten optimointia paksujen potilaiden kohdalla on hyvä tehostaa. Jatkotutkimusaiheena voisi olla samanlainen, mutta laajempi potilasannostutkimus. Tutkimuksessa voisi hyödyntää paremmin eri parametrejä, kuten potilaan pituutta ja painoa, sekä tehdä syvällisempää ja monipuolisempaa vertailua.</p>	
Avainsanat: Efektiivinen annos, ekvivalenttiannos, tietokonetomografiatutkimus, CT-Expo-annoslaskentaohjelma	
Julkinen <input checked="" type="checkbox"/>	Salainen <input type="checkbox"/>

SAVONIA UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES

Health Professions Kuopio

THESIS

Abstract

Degree Programme: Degree programme in radiography and radiotherapy	
Option: -	
Authors: Mari Heerman & Minna Romppanen	
Title of Thesis: Patient Thickness Effect to the Effective Dose and Equivalent Dose in Urinary Tract Computed Tomography Examination	
Date: 14.12.2010	Pages / appendices: 51 / 4
Supervisor: Senior lecturer Pirjo Leppäsaari	
Contact persons: St. Michel central hospital	
<p>The function of this study was to investigate how big effective doses and equivalent doses patients get to the urinary tracts computed tomography examination and how patients' thickness influence to these radiation doses. Further this research intended to investigate how big would equivalent dose of fetus be if a woman, who doesn't know of being pregnant would go to a CT-examination. This research objective was to develop new information, which help can change the examination practice and improve a optimization.</p> <p>This research was executed in the radiology unit of St. Michel central hospital. The research data was collected from 40 urinary tracts CT-examinations. The aim was to get collected the data in 3.2.2010–4.7.2010. This time frame got collected only 25 patients' data. So that 40 patients' target group got collected, should the rest of 15 patient data get to Pacs-information system. These patients' data was research 4.6.2009–6.1.2010 of St. Michel central hospital. The research data was collected in structured forms. Collected data entered to CT-Expo calculation software. Software gave numerical data of patient received effective doses and equivalent doses. This material was analyzed using SPSS-software. Dependences of two variables were calculated with SPSS-software with the help of Pearson product-moment correlation coefficient. In the research also linear dependences of two variables were estimated.</p> <p>In this research effective dose and equivalent doses to urinary bladder, kidneys, uterus, colon, testicles, ovary and breasts were calculated. The arithmetic mean of effective doses (n=40) were 6,4 mSv and doses range was 2,0 mSv–19,2 mSv. The arithmetic mean of colon equivalent doses (n=40) were 10,1 mSv, of urinary bladder equivalent doses were 11,3 mSv and of kidneys equivalent doses were 11,2 mSv. The arithmetic mean of female patients (n=17) breasts equivalent doses were 0,5 mSv and uterus equivalent doses were 10,2 mSv. The arithmetic mean of male patients (n=23) testicles equivalent dose was 8,3 mSv. Patient thickness explain to the effective dose 65,0 percent, colon equivalent dose 69,8 percent, urinary bladder equivalent dose 70,0 percent, kidneys equivalent dose 66,9 percent, breasts equivalent dose 37,8 percent, ovaries equivalent dose 85,5 percent, uterus equivalent dose 85,7 percent, testicles equivalent dose 54,2 percent and fetus equivalent dose 85,7 percent. Research results consideration noticed that the women's effective dose and equivalent dose was much dependent to patient thickness than men's. Fetus equivalent dose estimated to the uterus equivalent dose, which on noticed that the fetus equivalent dose cannot be kept insignificant. This research results on that radiation can cause the deformation and damage nervous system of the fetus and also increase the risk to get cancer.</p> <p>Comparing these results with other researches it can be said that urinary tracts CT-examinations imaging values appear to be in order in St. Michel central hospital. Effective doses and equivalent doses were small, but results tell that optimization should be enhance especially with thick patient in urinary tract CT-examination. A further research might be the same kind of patient dose research but much larger one. The research could benefit different parameters better, like patient weight and length and do much deeper and versatile comparing.</p>	
Keywords: Effective dose, equivalent dose, computed tomography, CT- Expo calculation program	
Public <u>X</u>	Secure ____

SISÄLTÖ

1 JOHDANTO	6
2 SÄTEILYN LÄÄKETIETEELLINEN KÄYTTÖ VIRTSAIDEIDEN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA	8
2.1 Tietokonetomografiakuvauksen periaate	8
2.2 Virtsateiden tietokonetomografiatutkimus.....	11
2.3 Säteilysuojelu	12
3 SÄTEILYANNOKSEN MÄÄRITTÄMINEN VIRTSAIDEIDEN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA	16
3.1 Säteilyannosta kuvaavat suureet	17
3.2 Säteilyannosten määrittäminen	18
4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA ONGELMAT	21
5 TUTKIMUKSEN TOTEUTTAMINEN	22
5.1 Tutkimusmenetelmä ja kohdejoukko	22
5.2 Aineistonkeruumenetelmät	23
5.3 Aineiston analyysi	23
6 TUTKIMUSTULOKSET	26
6.1 Tutkittavien taustatiedot.....	26
6.2 Efektiivinen annos ja potilaan paksuus	26
6.3 Paksusuolen ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus	27
6.4 Virtsarakon ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus	29
6.5 Munuaisten ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus	30
6.6 Rintojen ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus	31
6.7 Munasarjojen ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus	32

6.8 Kohdun ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus	33
6.9 Kivesten ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus.....	34
6.10 Sikiön ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus	35
7 POHDINTA	36
7.1 Tulosten tarkastelua ja johtopäätökset	36
7.2 Tutkimuksen luotettavuus	39
7.3 Tutkimuksen eettisyys.....	42
7.4 Jatkotutkimusaiheet.....	43
7.5 Oma ammatillinen kehittyminen.....	44
LÄHTEET.....	46
LIITTEET	
Liite 1. Taustamuuttujat aineistonkeruulomake	52
Liite 2. Tutkimusmuuttujat aineistonkeruulomake	53
Liite 3. Potilaiden taustatiedot	54
Liite 4. Tulokset	55

1 JOHDANTO

Suomessa tehdään vuosittain noin 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta. Vuonna 2008 Suomessa tehtiin noin 717 röntgentutkimusta tuhatta asukasta kohti. Eniten tehdään natiiviröntgentutkimuksia ja varjoaineröntgentutkimuksia, joiden yhteenlaskettu suhteellinen osuus kaikista röntgentutkimuksista oli vuonna 2008 noin 90,2 prosenttia. Tietokone-tomografiatutkimusten (TT-tutkimusten) osuus koko röntgentutkimusten kokonaismäärästä oli noin 8,3 prosenttia. (Säteilyturvakeskus 2010.) Tietokonetomografiatutkimusten määrä on ollut kasvussa vuodesta 2000 lähtien. Tätä kehitystä ennakoi myös TT-laitteiden määrän kasvu. (Säteilyturvakeskus 2005b.)

Röntgentutkimuksissa käytetään ionisoivaa säteilyä, joka on ihmisen terveydelle haitallista (Säteilyturvakeskus 2005a). Kun potilaille aiheutuvat säteilyannokset jaetaan kaikkien suomalaisten kesken, on keskimääräinen annos noin 0,5 millisievertiä (mSv) vuodessa. Laskennallisesti on pystytty arvioimaan, että vuosikymmeniä jatkuva röntgentutkimustoiminta aiheuttaisi Suomessa noin 100 syöpäkuolemaa vuodessa. Säteilyn aiheuttama yksilöllinen terveydellinen riski on kuitenkin hyvin pieni. (Säteilyturvakeskus 2009a.) Suomessa maaperän radonkaasu on ylivoimaisesti suurin säteilylähde (Jauhainen 2003).

Tehokas tapa vähentää säteilystä aiheutuvia riskejä on karsia tarpeettomia säteilytutkimuksia. Tarpeettomiksi tutkimuksiksi voidaan katsoa sellaiset tutkimukset, joilla ei ole merkitystä potilaan hoidon tai taudin määrittämisen kannalta. Potilaan säteilyaltistuksen vähentämisessä on siis oikeutusperiaatteella ja tarpeettomien tutkimusten vähentämisellä keskeinen haaste perusterveydenhuollossa. (Vartiainen 2007, 26-27.)

Suomessa astui vuonna 2000 voimaan sosiaali- ja terveysministeriön asetus (423/2000) säteilyn lääketieteellisestä käytöstä, jossa määrätään seuraamaan potilaiden saamia säteilyannoksia lääketieteellisen säteilyaltistuksen yhteydessä. Potilaiden annoksia tulee mitata vähintään kolmen vuoden välein ja niitä tulee vertailla säteilyturvakeskuksen asettamiin vertailutasoihin. Vertailutasolla tarkoitetaan ennakoon määritettyä röntgentutkimuksen säteilyannostasoa, jonka ei tulisi ylittyä normaalikokoisella potilaalla. (Sä-

teilyturvakeskus 2008.) Säteilyannoksia kuvataan seuraavilla suureilla: efektiivinen annos, ekvivalenttiansos ja absorboitunut annos (Säteilyturvakeskus 2007).

Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, minkä suuruisia efektiivisiä annoksia ja ekvivalenttiansoksia potilaat saavat virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksissa sekä tutkia potilaan paksuuden vaikutusta säteilyannoksiin. Lisäksi tarkoituksena oli tutkia, kuinka suuri olisi sikiön ekvivalenttiansos, jos tietämättään raskaana oleva nainen kävisi virtsateiden TT-tutkimuksessa. Tutkimuksen tavoitteena oli tuottaa uutta tietoa, jonka avulla tutkimuskäytäntöjä voidaan tarvittaessa muuttaa sekä kehittää optimoinnin keinoja. Tutkimus toteutettiin Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikössä. Koska tutkimustuloksiksi saatiin numeerista tietoa, on tutkimus määrällinen tutkimus.

2 SÄTEILYN LÄÄKETIETEELLINEN KÄYTTÖ VIRTSAATEIDEN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA

Säteilyn lääketieteellinen käyttö on ainoa ionisoivan säteilyn käyttömuoto, jossa ihmiskehoon tai sen osaan kohdistetaan tarkoituksellisesti ionisoivaa säteilyä. Näitä tarkoituksellisia käyttömuotoja ovat muun muassa sairauden tutkiminen ja hoitaminen sekä lääketieteelliset tutkimukset tai muut lääketieteelliset toimenpiteet. Tietokonetomografiakuvaus perustuu lääketieteelliseen säteilynkäyttöön. (Säteilylaki 27.03.1991/592.)

2.1 Tietokonetomografiakuvauksen periaate

Tietokonetomografiakuvauksessa käytetään röntgensäteilyä, joka on lyhytaaltoista korkeaenergistä sähkömagneettista säteilyä (Jurvelin 2005). Röntgensäteily syntyy röntgenputkessa, jonka sisällä on tyhjiössä putken katodi ja anodi (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 32-33). Elektronit saavat putkessa kiihtyvän liikkeen ja liike-energia muuttuu jarrutussäteilyksi (Lehto & Luoma 2004). Jarrutussäteily on juuri sitä säteilyä, jota käytetään hyödyksi lääketieteellisessä kuvantamisessa. Jarrutussäteily valottaa kuvan detektorille eli ilmaisimelle, jolla havaitaan tutkittavan läpi mennyt röntgensäteily. (Teeriaho 2006.)

Säteily läpäisee kudoksia riippuen säteilyn energiasta. Röntgenkuvaus on niin sanotusti transmissiotutkimus, jossa mitataan kudoksen läpimenneen säteilyn intensiteettiä. Mitä tiheämpi kuvattava kohde on, sitä suurempi osa säteilystä absorboituu siihen. Sen vuoksi esimerkiksi luukudos absorboi säteilyä paljon enemmän kuin keuhkokudos. Kuvan muodostuminen perustuukin juuri tähän: läpimennyt säteily on vaimentunut eri kudoksissa eri verran. (Jauhiainen 2003.)

Tietokonetomografiakuvauksessa mitataan kuvauksen aikana röntgensäteilyn vaimeneminen ohuessa tasossa, leikkeessä, josta lasketaan kuva tietokoneen avulla. Saatu TT-kuva näyttää siltä, kuin potilaasta olisi leikattu poikittaissuuntainen viipale. (Tapiovaara ym. 2004.) TT-kuvauksella on paljon hyviä puolia verrattuna tavalliseen röntgenkuvaukseen (Jauhiainen 2003). Tietokonetomografiakuvauksella saadaan tehtyä leikekuvia

kolmiulotteisesta kohteesta (Jurvelin 2005). TT-kuvauksissa ei tapahdu elinten päällekkäin kuvautumista ja TT-kuvaus mahdollistaa kudoksien hyvin pienien tiheysvaihteluiden erottamisen. Se voi esimerkiksi erottaa aivoissa valkean ja harmaan alueen toisistaan. (Jauhiainen 2003.) Tietokonetomografiakuvaus on hyvin kattava kuvaus munuaisten ja virtsaelinten tutkimiseen. Kolmiulotteinen kuvaaminen sekä monidetektoritekнологia mahdollistavat koko virtsaelimien tarkan kuvantamisen. (Nawfel, Judy, Schleipman & Silverman 2004, 126-127.)

Tietokonetomografialaitteita on jo useita sukupolvia, vaikka ensimmäisiä tietokonetomografialaitteita käytettiin vasta 1970-luvulla (Jauhiainen 2003; Nieminen 2006; Tapiovaara ym. 2004). Ensimmäisen sukupolven laitteissa oli käytössä kapea säteilykeila. Kuvauksessa mitattiin potilaan vaimennusprofiileja lineaarisella skannauksella liikuttamalla röntgenputkea ja potilaan toisella puolella olevaa säteilydetektoria samanaikaisesti. Toisen sukupolven laitteet perustuivat myös samaan translaatio-rotatio-periaatteeseen kuten ensimmäisen sukupolvenkin laitteet, mutta toisen sukupolven laitteissa käytettiin yhden säteilydetektorin sijaan detektoririviä sekä kapeaksi viuhkaksi rajattua detektoririville osuvaa säteilykeilaa. Näin kuvausaika saatiin lyhennettyä noin 20 minuuttiin. (Jauhiainen 2003.)

Nykyiset tietokonetomografialaitteet ovat kolmatta sukupolvea. Nämä laitteet koostuvat röntgenputkesta sekä detektorista, jotka pyörivät saman kiinteän akselin ympäri potilaan ympärillä. (Tapiovaara ym 2004.) ”Erisuuntaisten projektoiden summana syntyy yksi leike (slice). Käytännön laitteissa potilas makaa pöydällä, jota liikutetaan suhteessa säteilykeilaan, ja näin saadaan useampia leikkeitä.” (Jauhiainen 2003). Aksiaalikuvausksi kutsutaan menetelmää, jossa eri suunnista kuvatut profiilikuvat summataan yhteen - näin syntyy leikekuva. Tämä menetelmä on hidas, ja jo ennen kuvausta joudutaan kiinnittämään leikepaksuus ja leikkeen suunta suhteessa potilaaseen, eikä tätä voi enää muuttaa jälkikäteen. Edistyneempi menetelmä on niin sanottu helikaali- eli spiraalikuvaus. Tässä menetelmässä potilaspöytä liikkuu tasaisesti samaan aikaan kun röntgenputki kiertää potilaan ympäri. Helikaalikuvauksessa ei saada tuotokseksi yksittäisiä leikkeitä, vaan kuvataan jatkuva, spiraalimainen tilavuus, josta pystytään laskemaan lähes minkä tahansa suuntaiset ja paksuiset leikkeet. (Jauhiainen 2003.)

Vieläkin edistyneempi menetelmä, tämän hetken huipputekniikkaa, on monileikelaite (Rehtonen 2009, 7). Laitteessa on detektoreja useassa rivissä, jolloin saadaan kuvattua yhtä aikaa useampi leike. Leikepaksuus riippuu ilmaisimen leveydestä. (Jauhiainen 2003; Nieminen 2006.) Monileikelaitemenetelmän ansiosta saavutetaan suuri kuvatark-

kuus, joten myös uusien kohteiden kuvaukset ovat mahdollisia. Lisäksi monileikelaite tekee mahdolliseksi hyvin lyhyet kuvausajat, esimerkiksi kuvausaika on voinut pudota noin 5 sekuntiin. (Rehtonen 2009, 7.) Uuden tekniikan haittapuolena on, että monileikelaitteet kasvattavat potilaiden säteilyaltistusta. (Säteilyturvakeskus 2006). Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikössä on käytössä General Electricin (GE) Light Speed VCT -laite (Volume Computed Tomography). Laite on 64 monileike-TT, joka on ollut käytössä 3,5 vuotta. Laitteen ilmaisimen leveys on 20 mm.

Tietokonetomografiatutkimus on kivuton tutkimus. Tutkimuksen aikana potilas makaa tutkimuspöydällä liikkumatta ja pöytä liikkuu rengasmaisen kuvauslaitteen sisään. Kuvauslaitteen aukko on kooltaan noin 80 cm. Uusilla TT-laitteilla (Kuva 1) itse kuvausaika on lyhyt, vain muutamia minuutteja, mutta esivalmisteluineen tutkimukseen kuluu noin 10-30 minuuttia. Lisäksi mahdollinen kuvien jälkikäsittely lisää tutkimusaikaa. (Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiiri 2006; Satakunnan sairaanhoitopiiri 2006.)



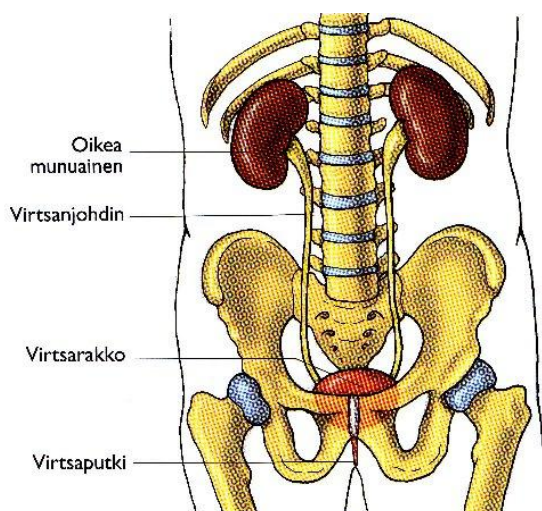
Kuva 1. Tietokonetomografialaite (Satakunnan sairaanhoitopiiri 2006).

2.2 Virtsateiden tietokonetomografiatutkimus

Virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksessa potilailla on aina tutkimusaiheena eli indikaationa virtsatiekiviepäily, jonka vuoksi he ovat saaneet lähetteen tutkimukseen. Potilaat tulevat tutkimukseen joko osastolta tai poliklinisesti. Tutkimukseen tullessaan potilailla on oltava täysi virtsarakko, muita esivalmisteluja ei tarvita.

Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikön virtsateiden tietokonetomografiakuvausten protokollasta käytetään nimitystä urospiraali. Urospiraalikuvauksessa kuvausalue on munuaisista symfyysiin (häpyliitokseen) (Kuva 2). On tärkeää, että kuvausalueella näkyy virtsarakon pohja. Kuvaus tehdään ilman varjoainetta ja kuvaustapa on spiraali. Ensimmäisessä kuvasarjassa kuvataan pohjakuvat eli topogrammikuvat, jotka tulevat ap- (anterior-posterior) ja sivusuunnassa. Sen jälkeen toisessa kuvasarjassa kuvataan natiiviperussarja, eli perussarja ilman varjoainetta, ja DMPR (Detector Multiplanar Reconstruction). DMPR tarkoittaa, että laite suunnittelee itse koronaari- ja aksiaalileikkeet valitulta alueelta. Jokaiselle tutkimukselle on määrätty kuvausarvot: kuvausjännite (kV), putkivirta (mA), NI (Noise Index) eli kohinasuhde, pyörähdysaika (s) ja leikepaksuus (mm). Kuvausjännite tarkoittaa putkijännitettä, mikä on tässä tutkimuksessa yleensä 120 kV. (Työkirjaohje GE 64 leike 2008.) Putkijännitteen valinnassa täytyy huomioida, että paksuimmilla kuvauskohteilla on usein tarpeellista käyttää suurempaa kV-arvoa, kuten muissakin röntgenkuvausmenetelmissä, jotta kuvaan saadaan riittävä kontrasti. (Kortesniemi 2006). Toisaalta taas täytyy ottaa huomioon putkivirta ja sähkömäärä, koska ne ovat suoraan verrannollisia säteilyannokseen: kun putkivirta kaksinkertaistuu, kaksinkertaistuu myös annos. (Kortesniemi 2008.)

Virtsateihin kuuluu kaksi munuaisallasta, kaksi virtsanjohdinta, virtsarakko ja virtsaputki (Kuva 2). Munuaisaltaat sijaitsevat virtsanjohtimien yläpäässä munuaisissa. Munuaiset taas sijaitsevat vatsaontelon takaseinämässä, selkärangan kummallakin puolella, tavallisesti tasolla, jossa rintaranka muuttuu lannerangaksi. Virtsanjohtimet ovat noin 25 cm pitkät, ja ne kulkevat munuaisista alaspäin vatsaontelon takaseinämää pitkin virtsarakkoon saakka. Virtsarakko on pikkulantiossa symmetrisesti molemmin puolin vartalonkeskiviivaan nähden, häpyliitoksen takana. Virtsarakosta alaspäin jatkuu virtsaputki, joka kulkee lantionpohjan läpi. Naisella virtsaputki on suora, noin 3–4 cm pitkä, ja sen suu on häpykielen ja emättimen aukon välissä. Miehellä taas virtsaputki on s-kirjaimen muotoinen, ja noin 20 cm pitkä. Se kulkee eturauhasen ja siittimen läpi. (Bjälle, Haugh, Sand, Sjaastad & Toverud 2007, 377-381.)



Kuva 2. Munuaiset ja virtsatiet edestä kuvattuna (Bjålie ym. 2007).

2.3 Säteilysuojelu

Säteilysuojelun ensisijainen tarkoitus on pyrkiä ihmisten terveyden suojelemiseen (Mustonen ym. 2009, 12-14). Säteilyn lääketieteellistä käyttöä EU:ssa säätelee Euroopan unionin neuvoston direktiivi 97/43/Euratom (1997). Tämän direktiivin mukaan potilaiden eri tutkimuksista saadut säteilyannokset on määriteltävä säännöllisesti. Suomessa kaikkea säteilyn käyttöä säätelee säteilylaki (592/1991). Säteilylain tarkoituksena on ”estää ja rajoittaa säteilystä aiheutuvia terveydellisiä ja muita haittavaikutuksia.” (Säteilylaki 27.03.1991/592.) Säteilyasetus ja erinäiset säädökset täsmentävät säteilylakia. Säteilyn lääketieteellistä käyttöä ohjaa ja valvoo sosiaali- ja terveysministeriön alaisena Säteilyturvakeskus. Säteilyturvakeskus antaa lisäksi säteilyn käytön ja muun säteilytoiminnan turvallisuutta koskevat säteilyturvallisuusohjeet (ST-ohjeet). (Säteilyasetus 20.12.1991/1512.)

Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksessa (423/2000) on säädetty vaatimukset potilaan säteilyaltistuksen seurannasta ja tulosten vertailusta vertailutasoihin. Vaatimuksia noudattamalla toteutetaan potilaan säteilyannoksen optimointia. (Mannila 2005.) Vertailutasolla tarkoitetaan ennakkoon määriteltäviä röntgentutkimuksen säteilyannostasoa, jonka ei tulisi ylittyä normaalikokoisella potilaalla (Säteilyturvakeskus 2008). Säteilyturvakeskus antaa vertailutasot seuraaville tietokonetomografiatutkimuksille: pää (kallonpohja), pää (aivot), vatsa, keuhkot ja lanneranka (3 nikamaa). Esimerkiksi lannerangan TT-tutkimuksen vertailutasona CTDI (Computer Tomography Dose Index) on 50 mGy ja

DLP (Dose Length Product) on 600 mGycm. (Bly 2009.) Säteilyturvakeskus ei kuitenkaan anna mitään vertailutasoja virtsateiden tietokonetomografiatutkimukselle.

Säteilyn terveyshaitat voidaan jakaa kahteen ryhmään: suoriin eli deterministisiin vaikutuksiin ja satunnaisiin eli stokastisiin vaikutuksiin. Deterministiset vaikutukset ovat haitallisia kudoksetuhoja, joita saavat aikaan suurten annosten aiheuttamat solukuolemat tai solujen toiminnan häiriöt. Nämä haitat ovat usein äkillisiä ja ilmenevät silloin, kun annos ylittää tietyn kynnsarvon. Stokastisilla vaikutuksilla tarkoitetaan syöpää ja perinnöllisiä vaikutuksia. Syöpäkasvaimet johtuvat somaattisten solujen mutaatioista ja perinnölliset sairaudet ilmaantuvat altistuneiden henkilöiden jälkeläisissä. Säteilyaltistukseen liittyy aina jonkinlainen riski, mikä on johtanut säteilysuojelun kolmeen periaatteeseen: oikeutukseen, optimointiin ja yksilönsuojaan. (Mustonen ym. 2009, 29-34.)

Oikeutusperiaatteen mukaan radiologisesta toimenpiteestä saatavan hyödyn tulee olla suurempi kuin siitä keskimäärin koituvan haitan. Voimassaoleva säteilylainsäädäntö edellyttää tutkimuksen oikeutuksen harkintaa aina ennen röntgentutkimukseen lähettämistä ja sen suorittamista. Oikeutusperiaate ei välttämättä aina täyty, mikäli tutkimuksesta odotettavissa oleva hyöty on vähäinen. (Tapiovaara ym. 2004, 117-143). Säteilylle altistavan toimenpiteen oikeutuksen arvioi ensimmäisenä lähettävä lääkäri, jonka tulee ottaa selville tieto aikaisemmista tutkimuksista ja hoidoista. Annetusta lähetteestä on käytävä selvästi ilmi tutkimus- tai hoitoindikaatio. (Järvinen 2005, 83; Mustonen ym. 2009.)

Optimointiperiaatteen eli ALARA-periaatteen (As Low As Reasonably Achievable) mukaan säteilyaltistus tulee pitää niin pienenä kuin kohtuudella on mahdollista siten, että tutkimuksesta saadaan riittävä diagnostinen tieto. Optimointiperiaatteen toteutuminen on erityisen tärkeää tietokonetomografiatutkimuksissa, sillä niistä saatu säteilyannos on hyvin suuri. Lisäksi TT-tutkimuksia tehdään jatkuvasti enemmän ja teknisen kehityksen myötä annokset ovat kasvaneet. (Tapiovaara ym. 2004, 117-143). Tietokonetomografiassa potilaan säteilyannokseen vaikuttavia tekijöitä ja tärkeitä optimoinnin keinoja ovat TT-laitteen ominaisuudet. Näitä ominaisuuksia ovat: käytetty kuvausjännite (kV), putkivirta (mA), sähkömäärä (mAs), kohinasuhde (NI), pyörähdysaika (s) ja leikepaksuus (mm) sekä kuvattavan alueen anatomia, kuvausprotokollat, käytetty tekniikka, sädesuojainten käyttö ja potilaan koko. Mikkelin keskussairaalan röntgenosaston urospiraalikuvauksessa käytettävä kohinasuhde on 45 prosenttia, putken pyörähdysaika 0,5 sekuntia ja leikepaksuus on 0,625 millimetriä. (Työkirjaohje GE 64 leike 2008.)

Tärkeimpiä potilaan säteilyannosta vähentäviä tekijöitä ovat kohinasuhde (NI) sekä automaattinen putkivirran modulointi. Kohina ja kontrasti ovat myös tärkeimmät kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät. Automaattisella putkivirran moduloinnilla kompensoidaan potilaan geometriasta ja kudusrakenteesta johtuvia säteilyn vaimenemisen eroja. Tällä pyritään siihen, että kuvanlaatu ja annosjakauma pysyisivät samana läpi kuvausalueen. (Paalimäki-Paakki 2008.) Automaattisella putkivirran modulaatiolla pyritään vähentämään potilaan sädeannosta säätämällä putkivirtaa joko suuremmaksi tai pienemmäksi. Tietokonetomografialaite määrittelee potilaan vaimennusta ja muotoa, ja sen mukaan säätelee putkivirtaa automaattisesti. (Kanal, Stewart, Kolokythas & Shuman 2007.) Automaattinen putkivirran modulointi voidaan tehdä kahdella tavalla, joko kulmakohtaisella moduloinnilla (Angular Modulation) tai pituussuunnan moduloinnilla (Longitudinal Modulation). Pituussuunnan modulaatio perustuu kuvauksen alussa otettavaan topogrammiokuvaan, josta modulointi tehdään laskettujen vaimennusarvojen perusteella. General Electricin laitteella tämä tapahtuu Smart mA -moduloinnilla, jolloin koko leikkeen alueella on tasainen kohinataso. Pituussuunnan moduloinnissa virtaa moduloidaan reaalijasssa leikekuvauksen aikana ja samalla huomioidaan vierekkäisten leikkeiden välillä pituussuunnan vaimennuserot. General Electricin laitteessa tämä toteutetaan Auto mA:lla, joka säilyttää käyttäjän valitseman kohinatason kaikissa kuvasarjan leikkeissä. (Husso 2010; Paalimäki-Paakki 2008.)

Säteilysuojelun yksilönsuojaperiaate koskee säteilytyötä tekevien työntekijöiden säteilyaltistusta. Yksilönsuojaperiaate määrää, että röntgenlaitteet, niiden käyttötilat, turvajärjestelmät sekä työskentelytavat on järjestettävä siten, että laissa säädetyt säteilyaltistuksen enimmäisarvoja eli annosrajoja ei missään oloissa ylitetä. (Järvinen 2005, 84.) Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta eli ICRP (International Commission on Radiological Protection) pitää enimmäisarvojen ylärajana 100 mSv:ä, joko koko vuoden annoksena tai kerta-annoksena. Yli 100 mSv:n annoksilla suorien säteilyvaikutusten riski kasvaa ja syövän riski on merkittävä. (Mustonen ym. 2009, 70-71.)

Säteilytyötä tekevät työntekijät jaetaan kahteen luokkaan riippuen säteilyaltistuksen mahdollisuudesta. Työntekijä kuuluu joko säteilyluokkaan A tai säteilyluokkaan B. (Säteilyturvakeskus 2007.) Säteilytyössä työskentelevä työntekijä työskentelee sekä valvonta-alueeksi että tarkkailualueeksi kutsutuissa tiloissa. Nämä kaksi voivat olla täysin erillisiä tiloja. Valvonta-alueeksi määritellään työtila tai muu alue, jossa työntekijän säteilyaltistus voi ylittää säädetyt raja-arvoja (Taulukko 1). Valvonta-alueella täytyy noudattaa tiettyjä turvaohjeita säteilyltä suojaamiseksi ja alueelle pääsyä on valvottava.

Tarkkailualue on alue, joka ei ole valvonta-alue, mutta tarkkailualueellakin työskenneltäessä työntekijän säteilyaltistus voi ylittää tiettyjä arvoja. (Säteilyturvakeskus 2009b.)

Taulukko 1. Efektiivisen annoksen ja ekvivalenttiannoksen annosrajat säteilytyötä tekeville henkilöille ja väestön yksilöille (Säteilyturvakeskus 2007).

	Säteilytyötä tekevä henkilö	Väestö
Efektiivinen annos (mSv/ vuosi)		
keskiarvo 5 vuoden aikana	20	""
keskiarvo 1 vuoden aikana	50	1
Ekvivalenttiannos (mSv/ vuosi)		
silmän mykiö	150	15
iho	500	50
kädet	500	ei erikseen säädetty

Säteilyllä on terveydellisiä vaikutuksia myös alkioon ja sikiöön. Kuitenkaan ei ole näyttöä siitä, että pieni säteilyannos voisi satunnaisesti aiheuttaa sikiölle huomattavan vaurion. Säteilyn vaikutus sikiöön riippuu säteilyannoksesta, säteilyn annosnopeudesta ja raskauden vaiheesta. (Paile 2002, 132.) Säteilyllä on soluja tappava vaikutus, joten jakautuvat solut ovat sille hyvin herkkiä. Jos alkio ei ole vielä kiinnittynyt kohdun seinämään, sen kehitys keskeytyy helposti kokonaan säteilyn vaikutuksesta. (Mustonen ym. 2009; Paile 2002, 133.) Eläinkokein on todettu, että kolmannella ja neljännellä raskausviikolla säteily vaikuttaa alkioon siten, että raskaus joko keskeytyy ennen kuin sitä on edes todettu, tai sikiö kehittyy jatkossa normaalisti ja lapsi syntyy terveenä. (Paile 2002, 133). Organogeneesin aikaan eli neljännessä raskausviikosta yhdeksänteen raskausviikkoon alkio on herkimmillään saamaan säteilystä aiheutuvia epämuodostumia (Mustonen ym. 2009). Hermosto taas vaurioituu säteilyn vaikutuksesta herkimmin 10-17 raskausviikkojen aikana (Paile 2002, 135). Eläinkokeiden avulla on todettu, että epämuodostumien syntymiseen todellinen kynnyssarvo on noin 100 mGy paikkeilla. Siispä raskauden aikaiset alle tämän kynnyssarvon olevat annokset eivät juuri lisää epämuodostumien riskiä. (Mustonen ym. 2009.) Kuitenkin muutaman kymmenen milligrayn säteilyannos

mahdollistaa säteilyn vaikutuksen toimivien hermosolujen lopulliseen määrään ja sitä kautta myös älykkyyteen (Paile 2002, 136-137).

Lisäksi on todettu, että raskauden aikainen altistuminen lääketieteelliselle säteilylle lisää stokastisten haittojen riskiä ja siten myös kaikkia lapsuuden syöpätyyppejä (Mustonen ym. 2009). Missä tahansa sikiökehityksen vaiheessa yhdessä solussa tapahtunut satunnainen geneettinen muutos saattaa luoda solukloonin, jossa syntyy syöpä normaalia todennäköisemmin siksi, koska ensimmäinen geneettinen askel kohti syöpää on jo otettu. Riski saada syöpä lapsuusiässä raskaudenaikaisen säteilyaltistuksen vuoksi on arvioitu olevan noin kuusi prosenttia sievertiä kohti. Eli, kun sikiö on saanut yhden millisievertin annoksen, olisi riski saada syöpä lapsuusiällä noin 1:17 000. Kymmenen millisievertin annoksen jälkeen syövän riski kasvaisi jopa noin 30 prosenttia. (Paile 2002, 137.)

3 SÄTEILYANNOKSEN MÄÄRITTÄMINEN VIRTSAATEIDEN TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSESSA

Potilaan säteilyannoksista puhuttaessa on tarkoitus kuvata säteilyn aiheuttamaa haittaa tai riskiä potilaalle. Tähän sopivia suureita ovat absorboitunut annos, ekvivalenttiannos ja efektiivinen annos. (Tapiovaara ym. 2004, 117-129.) Tietokonetomografiatutkimuksissa potilaan saamat sädeannokset ovat hyvin suuria. Jos yksi keuhkokuva aiheuttaa potilaalle muutaman milligrayn (mGy) absorboituneen annoksen, niin TT-kuvaus voi aiheuttaa jopa 50 milligrayn annoksen. Tietokonetomografiakuvauksen annoksen laskeminen on kuitenkin monimutkaisempaa kuin tavallisen röntgenkuvauksen. TT-kuvauksissa käytetään absorboituneen annoksen, ekvivalenttiannoksen ja efektiivisen annoksen lisäksi omia suureitaan kuvaamaan potilaan annosta. Näitä suureita ovat annos-pituustulo (DLP, Dose Length Product) ja TT-annosindeksi (CTDI, Computer Tomography Dose Index) (Mustonen ym. 2007.) Tietokonetomografiassa on omat annoslaskentaohjelmansa, joita ovat esimerkiksi ImpactDose ja CT-Expo. Nämä annoslasken-

taohjelmat perustuvat taulukoituihin MC-aineistoihin (Monte Carlo aineistoihin). (Kiljunen 2008; Tapiovaara 2007.)

3.1 Säteilyannosta kuvaavat suureet

”Absorboitunut annos kuvaa ionisoivan säteilyn aiheuttamaa todellista säteilyannosta kohdeaineessa. Absorboituneella annoksella ilmoitetaan, kuinka suuren energiamäärän säteily on jättänyt kohdeaineeseen massayksikköä kohden.” (Rantanen 2000.) Absorboitunut annos on fysikaalinen suure, jolla voidaan ottaa huomioon potilaaseen syvemmälle tunkeutuvaa energiaa (Rantanen 2000; Tapiovaara ym. 2004). Tietokonetomografiasa absorboitunutta annosta kuvataan TT-annosindeksinä (CTDI) sekä annoksen ja pituuden tulona (DLP) (Kiljunen 2008; Pöyry 2004). CTDI kertoo kuvauksen keskimääräisen kudoksiin absorboituneen annoksen, kun taas DLP voidaan summata koko tutkimukselle ja se kertoo kokonaisaltistuksen (Mannila 2004; Tapiovaara ym 2004, 135). CTDI:n yksikkö on J/kg (joule/kilogramma), jonka erityisnimi on gray (Gy) (Rantanen, Savolainen & Lampinen 2005). Gray on kuitenkin niin suuri yksikkö, että usein on mielekkäämpää käyttää sen tuhannesosaa, milligrayta (mGy) tai miljoonasosaa, mikrograyta (μGy) (Rantanen 2000). CTDI kuvaa potilaan saamaa determinististä haittaa. CTDI mitataan fantomilla, jossa on eri kohdissa mittakammioita. CTDI lasketaan kaavasta $CTDI = \frac{2}{3}CTDI_c + \frac{1}{3}CTDI_p$, jossa $CTDI_c$ on fantomin pinnalta mitattu annos ja $CTDI_p$ on fantomin keskeltä mitattu annos. DLP:n yksikkönä käytetään mGycm, ja sillä kuvataan potilaan saamaa stokastista haittavaikutusta. DLP tulee kaavasta $DLP = CTDI \times L$, jossa L tarkoittaa potilaasta tutkitun alueen pituutta. (Karppinen 2006; Mannila 2004; Tapiovaara ym 2004, 135.)

Ekvivalenttiannoksella kuvataan säteilyn aiheuttamaa terveydellistä haittaa tietylle kudokselle tai elimelle (Säteilyturvakeskus 2004). ”Ekvivalenttiannos tarkoittaa säteilystä kudokseen tai elimeen keskimäärin absorboituneen annoksen ja säteilypainotuskertoimen tuloa. Sen yksikkö on sievert (Sv).” (Rantanen 2000). Myös sievert on suuri yksikkö, joten usein käytetään sen tuhannesosaa, millisievertiä (mSv) tai sen miljoonasosaa, mikrosievertiä (μSv). Eri säteilylajit vaikuttavat elävään kudokseen eri tavalla, joten säteilypainotuskertoimetkin ovat erilaiset riippuen säteilylajista. Röntgensäteilyn painotuskerroin on yksi, protonien ja varattujen pionien painotuskerroin on kaksi ja alfahiukasten, fissiofragmenttien ja raskaiden ionien painotuskerroin on 20. Ekvivalenttiannos-

ta ei voida mitata fysikaalisesti, vaan se täytyy laskea. (Mustonen ym. 2009; Rantanen 2000; Säteilyturvakeskus 2004.)

”Efektiivinen annos tarkoittaa säteilylle alttiiksi joutuneiden kudosten ekvivalenttiantosten ja kudosten painotuskertoimien tulojen summaa. Sen yksikkö on sievert.” (Rantanen 2000.) Eli efektiivisen annoksen laskemisen perustekijöitä ovat absorboitunut annos kudokselle tai elimelle, säteilylajille määritelty painotuskerroin ja kudoksen tai elimen säteilyherkkyyttä kuvaavat painotuskertoimet (Säteilyturvakeskus 2004). Kudosten painotuskertoimia tarvitaan efektiivisen annoksen laskemiseen siksi, koska eri elimet ja kudokset reagoivat säteilylle eri tavalla. Painotuskertoimet kertovat eri kudosten erilaisesta syöpäherkkyydestä. (Rantanen 2000.) Eri röntgentutkimusten efektiiviset annokset poikkeavat paljon toisistaan, jopa 100-200 kertaisesti. Keuhkokuvauksissa ja hammaskuvauksissa ovat pienimmät annokset, vain noin 0,2 mSv. Suurimpia annoksia taas saadaan tietokonetomografia- ja angiografiatutkimuksista. (Jauhiainen 2003.)

3.2 Säteilyannosten määrittäminen

CT-Expo on annoslaskentaohjelma, jolla voidaan laskea potilaan saamia säteilyannoksia tietokonetomografiatutkimuksessa. CT-Expo-annoslaskentaohjelmalla voidaan laskea potilaan säteilyannos eri-ikäisille ja eri sukupuolta oleville potilaille halutulta kuvausalueelta. Tämä voidaan tehdä graafisella syöttömahdollisuudella. Ohjelma myös esittää annoslaskelmia etukäteen määritellyille aikuisten standarditietokonetomografiatutkimuksille. Ohjelmaan syötetään tietyt parametrit, joiden avulla se laskee automaattisesti halutut annokset. Ohjelmaan tulee valita potilastyyppeiksi: ikäryhmä (aikuinen, lapsi, vauva), sukupuoli (mies, nainen), kuvausalue, kuvauslaite ja kuvaustapa. Näiden jälkeen syötetään kuvauksen säätöarvot. Ohjelmaan tulee syöttää käytetty putkijännite (kV), putkivirta (mA), kuvausaika/leike (s), tuotettu sähkömäärä (mAs), säteilykeilan laajuus (mm), pöydän liikkuma matka yhden pyörähdysajan aikana (mm), leikepaksuus (mm) ja kuvasarjojen määrä (kpl). (Stamm & Nagel 2007.)

Kun kaikki arvot on syötetty oikein, annoslaskentaohjelma laskee erilaisia potilaan saamia annoksia. Tuloksina ohjelma antaa monia eri annoksia, joita ovat CTDI_w (mGy) eli painotettu CTDI per leike, CTDI_{vol} (mGy) eli tilavuus CTDI per kuva, DLP (mGycm) eli annos-pituus-tulo per kuvasarja, E (mSv) eli efektiivinen annos per kuvasarja, D uterus, eli kohdun saama annos per kuvasarja ja H (mSv) eli elimen annos per

kuvasarja. (Stamm & Nagel 2007). CT-Expo-annoslaskentaohjelmaan sisältyvät elinten painotuskertoimet. Käytössä olevaan annoslaskentaohjelmaan on kuitenkin ohjelmoitu elinten vanhat painotuskertoimet (Taulukko 3). ICRP julkaisi vuonna 2007 uudet painotuskertoimet (Taulukko 2). Uusissa painotuskertoimissa elimien painotuskertoimet ovat pysyneet samoina tai laskeneet vanhoista painotuskertoimista.

Taulukko 2. Elinten uudet painotuskertoimet (ICRP 2007). (Tapiovaara 2007, 20).

Kudos tai elin	Painotuskerroin	Ryhmän painotuskertoimien summa
Sukurauhaset	0,08	0,08
Virtsarakko, maksa ruokatorvi, kilpirauhanen	0,04	0,16
Luun pinta, aivot sylkirauhaset, iho	0,01	0,04
Luuydin, paksusuoli, rinta keuhkot, mahalaukku, muut kudokset*	0,12	0,72
	Yhteensä	1

* Muut kudokset: lisämunuaiset, rintakehän ulkopuoliset hengitystiet, sappirakko, sydän, munuaiset, imurauhaset, lihakset, suun limakalvot, haima, eturauhanen, ohutsuoli, perna, kateenkorva ja kohtu/ kohdunkaula. Näiden muiden kudosten painotuskerroin ($w_t = 0,12$) liittyy molemmille sukupuolille lueteltujen 13 elimen ja kudoksen aritmeettiseen keskiarvoon. Nämä arvot kuvaavat kummankin sukupuolen ja kaiken ikäisten ihmisten riskikeskiarvoja, eivätkä kuvaa yksittäisen ihmisen riskiä. Painotuskertoimien arvot perustuvat perinnöllisten sairauksien sekä syövän ilmaantuvuuden riskien arviointiin. (Mustonen ym. 2009, 40-41).

Taulukko 3. Elinten vanhat painotuskertoimet (ICRP 1991) (Tapiovaara 2007, 19).

Kudos tai elin	Painotuskerroin	Ryhmän painotuskertoimien summa
Sukurauhaset	0,2	0,2
Keuhkot, mahalaukku paksusuoli, punainen luuydin	0,12	0,48
Kilpirauhanen, maksa, rinnat, virtsarakko, ruokatorvi	0,05	0,25
Iho, luun pintakudokset	0,01	0,02
Aivot, kateenkorva, haima, lihakset, kohtu, munuaiset, lisämunuaiset, perna, ohutsuoli	Massalla painotettu keskiarvo 0,05	0,05

Sikiön säteilyannosta ei voida mitata suoraan, joten ei tiedetä tarkasti, kuinka paljon annosta sikiö tutkimuksen aikana saa. On kuitenkin keinoja arvioida sikiön saamaa säteilyannosta, nämä keinot perustuvat tiettyihin olettamuksiin. Annoksen arviointi perustuu fantomimittauksiin ja/tai simulaatioihin geometrisillä fantomeilla. Felmlee ym. (1990) kehittivät tavan arvioida sikiön annosta antropomorfisen fantomin mittauksilla ja mittaamalla CTDI:tä. Hurwiz ym. (2006) taas arvioivat sikiön annosta fyysisillä mittauksilla käyttämällä sisäisiä dosimetrejä antropomorfisella fantomilla, joka oli muokattu kuvaamaan juuri raskaaksi tullutta potilasta sekä potilasta jonka raskaus oli kolmannella kuulla. (Angel ym. 2008.)

Toisenlainen lähestymistapa sikiön säteilyannoksen arviointiin perustuu geometrinen potilasmallien Monte Carlo -simulaatioihin. Tässä menetelmässä alkuraskauden aikana sikiön saamaa sädeannosta arvioidaan kohdun saamasta sädeannoksesta. Eräs tällainen tapa on National Radiological Protection Board:in esittämä ImPACT CTDosimetry -annoslaskentaohjelma, jossa käytetään geometrinen lääketieteellistä sisäistä säteilyannosfantomimallia (the MIRD, the Medical Internal Radiation Dose). Toinen tällainen tapa on CT-expo-annoslaskentaohjelma, joka arvioi elinten annoksia. Tämä perustuu German National Research Center:in simulaatioon geometrisella Eva-fantomimallilla, joka kuvaa standardi kokoista naispotilasta. The MIRD ja Eva -fantomit koostuvat geometrisista muodoista, jotka edustavat ihmisten elimiä standardikokoisella potilaalla.

Vaikka The MIRD ja EVA fantomit eivät noudata raskaana olevan henkilön anatomiaa, ImPACT CTDosimetry ja CT-Expo -ohjelmalla voidaan arvioida kohdun saamaa sädeannosta, josta taas saadaan sikiön sädeannoksesta noin arvo ensimmäisten kahdeksan viikon raskausajalta. (Angel ym. 2008.)

4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA ONGELMAT

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, minkä suuruisia efektiivisiä annoksia ja ekvivalenttiannoksia potilaat saavat virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksessa, sekä tutkia potilaan paksuuden vaikutusta säteilyannoksiin. Lisäksi tarkoituksena oli tutkia, kuinka suuri olisi sikiön ekvivalenttiannos, jos tietämättään raskaana oleva nainen kävisi virtsateiden TT-tutkimuksessa. Tutkimuksen tavoitteena oli tuottaa uutta tietoa, jonka avulla tutkimuskäytäntöjä voidaan tarvittaessa muuttaa sekä kehittää optimoinnin keinoja.

Säteilyturvakeskus ei ole julkaissut virtsateiden tietokonetomografiatutkimukselle vertailutasoja, joten tutkimus antaa uutta tietoa potilaiden annoksista ja etenkin paksuuden vaikutuksesta annoksiin. Selvittämällä säteilyannoksia voidaan tutkimuskäytäntöjä muuttaa siten, että potilaiden saamat säteilyannokset olisivat mahdollisimman vähäisiä.

Tutkimusongelmat:

1. Minkä suuruisia efektiivisiä annoksia potilaat saavat virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksesta?
2. Minkä suuruisia ekvivalenttiannoksia potilaat saavat virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksesta?
3. Kuinka suuri olisi sikiön ekvivalenttiannos, jos tietämättään raskaana oleva nainen kävisi virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksessa?

Hypoteesit:

1. Potilaan paksuudella on vaikutusta efektiiviseen annokseen.
2. Potilaan paksuudella on vaikutusta ekvivalenttiannokseen.
3. Potilaan paksuudella on vaikutusta sikiön ekvivalenttiannokseen.

5 TUTKIMUKSEN TOTEUTTAMINEN

5.1 Tutkimusmenetelmä ja kohdejoukko

Kvantitatiivisella tutkimuksella tarkoitetaan määrällistä tutkimusta, jossa tuloksena saatua aineistoa käsitellään tilastollisin menetelmin. Tämän tutkimuksen taustalla on fysi-
kaalinen ilmiö, röntgensäteily, joka on mitattavissa fysikaalisesti eri mittalaitteilla. Tämä tutkimus perustuu mittaamiseen, jonka tarkoituksena on tuottaa perusteltua, luotettavaa ja yleistettävää tietoa. Tutkimuksen lähtökohtana ovat tutkimusongelmat ja hypoteesit, joihin haetaan vastauksia. (Kananen 2008.)

Tutkimukseen valittiin kaikki potilaat, joille oli määrätty virtsateiden tietokonetomografiatutkimus Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikköön tutkimusajankohtana. Potilaat tulivat virtsateiden TT-tutkimukseen sekä polikliinisesti että osastolta. Tarkoituksena oli saada kerättyä aineisto 3.2.2010–4.7.2010. Tälle aikavälille saatiin kuitenkin kerättyä vain 25 potilaan taustamuuttajat. Jotta 40 potilaan kohdejoukko saatiin täyteen, täytyi loppujen 15 potilaan taustamuuttajat ja tutkimusmuuttajat hakea Pacs-tietojärjestelmästä. Nämä potilaat oli tutkittu Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikössä 4.6.2009–6.1.2010. Pacs-tietojärjestelmästä kerätyistä potilastiedoista ei saatu potilaan pituutta ja painoa selville. Tutkimuksen indikaationa potilailla oli aina virtsa-

tiekiviepäily. Opinnäytetyön tilaajan mukaan 40 potilaan kohdejoukko oli tarpeeksi kattava antamaan luotettavia ja vertailukelpoisia tutkimustuloksia. Lisäksi otoskoko on suhteutettava tutkimustarpeisiin ja käytettävissä oleviin resursseihin, joten 40 potilaan kohdejoukko oli riittävä opinnäytetyötasoiseen tutkimukseen ja aineistonkeräysaikaan suhteutettuna (Kananen 2008).

5.2 Aineistonkeruumenetelmät

Tutkimus oli poikittaistutkimus eli aineisto kerättiin yhden kerran (Kankkunen & Julkunen-Vehviläinen 2009). Tutkimuksen aineisto kerättiin strukturoiduille aineistonkeruulomakkeille. Aineistonkeruulomakkeiden rakentamisessa hyödynnettiin valmiita tiedonkeruulomakkeita (Iivonen & Ikonen 2007). Aineistonkeruulomakkeita oli kaksi kappaletta, joista toiseen kerättiin taustamuuttujat (Liite 1) ja toiseen tutkimusmuuttujat (Liite 2). Taustamuuttujia ovat virtsateiden tietokonetomografiatutkimukseen tulevien potilaiden sukupuoli, paino (kg), pituus (cm) sekä ACC-numero (Accession Number) eli tutkimusnumero. Kuitenkin tieto potilaan sukupuolesta kerättiin tutkimusmuuttujat aineistonkeruulomakkeelle Pacs-tietojärjestelmästä. Taustamuuttujalomake oli Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikössä röntgenhoitajien täytettävänä. Tutkimuksen yhdyshenkilö ohjeisti röntgenhoitajat täyttämään aineistonkeruulomaketta. Aineistonkeruuaika oli helmikuusta heinäkuuhun vuonna 2010. Tutkimusmuuttujia olivat kuvausjännite (kV), putkivirta (mA), kuvausaika/leike (s), sähkömäärä (mAs), kokonaiskolliimaatio, pöydän liikkuma matka (mm), kuvasarjojen määrä (kpl), leikepaksuus (mm) ja potilaan paksuus (cm), joka mitattiin ensimmäisestä leikkeestä, jossa si-nivelet näkyvät kraniaalisesti.

5.3 Aineiston analyysi

Määrällisessä tutkimuksessa tutkimusaineisto täytyy käsitellä analysoitavaan muotoon. Käsittelyn vaiheita on kolme: lomakkeiden tarkistus, aineiston muuttaminen numeraaliseen muotoon ja tallennetun aineiston tarkistus. (Kananen 2008; Vilkkä 2007.) Analyysimenetelmän valintaan vaikuttavat kuitenkin käytetyt mittarit ja niiden mittaustasot. Määrällisessä tutkimuksessa tutkitaan määriä ja riippuvuuksia. Tilastollisessa päättelys-

sä lähtökohtana on, että saadut tulokset voidaan yleistää koskemaan perusjoukkoa. (Kananen 2008.)

Korrelaatiot kuvaavat kahden muuttujan välistä yhteyttä. Muuttujien välinen korrelaatio voi olla positiivista tai negatiivista, tai ne eivät korreloi keskenään. Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokerroin eli Pearsonin korrelaatio voidaan laskea kahden intervalli- tai suhdeasteikollisen muuttujan välillä. Korrelaatiokerrointa merkitään kirjaimella p (populaatiossa) tai r (otoksessa). Korrelaatiokertoimen itseisarvon suuruus kertoo riippuvuuden voimakkuudesta ja se voi saada arvoja välillä $-1 - 1$. Jos $|r| < 0,3$ on kyseessä heikko riippuvuus, $0,3 \leq |r| \leq 0,7$ on kohtalainen riippuvuus ja kun $|r| > 0,7$ on tällöin voimakas riippuvuus. Mitä lähempänä arvo on nollaa, sitä vähemmän muuttujien välillä on yhteyttä. Jos korrelaatio on nolla, ei muuttujien välillä ole yhteyttä. Tutkimustuloksissa tulee arvioida, onko tulos tilastollisesti merkitsevä. Tämän muuttujien välisen merkitsevyysasteen kertoo p -arvo (probability), joka ilmoittaa nollahypoteesin hylkäämisen merkitsevyystason (Significance eli Sig). Yleensä p -arvon tulokset raportoidaan kolmella eri merkitsevyys- eli riskitasolla. Jos p on pienempi kuin 0.001, niin riskitaso on 0.1 prosenttia ja tulos on erittäin merkitsevä. Jos p on pienempi kuin 0.01, riskitaso on 1.0 prosenttia ja tulos on merkitsevä. Kun taas p on pienempi kuin 0.05, riskitaso on 5.0 prosenttia ja tulos on tällöin melkein merkitsevä (Taulukko 4). (Metsämuuronen 2006.) Nollahypoteesi tarkoittaa tutkimuksessa tehtyä olettamusta, jota testataan empiirisellä tutkimusaineistolla. Tutkija voi testata, kuinka todennäköistä on, että nollahypoteesi on oikeassa käyttämällä hyväksi tietoa tilastollisesta virhemarginaalista. Nollahypoteesi ja vaihtoehtoinen hypoteesi ovat kilpailevia olettamuksia. (Tilastokeskus 2006.) Tässä tutkimuksessa nollahypoteesina oli, että potilaan paksuudella ei ole vaikutusta potilaan saamaan efektiiviseen annokseen ja ekvivalenttiannoksiin sekä sikiön ekvivalenttiannokseen. Vaihtoehtoisena hypoteesina taas oli, että potilaan paksuudella on vaikutusta potilaan saamaan efektiiviseen annokseen ja ekvivalenttiannoksiin sekä sikiön ekvivalenttiannokseen.

Taulukko 4. Korrelaation merkitsevyystasot.

Todennäköisyys	Riskitaso	Sanallinen kuvaus
$p < 0.001$	0.1 %	Erittäin merkitsevä
$p < 0.01$	1.0 %	Merkitsevä
$p < 0.05$	5.0 %	Melkein merkitsevä

Lisäksi voidaan tutkia kahden muuttujan välistä lineaarista yhteyttä eli lineaarista regressiota. Lineaarinen yhteys positiivisena korrelaationa muuttujien välillä tarkoittaa sitä, että aina kun toisen muuttujan arvo kasvaa, niin toisenkin muuttujan arvo kasvaa. Korrelaatiokerroin siis kertoo, kuinka paljon kahden muuttujan välillä on yhteyttä. Tämän korrelaatiokertoimen neliö eli selitysaste r^2 , kertoo kuinka paljon toisella muuttujalla voidaan selittää toista muuttujaa. Tämä kerrotaan yleensä prosentteina. Regressioanalyysissä voi selittäjiä olla useita, jolloin usean muuttujan yhtäaikaisen korrelaatiokertoimen neliö eli multippelikorrelaatiokertoimen neliö R^2 (Squared Multiple Correlation) kertoo, kuinka paljon muuttujien joukko yhdessä selittää selitettävästä muuttujasta. Tyypillinen tutkimusongelma on kysyä, mitkä selittävät muuttujat selittävät tietyn kriteerimuuttujan vaihtelua. (Metsämuuronen 2006.)

Aineiston analysointi aloitettiin heinäkuussa 2010 Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikössä. Aineistonkeruulomakkeisiin kerätyt tiedot syötettiin CT-Expo-annoslaskentaohjelmaan, joka antoi numeerista tietoa potilaiden saamista efektiivisistä annoksista ja ekvivalenttiannoksista. Aineistoa analysoitiin SPSS-ohjelmiston (Statistical Package for Sosial Sciences) avulla. Tässä tutkimuksessa määrällisen aineiston analyysimenetelminä käytettiin aritmeettista keskiarvoa, keskihajontaa, vaihteluväliä sekä korrelaatio- ja regressioanalyysiä. SPSS-ohjelmalla laskettiin muun muassa riippuvuuksia Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokertoimen (Pearson's Product-Moment Correlation Coefficient) avulla. Tutkimuksessa on kyse otoksesta, joten korrelaatiota merkitään kirjaimella r . Tässä tutkimuksessa sillä tutkittiin, onko potilaiden saamilla sädeannoksilla ja potilaan paksuudella riippuvuutta keskenään ja onko riippuvuus positiivista vai negatiivista. Tutkimuksessa on intervallasteikollinen jatkuva muuttuja, jolloin Pearsonin korrelaatiokerroin sopii riippuvuuksien laskemiseen parhaiten. Tutkimuksessa arvioidaan myös muuttujien välistä lineaarista regressiota. Eli esimerkiksi R^2 kertoo, kuinka monta prosenttia paksuus selittää rintojen ekvivalenttiannoksesta. (Metsämuuronen 2006.)

6 TUTKIMUSTULOKSET

6.1 Tutkittavien taustatiedot

Tutkimusajankohtana aineistoon saatiin kerättyä 40 eri virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksen ja potilaan tiedot. Tutkittavien taustatiedoista laskettiin aritmeettinen keskiarvo, keskihajonta eli standardipoikkeama sekä vaihteluvälit.

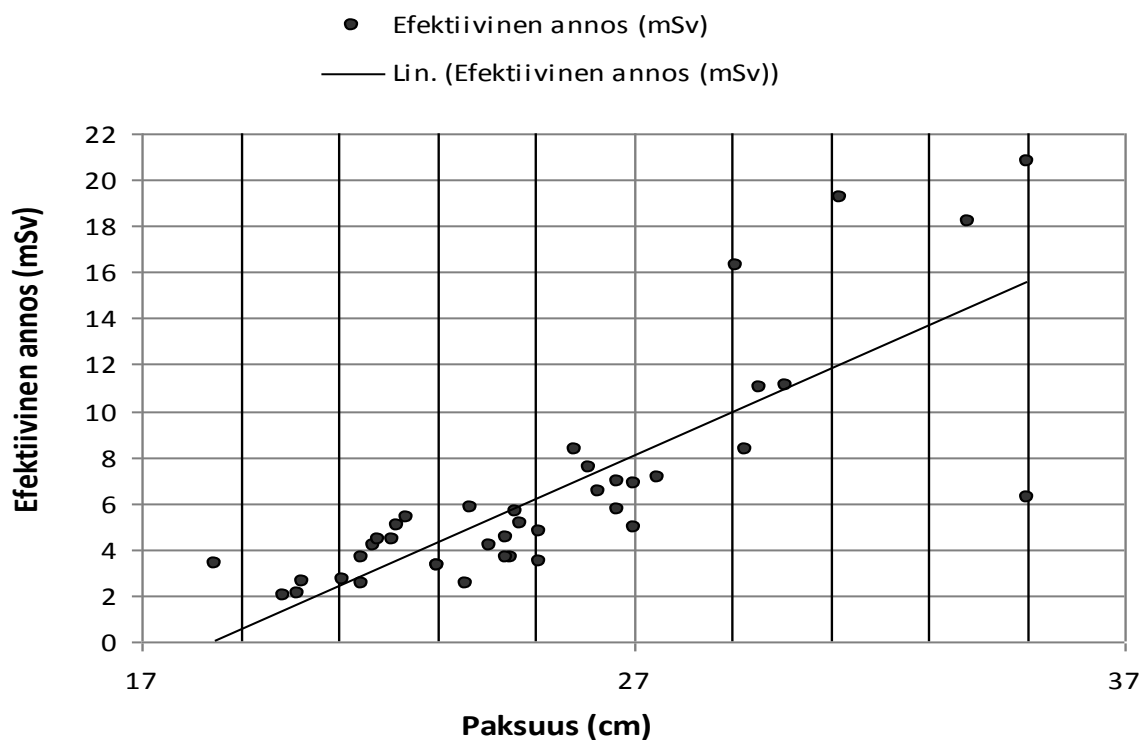
Tutkimuksen 40 potilaasta miehiä oli 23 (57,5 %) ja naisia 17 (42,5 %). Pituus ja paino saatiin selvitettyä 25 potilaalta, joiden pituus vaihteli välillä 150,0 cm–187,0 cm ja paino vaihteli välillä 50,0 kg–118,0 kg. Miehillä pituuden vaihtelu oli 165,0 cm–187,0 cm, kun taas naisilla pituuden vaihtelu oli 150,0 cm–182,0 cm. Miehillä paino vaihteli välillä 65,0 kg–115,0 kg ja naisilla 50,0 kg–118,0 kg. Paksuus saatiin selvitettyä kaikilta, ja se vaihteli koko joukolla välillä 18,5 cm–35,0 cm. Miehillä paksuus vaihteli välillä 19,9 cm–35,0 cm ja naisilla 18,5 cm–35,0 cm. Pituuden aritmeettinen keskiarvo oli 171 cm, painon 80,6 kg ja paksuuden 25,2 cm. Pituuden keskihajonta eli standardipoikkeama oli 9,0, painon 17,9 ja paksuuden 4,0. Miehillä pituuden aritmeettinen keskiarvo oli 175,1 cm, painon 81,7 kg ja paksuuden 25,6 cm. Miehillä pituuden standardipoikkeama oli 7,1, painon 14,6 ja paksuuden 3,7. Naisilla pituuden aritmeettinen keskiarvo oli 165,7 cm, painon 79,1 kg ja paksuuden 24,7 cm. Naisilla pituuden standardipoikkeama oli 8,6, painon 22,1 ja paksuuden 4,5.

6.2 Efektiivinen annos ja potilaan paksuus

Kaikkien potilaiden efektiivisten annosten vaihteluväli oli 2,0 mSv–20,8 mSv, efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo oli 6,4 mSv ja standardipoikkeama oli 4,7. Miehillä efektiiviset annokset vaihtelivat välillä 2,0 mSv–19,2 mSv, efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo oli 6,1 mSv ja standardipoikkeama 3,8. Naisilla efektiiviset annokset vaihtelivat välillä 2,1 mSv–20,8 mSv, efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo oli 6,9 mSv ja standardipoikkeama 5,7. Kaikilla potilailla efektiivisen annoksen ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli

tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,806$, $p = 0,000$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa efektiivisen annoksen ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä, havaittiin, että paksuus selittää efektiivisestä annoksesta 65,0 prosenttia ($p = 0,000$). Efektiivisen annoksen ja potilaan paksuuden välillä on lineaarinen yhteys, joka on esitetty kuviossa 1.

Miehillä efektiivisen annoksen ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,703$, $p = 0,000$). Myös naisilla efektiivisen annoksen ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,924$, $p = 0,000$). Naisilla efektiivinen annos oli riippuvaisempi paksuudesta kuin miesten efektiivinen annos.

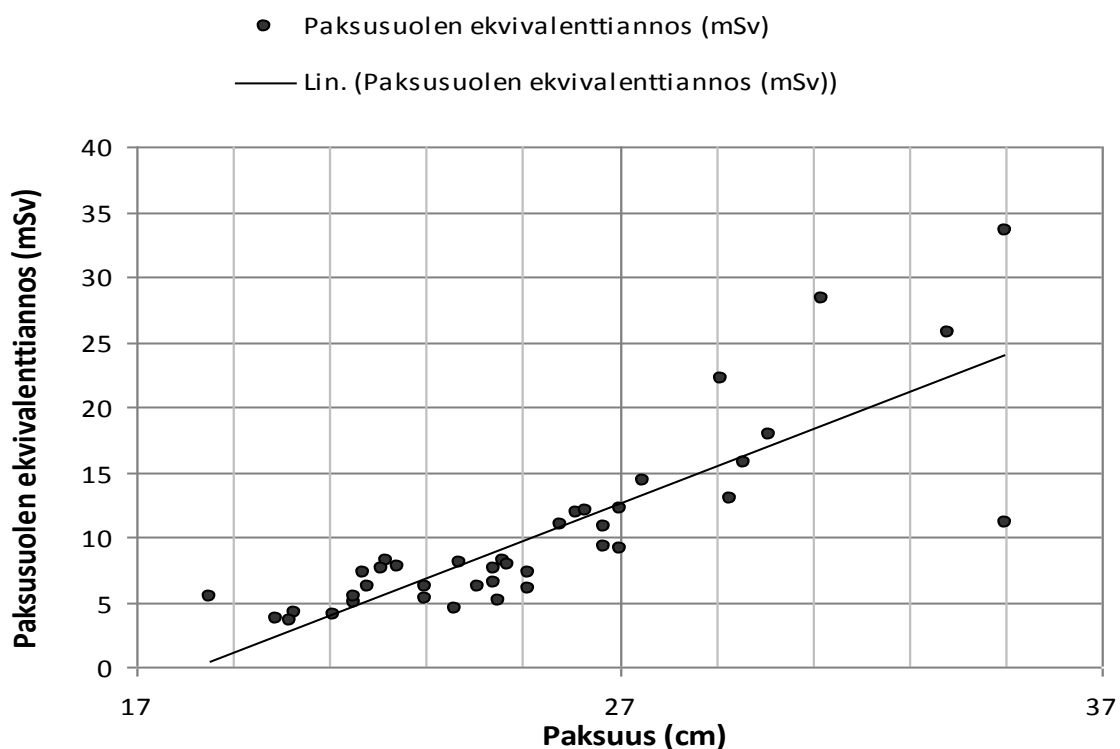


Kuvio 1. Potilaan paksuuden ja efektiivisen annoksen välinen yhteys ($n=40$).

6.3 Paksusuolen ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus

Kaikkien potilaiden paksusuolen ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,6 mSv–33,6 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 10,1 mSv ja standardipoikkeama oli 6,9. Miehillä paksusuolen ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,7 mSv–28,3 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 9,9 mSv ja standardipoikkeama

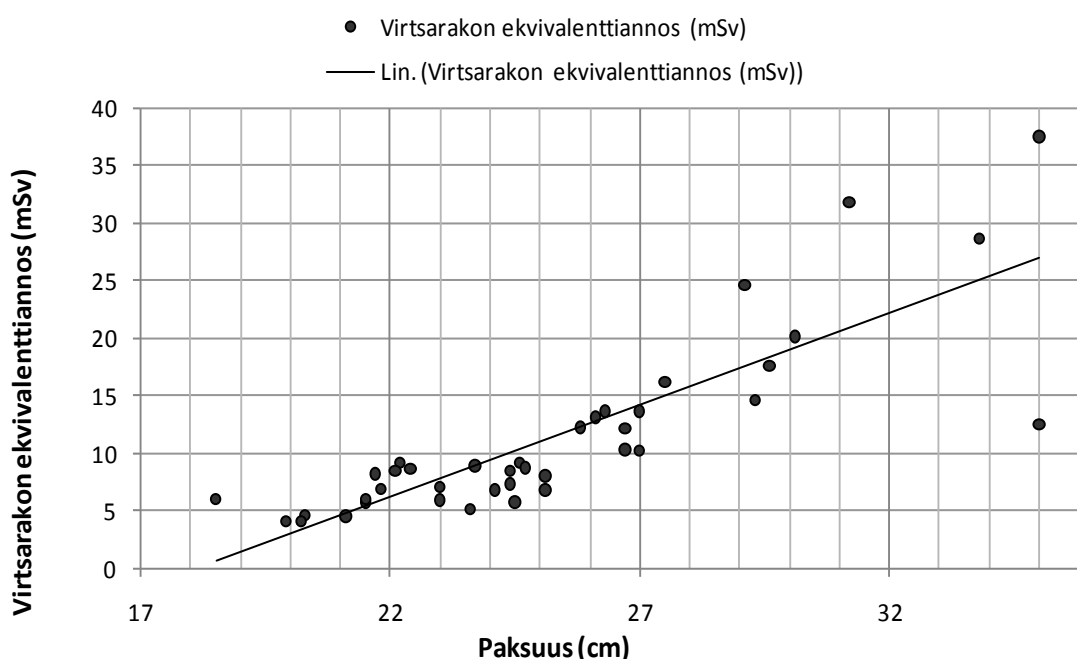
oli 5,5. Naisilla paksusuolen ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,6 mSv–33,6 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 10,3 mSv ja standardipoikkeama oli 8,5. Paksusuolen ekvivalenttiannosten ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,835$, $p = 0,000$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa paksusuolen ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä, havaittiin, että paksuus selittää paksusuolen ekvivalenttiannoksesta 69,8 prosenttia ($p = 0,000$). Paksusuolen ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välillä on lineaarinen yhteys, joka on esitetty kuviossa 2. Miehillä paksusuolen ekvivalenttiannosten ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,748$, $p = 0,000$). Tarkasteltaessa naisten paksusuolen ekvivalenttiannosten ja potilaan paksuuden välistä yhteyttä, havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,925$, $p = 0,000$). Naisilla paksusuolen ekvivalenttiannos oli riippuvaisempi paksuudesta kuin miesten paksusuolen ekvivalenttiannos.



Kuvio 2. Potilaan paksuuden ja paksusuolen ekvivalenttiannoksen välinen yhteys ($n=40$).

6.4 Virtsarakon ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus

Kaikkien potilaiden virtsarakon ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 4,0 mSv–37,5 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 11,3 mSv ja standardipoikkeama oli 7,7. Miehillä virtsarakon ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 4,1 mSv–31,8 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 11,2 mSv ja standardipoikkeama oli 6,2. Naisilla virtsarakon ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 4,0 mSv –37,5 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 11,5 mSv ja standardipoikkeama oli 9,5. Virtsarakon ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,837$, $p = 0,000$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa virtsarakon ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä, havaittiin, että paksuus selittää virtsarakon ekvivalenttiannoksesta 70,0 prosenttia ($p = 0,000$). Virtsarakon ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välillä on lineaarinen yhteys, joka on esitetty kuviossa 3. Tarkasteltaessa miesten virtsarakon ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välistä yhteyttä, havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,749$, $p = 0,000$). Naisilla virtsarakon ekvivalenttiannosten ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,925$, $p = 0,000$). Naisilla virtsarakon ekvivalenttiannos oli riippuvaisempi paksuudesta kuin miesten virtsarakon ekvivalenttiannos.

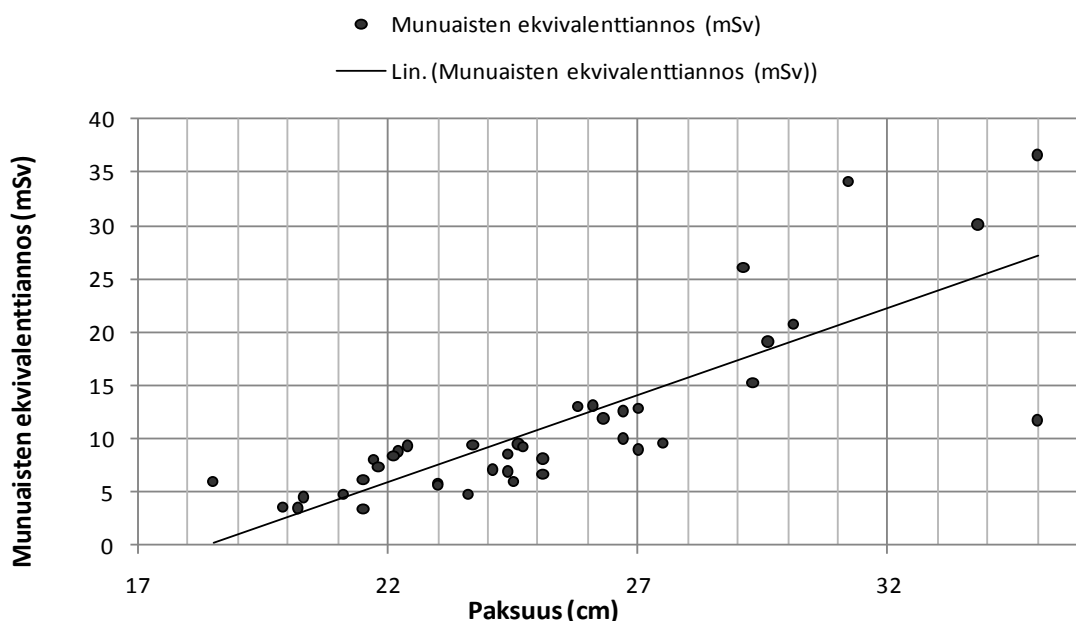


Kuvio 3. Potilaan paksuuden ja virtsarakon ekvivalenttiannoksen välinen yhteys (n=40).

6.5 Munuaisten ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus

Kaikkien potilaiden munuaisten ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,4 mSv–36,6 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 11,2 mSv ja standardipoikkeama oli 8,0. Miehillä munuaisten ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,4 mSv–34,1 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 10,8 mSv ja standardipoikkeama 6,8. Naisilla munuaisten ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,5 mSv–36,6 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 11,6 mSv ja standardipoikkeama 9,7.

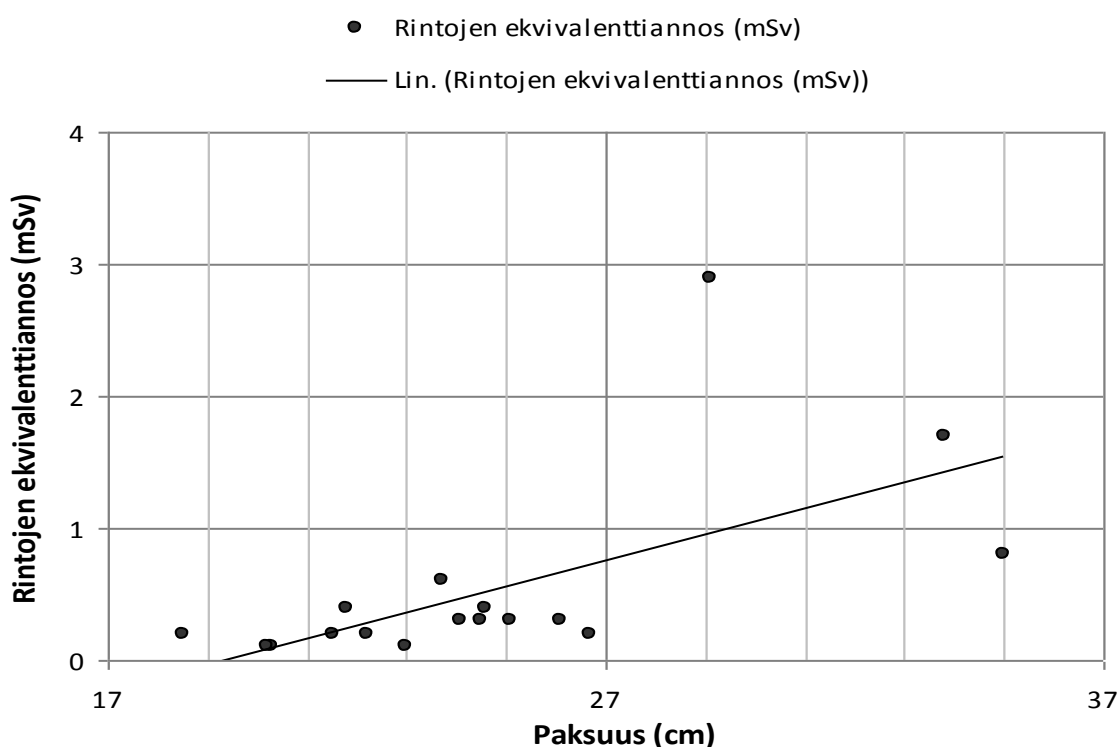
Munuaisten ekvivalenttiannosten ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,818$, $p = 0,000$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa munuaisten ekvivalenttiannosten ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä, havaittiin, että paksuus selittää munuaisten ekvivalenttiannoksesta 66,9 prosenttia ($p = 0,000$). Munuaisten ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välillä on lineaarinen yhteys, joka on esitetty kuviossa 4. Miehillä munuaisten ekvivalenttiannosten ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,714$, $p = 0,000$). Tarkasteltaessa naisten munuaisten ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välistä yhteyttä, huomattiin niiden välillä vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,927$, $p = 0,000$). Naisilla munuaisten ekvivalenttiannos oli riippuvaisempi paksuudesta kuin miesten munuaisten ekvivalenttiannos.



Kuvio 4. Potilaan paksuuden ja munuaisten ekvivalenttiannoksen välinen yhteys (n=40).

6.6 Rintojen ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus

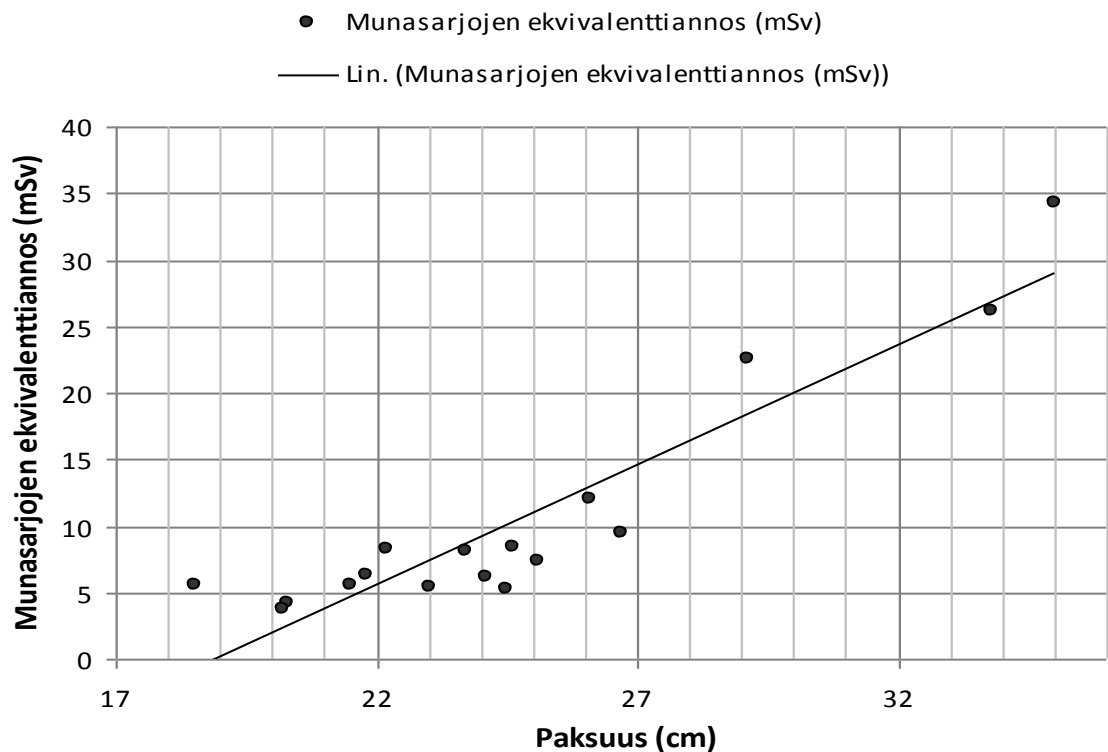
Naispotilaiden rintojen ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 0,1 mSv–2,9 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 0,5 mSv ja standardipoikkeama oli 0,7. Rintojen ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välillä havaittiin kohtalainen positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti merkitsevä ($r= 0,615$, $p= 0,009$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa rintojen ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä, havaittiin, että paksuus selittää rintojen ekvivalenttiannoksesta 37,8 prosenttia ($p= 0,019$). Rintojen ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välinen yhteys on esitetty kuviossa 5. Koko tutkimuksessa pienin riippuvuus saatiin potilaan paksuuden ja rintojen ekvivalenttiannoksen välillä.



Kuvio 5. Potilaan paksuuden ja rintojen ekvivalenttiannoksen välinen yhteys (n=17).

6.7 Munasarjojen ekvivalenttiansi ja potilaan paksuus

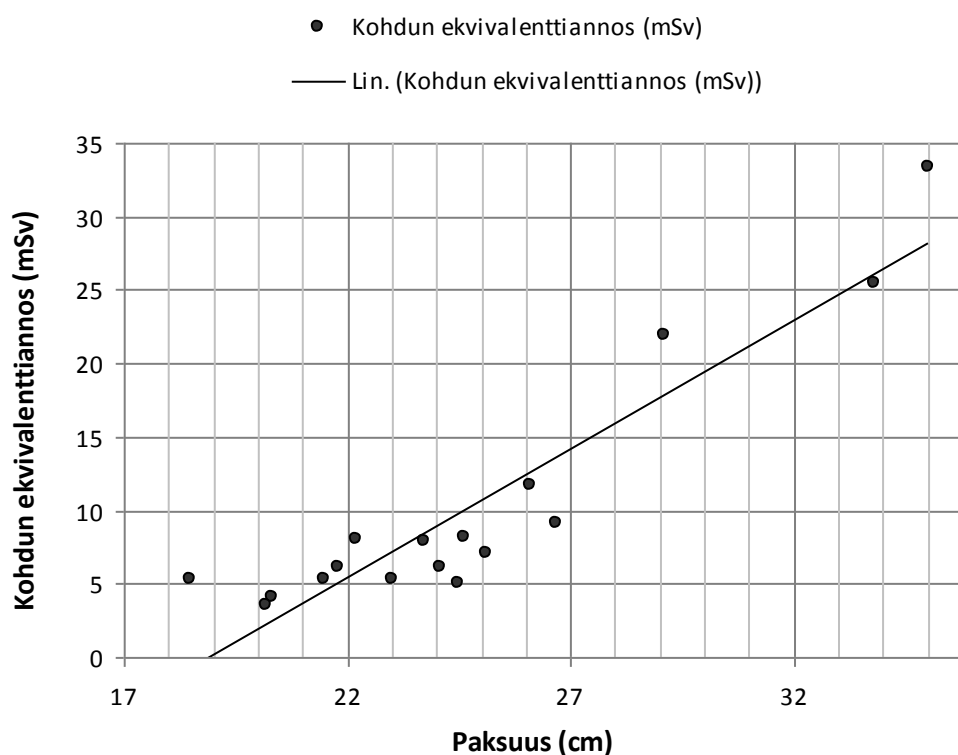
Naispotilaiden munasarjojen ekvivalenttiansiokset vaihtelivat välillä 3,7 mSv–34,3 mSv, ekvivalenttiansiosten aritmeettinen keskiarvo oli 10,5 mSv ja standardipoikkeama oli 8,7. Munasarjojen ekvivalenttiansioksen ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,925$, $p = 0,000$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa munasarjojen ekvivalenttiansioksen ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä, havaittiin, että paksuus selittää munasarjojen ekvivalenttiansioksesta 85,5 prosenttia ($p = 0,000$). Munasarjojen ekvivalenttiansioksen ja potilaan paksuuden välinen lineaarinen yhteys on esitetty kuviossa 6.



Kuvio 6. Potilaan paksuuden ja munasarjojen ekvivalenttiansioksen välinen yhteys ($n=17$).

6.8 Kohdun ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus

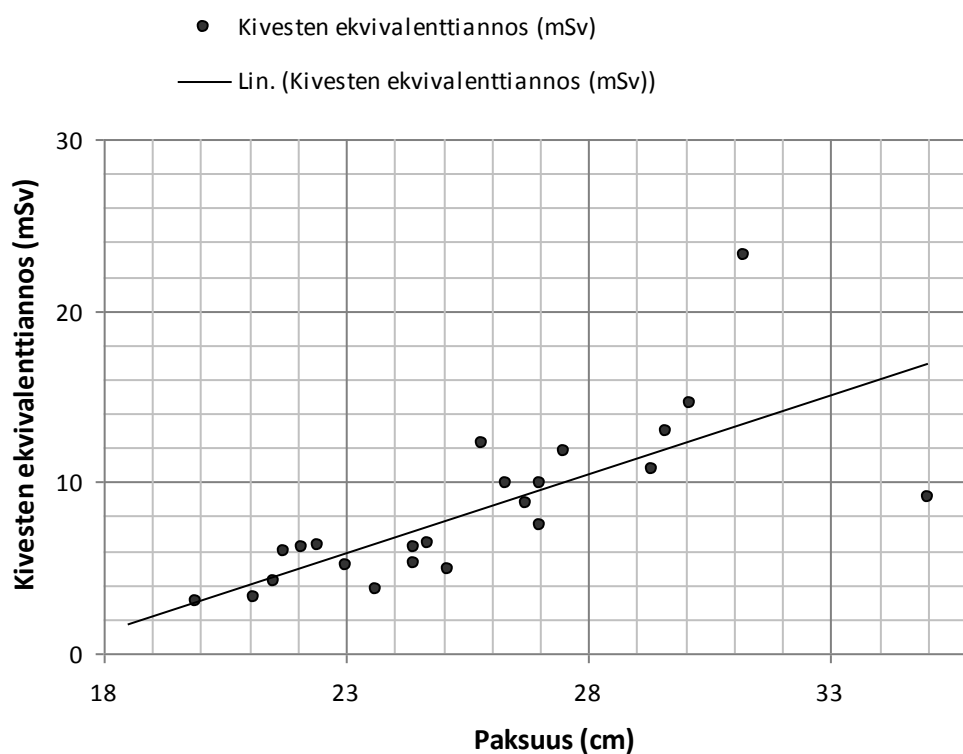
Naispotilaiden kohdun ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,6 mSv–33,3 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 10,2 mSv ja standardipoikkeama oli 8,5. Kohdun ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,926$, $p = 0,000$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa kohdun ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä havaittiin, että paksuus selittää kohdun ekvivalenttiannoksesta 85,7 prosenttia ($p = 0,000$). Kohdun ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välinen lineaarinen yhteys on esitetty kuviossa 7. Koko tutkimuksessa suurin riippuvuus saatiin potilaan paksuuden ja kohdun ekvivalenttiannoksen välillä.



Kuvio 7. Potilaan paksuuden ja kohdun ekvivalenttiannoksen välinen yhteys (n=17).

6.9 Kivesten ekvivalenttiannos ja potilaan paksuus

Miespotilailla kivesten ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,0 mSv–23,2 mSv, ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 8,3 mSv ja standardipoikkeama oli 4,6. Kivesten ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,737$, $p = 0,000$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa kivesten ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä, havaittiin, että paksuus selittää kivesten ekvivalenttiannoksesta 54,2 prosenttia ($p = 0,000$). Kivesten ekvivalenttiannoksen ja potilaan paksuuden välinen lineaarinen yhteys on esitetty kuviossa 8.



Kuvio 8. Potilaan paksuuden ja kivesten ekvivalenttiannoksen välinen yhteys (n=23).

6.10 Sikiön ekvivalenttiansi ja potilaan paksuus

Sikiön ekvivalenttiansi on sama kuin kohdun ekvivalenttiansi raskausviikolle kahdeksan saakka. Kohdun saamien ekvivalenttiansien perusteella: Sikiön saamat ekvivalenttiansiot vaihtelivat välillä 3,6 mSv–33,3 mSv, ekvivalenttiansien aritmeettinen keskiarvo oli 10,2 mSv ja standardipoikkeama oli 8,5. Myös sikiön ekvivalenttiansiön ja potilaan paksuuden välillä havaittiin vahva positiivinen riippuvuus, joka oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ($r = 0,926$, $p = 0,000$), joten nollahypoteesi hylättiin ja vaihtoehtoinen hypoteesi astui voimaan. Tarkasteltaessa sikiön ekvivalenttiansiön ja potilaan paksuuden välistä lineaarista yhteyttä havaittiin, että paksuus selittää sikiön ekvivalenttiansiosta 85,7 prosenttia ($p = 0,000$). Kohdun, ja siten myös sikiön, ekvivalenttiansiön ja potilaan paksuuden välinen lineaarinen yhteys on esitetty kuviossa 7.

7 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, kuinka suuria efektiivisiä annoksia ja ekvivalenttiannoksia potilaat saavat virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksissa Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikössä sekä miten potilaan paksuus vaikuttaa efektiivisen annoksen ja ekvivalenttiannosten suuruuteen. Lisäksi tarkoituksena oli selvittää, kuinka suuri olisi sikiön ekvivalenttiannos, jos tietämättään raskaana oleva nainen kävisi virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksessa. Tutkimustuloksista selviää, minkä suuruisia efektiivisiä annoksia ja ekvivalenttiannoksia potilaat saivat virtsateiden TT-tutkimuksissa. Tutkimuksessa saatiin vastaukset kaikkiin tutkimusongelmiin ja hypoteeseihin. Säteilyturvakeskus ei ole julkaissut virtsateiden tietokonetomografiatutkimukselle vertailutasoja, joten tutkimus antaa uutta tietoa potilaiden annoksista ja etenkin paksuuden vaikutuksesta annoksiin. Tutkimustulokset antavat mahdollisuuden määrittää toimipaikkakohtaisen vertailutason jatkossa tehtävää potilasannostarkkailua varten (Aarnio 2010). Säteilyannoksia tutkimalla voidaan tutkimuskäytäntöjä muuttaa siihen suuntaan, että potilaiden saamat säteilyannokset olisivat mahdollisimman vähäisiä. Lisäksi tutkimus tarjoaa käytännöllisen työkalun virtsateiden TT-tutkimuksessa säteilylle altistuneen sikiön säteilyaltistuksen määrittämiseen nopeasti potilaan koon mukaan (Aarnio 2010).

7.1 Tulosten tarkastelua ja johtopäätökset

Aldrich, Chang, Bilawich & Mayo (2006, 79-85) tutkivat 1070 potilaan saamia efektiivisiä annoksia yleisimmissä tietokonetomografiatutkimuksissa Kanadassa. He keräsivät aineiston 18 eri radiologisella osastolla, joissa TT-laitteista 16 oli monileikelaitteita. Säteannokset vaihtelivat sairaaloittain. Eniten vaihtelua oli vatsan tutkimuksissa, jossa efektiiviset annokset vaihtelivat välillä 3,6–26,5 mSv ja annosten aritmeettinen keskiarvo oli 10,1 mSv. Lantion tutkimuksissa efektiiviset annokset vaihtelivat välillä 3,5–15,5 mSv ja aritmeettinen keskiarvo oli 9,0 mSv. Tässä tutkimuksessa efektiiviset annokset vaihtelivat välillä 2,0 mSv–20,8 mSv. Aldrich ym. (2006) tutkimuksessa vatsan tutkimuksen efektiiviset annokset vaihtelivat välillä 3,6–26,5 mSv ja lantion tutkimuksessa

3,5–15,5 mSv, joten annokset olivat samansuuntaiset. Tässä tutkimuksessa efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo oli 6,4 mSv, joka oli pienempi kuin Aldrich ym. (2006) tutkimuksessa, jossa vatsan aritmeettinen keskiarvo oli 10,1 mSv ja lantion aritmeettinen keskiarvo oli 9,0 mSv.

Leswick, Syed, Dumaine, Lim & Fladeland (2009, 71-78.) laskivat efektiiviset annokset diagnostisille TT-tutkimuksille Saskatchewanissa Kanadassa ja vertailivat niitä muihin raportoituhiin annostasoihin. He keräsivät tiedot TT-tutkimuksista kahden viikon aikana 12 TT-laitteelta seitsemässä kaupungissa ympäri Saskatchewania. Kaikki potilaat tältä ajalta otettiin mukaan tutkimukseen. Lopuksi laskettiin millaisia efektiivisiä annoksia potilaat saivat tutkimusten aikana. Tutkimustulokset osoittavat, että vatsan tutkimuksissa efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo oli 11,7 mSv ja standardipoikkeama $\pm 11,48$ (n=80). Lantion tutkimuksessa taas efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo oli 8,6 mSv ja standardipoikkeama $\pm 6,04$ (n=18). Tässä tutkimuksessa efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo oli 6,4 mSv, joka on pienempi kuin Leswick ym. (2009) lantion tutkimuksessa.

Kun vertaillaan aikaisempien tutkimusten tutkimustuloksia tämän tutkimuksen tuloksiin, voidaan päätellä, että Mikkelin keskussairaalan virtsateiden tietokonetomografiatutkimusten kuvausparametrit ovat hyvällä tasolla. Efektiiviset annokset ja ekvivalenttiannokset olivat pieniä. Tulosten perusteella voidaan päätellä, että tietokonetomografialaitteisto toimii oikein ja tutkimustekniikka näyttäisi olevan kunnossa. Tämä tutkimus kuitenkin antaa viitteitä siitä, että virtsateiden tietokonetomografiatutkimusten käytäntöjä olisi hyvä muuttaa, etenkin paksujen potilaiden kohdalla.

Tulosten mukaan potilaan paksuus vaikuttaa lineaarisesti potilaan saamiin efektiivisiin annoksiin ja ekvivalenttiannoksiin. Tutkimuksessa paksuimman potilaan (35,0 cm) saama efektiivinen annos oli 20,8 mSv ja ohuimman potilaan (18,5 cm) saama efektiivinen annos oli 3,4 mSv. Miesten ja naisten efektiiviset annokset ja ekvivalenttiannokset erosivat hieman toisistaan. Tuloksia vertailtaessa huomattiin, että naisilla efektiivisten annosten aritmeettinen keskiarvo ja kaikkien ekvivalenttiannosten aritmeettiset keskiarvot olivat miehiä korkeammat. Miehillä (n=23) efektiivisen annoksen aritmeettinen keskiarvo oli 6,1 mSv, kun se naisilla (n=17) oli 6,9 mSv. Miehillä paksusuolen ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 9,9 mSv ja naisilla 10,3 mSv. Virtsarakon ekvivalenttiannoksen aritmeettinen keskiarvo oli miehillä 11,2 mSv ja naisilla 11,5 mSv. Myös munuaisten ekvivalenttiannos oli naisilla isompi, sillä naisten munuaisten

aritmeettinen keskiarvo oli 11,6 mSv, kun taas miehillä se oli 10,8 mSv. Miehillä oli siis kaikissa vertailtavissa annoksissa pienempi aritmeettinen keskiarvo kuin naisilla.

Paksuus vaihteli kuitenkin miesten ja naisten välillä hyvin vähän. Miehillä paksuus vaihteli välillä 19,9–35,0 cm ja naisilla 18,5–35,0 cm. Miehillä paksuuden aritmeettinen keskiarvo oli 25,6 cm ja naisilla paksuuden aritmeettinen keskiarvo oli 24,7 cm. Naisten paksuuden keskiarvo oli pienempi kuin miehillä, mutta naisten sädeannokset olivat kuitenkin suurempia kuin miehillä. Tästä voidaan päätellä, että potilaiden paksuus ei siis voi selittää naisten suurempia sädeannoksia. Tutkimustuloksista todettiin, että efektiivinen annos ja ekvivalenttiannokset olivat naisilla riippuvaisempia paksuudesta kuin miehillä. Tutkimustuloksista selviää, että paksuus selittää kaikista eniten kohdun ekvivalenttiannoksen suuruutta, jopa 85,7 prosenttia. Vähiten paksuus selittää rintojen ekvivalenttiannosta, vain 37,8 prosenttia.

Tutkimustuloksissa huomattiin myös, että rintojen ekvivalenttiannoksen aritmeettinen keskiarvo oli pieni, 0,5 mSv, joka selittyy sillä, että rinnat eivät anatomisesti kuulu primaarin säteilykeilan alueelle. Kuitenkin kivesten ekvivalenttiannosten aritmeettinen keskiarvo oli 8,3 mSv, joka on paljon suurempi kuin naisten rintojen, vaikka kiveksetkin ovat primaarin säteilykentän ulkopuolella. Kivesten suuremmat ekvivalenttiannokset voi osin selittää se, että kivekset ovat säteilyn aiheuttamille haitoille herkemmat kuin rinnat. Sukurauhasten painotuskerroin on 0,2 kun taas rintojen painotuskerroin on 0,05. Kivesten ekvivalenttiannokset olivat sen suuruisia, että etenkin nuorilla miehillä olisi tärkeää virtsateiden TT-tutkimuksessa käyttää kivesten säteilysuojia, vaikka kivekset eivät primaarin säteilykentän alueella olekaan.

Tutkimustuloksia tarkasteltaessa huomattiin, että potilaan paksuuden ja kohdun ekvivalenttiannoksen välillä on hyvin suuri riippuvuus, sillä paksuus selittää jopa 85,7 prosenttia kohdun ekvivalenttiannoksesta. Kohdun ekvivalenttiannoksen ja paksuuden välillä oli koko tutkimuksen suurin riippuvuus. Naispotilaiden kohdun ekvivalenttiannokset vaihtelivat välillä 3,6–33,3 mSv, ja aritmeettinen keskiarvo oli 10,2 mSv. Potilaiden saamat sädeannokset kasvoivat lineaarisesti paksuuden kasvaessa.

Kohdun saamia ekvivalenttiannoksia voidaan pitää myös sikiön saamina ekvivalenttiannoksina kahdeksannelle raskausviikolle saakka (Angel ym. 2008). Tämän perusteella voidaan päätellä, että näillä sädeannoksilla ei pitäisi olla vaikutusta sikiön epämuodostumien syntyyn, sillä kynnyсарvo niihin on 100 mGy (vastaa lähes 100 mSv). Jos alkio ei vielä olisi ollut kiinnittynään kohdun seinämään, sen kehitys olisi todennäköi-

sesti keskeytynyt kokonaan säteilyn vaikutuksesta, varsinkin paksuimmilla potilailla, joilla kohdun ekvivalenttiansioksi tuli kymmeniä millisievertejä. Jos raskaus olisi ollut kolmannella ja neljännellä raskausviikolla, eläinkokeiden perusteella säteily olisi vaikuttanut alkioon siten, että raskaus olisi joko keskeytynyt ennen kuin sitä olisi edes todettu, tai sikiö olisi kehittynyt jatkossa normaalisti ja lapsi syntynyt terveenä. (Paile 2002, 133). Tässä tutkimuksessa saadut annokset ovat kuitenkin sen suuruisia, että ne olisivat voineet vaikuttaa lapsen toimivien hermosolujen lopulliseen määrään ja sitä kautta myös älykkyyteen. (Paile 2002, 136-137). Säteilyaltistus voi myös aiheuttaa missä tahansa sikiön kehitysvaiheessa esimerkiksi yhdessä solussa tapahtuvan satunnaisen geneettinen muutoksen, joka saattaa luoda solukloonin, jossa syntyy syöpä normaalia todennäköisemmin. (Paile 2002, 137.) Suurin saatu sädeannos oli jopa 33,3 mSv, joka voi jo olla riski aiheuttaa syöpää lapsuusiällä. Riskin on arvioitu olevan noin kuusi prosenttia sievertiä kohti. Eli, kun sikiö on saanut yhden millisievertin annoksen, olisi riski saada syöpä lapsuusiällä noin 1:17 000. Kymmenen millisievertin annoksen jälkeen syövän riski kasvaisi jopa noin 30 prosenttia. (Paile 2002, 137.)

7.2 Tutkimuksen luotettavuus

Kvantitatiivisessa tutkimuksessa tulee aina arvioida tutkimuksen luotettavuutta. Tutkimuksen tavoitteena on saada niin totuudenmukaista ja luotettavaa tietoa kuin on mahdollista. Luotettavuuden arvioinnissa on hyvä käyttää validiteetti ja reliabiliteetti käsitteitä, jotka kumpikin tarkoittavat luotettavuutta. Reliabiliteetilla tarkoitetaan saatujen tulosten pysyvyyttä, eli toistettaessa tutkimus saadaan samat tutkimustulokset. Tulokset eivät siis ole sattumanvaraisia, vaan mittari tuottaa samat tulokset eri mittauskerroilla. Validiteetti tarkoittaa sitä, että mitataan tutkimusongelman kannalta oikeita asioita. Validissa tutkimuksessa käytetään oikeaa tutkimusmenetelmää, mitataan oikeita asioita ja oikeilla mittareilla. Tutkimuksen validius on hyvä, jos tutkija ei ole joutunut käsitteiden tasolla harhaan, eikä tutkimuksessa ole systemaattisia virheitä. Opinnäytetyön validiteetti ja reliabiliteetti todetaan, kun kaikki vaiheet on dokumentoitu riittävän tarkasti ja ratkaisut perusteltu, siten, että työn arvioija voi todeta aukottomuuden työn alusta loppuun. (Kananen 2008; Vilkkä 2007.) Aineiston analysointimenetelmät vaikuttavat tulosten luotettavuuteen. Otantaan perustuvan tutkimuksen luotettavuuden osoittamiseen yksinkertaisin tapa on verrata otoksen rakennetta populaation rakenteeseen. (Kananen 2008.)

Tässä tutkimuksessa tutkimusaineisto kerättiin kahdelle eri aineistonkeruulomakkeelle. Aineistonkeruulomakkeita ei esitestattu ennen aineistonkeruuta, sillä lomakkeet tehtiin aikaisemmissa tutkimuksissa käytettyjen lomakkeiden pohjalta. (Innanmaa & Petäjäjärvi 2002.) Erikoistuva sairaalafyysikko opasti suullisesti röntgenhoitajat täyttämään aineistonkeruulomaketta. Tutkimuksen otos oli pieni, $n = 40$. Pieni otoskoko kertoo tutkimuksen ulkoisesta validiteetista eli siitä, kuinka hyvin saadut tulokset voidaan yleistää koskemaan tutkimuksen ulkopuolista perusjoukkoa (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2009). Tässä tutkimuksessa otosta on hieman hankalaa verrata populaation rakenteeseen tai perusjoukkoon otoskoosta sekä potilaiden iän puuttumisesta johtuen. Tutkimuksessa kohdejoukko oli kuitenkin melko vaihteleva, sillä potilaiden paino, pituus ja paksuus poikkesivat toisistaan. Lisäksi tutkimuksessa oli mukana sekä miehiä että naisia. Näiden perusteella, sekä sen, että tutkimus kerättiin kaikista tietynä aikavälinä tutkituista potilaista sekä satunnaisesti valituista potilaista voitaisiin ajatella, että otos vastaa melko hyvin perusjoukkoa. Kuitenkaan tutkimustuloksista ei voida tehdä yleisiä johtopäätöksiä, vaan ne ovat enemmänkin suuntaa antavia. Ulkoista validiteettia arvioitaessa on myös mietittävä miten väliin tulevat muuttujat vaikuttavat (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2009). Tässä tutkimuksessa ei selviä, kuinka muut muuttujat kuin paksuus vaikuttavat potilaan saamiin efektiiviseen annokseen ja ekvivalenttiansiinnokseen. Näitä muita muuttujia voisivat olla muun muassa potilaan rakenne, kehon koostumus sekä kuvausparametrit tai kuvauslaitteesta johtuvat muuttujat.

Sisältövaliditeetin kannalta voidaan todeta, että tutkimus on luotettava, sillä tutkimuksessa tutkittiin juuri sitä, mitä oli tarkoituskin. Teoreettiset käsitteet operationalisoitiin muuttujiksi luotettavasti ja käytössä oli oikea mittari, joka mittasi oikeita asioita. CT-Expo-annoslaskentaohjelma toimi eräänä mittarina. Se antaa arvioita elimien saamista annoksista, ja nämä arviot perustuvat fantomimalliin, joka esittää normaali kokoista potilasta. Fantomi kuvaa ihmisen geometrisiä muotoja esittäen ihmisen elimiä normaali kokoisella mallipotilaalla. CT-Expo-annoslaskentaohjelma ei siis kerro yksittäisen potilaan saamaa sädeannosta, vaan annoslaskentaohjelman tulokset ovat viitteellisiä arvoja siitä, minkä suuruisia sädeannoksia ihminen voisi saada niillä kuvausparametreilla. (Angel ym. 2008.) Tämä viittaa myös mittarin reliabiliteettiin, eli tulosten pysyvyyteen (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2009) Eli, kun lasketaan säteilyannos kahdelle samankokoiselle potilaalle samoilla kuvausparametreilla, saadaan annokseksi samansuuntaisia annoksia, mittaria voidaan siis pitää reliaabelina.

CT-Expo-annoslaskentaohjelma on tarkoitettu nimenomaan laskemaan tietokonetomografiatutkimuksien sädeannoksia, joten se on siltä osin luotettava. Lisäksi annoslaskentaohjelmaan syötetyt tiedot on merkitty huolellisesti, ja tarkastettu useaan kertaan. Tässä tutkimuksessa tutkimusilmiö on niin selvärajainen, että sitä voidaan mitata luotettavasti. CT-Expo-annoslaskentaohjelmaan oli ohjelmoitu vanhat painotuskertoimet. Se ei kuitenkaan aiheuttanut suurta virhettä todellisiin annoksiin, sillä uusissa painotuskertoimissa elimien painotuskertoimet ovat pysyneet samoina tai laskeneet hieman vanhoista painotuskertoimista. Siispä saadut annokset voivat olla hieman uusilla painotuskertoimilla laskettuja annoksia suurempia, joten toimittaessa vanhojen painotuskertoimien mukaan, on potilas joissain tapauksissa saanut todellisuudessa jopa vähemmän säteilyannosta kuin CT-Expo-annoslaskentaohjelmalla on laskettu.

Arvioitaessa sikiön saamaa ekvivalenttiannosta tulee erityisesti ottaa huomioon se, että CT-Expo-annoslaskentaohjelman käyttämä fantomi kuvaa ihmisen geometrisiä muotoja esittäen ihmisen elimiä normaalikokoisella potilaalla. Joten se ei siis edusta raskaana olevan naisen anatomisia muotoja. CT-Expo-annoslaskentaohjelmaa voidaan kuitenkin käyttää arvioimaan kohdun saamaa sädeannosta, jolla voidaan arvioida sikiön saamaa annosta kahdeksan ensimmäisen raskausviikon aikana. (Angel ym. 2008.)

Tutkimustulosten luotettavuuteen voivat vaikuttaa heikentävästi tutkimusta tehdessä mahdollisesti sattuneet virheet. Virheitä voi syntyä esimerkiksi tiedon syöttö vaiheessa. (Vilka 2007.) Röntgenhoitajat olivat täyttäneet aineistonkeruulomakkeen huolellisesti, joten sen tulkitsemisessa ei ollut ongelmia. Aineistonkeruun aikana tuli muutoksia tiedon keruuseen, sillä ajateltuna tutkimusajankohtana ei saatu kerättyä tarpeeksi aineistoa. Sen vuoksi loput aineistosta kerättiin Pacs-tietojärjestelmästä. Tämä aiheutti sen, että tutkimustulokset eivät tulleet halutulta aikaväliltä, ja Pacs-tietojärjestelmästä kerätyistä tiedoista ei saatu selville potilaiden painoa ja pituutta. Tämän vuoksi ei voitu tehdä vertailua pituuden ja painon suhteen.

Tutkimuksen tekemiseen käytettiin useita kotimaisia sekä kansainvälisiä lähteitä. Kaikki käytetyt lähteet olivat 2000 luvulta, ja suurin osa niistä uudempia kuin viisi vuotta, eli lähteet ovat melko tuoreita. Kaksi käytetyistä artikkeleista on julkaistu Canadian Association of Radiologists Journal -lehdessä. Lehti on kansainvälinen radiologian erikoislehti, joka julkaisee artikkeleita erilaisista alan tutkimuksista. Artikkelit haimme luotettavista ja kansainvälisistä tietokannoista, kuten Pubmed ja Cinahl. Artikkelit olivat hyvin tuoreita, suurin osa väliltä 2006–2009, joten niistä sai uutta ja nykyaikaista tietoa.

Useat lähteet olivat myös hyvin arvostettujen henkilöiden tekemiä. Lisäksi julkaisut olivat hyvin arvovaltaisia, sillä ne olivat tieteellisiä julkaisuja.

7.3 Tutkimuksen eettisyys

Eettisesti hyvä tutkimus noudattaa hyvää tieteellistä käytäntöä, eli tutkimuksen kysymysten asettelu, tavoitteet, aineiston kerääminen ja sen käsittely sekä tulosten esittäminen ja aineiston säilytys eivät saa loukata tutkimuksen kohderyhmää. Lisäksi tutkimuksesta saatavan hyödyn on oltava suurempi kuin siitä koituvan haitan. Tutkimusetiikkaan sisältyvät keskeisesti eettiset periaatteet: hyveet, arvot ja normit. (Vilka 2007, 89-91.) Säädökset ja asetukset ohjaavat tutkimuksen eettisyyttä. Sääntöetiikka taas kostuu normistosta, joka löytyy lainsäädännöstä, erilaisista asiakirjoista ja ohjeista. (Oulun seudun ammattikorkeakoulu 2010.)

Tämän tutkimuksen tilaajana oli Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikkö. Mikkelin keskussairaala myönsi tutkimuksen toteuttamiselle tutkimusluvan. Radiologian yksikön ylilääkäri antoi myös tutkimuksen suorittamiselle oman suostumuksensa. Tutkimussuunnitelman hyväksyi hallintoylihoitaja ja muutoksen tutkimuslupahakemukseen hyväksyi johtajaylilääkäri. Tutkimusluvan saamiseksi ei tarvittu käsittelyä eettisessä toimikunnassa.

Tämä tutkimus oli tärkeä sekä Mikkelin keskussairaalan että tutkimuksissa käyvien potilaiden kannalta, sillä tutkimuksessa kartoitettiin eri paksuisten potilaiden saamia sädeannoksia, jotta niihin voitaisiin puuttua ja tehdä kehitystä parempaan suuntaan. Mikkelin keskussairaalan radiologian yksikköön tiedotettiin tutkimuksesta erikoistuvan fysiikan välityksellä, joka myös ohjeisti röntgenhoitajat täyttämään taustamuuttujat aineistonkeruulomaketta. Tutkimukseen osallistuvat potilaat kuvattiin heidän tarvitsemansa hoidon takia, joten tämä tutkimus ei vaikuttanut potilaiden hoitoon tai heidän saamiin sädeannoksiin. Tutkimus suoritettiin osana normaalia potilasannoskeräystä. Jokaisella potilaalla oli asianmukainen lääkärin määräämä lähete tutkimukseen, joten oikeutusperiaate toteutui kaikkien potilaiden osalta. Lisäksi röntgenhoitajat toteuttivat optimointiperiaatetta suorittaessaan virtsateiden TT-tutkimusta. Saatujen tutkimustulosten perusteella potilaita ei voi tunnistaa, joten eettisyys toteutuu tältäkin osin. Aineistonkeruulo-

makkeet hävitettiin aineistonkeruun päätyttyä, joten näin varmistettiin potilaiden tietosuojan säilyminen.

7.4 Jatkotutkimusaiheet

Muissa Suomen sairaaloissa ei ole tehty samanlaisia tutkimuksia, joissa olisi tutkittu potilaan paksuuden vaikutusta efektiiviseen annokseen ja ekvivalenttiannoksiin. Myöskään ei ole tutkittu, minkä suuruisia efektiivisiä annoksia ja ekvivalenttiannoksia potilaat saavat virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksissa. Sen vuoksi säteilyannoksia olisi hyvä tutkia enemmän ja useissa sairaaloissa. Jatkotutkimukset tuntuisivat erityisen tärkeiltä senkin vuoksi, että virtsateiden tietokonetomografiakuvausalueelle tulee useita säteilyherkkiä elimiä. Jatkotutkimusaiheena voisi olla laajempi tutkimus säteilyannoksista, jossa otos olisi suurempi, esimerkiksi $n = 100$. Näin saataisiin luotettavampaa ja yleistettävämpää tietoa siitä, millaisia efektiivisiä annoksia ja ekvivalenttiannoksia potilaat saavat virtsateiden tietokonetomografiatutkimuksissa, ja kuinka potilaan paksuus todella vaikuttaa potilaan saamaan säteilyannokseen.

Jatkotutkimuksissa olisi hyvä hyödyntää eri parametrejä, kuten potilaan painoa ja pituutta, kun lasketaan potilaan saamia sädeannoksia. Niiden avulla pystyttäisiin tekemään monipuolisempaa ja syvällisempää vertailua sekä pohtimaan tarkemmin, miten paljon nämä eri parametrit vaikuttavat potilaan saamiin sädeannoksiin. Uusien tutkimusten perusteella voitaisiin lähteä kehittämään uusia keinoja säteilyaltistuksen vähentämiseksi. Lisäksi olisi hyvä tehdä vertailevaa tutkimusta eri sairaaloiden välillä, jossa vertailtaisiin efektiivisten annosten ja ekvivalenttiannosten suuruuksia kahden tai useamman sairaalan välillä. Tutkimukset voisi suorittaa etsimällä tiedot suoraan Pacs-tietojärjestelmästä, jolloin keräys olisi paljon nopeampaa kuin tietojen kerääminen normaalin potilasannoskeräyksen yhteydessä eli sitä mukaa kun potilaita käy tutkimuksissa. Näin saataisiin todella hyödyllistä tietoa potilaiden saamista sädeannoksista, varsinkin siitä lähtökohdasta, että potilaan paksuus vaikuttaa paljon potilaan saamaan sädeannokseen. Kohtu sai tässä tutkimuksessa melko suuria sädeannoksia ja oli hyvin riippuvainen potilaan paksuudesta, joten siitä olisi myös hyvä tehdä jatkotutkimusta, jossa voitaisiin tutkia tarkemmin sikiön saamaa ekvivalenttiannosta.

7.5 Oma ammatillinen kehittyminen

Kaikilta ammattikorkeakouluista valmistuvilta edellytetään yleisten ammatillisten valmiuksien hallintaa ja tietynlaisen ammattitoiminnan asiantuntijaosaamista, jotka yhteiskunta on ammattikorkeakoulutukselle asettanut. Ammattikorkeakoulutuksesta valmistuvien osaamisalueita ovat asiantuntijuus, johtamis-, kehittämis-, yrittäjäyys- ja kansainvälisyystaidot. Kriittistä ajattelua, itsenäistä päätöksentekoa ja vastuullisuutta korostetaan. ”Terveysalan osaaminen koostuu uusiutuvasta ja monitieteisestä tiedosta, käytännöllisestä osaamisesta sekä sosiaalisista ja vuorovaikutustaidoista.” (Savonia-ammattikorkeakoulu 2009.) Röntgenhoitajan ammatillinen osaaminen koostuu seuraavista osaamisalueista: radiografian ja sädehoidon hoitamis- ja ohjaamisosaamisesta, viestintä- ja vuorovaikutusosaamisesta, menetelmäosaamisesta, säteilyturvallisuusosaamisesta ja tutkimus-, kehittämis- ja johtamisosaamisesta. ”Röntgenhoitaja on radiografia- ja sädehoitotyön asiantuntija, joka osaltaan tuottaa väestölle tarvittavia terveyden edistämiseen ja sairauksien hoitoon liittyviä terveystalvveluja moniammatillisessa työyhteisössä. Röntgenhoitaja toimii terveyden edistäjänä sekä yhteisöllisellä että yksilöllisellä tasolla.” (Savonia-ammattikorkeakoulu 2009.)

Tämän tutkimuksen tekeminen syvensi ammatillista osaamista ja kehitti organisointitaitoja. Tämän tutkimuksen tekeminen antoi hyvät valmiudet sekä tieteellisen tutkimuksen tekemiseen että kirjoittamiseen tieteellisen tutkimuksen kriteerien mukaisesti. Tutkimus auttoi ymmärtämään määrällisen tutkimuksen periaatteita ja menettelytapoja. Tutkimuksen myötä täytyi tehdä hyvin paljon tiedonhakua sekä arvioida löydettyjä tietolähteitä ja tietoja kriittisesti. Opimme hyödyntämään kansainvälisiä tietolähteitä ja etsimään tietoa eri tietolähteistä. Olemme perehtyneet tutkimuksen taustalla olevaan lainsäädäntöön ja aikaisempiin kansainvälisiin tutkimuksiin. Tutkimuksen tekeminen oli haastavaa ja paljon aikaa vievää. Etenkin tiedon etsiminen ja sen kriittinen arvioiminen oli haastavaa ja vaikeaa, sillä varsinkin aikaisempia tutkimuksia aiheesta löytyi hyvin vähän. Myös juuri oikean teorian tiedon soveltaminen tutkimukseen oli hieman haasteellista.

Tutkimus auttoi ymmärtämään tietokonetomografiatutkimuksissa käytettäviä sädeannoksia, etenkin efektiivistä annosta, ekvivalenttiannosta, CTDI:tä sekä DLP:tä. Tutkimuksen tekemisen myötä opimme paljon uusia asioita tietokonetomografiatutkimuksissa käytettävistä parametreista. Myös TT-tutkimuksiin liittyvä yleinen teoretieto tuli hyvin tutuksi. Erityisen mielenkiintoista oli oppia käyttämään CT-Expo-annoslaskentaohjelmaa. Efektiivisen annoksen ja ekvivalenttiannosten laskeminen on hyvin vaikeaa, mutta nyt me osaamme sen tehdä. Opimme myös käyttämään SPSS-ohjelmaa ja analysoimaan siitä saatuja tuloksia. Opimme laskemaan ja tarkastelemaan muuttujien välisiä riippuvuuksia ja lineaarisuuksia.

Laadunhallinta röntgenhoitajan työssä käsittää koko toiminnan laatutyöskentelyn, joka pitää sisällään muun muassa menetelmiin liittyvää laadunhallintaa. Röntgenhoitajan tulee osata arvioida ja käyttää uutta tietoa laadun edistämiseksi. (Savonia-ammattikorkeakoulu 2009.) Potilaan saamien säteilyannoksien mittaaminen on tärkeä osa laadunvarmistusta. Säteilyannosten mittaaminen syvensi tietoaamme laadunvarmistuksesta ja antoi ymmärrystä laadunhallintatyöhön. Säteilyannosmittauksilla voidaan arvioida esimerkiksi laitteiston toimivuutta sekä käytössä olevia työskentelymenetelmiä. (Tapiovaara ym. 2004, 117-118.)

Röntgenhoitajan ammatissa tarvitaan kriittistä ajattelua, itsenäistä päätöksentekoa ja vastuun ottamista. Röntgenhoitajalta vaaditaan myös tiimi- ja yhteistyötaitoja sekä toiminnan suunnittelu- ja arviointitaitoja. (Savonia-ammattikorkeakoulu 2009). Tämän tutkimuksen tekeminen on valmentanut meitä kriittiseen ajatteluun ja itsenäiseen päätöksentekoon. Vaikka olemme tehneet tätä tutkimusta kahden, on kuitenkin täytynyt tehdä itsenäisiä päätöksiä ja kummallakin on ollut omat vastualueensa. Tutkimuksen toteuttaminen on vaatinut paljon suunnittelua muun muassa aikataulun ja työn etenemisen suhteen. Organisoititaidot ovat kehittyneet tätä tutkimusta suunnitellessa ja tehdessä. Tutkimuksen tekovaiheessa olemme olleet jatkuvasti yhteistyössä eri sidosryhmien kanssa, kuten ohjaajan, yhdyshenkilön sekä radiologian osaston henkilökunnan kanssa.

LÄHTEET

- Aarnio, J.** 2010. Tutkimustulosten käytettävyys. jussi.aarnio@esshp.fi. 13.12.2010.
- Aldrich, J., Chang, S., Bilawich, A-M. & Mayo, J.** 2006. Radiation Doses to Patients Receiving Computed Tomography Examinations in British Columbia. Canadian Association of Radiologists. 57 (2), 79-85.
- Angel, E., Wellnitz, C., Goodsitt, M., Yaghmai, N., DeMarco, J., Cagnon, C., Sayre, J., Cody, D., Stevens, D., Primak, A., McCollough, C. & McNitt-Gray, M.** 2008. Radiation Dose to the Fetus for Pregnant Patients Undergoing Multidetector CT Imaging: Monte Carlo Simulations Estimating Fetal Dose for a Range of Gestational Age and Patient Size. Radiology 249 (1), 220-227.
- Bjälle, J., Haugh, E., Sand, O., Sjaastad, Ø. & Toverud.** 2007. Ihminen fysiologia ja anatomia. Suom. Meditrans Oy. Helsinki: WSOY.
- Bly, R.** 2009. Vertailutasot Suomessa. Säteilyturvakeskus. 26.3.2009. Viitattu 8.3.2009. http://www.stuk.fi/proinfo/koulutus/fi_FI/RD2009/_files/81120976376430705/default/BlyRitva-RD2009.pdf.
- Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiiri.** 2006. Tietokonetomografiatutkimukset. HUS tietopankki. Päivitetty 21.03.2006. Viitattu 03.05.2010. <http://www.hus.fi/default.asp?path=1,28,824,2050,11864,11867>.
- Husso, M.** 2010. Monirivi-CT- ja CT-tutkimuksen optimointi. Savonia- ammattikorkeakoulu. Kuopio 17.5.2010. Luento.
- Iivonen, A. & Ikonen, E.** 2007. Lasten saamat pinta- ja pinta-ala-annokset keuhkojen natiiviröntgentutkimuksen AP-suunnan projektiossa. Savonia-ammattikorkeakoulu. Terveysala. Opinnäytetyö.
- Innanmaa, L. & Petäjäjärvi, M.** 2002. Lääketieteellisen säteilyn aiheuttama säteilyannos lannerangan röntgentutkimuksessa. Tutkimus Pirkanmaan sairaanhoitopiirin terveyskeskuksissa. Oulun yliopisto. Lääketieteellinen tiedekunta. Hoitotieteen ja terveyshallinnon laitos. Pro gradu -tutkielma.

- Jauhiainen, J.** 2003. Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokonetomografia. Oulu. Viitattu 11.1.2010.
<http://www.tekniikka.oamk.fi/~jjauhai/opetus/mittalaitteet/mittalaitteet-v11.pdf>.
- Jurvelin, J.** 2005. Radiologisen kuvantamisen fysiikka ja tekniikka sekä varjoaineet. Teoksessa S. Soimakallio, L. Kivisaari, H. Manninen, E. Svedström & O. Tervonen (toim.) Radiologia. Helsinki: WSOY, 11-57.
- Järvinen, H.** 2005. Säteilysuojelu. Teoksessa S. Soimakallio, L. Kivisaari, H. Manninen, E. Svedström & O. Tervonen (toim.) Radiologia. Helsinki: WSOY, 77-93.
- Kanal, K., Stewart, B., Kolokythas, O. & Shuman, W.** 2007. Impact of Operator-selected Image Noise Index and Reconstruction Slice Thickness on Patient Radiation Dose in 64-MDCT. Tulostettu 30.3.2010.
- Kananen, J.** 2008. Kvantti. Kvantitatiivinen tutkimus alusta loppuun. Jyväskylän ammattikorkeakoulun julkaisuja -sarja. Jyväskylä: Jyväskylän yliopistopaino.
- Kankkunen, P & Vehviläinen-Julkunen, K.** 2009. Tutkimus hoitotieteessä. Helsinki: WSOYpro Oy.
- Karppinen, J.** 2006. Tietokonetomografiatutkimusten optimointi ja laadunvalvonta. Teoksessa H. Järvinen (toim.) Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa 2006. STUK-C5. Helsinki: STUK, 46-53. Tulostettu 25.05.2010.
<http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-c/stuk-c5.pdf>.
- Kiljunen, T.** 2005. Röntgentutkimusten vertailutasot. Radiografia. 1/05, 12-13.
- Kiljunen, T.** 2008. Patient Doses in CT, Dental Cone Beam CT and Projection Radiography in Finland, with Emphasis on Paediatric Patients. STUK-A232. Viitattu 30.09.2010.
<https://oa.doria.fi/bitstream/handle/10024/42702/patientd.pdf?sequence=1>.
- Kortesniemi, M.** 2006. Säteilyannos ja sen optimointi monileike-TT:ssä. Physico-Medicae Oy. Verkkodokumentti. Päivitetty 9.6.2008. Viitattu 18.6.2009.
<http://www.physicomedicae.fi/index.php/julkaisut/muut-julkaisut/83-tt-annoksetja-optimointi>.
- Kortesniemi, M.** 2008. Tietokonetomografian kasvava säteilyaltistus. Physico-Medicae Oy. Valtakunnalliset lääkäripäivät 2007 ja 2008, Helsinki. Verkkodokumentti. Päivi-

tetty 31.5.2008. Viitattu 26.10.2010. <http://www.physicomedicae.fi/julkaisut/muut-julkaisut/78-tt-altistus.html>.

Lehto, H & Luoma, T. 2004. Fysiikka 5. Moderni fysiikka. Jyväskylä 2004.

Leswick, D., Syed, N., Dumaine, C., Lim, H. & Fladeland, D. 2009. Radiation Dose from Diagnostic Computed Tomography in Saskatchewan. Canadian Association of Radiologists Journal 60, 71-78.

Mannila, V. 2005. Potilaan säteilyaltistuksen määrittäminen ja vertailutasot. Teoksessa H. Järvinen (toim.) Säteilysuojelu ja laatu röntgendiagnostiikassa 2005. STUK-C4. Helsinki: STUK, 7-15. Viitattu 06.10.2009. <https://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-c/stuk-c4-pdf>.

Metsämuuronen, J. 2006. Tutkimuksen tekemisen perusteet ihmistieteissä. Helsinki: Gummerus kirjapaino Oy.

Mustonen, R., Sjöblom, K-L., Bly, R., Havukainen, R., Ikäheimonen, T., Kosunen, A., Markkanen, M. & Paile, W. 2009. Säteilysuojelun perussuositukset. STUK-A235. Helsinki.

Nawfel, R., Judy, P., Schleipman, R. & Silverman, S. 2004. Patient radiation dose at CT urography and conventional urography. Radiology 1, 126-132.

Nieminen, K. 2006. Tietokonetomografialaitteen annosmittauksissa käytettävän ionisaatiokammion kalibrointi. Pro gradu -tutkielma fysiikan suuntautumisvaihtoehto. Helsingin yliopisto fysikaalisten tieteiden laitos. Viitattu 13.02.2010. <http://ethesis.helsinki.fi/julkaisut/mat/fysik/pg/nieminen/tietokon.pdf>.

Oulun seudun ammattikorkeakoulu. 2010. Tutkimuseettiset suositukset. Sosiaali- ja terveysalan yksikkö. Päivitetty 08.11. 2010. Viitattu 08.11.2010. <http://www.oamk.fi/haku/web/index.php?hakukohde=sis&hakusana=tutkimuseettiset%20suositukset&websearch=HAE>.

Paalimäki-Paakki, K. 2008. Säteilyaltistuksen optimointi TT- tutkimuksessa. Luentomateriaali. Tulostettu 1.2.2010.

Paile, W. 2002. Säteily ja raskaus. Säteilyn terveysvaikutukset. Teoksessa W. Paile. (toim.) Säteily- ja ydinturvallisuus. Hämeenlinna: STUK, 131-139.

- Pöyry, P.** 2004. Annoksen ja pinta-alan tulon (DAP) mittaaminen röntgendiagnostiikassa ja DAP-mittareiden kalibrointi. Helsingin yliopisto. Tutkielma. Viitattu 23.9.2009. <http://ethesis.helsinki.fi/julkaisut/mat/fysik/pg/poyry/annoksen.pdf>.
- Rantanen, E.** 2000. Säteilyn ja radioaktiivisuuden suureet ja yksiköt sekä annoksen mittaaminen. Duodecim 2000; 116: 657-9. Tulostettu 07.12.2009. <http://www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo91422.pdf>.
- Rantanen, M., Savolainen, S. & Lampinen, J.** 2005. Sädeturvaluento. Suomen radiologiyhdistys. Sairaalanlääkäriseminaari 28.9.2000. Viitattu 29.12.2009. Päivitetty 07.06.2005. <http://www.sry.fi/index.php?44>.
- Rehtonen, T.** 2009. Radiologeille avautuu uusi maailma. Joiku. Lapin sairaanhoitopiirin henkilökunta- ja tiedotuslehti. 2, 7.
- Satakunnan sairaanhoitopiiri.** 2006. Tietokonetomografiatutkimus. Päivitetty 26.01.2006. Viitattu 03.05.2009. http://www.satshp.fi/portal/page?_pageid=117,92923&_dad=wportal&_schema=WP ORTAL.
- Savonia-ammattikorkeakoulu.** 2009. Röntgenhoitaja (amk). Opetussuunnitelma syksy 2009. Terveysala Kuopio. Viitattu 14.09.2010. http://webd.savonia.fi/moodle/tertta/yhteiset_tiedotteet/opsit/Röntgenhoitajat_aikuise t_TRA9S_OPS.pdf.
- Sosiaali- ja terveysministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä 423/2000.** Finlex. Lainsäädäntö. Viitattu 23.02.2010. <http://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2000/20000423>
- Stamm, G. & Nagel, H.** 2007. User`s Guide CT-Expo V1.6. November 2007.
- Säteilyasetus** 20.12.1991/1512. Finlex. Ajantasainen lainsäädäntö. Tulostettu 09.01.2010. <http://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/1991/19911512>.
- Säteilylaki** 27.03.1991/592. Finlex. Ajantasainen lainsäädäntö. Tulostettu 09.01.2010. <http://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/1991/19910592>.
- Säteilyturvakeskus.** 2004. Sanasto. Päivitetty 02.07.2005. Viitattu 19.12.2009. http://www.stuk.fi/sateilytietoa/sanasto/fi_FI/sanasto1/.

- Säteilyturvakeskus.** 2005a. Säteilötoiminnan turvallisuusperusteet. ST -ohjeet. ST – ohje 1.1. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 30.11.2009.
<http://www.finlex.fi/data/normit/22496-ST1-1.pdf>.
- Säteilyturvakeskus.** 2005b. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2005. Teoksessa P. Tenkanen-Rautakoski (toim.) STUK-B-STO 62. Helsinki: STUK. Viitattu 03.05.2010. <http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-b/stuk-b-sto62.html>.
- Säteilyturvakeskus.** 2006. STUK: Yhä useampi röntgentutkimus tehdään tietokonetomografialaitteella. Pelastustoimi. Uutiset. Päivitetty 2008. Viitattu 14.03.2010.
<http://www.pelastustoimi.fi/uutiset/2837>.
- Säteilyturvakeskus.** 2007. Säteilöaltistuksen enimmäisarvojen soveltaminen ja säteilyannoksen laskemisperusteet. ST –ohjeet. ST –ohje 7.2. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 30.11.2009. http://www.finlex.fi/data/normit/4406-7_2.pdf.
- Säteilyturvakeskus.** 2008. Potilaan säteilöaltistuksen vertailutasot tavanomaisissa aikuisten röntgentutkimuksissa. Päätös. Helsinki. Viitattu 23.9.2009.
http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/viranomaisohjeet/fi_FI/stohjeet/_files/80650214919372855/default/PaatosJaOhje-pdf
PotilaanSäteilyaltistuksenVertailutasotTavanomaisissaAikuistenRöntgentutkimuksissa-15122008.pdf.
- Säteilyturvakeskus.** 2009a. Röntgentutkimuksella selviää vamma tai sairaus. Viitattu 26.12.2009. http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/terveydenhuolto/rontgen/fi_FI/index/.
- Säteilyturvakeskus.** 2009b. Säteilyturvallisuus työpaikalla. ST -ohjeet. ST -ohje 1.6. 10.12.2009. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 23.02.2010.
<http://www.finlex.fi/data/normit/5773-ST1-6.pdf>.
- Säteilyturvakeskus.** 2010. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2008. Teoksessa P. Tenkanen-Rautakoski (toim.) STUK-B 121. Helsinki: STUK. Päivitetty 29.07..2010. Viitattu 04.10.2010.
http://stuk.fi/julkaisut_maaraykset/tiivistelmat/b_sarja/fi_FI/stuk-b121/.
- Tapiovaara, M.** 2007. Efektiivisen annoksen laskenta PCXMC-ohjelmalla. Teoksessa H. Järvinen (toim.) Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa 2007. STUK-C6. Helsinki: Edita Prima Oy, 18-23.

- Tapiovaara, M., Pukkila, O. & Miettinen, A.** 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa O. Pukkila (toim.) Säteilyn käyttö. Hämeenlinna: STUK, 13-171.
- Teeriaho, J.** 2006. Hiukkasluonteeseen liittyviä ilmiöitä. Viitattu 24.01.2010.
http://ta.ramk.fi/~jouko.teeriaho/a&k_osa3.pdf.
- Tilastokeskus.** 2006. Käsitteet ja määritelmät. Nollahypoteesi. Päivitetty 21.06.2006. Viitattu 05.11.2010. <http://www.stat.fi/meta/kas/nollahypoteesi.html>.
- Työkirjaohje GE 64 leike.** 2008. Urospiraali. Mikkelin keskussairaala. Radiologian yksikkö.
- Vartiainen, E.** 2007. Tehdääkö röntgentutkimuksia edelleen liikaa? ALARA 3. 26-27. Viitattu 25.12.2009.
http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/alara/alara_verkossa/fi_FI/alara_2007/_files/80804149952512083/default/alara3_2007_netiversio.pdf.
- Vilkka, H.** 2007. Tutki ja mittaa. Määrällisen tutkimuksen perusteet. Helsinki: Tammi.

Liite 1. Taustamuuttujat aineistonkeruulomake

Tutkimusnumero	Päivämäärä	ACC-numeron loppuosa	Pituus (cm)	Paino (kg)
1.				
2.				
3.				
4.				
5.				
6.				
7.				
8.				
9.				
10.				
11.				
12.				
13.				
14.				
15.				
16.				
17.				
18.				
19.				
20.				
21.				
22.				
23.				
24.				
25.				
26.				
27.				
28.				
29.				
30.				
31.				
32.				
33.				
34.				
35.				
36.				
37.				
38.				
39.				
40.				

[illegible]

Liite 3. Potilaiden taustatiedot

Tutkimusnumero	Sukupuoli	Pituus (cm)	Paino (kg)	Paksuus (cm)
1.	N	166	65	23
2.	N	170	106	33,8
3.	N	182	85	24,6
4.	M	174	71	23
5.	M	169	67	19,9
6.	N	158	62	25,1
7.	M	170	88	27
8.	N	162	76	26,7
9.	M	165	65	21,5
10.	M	185	115	31,2
11.	M	167	78	27
12.	N	172	67	24,1
13.	M	173	100	26,7
14.	N	150	50	18,5
15.	N	165	58	24,5
16.	M	184	80	21,7
17.	N	174	105	29,1
18.	M	170	65	23,6
19.	M	187	90	24,4
20.	M	177	90	29,3
21.	N	160	78	26,1
22.	M	180	67	21,1
23.	M	171	80	24,7
24.	N	164	118	35
25.	M	180	88	25,8
26.	M			26,3
27.	N			22,2
28.	N			20,3
29.	M			24,4
30.	M			22,1
31.	M			27,5
32.	M			30,1
33.	M			22,4
34.	M			35
35.	N			20,2
36.	N			21,8
37.	M			25,1
38.	M			29,6
39.	N			23,7
40.	N			21,5

Liite 4. Tulokset

Tutkimusnumero	Sukupuoli M/N	Efektiivinen annos (mSv)	Rintojen ekvivalenttiannos (mSv)	Paksusuolen ekvivalenttiannos (mSv)	Kivesten ekvivalenttiannos (mSv)	Munasarjojen ekvivalenttiannos (mSv)	Virtsarakon ekvivalenttiannos (mSv)	Munusaisien ekvivalenttiannos (mSv)	Kohdun ekvivalenttiannos (mSv)
1.	N	3,3	0,1	5,3	-	5,4	5,9	5,8	5,3
2.	N	18,2	1,7	25,7	-	26,2	28,6	30,1	25,5
3.	N	5,6	0,4	8,2	-	8,4	9,2	9,5	8,2
4.	M	3,3	-	6,2	5,1	-	7	5,6	-
5.	M	2	-	3,7	3	-	4,1	3,6	-
6.	N	4,8	0,3	7,2	-	7,3	8	8,1	7,1
7.	M	6,8	-	12,1	9,9	-	13,6	12,8	-
8.	N	5,7	0,2	9,2	-	9,4	10,3	10	9,1
9.	M	2,5	-	5	4,2	-	5,7	3,4	-
10.	M	19,2	-	28,3	23,2	-	31,8	34,1	-
11.	M	4,9	-	9,1	7,5	-	10,2	9	-
12.	N	4,2	0,3	6,1	-	6,2	6,8	7,1	6,1
13.	M	6,9	-	10,8	8,8	-	12,1	12,6	-
14.	N	3,4	0,2	5,4	-	5,5	6	6	5,3
15.	N	3,6	0,3	5,1	-	5,2	5,7	6	5,1
16.	M	4,2	-	7,2	6	-	8,2	8	-
17.	N	16,3	2,9	22,1	-	22,5	24,6	26,1	21,9
18.	M	2,5	-	4,5	3,7	-	5,1	4,8	-
19.	M	4,5	-	7,5	6,2	-	8,4	8,5	-
20.	M	8,3	-	13	10,7	-	14,6	15,3	-
21.	N	7,5	0,3	11,8	-	12	13,1	13,1	11,7
22.	M	2,7	-	4	3,3	-	4,5	4,8	-
23.	M	5,1	-	7,8	6,4	-	8,7	9,2	-
24.	N	20,8	0,8	33,6	-	34,3	37,5	36,6	33,3
25.	M	8,3	-	10,9	12,3	-	12,2	13	-
26.	M	6,5	-	12	9,9	-	13,6	11,9	-
27.	N	5	0,2	8,1	-	8,3	9,1	8,8	8,1
28.	N	2,6	0,1	4,2	-	4,2	4,6	4,5	4,1
29.	M	3,6	-	6,5	5,3	-	7,3	6,9	-
30.	M	4,4	-	7,6	6,2	-	8,5	8,4	-
31.	M	7,1	-	14,3	11,8	-	16,2	9,6	-
32.	M	11,1	-	17,8	14,6	-	20,1	20,7	-
33.	M	5,4	-	7,7	6,3	-	8,6	9,3	-
34.	M	6,2	-	11,1	9,1	-	12,5	11,7	-
35.	N	2,1	0,1	3,6	-	3,7	4	3,5	3,6
36.	N	4,4	0,4	6,2	-	6,3	6,9	7,3	6,1
37.	M	3,5	-	6	4,9	-	6,8	6,7	-
38.	M	11	-	15,7	12,9	-	17,6	19,1	-
39.	N	5,8	0,6	8	-	8,1	8,9	9,4	7,9
40.	N	3,6	0,2	5,4	-	5,5	6	6,1	5,3