

Fantomimittaustutkimus vertikaalisuunnan
asettelun merkityksestä annoksiin ja
kuvanlaatuun
tietokonetomografiatutkimuksissa

Radiografian ja sädehoidon
koulutusohjelma
Röntgenhoitaja
Opinnäytetyö
22.4.2010

Satu Ojamo
Kiia Sandberg-Uro

Koulutusohjelma		Suuntautumisvaihtoehto	
Radiografia ja sädehoito			
Tekijä/Tekijät			
Satu Ojamo ja Kiia Sandberg-Uro			
Työn nimi			
Fantomimittaustutkimus vertikaalisuunnan asettelun merkityksestä annoksiin ja kuvanlaatuun tietokonetomografiatutkimuksissa.			
Työn laji	Aika	Sivumäärä	
Opinnäytetyö	Kevät 2010	32 + 8 liitettä	
TIIVISTELMÄ			
<p>Annoksen ja kuvanlaadun optimointi on tietokonetomografiassa (TT) erityisen keskeistä. Jotta saavutettaisiin paras mahdollinen kuvanlaatu samalla, kun potilaan saama säteilyannos pysyy alhaisena, täytyy potilas keskittää oikein gantryn isosentriin. Tämän työn tarkoitus oli fantomimittauksin selvittää väärän keskityksen vaikutusta sädeannokseen ja kuvanlaatuun. Opinnäytetyö on kvantitatiivinen tutkimus.</p> <p>Mittaukset suoritettiin Meilahden röntgenissä GE LightSpeed VCT-64 -laitteella. Käytetyt fantomit olivat sylinterin muotoisia ja akryylimuovisia. Pääfantomia oli halkaisijaltaan 16 cm ja vartalofantomi 32 cm. Säteilyannokset (CTDI) mitattiin pääfantomiiin asetetun ionisaatiokammion avulla sen keskeltä ja reunalta sekä vartalofantomista käyttäen TT-laitteen omaa annosmittausta. Kuvanlaatua kuvaavat kohina-arvot mitattiin pääfantomikuvista kahdelta ROI-alueelta käyttäen erillistä tietokoneohjelmaa. Vartalofantomikuvista kohina mitattiin TT-laitteen ohjelmalla kolmelta ROI-alueelta. Keskitystä muutettiin vertikaalisuunnassa nostamalla tai laskemalla tutkimuspöytää 20 mm:n välein aina 60 mm:iin saakka. Annokset mitattiin 120 kV:n jännitearvoilla sekä kiinteällä että moduloidulla putkivirralla. Lisäksi mitattiin joitakin arvoja 100 kV:n jännitteellä moduloidulla putkivirralla.</p> <p>Pääfantomimittauksien mukaan, keskitettäessä liian ylös, pinnalta mitatut annokset nousivat 10 – 15 %. Keskeltä mitatut annokset sen sijaan laskivat symmetrisesti 0-tason molemmin puolin n. 1 – 12 %. Kohina-arvojen erot olivat melko pieniä ja muutokset olivat vaihtelevia eivätkä kovin merkityksellisiä. Vartalofantomilla, moduloidulla putkivirralla mitatessa, annokset olivat -60 mm:ssä n. 5 % pienemmät kuin 0-tasossa ja 60 mm:ssä n. 5 % suuremmat. Suurin kohina oli ROI-alueella 1 (keskellä) kaikissa mittauspisteissä. ROI 2 -alueella (klo 4) kohina oli suurin (21 %) -60 mm:ssä ja ROI 3 -alueella (klo 12) 60 mm:ssä (28 %) 0-tasoon verrattuna. 100 kV:llä kohina kasvoi -60 mm:ssä ROI 1 -alueella 6 % ja ROI 2 -alueella 20 % ja nousi 60 mm:ssä ROI 3 -alueella 21 %. ROI-alueella 3 kohina-arvot olivat pääsääntöisesti alhaisimmat.</p> <p>Väärin keskittämällä aiheutetaan potilaalle varsinkin pinta-annosten kasvua ja kuvanlaatu kärsii. Potilaan asettelu tarkasti gantryn isosentriin on edellytys, jotta automaattinen putkivirran modulointi toimisi oikein. Laitteen käyttäjien tulisi huomioida edellä mainitut seikat ja kiinnittää erityistä huomiota potilaan oikeaan keskitykseen.</p>			
Avainsanat			
tietokonetomografia, optimointi, fantomimittaus, säteilyannos, kuvanlaatu			

Degree Programme in Radiography and Radiotherapy		Degree Bachelor of Health Care	
Author/Authors Satu Ojamo and Kiia Sandberg-Uro			
Title Phantom Studies on the Effect of Vertical Positioning on Dose and Image Quality in Computed Tomography			
Type of Work Final Project	Date Spring 2010	Pages 32 + 8 appendices	
<p>ABSTRACT</p> <p>The optimization of dose and image quality is a major item in computed tomography (CT). To achieve high image quality with as low a dose as possible requires correct patient positioning in the gantry isocenter. The purpose of this study was to determine the effects of inappropriate centering on the radiation dose and the image quality with phantom imaging. The nature of this study is quantitative.</p> <p>The phantom studies were performed in Helsinki Medical Imaging Center in Meilahti hospital with GE LightSpeed VCT-64 scanner. Cylinder-shaped acrylic phantoms with diameters 16 and 32 cm (head and body phantoms) were used. The dose (CTDI) was recorded and noise was measured in the images. The image noise was measured in two ROIs (Region of Interest) with the head phantom and in three ROIs with the body phantom. Miscentering was done by lowering and lifting the patient table with the phantom 20, 40 and 60 mm from the isocenter. Voltage applied was 120 kV and both fixed tube current and automatic tube current modulation were used. In addition some doses were measured with voltage setting of 100 kV by using automatic tube current modulation.</p> <p>When the head phantom was off-centered above isocenter, the surface doses increased 10 – 15 % while the central doses decreased ca. 1 – 12 % symmetrically on both sides of 0-level. The changes in the image noises were small and variable and were not very significant. The results with the body phantom showed that the doses were ca. 5 % lower at position -60 mm and ca. 5 % higher at 60 mm than in isocenter when measured with automatic tube current modulation. The highest noise was in the ROI area 1 (center) at all positions. In the ROI area 2 (4 o'clock) the image noise was highest (21 %) at -60 mm and in the ROI area 3 (12 o'clock) at 60 mm (28 %) when compared to 0-level. When using 100 kV the image, the noise increased 6 % in ROI area 3 and 20 % in the ROI 2 at position -60 mm and increased 21 % in the ROI area 1 at position 60 mm. The noise values of all three regions were mainly lowest in ROI area 3.</p> <p>Patient miscentering increases especially the surface doses and affects the image quality. The positioning of the patient to the gantry isocenter is essential for the automatic tube current modulation to work properly. Radiographers should pay special attention to centering the patient accurately to the gantry isocenter.</p>			
computed tomography, optimization, phantom study, radiation dose, image quality			

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	1
2	LAADUNVARMISTUS JA OPTIMOINTI TIETOKONETOMOGRAFIASSA	2
2.1	Laadunvarmistus	2
2.2	Laatutestit	3
2.3	Annsoptimointi tietokonetomografiassa	4
2.4	Kuvan kohina ja sen optimointi tietokonetomografiassa	5
2.5	Automaattinen putkivirran säätö	6
2.6	Bowtie-suodatin	6
3	OPINNÄYTETYÖN TARKOITUS JA TAVOITE	8
4	TUTKIMUKSESSA KÄYTETYT MITTAUKSET JA SUUREET	9
5	AIKAISEMPIA TUTKIMUKSIA	10
6	AINEISTON KERUU	13
6.1	Tutkimussuunnitelma ja lupa	13
6.2	Tiedonkeruu- ja tuloslomake	13
6.3	Mittausten suorittaminen	14
6.3.1	Pääfantomimittaukset	15
6.3.2	Vartalofantomimittaukset	16
6.4	Aineiston käsittely	18
7	TULOKSET	18
7.1	Kohina pääfantomilla.	18
7.2	Annokset pääfantomilla.	19
7.3	Kohina vartalofantomilla	22
7.4	Annokset vartalofantomilla.	23
7.5	Yhteenvetoa tuloksista	24
8	POHDINTA	25
8.1	Tutkimuksen luotettavuus	25
8.2	Opinnäytetyöprosessi	27
8.3	Ammatillinen vaikuttavuus	28
8.4	Tutkimuksen siirtovaikutukset	29
9	JOHTOPÄÄTÖKSET	30
	LÄHTEET	31
	LIITTEET 1–8	

1 JOHDANTO

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena on fantomimittauksien avulla selvittää, kuinka paljon tietokonetomografiatutkimuksissa vertikaalisuunnan keskityksen muuttaminen vaikuttaa annokseen ja kuvanlaatuun. Annoksen ja kuvanlaadun optimointi on tietokonetomografiassa erityisen keskeistä, sillä tutkimusmenetelmässä käytetään perinteistä röntgenkuvausta huomattavasti suurempia määriä ionisoivaa säteilyä.

Tänä päivänä TT-tutkimuksia tehdään paljon ja niiden määrä kasvaa jatkuvasti. Säteilyturvakeskuksen julkaisemassa tutkimuksessa ”Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi” kerrotaan monileikelaitteiden kasvattavan potilaiden säteilyaltistusta. Julkaisun mukaan potilasannosten nousu on ollut TT-tutkimuksissa, riippuen monileikelaitteesta, 4–56 %. (Karppinen – Järvinen 2006: 38.)

Suomessa tehtiin vuonna 2005 vajaat 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta, joista tietokonetomografiatutkimuksia oli lähes 265 000, mikä on noin 50 kpl 1 000 asukasta kohti. Tietokonetomografiatutkimuksien määrä on kasvanut viidessä vuodessa noin 30 %. Samassa ajassa ilman varjoainetta tehtävien pään TT-kuvausten määrä on kasvanut kolmanneksella ja pään varjoaine-TT-kuvausten määrä 174 prosenttia. (Tenkanen-Rautakoski 2006:3,12,14,22.)

Yleisimmät tietokonetomografiatutkimukset ovat pään ja vatsan alueen tutkimukset. Vatsan TT-tutkimuksia tehdään vuosittain 16 000 kappaletta ja yhdestä tutkimuksesta saatava efektiivinen annos on 12 mSv, joka vastaa 4 vuoden altistumisaikaa saamallemme taustasäteilylle. (STUK, Röntgentutkimuksella selviää vamma tai sairaus 2009.) Vertailuna voidaan esittää esimerkiksi keuhkokuvasta (PA ja LAT) saatava 0,1 mSv:n annos, jonka vastaavuus taustasäteilylle on 12 päivää. Pään TT-kuvauksen annos on noin 2 mSv, keuhkojen ja lannerangan annos noin 9 mSv. (STUK, Röntgentutkimusten säteilyannokset 2009.)

TT-laitteiden nopea kehitys ja laitekannan yleistyminen asettavat haasteen laadun varmistukselle ja säteilyn käytön optimoinnille TT-tutkimuksissa. Ajankohtaisena asiana kansainvälisissä tutkimuksissa mainitaan muun muassa potilaan keskittämisen merkitys kuvanlaatuun ja annoksiin. Esimerkiksi Goudjonsdottir – Svensson – Campling – Brennan – Jonsdottir (2009: 1035) tähdentävät artikkelissaan, että

tutkimusten suorittajana röntgenhoitajan tulisi tuntea hyvin optimoinnin avuksi tarkoitettu laitteiston toiminta, jotta optimointi voidaan toteuttaa mahdollisimman tehokkaasti.

Vertikaalisuunnan eli PA/AP-suunnan keskityksen vaikutusta potilasannoksiin ja kuvanlaatuun on tutkittu kuitenkin vielä melko vähän, eikä sen merkitys aina ole kovin selvä röntgenhoitajillekaan. Tämän opinnäytetyön tarkoituksena on selvittää asiaa ja tuottaa tietoa myös röntgenhoitajan toiminnan hyödyksi. Tutkimuksessa käytettiin 64-leikelaitetta ja mittaukset suoritettiin pää- ja vartalofantomeilla. Pääfantomilla annosmittaukset tehtiin käyttäen ionisaatiokammiota ja elektrometria. Vartalofantomimittauksissa annokset saatiin suoraan TT-laitteen konsolilta laitteiston omaa annosmittaria käyttäen.

Tämän opinnäytetyön keskeiset käsitteet ovat tietokonetomografia, laadunvarmistus, optimointi, fantomimittaus, säteilyannos ja kuvanlaatu.

2 LAADUNVARMISTUS JA OPTIMOINTI TIETOKONETOMOGRAFIASSA

Sosiaali- ja terveysministeriön asetus 423/2000 velvoittaa määrittelemään laadunvarmistustoiminnot kirjallisesti laadunvarmistusohjelmassa. Erityishuomiota tulee asetuksen mukaan kiinnittää suuria säteilyannoksia aiheuttavien toimenpiteiden laadunvarmistusohjelmassa. Röntgentoiminnassa on käytettävä lääketieteellisen fysiikan asiantuntemusta säteilysuojelun, optimoinnin, laadunvarmistuksen ja säteilyannosten mittamisen suunnittelussa ja seurannassa. Laadunvarmistus, laitevalinnat, riittävä diagnostinen kuva ja hoitotulos sekä potilasannosten määrittely muodostavat optimoinnin yleiset perusteet. (Sosiaali- ja terveysministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä 2000: §9, §15, §18.)

2.1 Laadunvarmistus

Laadunvarmistukseen tietokonetomografiassa kuuluvat annsoptimointi sekä laitteiston turvallinen ja ekonominen käyttö. Annsoptimoinnissa tavoitellaan riittävää kuvanlaatua mahdollisimman pienellä säteilymäärällä. Toisaalta laitteistolta vaaditaan toimintakunnon varmistamista säännöllisin väliajoin tehtävin huolloin ja

laadunvarmistusmittauksin. Pienten annosten käyttö voi lisätä huomattavasti myös laitteen käyttöikä, kun röntgenputken kuormitus on vähäisempi. Laadunvarmistukseen kuuluvat käytännössä kuvan ja annosten päivittäinen silmämääräinen seuranta sekä määräajoin tehtävät vakioisuusmittaukset ja koneen huollot. (TT-laitteiden laadunvarmistus, STUK tiedottaa opas 3/1996.)

2.2 Laatutestit

Säteilyturvakeskus on julkaissut 2008 terveydenhuollon laitteiden laadunvalvonnan oppaan, jossa tietokonetomografian laatutestit jaetaan käyttäjien tekemiin esimerkiksi päivittäisiin testeihin sekä harvemmin tehtäviin teknisiin testeihin. Käyttäjien testeissä seurataan TT-lukuja, kuvan kohinaa ja laitteen toimintaa. Teknisissä mittauksissa seurataan mm. säteilyannoksia, annosnäytön oikeaa toimintaa, kuvan kohinaa, kuva-alan taseisuutta, kuvan paikkaerotuskykyä, leikkeen paikan asettelutarkkuutta, leikepaksuutta ja potilaspöydän liikettä. (Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvonnan opas 2008: 48–58.)

Säteilyaltistuksen määrittämisessä ja kuvanlaadun teknisissä vakioisuusmittauksissa testikappaleena voidaan käyttää sylinterin muotoista homogeenista testikappaletta, esimerkiksi akryylifantomia. Käytetyn fantomin halkaisija on pään alueen tutkimuksissa 16–20 cm ja vartalon alueen tutkimuksissa 30–35 cm. Testikappale asetellaan tutkimustelineelle kuvausalueen keskelle niin, että kuvauksessa testikappaleen keskiakseli yhtyy röntgenputken pyörähdysakseliin. Testikappale kuvataan käyttäen tyypillisiä potilastutkimusten kuvausarvoja. (Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvonnan opas 2008: 48–58.)

Kuvan kohinaa kuvaava TT-lukujen hajonta määritetään sovitulta mittausalueelta ja sitä verrataan vertailuarvoon tai laitteen omiin erityisiin teknisiin ominaisuuksiin. Jos laitteella on omat laitevalmistajan laatutestauksiin tarkoitettut fantomit, niitä tulisi käyttää. Testauksissa noudatetaan niille asetettuja mittausten aikavälejä ja toimenpiderajoja. (Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvonnan opas 2008: 48–58.) Toimenpiderajoilla tarkoitetaan suurinta poikkeamaa vertailuarvoista, jolloin korjaustoimenpiteitä ei vielä tarvitse tehdä (TT-laitteiden laadunvarmistus, STUK tiedottaa opas 3/1996).

Tässä opinnäytetyössä tarkasteltiin tietokonetomografialaitteen laadunvarmistukseen ja optimointiin keskeisesti sisältyvää kuvanlaadun ja annoksen optimointia. Tutkimuksessa käytettiin mittausvälineinä teknisissä laatutesteissä käytössä olevia fantomeja ja mittausvälineistöä. Tutkimuksessa testikappaleen asettelu oli kuitenkin vakioisuusmittauksiin nähden poikkeava ja kuvan kohinaa mitattiin vapaasti valituilta mittausalueilta.

2.3 Annosoptimointi tietokonetomografiassa

Tietokonetomografiassa säteilyä kohdistetaan potilaaseen useilta suunnilta, säteily on kovempaa kuin tavallisessa röntgenkuvauksessa ja röntgenputken suodatin on usein keskellä keilaa ohuempi kuin keilan sivulla. Säteily ei vaimene syvemmälle mentäessä kohteessaan niin nopeasti kuin tavallisessa röntgenkuvauksessa. TT-tutkimuksissa potilaan säteilyannokseen vaikuttavat itse TT-laite sekä kuvausparametrit. Kuvausparametreja ovat muun muassa putkijännite, putkivirta, kuvausaika, suodatus, kenttäkoko, leikepaksuus ja leikeväli (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 133,137.)

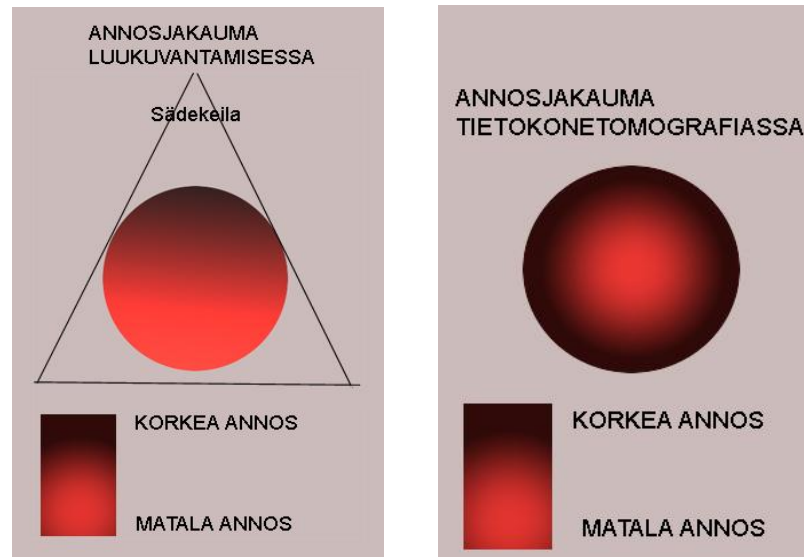
Potilaan säteilyaltistuksessa putkivirta (mA) ja sähkömäärä (mAs) ovat tärkeitä muuttujia, koska ne ovat suoraan verrannollisia säteilyannokseen. Putkivirran kaksinkertaistuksessa myös annos kaksinkertaistuu. Säteilyannosta voidaan myös säätää epäsuorasti leikepaksuuden valinnalla. Jos käytetään paksumpia leikkeitä, annosta voidaan pienentää ilman, että kuvanlaatu huononee kohinan kannalta. (Kortesniemi 2008.)

Tietokonetomografiassa annoksen optimointi on erottamattomasti yhteydessä kuvanlaadun optimointiin. Kohina (σ) on kääntäen verrannollinen annoksen neliöjuureen eli kohina pienenee kertoimella 1.4, mikäli annos (mAs) nousee kaksinkertaiseksi (kaava 1). Vastaavasti kohina on kääntäen verrannollinen leikepaksuuden neliöjuureen. (Primak – McCollough – Bruesewitz – Zhang – Fletcher 2006.)

$$\sigma \sim \frac{1}{\sqrt{\text{annos}}} \quad (1)$$

Optimoinnissa tulee huomioida, että tietokonetomografia tuottaa potilaan kudoksiin perinteisestä röntgenkuvauksesta poikkeavan annosjakauman (kuvio 1.) Kuvauksessa

syntyvän energijakauman määräävät putkijännite (kV), suodatus ja röntgenputken anodimateriaali yhdessä. Tietokonetomografiassa, kuten muissakin röntgenkuvausmenetelmissä, säteilyä hyvin vaimentavilla ja paksummilla kohteilla on yleensä syytä käyttää suurempaa kV-arvoa. (Kortesniemi 2006.)



KUVIO 1. Annosjakaumavertailua: Tietokonetomografiassa röntgenputki säteilyttää pyörähtäen samalla kuvattavan kohteensa ympäri. Perinteisessä luukuvantamisessa kohdetta säteilytetään yhdestä suunnasta.

2.4 Kuvan kohina ja sen optimointi tietokonetomografiassa

Kuvassa kohina näkyy paikallisena tummuusvaihteluna kuvan keskimääräisen tummuustason ympärillä. Tätä satunnaista tummuusvaihtelua kutsutaan kuvan kohinaksi tai rakeisuudeksi. Kohina syntyy röntgenkuvauksessa, kun kvantit välittävät tiedon säteilyn vaimenemisesta kuvareseptorille. Röntgensäteilyn kvanttien syntyminen ja vuorovaikutukset ovat potilaassa ja kuvareseptorissa satunnaisilmiöitä ja potilaan säteilyvaimennuksesta kuvaan aiheutuu aina niin sanottua kvanttikohinaa. Fysikaalinen kuvanlaatu määräytyy tämän satunnaiskohinan ja tarkasteltavan signaalin kuvautumisen yhteisvaikutuksesta. (Tapiovaara ym. 2004: 93–98.)

Kuvan kohina voi olla peräisin lisäksi useasta muustakin lähteestä. Tämä lisäkohina joudutaan kompensoimaan kvanttikohinaa pienentämällä, mikä taas kasvattaa potilaan saamaa annosta. Varsinaista kohinaa ei kuvasta voida poistaa ilman, että samalla huononnetaan haluttua kuvasignaalia. (Tapiovaara ym. 2004: 93–98.)

Samalla laitteella, protokollalla ja kuvausalueella lapsipotilailla edellytetään usein pienempää kuvan kohinatasoa aikuispotilaisiin verrattuna. TT-tutkimusten annosoptimoinnissa on huomioitava potilaan ikä ja koko. Aikuispotilailla rasvakerros toimii kontrastia parantavana tekijänä. Lasten kohdalla on otettava huomioon elinten pienemmät mittasuhteet ja rasvakerroksen puuttuminen. Potilaan koon vaikutuksen kuvanlaatuun huomioivan mA-modulaation avulla voidaan parantaa optimointia huomattavasti. (Kortesniemi 2006.)

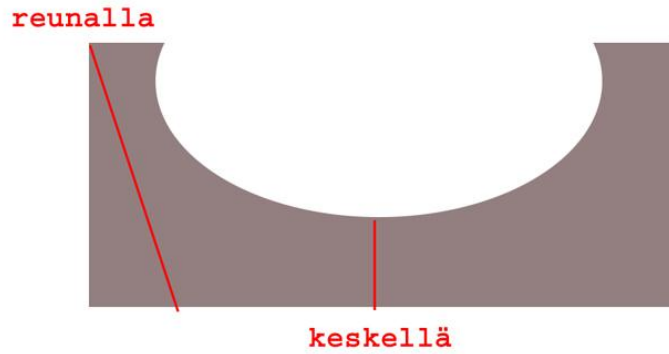
2.5 Automaattinen putkivirran säätö

Kuvanlaatua (kohinatasoa) ja annosjakamaa pyritään tasoittamaan mA-moduloinnilla, joka kompensoi kuvauksessa kohteen geometriasta ja kudusrakenteesta johtuvia eroja. Moduloinnin reunaehdoiksi voidaan asettaa myös maksimi mA-arvoja potilaan paikallisesti saaman annoksen minimoimiseksi. Tämä on tarpeen esimerkiksi silloin, kun primäärin kuvausalueen reunoilla on voimakkaasti vaimentavia alueita, joilta riittää saada kohinaisempiakin kuvia. mA-modulointia käytettäessä myös varjoaineen ja vismuttisuojen käyttö täytyy huomioida, etteivät ne vaikuttaisi mA-moduloinnin toimintaan eivätkä lisäksi turhaan sädeannosta. (Kortesniemi 2006.)

Modulaatio laskee tarvittavan putkivirran kuvausalueelta lokalisaatiokuvan (topogrammin) eli scout-kuvan perusteella. Scout-kuva otetaan AP-, PA- tai sivusuunnasta, ja saatu kuva on 180 astetta kuvaussuunnastaan esittävä röntgenkuva. Scout-kuvan annos on leikekuvaa pienempi ja annosjakama kuten perinteisessä röntgenkuvassa. Modulaatio voi toimia myös reaaliaikaisesti eli rotaatiomodulaationa, jolloin modulointi tapahtuu varsinaisen kuvauksen aikana (Karppinen – Järvinen 2006).

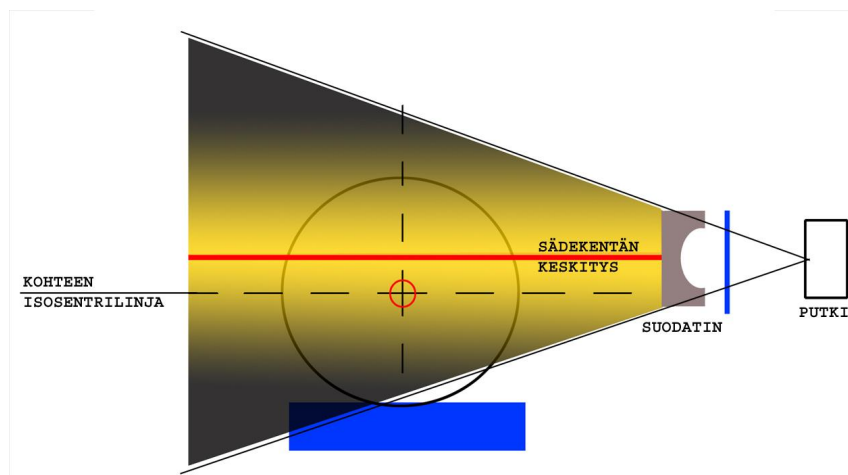
2.6 Bowtie-suodatin

Säteilyannosta voidaan optimoida myös muotoilemalla säteilykeilaa Bowtie-suodattimen eli keilanmuotosuodattimen avulla (kuvio 2.) Kaarimainen suodatin säätelee röntgensäteilyn intensiteettiä potilaan muotojen mukaisesti siten, että suurin intensiteetti kohdistuu potilaan keskelle ja reuna-alueet jäävät vähemmälle säteilylle. Näin annokset jäävät perifeerisillä alueilla pienemmiksi. Myös kohina pienenee keskellä, ja säteilykeila saadaan tasaisemmaksi (Toth – Zhanyu 2007: 3094.)



KUVIO 2. Bowtie-suodattimen malli.

Bowtie-suodatin tulee valita kohteen koon ja anatomian mukaan. Käytännössä tämä tarkoittaa SFOV:n (Scan Field of View) valintaa, joita on laitteesta riippuen useampia vaihtoehtoja. Pienemmälle kohteelle pieni suodatin ja isommalle suuri. Jos otetaan käyttöön liian laaja bowtie-suodatin kohteeseen nähden, aiheutuu siitä liian suuri annos kohinaan verrattuna. Toisaalta liian pieni suodatin aiheuttaa liikaa kohinaa annoksen pienenemiseen nähden. (Toth ym. 2007:3094). Väärä keskitys aiheuttaa sen, että bowtie-suodatin ei asetu kohteeseensa nähden optimaalisesti, jolloin säteilyn suurin intensiteetti kohdistuu kohteen reuna-alueille ja pinta-annokset kasvavat (kuvio 3.) Myös kohina lisääntyy kohdealueella, joka ei ole isosentrissä väärän keskittämisen vuoksi. (Karppinen – Van Pinxteren 2009.)



KUVIO 3. Väärän keskityksen ja bowtie-suodattimen vaikutus säteilyn jakautumiseen.

3 OPINNÄYTETYÖN TARKOITUS JA TAVOITE

Opinnäytetyön kimmokkeena oli harjoittelukentällä kuultu fyysikon luento, jossa käsiteltiin muun muassa potilaan keskittämisen vaikutuksia potilaan annokseen ja kuvanlaatuun tietokonetomografiassa. Aihe oli kiinnostava, mutta siitä löytyi vain vähän tutkittua tietoa. Asian selvittämiseksi ja tietolähteiden löytämiseksi otettiin yhteyttä luennon pitäneeseen HUS-Röntgenin erikoistuvaan fyysikkoon Touko Kaasalaiseen. Hän kannusti tarttumaan aiheeseen opinnäytetyönä ja tarjosi apuaan ja resursseja HUS-Röntgenissä Meilahdessa tutkimuksen tekemiseen.

Työn tarkoituksena on kiinnittää huomiota asiaan, johon röntgenhoitaja voi omalla työllään vaikuttaa. Fantomimittauksin selvitetään ja osoitetaan, miten paljon vertikaalisuunnan muutos vaikuttaa potilaan saamaan säteilyannokseen ja kuvanlaatuun. Röntgenhoitajan näkökulmasta aihe on keskeinen, sillä juuri röntgenhoitaja toteuttaa tietokonetomografiakuvauksessa potilaan asettelun ja käyttää kuvauslaitetta.

Tutkimuskysymykset ovat:

1. Kuinka paljon tietokonetomografiassa optimaalisesta keskityksestä poikkeaminen vaikuttaa sädeannokseen?
2. Kuinka paljon tietokonetomografiassa optimaalisesta keskityksestä poikkeaminen vaikuttaa kuvanlaatuun?

Tutkimusprosessi on opinnäytetyöntekijöille tilaisuus kartuttaa ja syventää oman alan asiantuntemusta. Työn tavoite on olla kaikille osapuolille antava, edesauttavan edelleen osapuolten moniammatillisia taitoja ja kannustavan edelleen koulun ja työelämän yhteistyöhön. Tutkimuksen tuloksia voidaan käytetyn laitteiston osalta hyödyntää osana laitteen käytön optimointia, ja tutkimuksesta saatu tieto voi olla suuntaa antava muille vastaaventyypisille tietokonetomografialaitteille. Tutkimus nostaa esille ajankohtaista tietoa muiden potilaan asettelua ja keskittämistä käsittelevien tutkimusten rinnalle.

4 TUTKIMUKSESSA KÄYTETYT MITTAUKSET JA SUUREET

Annosmittauksissa voidaan käyttää potilasvastinetta, erilaisia fantomeja tai laskea annosta röntgenputken pyörähdysakselilta ilmaan. Mittauksessa voidaan käyttää ionisaatiokammiota tai päällekkäin pinottuja ohuita termoloistedosimetreja. Annosmääritykset voidaan perustaa myös TT-laitteessa olevaan potilaan annosta ilmaisevaan CTDI-näyttöön. (Tapiovaara ym.2004: 130–133.)

CTDI (Computed Tomography Dose index) on TT-annosindeksi, joka määritellään leiketasa kohtisuoraan olevan yksittäisen pyörähdyksen tuottaman aksiaalikuvausannosprofiilin $D_1(z)$ ja leikepaksuuden T avulla (kaava 2). N ilmaisee röntgenputken pyörähdyksen aikana syntyvien leikekuvien lukumäärää. (Karppinen, 2001.) CTDI mitataan fantomiin, ja tavallisimmin mittauksessa käytetään puikkomaista 10 cm ionisaatiokammiota, jonka herkkyys on sama koko kammion pituudelta. (kuva 1.) Mittauksessa säteilymittarin lukema vastaa keskimääräistä annosta koko kammion pituudelta. Fantomin keskeltä mitatun annoksen $CTDI_c$ ja pinnalta mitatun annoksen $CTDI_p$ avulla voidaan laskea painotettu CTDI eli $CTDI_w$ (kaava 3). $CTDI_w$ kuvaa potilaan kudoksista mitattua keskimääräistä annosta. (Tapiovaara ym. 2004:132–134.)

$$CTDI = \frac{1}{NT} \cdot \int D(z)dz \quad (2)$$

$$CTDI_w = \frac{2}{3} \cdot CTDI_p + \frac{1}{3} \cdot CTDI_c \quad (3)$$

CTDI-annosindeksi on tässä opinnäytetyössä keskeinen käsite, koska tutkimus perustuu sylinterifantomilla ja ionisaatiokammion avulla tehtyihin mittauksiin. Tässä tutkimuksessa esiintyy myös käsite TT-annosten tilavuuskeskiarvo $CTDI_{vol}$, joka on yhtenevä käsite $CTDI_w$:n kanssa. Tutkimusmateriaalissa on lisäksi osassa mittauksissa merkitty ylös DLP (Dose Length Product), joka määritellään annoksen ja pituuden tulona (Tapiovaara ym. 2004: 135).



KUVA 1. Pääfantomi ja ionisaatiokammio.

Kuvan kohinan mittana käytetään TT-lukujen, eli Hounsfieldin lukujen, keskihajontaa (StDev). TT-luku lasketaan kuvan jokaiselle vokselille röntgensäteilyn lineaarisen vaimennuskertoimen avulla (Jauhiainen 2003: 44.) Kuvan tasaisuuden mittarina käytetään TT-lukujen keskiarvoa eri puolella kuvakenttää. Kohina lasketaan tietyltä mielenkiintoalueelta eli ROI-alueelta (Region of Interest), joka voidaan määrittellä kuvaan. TT-luku ilmaistaan HU-yksikkönä, jota käytetään myös kohinan suureena. (STUK tiedottaa opas 3/1996, TT-laitteiden laadunvarmistus.)

5 AIKAISEMPIA TUTKIMUKSIA

Tässä tutkimuksessa perehdyttiin erityisesti fantomimittauksia ja vertikaalisuunnan asettelua käsitteleviin artikkeleihin. Lisäksi tutustuttiin artikkeleihin, joiden aihepiiri oli rajatumpi tai keskittynyt tiettyihin protokolleihin tai eri anatomisten alueiden tutkimiseen. Erityisesti mA-modulointi on ollut monessa tietokonetomografian annosoptimoititutkimuksessa kiinnostuksen kohteena. Karla ym. (2004) esittelevät artikkelissaan ”Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT” erilaisia AMCT-tekniikoita. Tutkimuksessa esitetään huoli nopeasta laitekehityksestä, jossa tekniikka eri laitevalmistajien kesken ei ole riittävän standardisoitua. Toisessa artikkelissa ”Strategies for CT Radiation Dose Optimization” Karla ym. (2004) käsittelevätkin juuri teknologian kehittymistä kansainvälisessä mittakaavassa. Tutkimus haastaa laitevalmistajat, radiologit ja röntgenhoitajat yhteistyöhön ja keskusteluun sädeannosten optimoimiseksi. Moduloinnin vaikutusta

annokseen ja kuvanlaatuun ovat tutkineet myös Smith ym. (2008), jotka *Radiology*-lehdessä julkaistun artikkelin mukaan ovat testanneet neljää erilaista neurologista protokollaa varioidulla modulaatiotekniikalla. Tutkimuksessa on saatu moduloinnin käyttöä kannustavia tuloksia.

Matsubara ym. (2009) ovat tutkimuksessaan selvittäneet keskityksestä poikkeamisen vaikutuksia mA-modulointiin ja kuvanlaatuun. Tutkimuksessa ellipsin muotoista fantomia oli kuvattu neljällä eri mA-modulointitekniikalla ja kuvauksissa fantomin keskitystä vertikaalisuunnassa oli muutettu. Lokalisaatiokuva, putkivirta ja kuvan kohina oli mitattu viidestä eri kohdasta, isosentristä ja liikutettuna isosentristä molempiin suuntiin 25 mm ja 50 mm. Tutkimuksessa oli käytetty sekä 64-leikelaitteistoa että 16-leikelaitteistoa. Tutkimuksen mukaan mA-modulointisysteemi ei toimi oikein, jos keskitys poikkeaa isosentristä, ja tämä näkyy tuloksissa lineaarisena muutoksena. Saaduista tutkimustuloksista havaittiin, että väärä keskitys kasvattaa putkivirtaa sekä suurentaa kohinaa. Putkivirran ja kohinan suhde vaihteli eri mA-modulointitekniikoilla. Tutkimuksessa annoksia ei mitattu, mutta artikkelissa arveltiin, että keskityksestä poikkeaminen vaikuttaa myös potilaan annokseen. Artikkelissa tähdennettiin, että tutkimuksen toteutuksesta vastaavien röntgenhoitajien tulisi tietää, miten virhe mA-modulaation toimintaan syntyy ja ymmärtää sen seuraukset.

Goudjondottir ym. (2009) ovat tutkineet putkivirran ja ajan tulon eli mAs:n ja kuvan kohinan yhteyttä potilaan keskitykseen. Tutkimuksessa oli käytetty ovaalin muotoista fantomia ja kolmea eri TT-laitetta, joista yksi oli 16-leikelaite ja kaksi 64-leikelaitteita. Tutkimuksessa fantomia oli isosentristä liikuteltu 30 mm siirroin sekä vertikaalisesti (y-position) että horisontaalisesti (x-position). Tutkimuksessa oli taltioitu mAs ja mitattu kohina, joiden suhdetta ja korrelaatiota oli laskettu Pearsonin korrelaation avulla. Kohinaa oli mitattu usealta eri ROI-alueelta fantomin isosentristä ja pinnalta, ylhäältä, alhaalta, oikealta sekä vasemmalta. Tutkimuksessa oli arvioitu, miten nykyisissä laitteissa oleva AEC (Automatic Exposure Control) -toiminto toimii, kun potilaan keskitys poikkeaa isosentristä. Artikkelissa kerrotaan että AEC:n avulla pyritään kuten mA-moduloinninkin avulla saamaan annossäästöä potilaille. AEC ottaa käytettäessä huomioon vielä mA-modulaatio -toimintoa laajemmin ja moniulotteisemmin huomioon potilaan koon, asettelun ja tiedon scout-kuvasta. Tutkimuksen tuloksena oli saatu, että potilaan asettelu vaikuttaa huomattavasti TT-laitteen AEC:n toimintaan, ja että putkivirta vaihtelee eri laitteilla. Korrelaatio mAs:n tuoton ja keskityksestä

poikkeamisen välillä oli merkittävä kaikilla laitteilla erityisesti vertikaalisuunnassa (y-position). Kuvan kohina muuttui edelleen ylä- ja alasuunnan asettelun mukaan ja erityisesti fantomin pinta-alueilta mitattuna. Artikkelissa tuotiin selkeästi esille, että tarkan keskittämisen lisäksi olisi tärkeää, että AEC:n käytöstä vastaavat hoitajat koulutettaisiin hyvin sen käyttöön, jotta se voitaisiin optimaalisesti hyödyntää.

Toth, Ge ja Daly (2007) ovat selvittäneet potilaan keskityksen vaikutusta annokseen ja kuvanlaatuun. Tässä tutkimuksessa oli käytetty erilaisia fantomeita (10 kpl), jotka oli keskitetty 0, 3 ja 6 cm isosentrin alapuolelle ja joita oli sitten kuvattu valitsemalla eri kokoisia bowtie-suodattimia. Pinta-annosten ja CTDI-annosten ohella oli mitattu kohinaa. Lisäksi tutkijat olivat kehittäneet algoritmin (tietokonesovelluksen), jonka avulla pystyttiin scout-kuvista määrittelemään keskitysvirheen suuruus. Näin pystyttiin retrospektiivisesti tutkimaan 273 potilaan asettelu scout-kuvien perusteella ja arvioimaan keskitysvirheen vaikutusta annokseen ja kohinaan. Tutkimus oli tehty GE LightSpeed VCT –laiteella. Kun 32 cm:n CTDI-fantomia kuvattiin käyttämällä suurta, keskikokoista ja pientä bowtie-suodatinta, saatiin vastaavasti 29, 24 ja 17 %:n annossäästöt verrattuna siihen, että käytettiin ainoastaan tasosuodinta. Jos kuitenkin oli valittu optimaalinen bowtie-suodatin, mutta keskitys oli virheellinen (3 ja 6 cm), pinta-annokset kasvoivat 18 % ja 41 % ja kohina kasvoi 6 % ja 22 %. Retrospektiivinen potilasanalyysi osoitti, että potilaista keskitettiin väärin 46 %, keskityksen vaihdellessa -6,4 cm:stä 3,4 cm:iin isosentrin molemmilla puolilla, keskiarvon ollessa 2,3 cm isosentrin alapuolella. Analyysin mukaan potilaiden keskimääräinen pinta-annoksen nousu oli 15 % ja kohinan 7 %. Tämä tutkimus osoittaa muun muassa sen, että useimmiten keskitetään virheellisesti juuri isosentrin alapuolelle, jolloin säteilyherkkien alueiden, kuten rintojen, annokset kasvavat. Väärästä keskityksestä johtuva kohinan kasvu voi myös lisätä tarvetta kuvausarvojen lisäämiseen, jolloin annokset kasvavat yhä enemmän.

Samansuuntaisia tuloksia edellisen tutkimuksen kanssa olivat saaneet Li ym. (2006) mitatessaan sädeannoksia fantomilla, joka oli keskitetty isosentriin sekä 30 ja 60 mm isosentrin alapuolelle. He olivat myös tehneet potilaskokeita, joissa potilaat oli aseteltu kuvattavan alueen mukaisesti (rinta tai vatsan alue). Ennen kuvausta oli käytetty automaattista keskitysohjelmaa laskemaan keskityksen poikkeamat ja prosentuaaliset annossäästöt optimaalisesti uudelleen keskitettäessä. Tutkimuksen mukaan ääreis- ja pinta-annokset kasvoivat 30 ja 60 mm:n keskityspoikkeamilla vastaavasti noin 12–18 %

ja 41–49 %. Noin 95 % potilaista ei oltu keskitetty tarkalleen isosentriin. Automaattisella keskitysohjelmalla saatiin kaikkien potilaiden annossäästön keskiarvoksi noin 13 %. Keskityksestä poikkeavan etäisyyden ja pinta-annosten pienenemisen välillä oli vahva korrelaatio. Tässäkin artikkelissa esitetään, että röntgenhoitajat voivat pienentää potilaan pinta-annosta oikealla asettelulla. Automaattinen keskitystekniikka auttaa potilaan optimaalisessa keskityksessä ja pinta-annosten aleneminen voi olla jopa 30 %.

Edellä esitetyt fantomimittauksia ja vertikaalisuunnan asettelua käsittelevät artikkelit pohjustavat parhaiten tätä tutkimusta. Tietokonetomografiassa menetelmät ja laitteet kehittyvät edelleen vauhdilla. 64-leikelaitteella tehtyjä juuri vertikaalisuunnan keskittämiseen liittyviä tutkimuksia löytyi melko niukasti, ja ne kaikki olivat pääsääntöisesti englanninkielisistä julkaisuista. Nopean laitekehityksen vuoksi tutkimuksessa pyrittiin pitäytymään mahdollisimman tuoreissa lähteissä. Tiedonhaussa ilmeni myös, että monet eri julkaisut oli tehty samojen tutkimusten pohjalta.

6 AINEISTON KERUU

6.1 Tutkimussuunnitelma ja lupa

Aineistonkeruu päätettiin tehdä fyysikko Touko Kaasalaisen ehdottamalla 64-leikelaitteella Meilahden HUS-Röntgenissä. Opinnäytetyöstä laadittiin tutkimussuunnitelma ja sen hyväksyivät sekä koulun että HUS-Röntgenin edustajat syyskuussa 2009. HUS-Röntgenin johtavalle ylihoitajalle Helena Nevantaukselle lähetettiin tutkimussuunnitelman lisäksi tutkimuslupahakemus opinnäytetyötä varten. Tutkimusluvan (liite 1) allekirjoittivat Helena Nevantauksen lisäksi opinnäytetyön tekijät ja koulun edustajana Marjo Mannila. Tutkimussuunnitelman pohjalta tehtiin yhteistyösopimus, jonka allekirjoittivat opinnäytetyön tekijät sekä koulun ja HUS-Röntgenin edustajat (liite 2).

6.2 Tiedonkeruu- ja tuloslomake

Ennen mittausten suorittamista suunniteltiin mittauksissa tarvittava tiedonkeruulomake (liite 3). Pääfantomimittauksia varten laadittiin lomake, jossa annoksista CTDI_c

(CTDI keski) ja CTDI_p (CTDI pinta) määritetään painotetut annosindeksit CTDI_w sekä CTDI_{vol}-arvot (TT-annosindeksi). Lisäksi keruulomakkeessa on sarakkeet normeeratulle painotetulle CTDI:lle (nCTDI_w), joka huomioi kuvaamiseen käytetyn mAs-arvon. Alkuperäinen mittaustulos säteilymittarilla (kuva 2) oli Röntgen-yksiköissä (annos keskeltä mR ja annos pinnalta mR), jotka muutettiin konversiokertoimen avulla Gray-yksiköiksi. Näistä annoksista määriteltiin CTDI_c ja CTDI_p, kun tiedettiin myös ionisaatiokammion pituus.

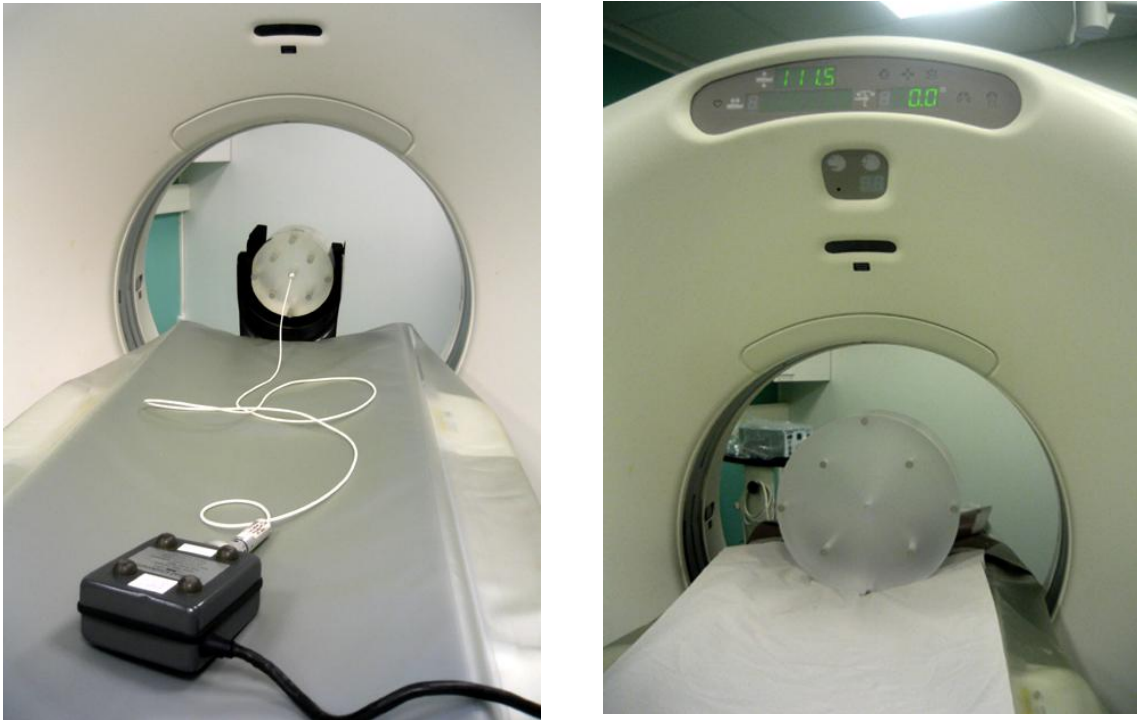


KUVA 2. Ulkoinen säteilymittari eli elektrometri, josta annokset saatiin Röntgen-yksikköinä.

Annossuureiden lisäksi tiedonkeruulomakkeeseen merkittiin seuraavat tiedot: etäisyys 0-kohdasta (mm), kuvausjännite (kV), putkivirta (mA, kiinteä tai moduloitu), leikkeiden lukumäärää, leikepaksuus (mm), kollimaatio (mm) ja rotaatioaika (s). Vartalofantomimittauksissa lomakkeeseen merkittiin annoksien osalta CTDI_{vol} ja DLP. Muut tiedot merkittiin kuten pääfantomimittauksissa.

6.3 Mittausten suorittaminen

Mittaukset tehtiin Meilahden röntgenissä GE LightSpeed VCT-64 -laitteella. Mittausten suorittamisessa käytettiin laatutestien mukaisia, sylinterin muotoisia akryylimuovisia fantomeja (kuva 3). Pääfantomi oli halkaisijaltaan 16 cm ja vartalofantomien halkaisija oli 32 cm. Fantomeissa on reiät ionisaatiokammioita varten keskellä sekä reunoilla. Fantomi keskitettiin lasereiden avulla pöydän keskelle.

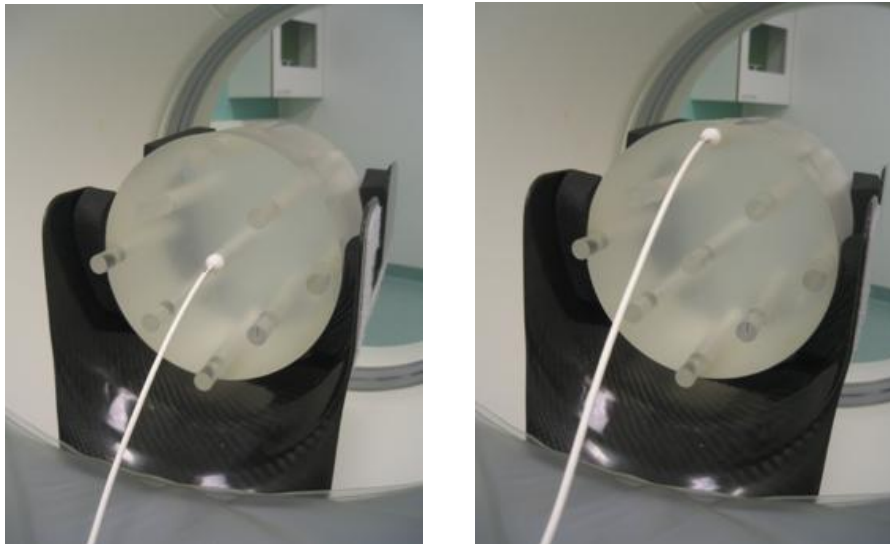


KUVA 3. Pääfantomin ja vartalofantomin asettelu.

Tietyllä asettelulla ja parametrilla suoritettiin pääfantomilla kolme toistoa a, b ja c ja vartalofantomilla kaksi toistoa, a ja b. Keskitystä muutettiin vertikaalisuunnassa nostamalla tai laskemalla tutkimuspöytää 20 mm:n välein aina 60 mm:iin saakka ja jokaisesta kohdasta mitattiin arvot 120 kV:n jännitearvoilla sekä kiinteällä että moduloidulla putkivirralla. Lisäksi mitattiin 100 kV:n jännitteellä moduloidulla putkivirralla kohdista 0 mm, 60 mm ja -60 mm.

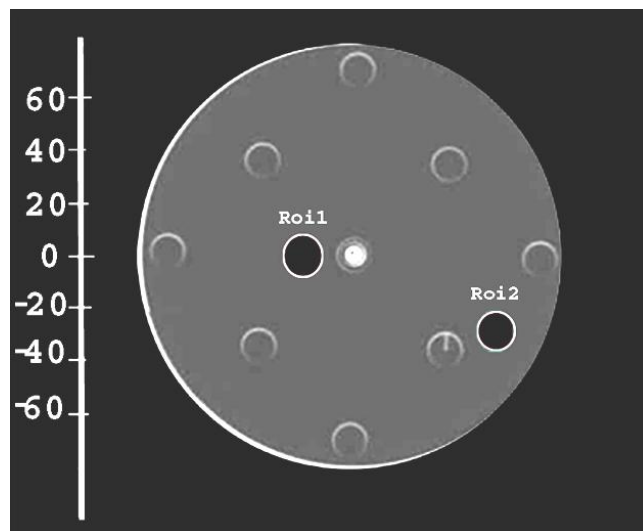
6.3.1 Pääfantomimittaukset

Pääfantomimittauksessa käytettiin annosmittauksessa puikkomaista 10 cm ionisaatiokammiota (Radcal 10X3CT (sn8534)). Annokset mitattiin keskeltä ja 1 cm:n syvyydeltä pinnan alta klo 12 kohdalta käyttäen ulkoista annosmittaria, Radcal 1515. (kuva 4.)



KUVA 4. Ionisaatiokammio keskellä fantomia sekä pinnalla klo 12:ssa.

Kuvan kohina-arvot laskettiin kahdelta ROI-alueelta ROI 1 noin kuvan keskiakselilta ja ROI 2 noin klo 4:stä (kuvio 4). Kohina-arvojen laskennassa käytettiin apuna ImageJ-tietokoneohjelmaa. Jokaisesta rinnakkaisesta mittauksesta (3 mittausta) syntyi 3 kuvaa, joista kohina-arvo analysoitiin keskimmäisestä.



KUVIO 4. Valitut ROI-alueet pääfantomilla. ROI 1 keskellä ja ROI 2 pinnan alla noin klo 4:ssä.

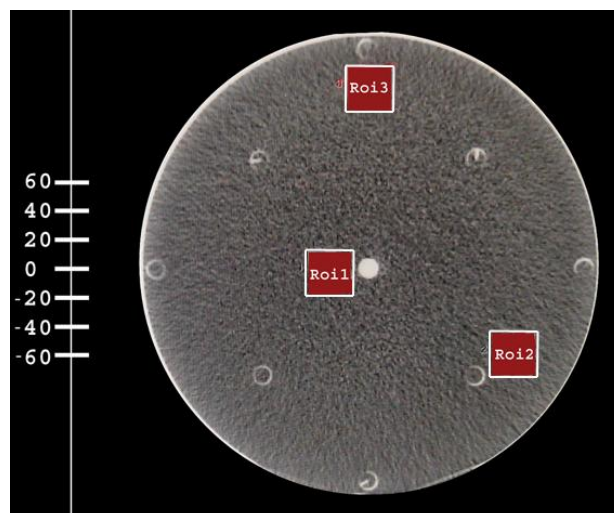
6.3.2 Vartalofantomimittaukset

Vartalofantomimittauksissa käytettiin TT-laitteen omaa annosmittaria. Tämän vuoksi suoritettiin kontrollimittaus. Fantomin keskelle asetetun ionisaatiokammion (Radcal

10X3CT (sn8534)) avulla suoritettiin mittaukset fantomin keskeltä sekä reunoilta ylhäältä (klo 12), alhaalta (klo 6) ja sivuilta (klo 3 ja 9). Mittauksissa saatuja annosarvoja verrattiin laitteen konsolilta saatuihin CTDI-arvoihin. Mittaustulokseksi saatiin, että suhde on 91,04 %, joka on hyväksyttävä taso, koska annosnäytön ja mitatun annoksen ero ei saa olla kuin 20 % (Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvonnan opas 2008: 58). Mittauksessa käytetyt parametrit olivat 120 kV, 100 mA, leikelukumäärä (M) 32, leikepaksuus (S) 0,625 ja kuvausaika 1s. Mittauksia suoritettiin edellä mainitulla tavalla moduloidulla ja kiinteällä putkivirralla ja konsolilta saatiin kunkin mittauksen CTDI_vol ja DLP-arvot.

Kohinamääritykset tehtiin TT-laitteen omalla konsolilla. Tätä varten kuviin määriteltiin kolme ROI-aluetta: ROI 1 keskiakselilla lähellä keskipistettä, ROI 2 pinnalla klo 4:ssä ja ROI 3 pinnalla klo 12:ssa (kuvio 5). Jokaisessa kuvassa ROI-alueet pyrittiin asettamaan samoihin kohtiin ja kohinan mittaus tehtiin samasta kohdasta kuvauksen keskimmäisestä leikkeestä. Konsolilla ohjelma antoi ROI-alueille TT-luvut ja kohina-arvot. Rinnakkaismittauksista (2 mittausta) jokaiselle ROI-alueelle laskettiin keskiarvo.

ROI-alueita käsiteltiin analysoinnissa erillisinä (ROI-alueet 1, 2 ja 3). Saatuja kohinatuloksia vertailtiin eri tasoissa ja saatujen arvojen korrelaatiota annoksiin tarkasteltiin.



KUVIO 5. Valitut ROI-alueet vartalo fantomimittauksissa. ROI 1 keskellä, ROI 2 pinnassa klo 4:ssä ja ROI 3 klo 12:ssa.

6.4 Aineiston käsittely

Tässä opinnäytetyössä tarkasteltiin annoksia, kuvan kohinaa ja annosten suhdetta kuvanlaatuun (kohinaan) sekä moduloidun putkivirran ja kiinteän putkivirran mittaustulosten eroja. Tuloksissa arvioitiin erikseen mittaukset pääfantomilla ja mittaukset vartalofantomilla. Tutkimuksen tulokset kirjattiin Excel-taulukoihin, joissa kaavojen avulla saatiin lopulliset annos- ja kohina-arvot. Arvoista piirrettiin kuvaajia, joiden avulla voitiin myös visuaalisesti havainnoida ja vertailla annoksia ja kohinaa eri muuttujilla. Vertailua tehtiin myös laskemalla prosentuaalisia eroja. Tärkeimmät muuttujat olivat etäisyys 0-kohdasta, kiinteä tai moduloitu putkivirta, moduloidun putkivirran suuruus sekä pääfantomissa annoksen mittauskohde. Kuvan kohinaa arvioitiin jokaisella valitulla ROI-alueella erikseen.

7 TULOKSET

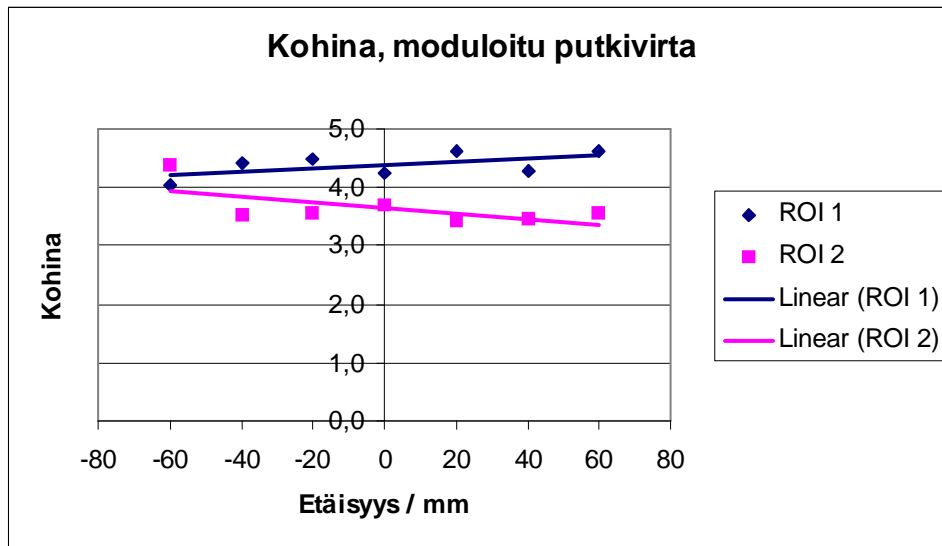
7.1 Kohina pääfantomilla.

Pääfantomin kaikki kohinatulokset esitellään liitteessä 6.

Kohina-arvo kiinteällä putkivirralla ROI 1 -alueella oli -60 mm:ssä 12,3 % pienempi kuin 0-tasossa, muuten arvot olivat melko yhtä suuria. ROI 2 -alueella kohina kasvoi 7 % -40 mm:ssä ja 22 % -60 mm:ssä verrattuna 0-tasoon. ROI 1 -alueen kohina oli 19–21 % suurempi kuin ROI 2 -alueen kohina, paitsi -60 mm:ssä se oli 10 % pienempi.

Alueella ROI 1 moduloidulla putkivirralla kohina suureni 0-tasoon verrattuna kaikissa muissa tasoissa 4–9 %, paitsi -60 mm:ssä kohina oli 5 % pienempi. ROI 2 -alueella kohina oli -60 mm:ssä 18 % suurempi kuin 0-tasossa, muissa tasoissa se oli 4–8 % pienempi. Kaiken kaikkiaan kohina-arvojen erot olivat melko pieniä ja muutokset olivat vaihtelevia eivätkä kovin merkityksellisiä. (kuvio 6.)

ROI 1 alueella kohina-arvot olivat 0-tasossa samat käytettäessä jännitteitä 100 ja 120 kV ja 120 kV:llä mitattuna 60 mm:ssä kohina oli 5 % suurempi. ROI 2 -alueella 0-tasossa 120 kV:n kohina oli 5 % suurempi kuin 100 kV:n ja 60 mm:ssä tilanne oli päinvastainen.



KUVIO 6. Kohina-arvot pääfantomilla.

7.2 Annokset pääfantomilla.

Pääfantomin kaikki annostulokset esitellään liitteessä 7.

Tuloksien mukaan moduloidulla ja kiinteällä putkivirralla annos oli suurin fantomin keskeltä mitattuna, kun etäisyys nollakohdasta on 0 (isosentri). Keskeltä mitatut annokset laskivat symmetrisesti 0-tason molemmin puolin (20, 40 ja 60 mm) noin 1, 5 ja 12 %. Moduloidulla putkivirralla pinnalta mitatut annokset nousivat 10,5, 15,3 ja 13,5 %, kun keskitettiin liian ylös eli pöytää laskettiin -20, -40 ja -60 mm:iin (taulukko 1). Kun keskitettiin liian alas, pinta-annokset laskivat 12, 23 ja 34 % tasoilla 20, 40 ja 60 mm. Kiinteällä putkivirralla mitatut pinta-annokset (taulukko 2) olivat samassa linjassa kuin moduloidulla putkivirralla mitatut, mutta CTDI_w -arvot olivat kauttaaltaan noin prosentti-yksikön suuremmat.

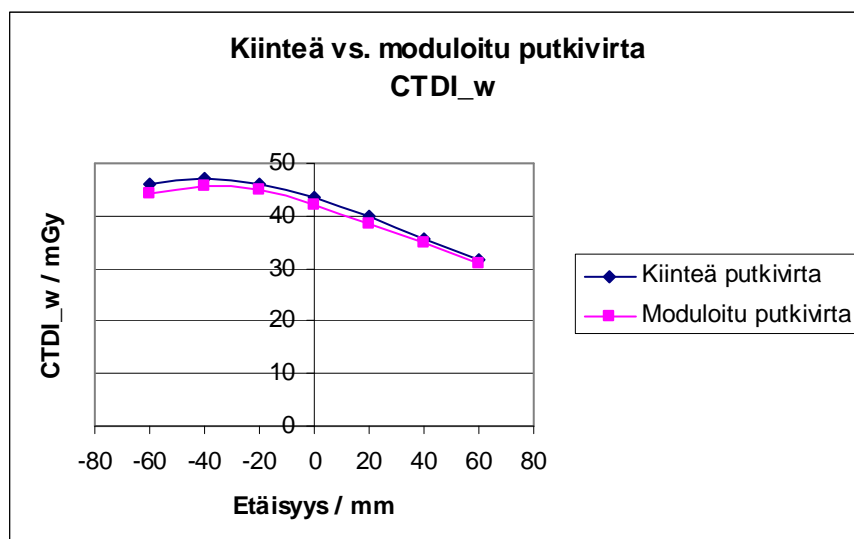
TAULUKKO 1. Annosten muutokset 0-tasosta moduloidulla putkivirralla.

Etäisyys mm	CTDI _c muutos%	CTDI _p muutos%	CTDI _w muutos%
-60	-12,5	13,5	5,4
-40	-5,2	15,3	8,9
-20	-1,0	10,5	6,9
0	0,0	0,0	0,0
20	-0,7	-11,8	-8,4
40	-4,2	-22,8	-17,0
60	-11,3	-33,8	-26,8

TAULUKKO 2. Annosten muutokset 0-tasosta kiinteällä putkivirralla.

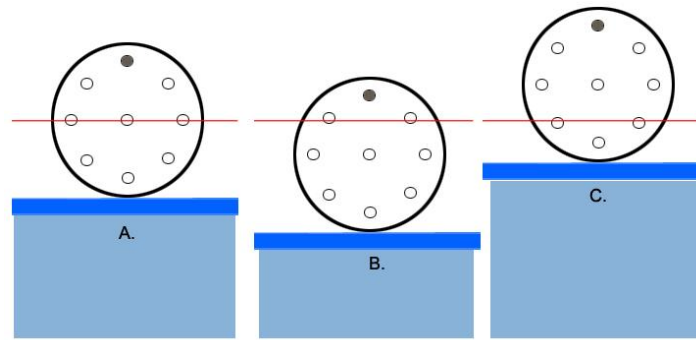
Etäisyys mm	CTDI_c muutos%	CTDI_p muutos%	CTDI_w muutos%
-60	-11,9	14,6	6,4
-40	-5,0	14,5	8,5
-20	-1,2	10,0	6,6
0	0,0	0,0	0,0
20	-0,9	-11,0	-7,9
40	-4,6	-23,8	-17,9
60	-11,2	-34,1	-27,0

Moduloidun ja kiinteän putkivirran välillä ei ollut huomattavia eroja mittaustuloksissa, koska fantomi on tiheydeltään homogeeninen (kuvio 7). Näin pitäisi ollakin, sillä moduloitu putkivirta ottaa käytännössä huomioon kudostiheydestä johtuvat erot, joita ei fantomimittauksissa synny.



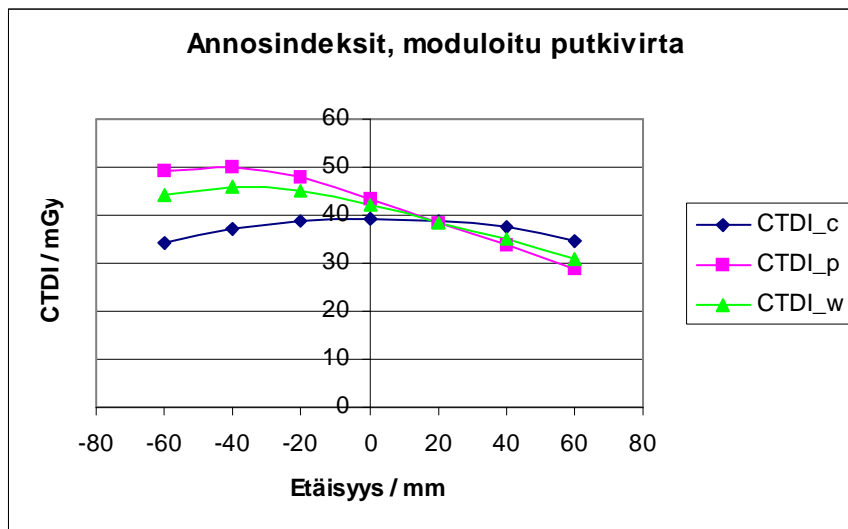
KUVIO 7. Painotettujen annosindeksien erot kiinteällä ja moduloidulla putkivirralla.

Annosarvot nousivat pinnalta mitattuna enemmän keskityksen muuttuessa kohti -60 mm:ä. Tämä johtuu tutkimusasetelmasta, jossa ionisaatiokammio on asetettu mittaamaan pintaa klo 12 kohdalta (kuvio 8). Jos mittaus pinnalta olisi tehty klo 12 sijaan klo 6 kohdalta, olisivat tulokset käänteiset, eli kohti 60 mm:ä mitattaisiin suurempia annoksia. (liite 4.)



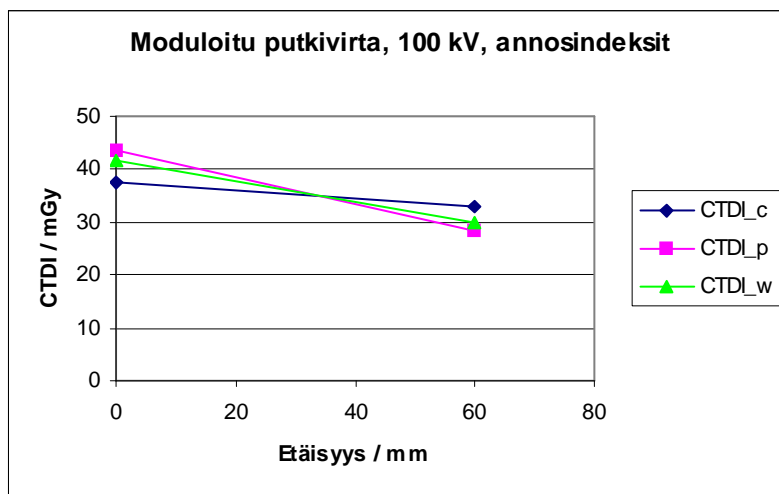
KUVIO 8. Sädekentän keskityksen muuttuminen pöydän liikuessa, kun ionisaatiokammio on pinnassa klo 12:ssa.

Painotettua annosindeksiä $CTDI_w$ laskettaessa, painotetaan pinnalta mitattua annosta $2/3$ ja keskeltä mitattua annosta $1/3$ (kaava 3). Tästä johtuen $CTDI_w$ -arvot mukailevat enemmän $CTDI_p$ -arvoja, eli annokset $0-60$ mm (horisontaalitasen yläpuolella) olivat pienempiä kuin annokset $-60-0$ mm (kuvio 9).



KUVIO 9. Keskeltä ja pinnalta mitattujen annosten, sekä painotettujen annosindeksien erot moduloidulla putkivirralla.

Jos pöytää nostettiin 60 mm isentristä ja putkijännite laskettiin 100 kV:iin, pinta-annos oli 60 mm:ssä 35% pienempi kuin 0 -tasossa ja keskeltä mitattu annos 12% pienempi (kuvio 10). $CTDI_p$ ja $CTDI_c$ olivat 100 kV:lla ja 120 kV:lla sekä 0 -tasossa että 60 mm:ssä samat. Eroa 100 kV:n ja 120 kV:n putkijännitteillä mitatuissa annoksissa oli vain normeeratuissa CTDI-arvoissa, joissa erot olivat $31-35\%$ tasoilla 0 ja 60 mm.



KUVIO 10. Annosmuutokset 100 kV:lla.

7.3 Kohina vartalofantomilla

Vartalofantomien kaikki kohinatulokset esitellään liitteessä 8.

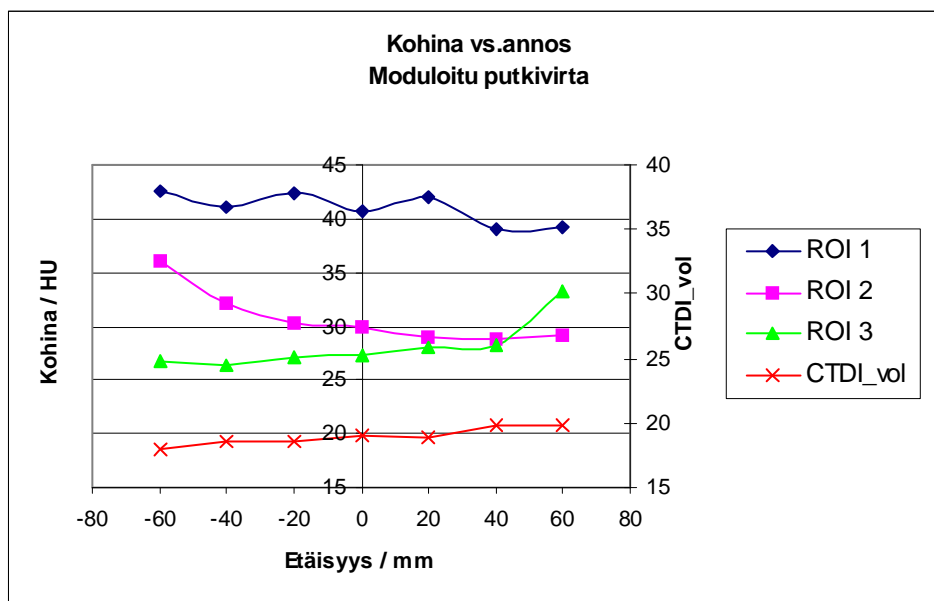
Sekä kiinteää että moduloitua putkivirtaa käytettäessä kohina oli ROI 1 -alueella 4–5 % korkeampi -60 mm:ssä kuin 0-tasossa. ROI 1:n kohina-arvot eri tasoilla vaihtelivat vain hieman, mutta trendi oli varsinkin moduloidulla putkivirralla laskeva 60 mm:n suuntaan.

ROI 2 -alueella kohina oli 20–21 % suurempi -60 mm:ssä kuin isosentrissä ja -40 mm:ssä se oli 8–10 % suurempi. Samalla alueella kohina pienenee selvästi mentäessä -60 mm:stä 60 mm:iin.

ROI-alueella 3 kohinat olivat kiinteällä putkivirralla 20, 40 ja 60 mm:ssä vastaavassa järjestyksessä 6, 15 ja 28 % suuremmat kuin isosentrissä. Moduloidulla putkivirralla oli merkittävää eroa vain 60 mm:ssä, jossa ROI 3 -alueen kohina oli 22 % suurempi 0-tason kohinaa. Tällä mittausalueella kohina myös nousi selvästi mentäessä -60 mm:stä 60 mm:iin.

Kun käytettiin putkijännitettä 100 kV, kohina oli ROI 1 -alueella 6 % suurempi -60 mm:ssä kuin isosentrissä ja ROI 2 -alueella se oli 20 % suurempi. Alueella ROI 3 60 mm:ssä kohina oli 21 % suurempi kuin 0-tasossa.

Vertailtaessa ROI-alueita keskenään, suurin kohina oli ROI-alueella 1 kaikissa mittauspisteissä. ROI-alueella 3 kohina-arvot olivat alhaisimmat, paitsi etäisyyksillä 40-60 mm arvot olivat hieman korkeammat kuin ROI-alueella 2 (kuvio 11). ROI-alueiden keskinäiset erot selittyvät ROI-alueiden sijainnista kuvassa. ROI-alue 1 sijoittuu fantomin keskelle, jolloin kaikissa mittaustasoissa ROI-aluetta ympäröi eniten vaimentavaa materiaalia. ROI 2 on -60 mm:ssä kauimpana isosentristä, jossa on suurin kohina ja 60 mm:ssä isosentrin kohdalla, jolloin kohinaa on vähiten. ROI 3 on -60 mm:ssä lähimpänä isosentriä ja 60 mm:ssä kauimpana isosentristä, jolloin kohina kasvaa päinvastoin kuin ROI 2 -alueella. (liite 5.)



KUVIO 11. Kohina- ja annosarvot vartalofantomimittauksissa.

7.4 Annokset vartalofantomilla.

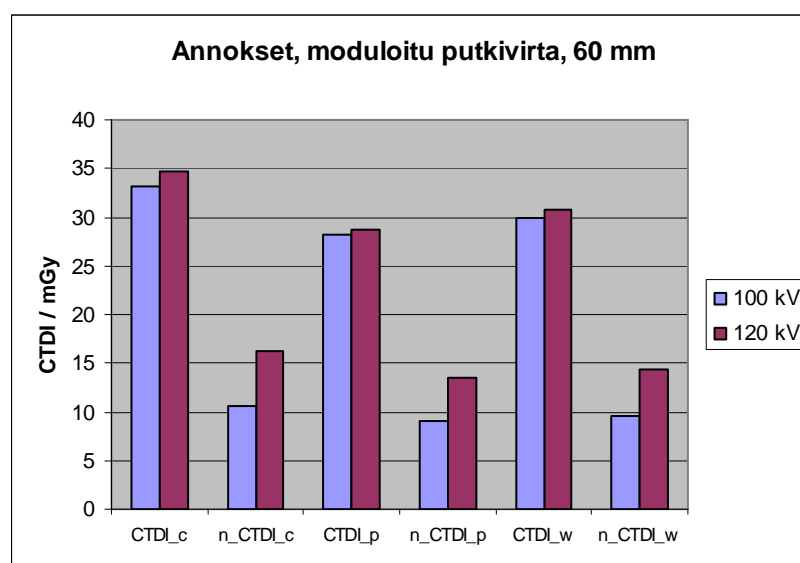
Vartalofantomien kaikki annostulokset esitellään liitteessä 8.

Annosarvot olivat kiinteällä putkivirralla samat ja vaihtelivat hiukan moduloidulla putkivirralla, jossa annokset olivat -60 mm:ssä n. 5 % pienemmät kuin 0-tasossa ja 60 mm:ssä n. 5 % suuremmat. 100 kV:lla nämä erot olivat vastaavasti 3,6 ja 3,2 %. Tämä lineaarinen tulos johtui modulaation toiminnasta, jossa käytettävä putkivirta määräytyy kuvauksessa otetun scout-kuvan perusteella. Kun scout-kuva otetaan PA-suunnasta, fantomin etäisyys putkesta on pienin -60 mm:ssä ja tästä tasosta mitattuna putkivirtaa tarvitaan vähiten, jolloin annoskin jää pienimmäksi.

Annosarvoissa ei ole suurta eroa, mikä selittynee sillä, että vartalofantomilla on mitattu CTDI_{vol}-annoksia, joissa pinta-annos ei erotu erikseen. Kun keskityksestä poiketaan isosentristä suuntaan tai toiseen, saa toinen pinta-alue (ylhäällä tai alhaalla) enemmän säteitä ja toinen vastaavasti vähemmän. Kokonaistuloksena nämä kompensoivat toisensa. Annoserot ovat myös pienemmät kuin pääfantomimittausten annoksien erot, koska vartalofantomi on reilusti isompi ja siirron vaikutus fantomin kokoon nähden on suhteessa pienempi.

7.5 Yhteenvetoa tuloksista

Pääfantomimittausten mukaan keskitettäessä liian ylös, pinnalta mitatut annokset nousivat 10–15 %. Keskeltä mitatut annokset laskivat 0-tason molemmin puolin 1–12 %. Kohina-arvojen muutos oli selkeintä -60 mm:ssä ja muissa tasoissa muutos oli vaihtelevaa, mutta vähäistä. 100 kV:llä mitattaessa annoseroja syntyi 120 kV:n mittauksiin verrattuna vain normeeratuissa (n_CTDI) arvoissa (kuvio 12). Kohina-arvoihin tällä oli vain vähän vaikutusta.



KUVIO 12. 100 kV:n ja 120 kV:n erot pääfantomiannosmittauksissa.

Vartalofantomilla, moduloidulla putkivirralla mitattaessa annokset kasvoivat vain hieman mentäessä -60 mm:stä 60 mm:iin (5 %). Kiinteällä putkivirralla mitattaessa annokset olivat vakiosuuruiset. ROI-alueista suurin kohina oli keskellä kaikissa mittauspisteissä. ROI-alueella 3 kohina-arvot olivat pääsääntöisesti alhaisimmat. ROI 2 -alueella kohina

oli suurimmillaan (21 %) -60 mm:ssä ja ROI 3 -alueella kohina oli suurin 60 mm:ssä (28 %).

Vartalofantomilla kohina oli siis pienin alueella, joka oli pinnassa ja vertikaalisuunnassa sädekentän keskilinjassa. ROI-alueista suurimmat kohina-arvot mitattiin ROI 1 -alueelta, mutta kohina ei merkittävästi kasvanut, vaikka keskitystä muutettiin. Tulokset osoittavat, että fantomin eri osissa, ylä-, ala- ja keskialueilla, annokset ja kohina kasvavat ja laskevat sen mukaisesti, miten mitta-alue fantomissa sijoittuu (liite 5). Kokonaisannoksia tarkastellessa CTDI_{vol}-erot jäävät fantomimittauksissa marginaalisiksi.

8 POHDINTA

8.1 Tutkimuksen luotettavuus

Tutkimusta aloittaessa ohjaaja Touko Kaasalaisenkin ehdotukseen pohjaten päätettiin, että fantomimittaus oli järkevä toteutustapa työlle, jossa haettiin tietoa, paljonko keskityksestä poikkeaminen vaikuttaa annokseen ja kuvanlaatuun. Mittauslaitteistot, välineet ja menetelmät olivat samat, joita fyysikot käyttävät tällä hetkellä tekniseen laadunvarmistukseen HUS-Röntgenissä. Luotettavan aineiston keräämiseksi pääfantomimittauksissa suoritettiin sekä annoksista että kohina-arvoista kolme rinnakkaismittausta ja vartalofantomilla kaksi. Mittaustulokset olivat hyvin toistettavia, hajontaa oli hyvin vähän. Tutkimuksessa käytetyt mittarit ilmaisivat tuloksen, josta saatiin kaavojen ja tietokonesovelluksien avulla analysoitava aineisto.

Analysoinnissa ja tulosten raportoinnissa käytettiin tietokonetomografiatutkimuksissa ja fantomimittauksissa yleisesti hyväksytyjä suureita ja määreitä. Ulkoinen annosmittari ja ionisaatiokammio antoivat pääfantomimittauksissa suoraan keskenään vertailukelpoiset tulokset. Vartalofantomien annosmittauksissa laitteiston oma mittari tarkistettiin käyttämällä pääfantomimittauksissa käytettyä ulkoista mittaria.

Vartalofantomien kuvan kohinan määrittely tehtiin eri tavalla kuin pääfantomilla. Fyysikoiden keskuudessa HUS-Röntgenissä oli syntynyt epäily, että ImageJ ohjelman ei ehkä ole kaikissa tapauksissa täysin luotettava. Ohjelman oli havaittu MRI-kuvissa

leikkaavan joitakin intensiteetti-arvoja ja samaa arveltiin tapahtuvan myös TT-kuvia tarkastellessa. Erityisesti kuvan laatua ilmaisevat kohina-arvotulokset pääfantomilla osoittivatkin aika pieniä eroja. Tästä johtuen vartalofantomimittaukset toteutettiin koneen omaa kohinan määrittelyohjelmaa apuna käyttäen.

Prosessin aikana mittaustapahtumassa pääfantomilla ei myöskään ajoissa havaittu, että fantomin siirto ylitti jo valitun pääfantomilla normaalisti käytetyn SFOV-alueen, jolloin osasta kuvamateriaalia fantomin reuna leikkautui ulos kuvasta. Fantomin leikkautuminen ei kuitenkaan lopulta vaikuttanut annoksen ja kohinan mittaukseen, koska mittausalueet valittiin siten, että ne ovat kaikissa kuvissa kuva-alueella, ja annostulokset saatiin ionisaatiokammiota käyttäen.

Tutkimuksen analysoinnissa voitiin nähdä muiden tutkimusten kanssa samansuuntaisia TT-laitteen teknisistä ominaisuuksista aiheutuvia vaikutuksia. Analysoinnissa pyrittiin varmistamaan, että nämä tekniset tiedot saatiin luotettavista lähteistä, ja ne oli oikein ymmärretty. Oikeellisuuden varmistamisessa käytettiin Touko Kaasalaisen asiantuntija-apua.

Tässä tutkimuksessa pyrittiin hyödyntämään mahdollisimman tuoreita lähteitä ja viittaamaan vain ensikäden lähteisiin. Käytettyjä lähteitä on julkaistu alan arvostetuissa tiedelehdissä ja artikkelien lisäksi suurin osa teoretiedosta perustuu alaa valvovan viranomaisen julkaisemaan tietoon. Lähteinä olleet kotimaiset julkaisut ovat Suomessa alan tunnettujen vaikuttajien kirjoittamia.

Vertautuessa toisiin tutkimuksiin huomioitavaa kuitenkin on, että kaikissa tutkimuksissa oli käytetty erilaista mittausvälineistöä ja TT-laitteissa on laitekohtaisia eroja, minkä vuoksi tässä työssä käytetty välineistö ei ole suoraan vertailukelpoista. Esimerkiksi Gudjonstdottir ym. (2009) olivat käyttäneet tutkimuksessaan ovaalin muotoista fantomia ja tutkimuksessa oli mitattu vain pinta-annoksia, kun tässä tutkimuksessa vartalofantomimittauksissa annostulos ilmaisi suoraan kokonaisannosta.

Tutkimuksissaan Toth ym. (2007) olivat käyttäneet useita erimuotoisia fantomeja, eri kokoisia SFOV:eja ja lisäksi kuvan laatua oli tarkasteltu hyvin laajalta alueelta. Li ym. (2007) olivat taas käyttäneet fantomin kohinan analysoinnissa kahden kuvan subtraktio-menetelmää. Menetelmän etuna on artikkelin mukaan se, että kohinaa voidaan mitata

laajemmalta alueelta fantomista. Tässä työssä käytettiin sylinterin muotoista fantomia ja valitut ROI-alueet olivat melko pieniä. Mahdollisesti ellipsin muotoisilla fantomeilla tai vielä uudemmilla elinkohtaiset annokset huomioivilla laitteilla erot olisivat olleet suuremmat.

8.2 Opinnäytetyöprosessi

Opinnäytetyöprosessi aloitettiin hyvissä ajoin, ja työ eteni sujuvasti, vaikka ei aivan alkuperäisten suunnitelmien mukaisesti. Alkuperäisissä suunnitelmissa tutkimus oli tarkoitus tehdä vain pääfantomilla. Pääfantomien tulokset osoittivat kuitenkin pieniä eroja erityisesti kohinatuloksissa, ja saatu uusi tieto ImageJ-ohjelman ongelmista vaikutti siihen, että mittaukset päätettiin toistaa vartalofantomilla käyttäen laitteiston omaa ohjelmaa kohinan määrittelyssä. Vartalofantomilla arveltiin syntyvän myös selkeämpiä eroja mittaustuloksissa. Pääfantomimittauksien jälkeen heräsi myös kysymys, miksi kV:n laskeminen 120:sta 100:an ei merkittävästi näkynyt kohinatuloksissa eikä annostuloksissa. Tässä tapauksessa pääfantomilla ei näytä olevan samaa vaimentavaa vaikutusta kuin todellisilla luurakenteilla.

Tutkimuksen kuluessa nousi esille monia kysymyksiä, joihin pyrittiin löytämään vastauksia päättelemällä ja kirjallisuudesta. Asiantuntijana Touko Kaasalainen tuki prosessia erityisesti vahvistamalla tiedon oikeellisuutta tai ohjaamalla tarpeellisen tiedon lähteelle. Hän avusti myös toimittamalla aiheeseen liittyvää lähdeaineistoa, koska oli hankala saada haluttuja artikkeleita eri tietokannoista abstraktia laajemmin.

Työprosessia edesauttoi harjoitteluajkojen kokemus tietokonetomografiasta. Lisäksi työn tekemistä helpotti, että valmius käyttää taulukkolaskentaohjelmia ja kuvankäsittelyohjelmia oli olemassa. ImageJ:tä lukuun ottamatta, työtä varten ei tarvinnut opetella uusia tietokonesovelluksia. Touko Kaasalainen perehdytti ImageJ:n käyttöön ja pääfantomimittausten kohinan määrittelyyn. Lopullisen raportoinnin jäsentämisessä ja muotoilussa ohjausta työssä antoi koulun lehtori Antti Niemi.

8.3 Ammatillinen vaikuttavuus

Tämän opinnäytetyön kautta saatiin kokemusta yhteistyöstä fyysikon kanssa ja perehdyttiin TT-tutkimusten optimointiin erityisesti fantomimittausten avulla. TT-laadunvarmistuksen ja annosmittaukset toteuttaa yleensä fyysikko tai muu laitteen teknisestä huollosta vastaava henkilö. Röntgenhoitajille tutkimusten optimointiin ja laadun varmistukseen tähtäävät mittaukset ja niiden tulosten arviointi jäävät usein etäisiksi.

Harjoittelukentillä on havaittu, että osa röntgenhoitajille annetuista ohjeistuksista jää ulkokohtaisiksi. Tiedetään, että potilaan annoksen optimoimiseksi potilas tulee keskittää huolellisesti, mutta ei kunnolla tunneta, miten ja missä määrin ohjeistus on kytköksissä kyseisen laitteen ominaisuuksiin. Laitteesta vastaavalla fyysikoilla onkin tässä asiassa merkittävä rooli tiedonantajana. Fyysikon haasteena on välittää ajankohtaisin ja uusin tieto röntgenhoitajille ja muulle kenttätyöstä vastaaville.

TT-laitteiden jatkuva, nopea kehitys, yleistyminen ja tutkimusmäärien kasvu ovatkin jatkuva haaste röntgenhoitajille niin työelämässä kuin myös röntgenhoitajakoulutuksessa. Röntgenhoitajan ammatillisiin opintoihin sisältyy suppeasti TT-optimointiin liittyvää opetusta, vaikka koulutuksessa tuodaan esille TT-tutkimuksien suuri annosrasite potilaille. Säteilysuojelu ja optimointi TT:ssä on ammattikorkeakouluopetuksen sisällä paljon opiskelijan kenttäkokemuksien ja oman mielenkiinnon ja suuntautumisen varassa. Tietous ei välttämättä aina syvene siirryttäessä työelämään, mikäli röntgenhoitajalla on työssään monta eri modaaliteettia hallittavanaan ja kierto työpisteissä on laajaa.

Koska TT-laitteiden käyttö ja tutkimusmäärät edelleen kasvavat, aiheellista voisi olla kasvattaa ja laajentaa opiskelijoiden tuntemusta tietokonetomografian annosoptimoinnissa esimerkiksi hyödyntämällä enemmän asiantuntijoiden ajankohtaisia luentoja opetuksessa. Työn mielekkyyden ja motivaation kannalta olisi tärkeää perehtyä tarkemmin TT-laitteiston toimintaan ja käsitteistöön. Tämä helpottaisi myös kommunikointia moniammatillisessa yhteistyössä, joka on annosoptimoinnin käytännön toteutuksen edellytys. Moniammatilliseen yhteistyöhön kannustava trendi on nyt selkeästi näkyvissä myös kansainvälisiä julkaisuja ja tutkimuksia tarkastellessa.

Tämän tutkimuksen edetessä on selvinnyt, että monet nykyaikaisten TT-laitteiden tekniset ratkaisut perustuvat siihen, että kuvattava kohde on optimaalisesti keskitetty gantryn isosentriin. Tähän asetelmaan perustuvat myös potilaan optimointiin kehitetyt sovellukset, kuten mA-modulointi ja Gudjonstdottir ym. (2009) tutkimuksessa esitetty AEC-toiminto. Tässä opinnäytetyössä, kuten aikaisemmissakin keskittämistä käsitelleissä tutkimuksissa, on osoitettu, että kun keskityksestä poiketaan, sillä on vaikutusta ja että tasapaino kuvattavan kohteen eri alueilla annoksen ja kuvanlaadun suhteen muuttuu. Tämä asia tulisi huomioida optimoinnissa, kuvaussuunnissa ja potilassuojia käyttämällä, kun kuvausalueella on erityisen sädeherkkiä alueita kuten silmät, iho, rinnat ja sukrauhaset.

Tutkimuksessaan Li ym. (2007) ovat raportoineet, että röntgenhoitaja keskittää potilaan usein liian alas ja että keskitysvirhe on keskimäärin 2,3 cm. Tutkimuksessa oli käytetty mahdollisuutta virheen korjaamiseen ennen varsinaista kuvausta. Mielenkiintoinen kysymys on, miksi tätä mahdollisuutta ei vielä juuri käytetä käytännön työssä?

8.4 Tutkimuksen siirtovaikutukset

Opinnäytetyö ja tutkimuksen tulokset esitellään HUS-Röntgenin tiloissa myös röntgenin työntekijöille. Tilaisuuden yhteydessä fyysikko Touko Kaasalainen esittää oman asiantuntijapuheenvuoronsa. Touko Kaasalaisen mukaan on tärkeää antaa hoitajille lisätietoa keskittämisen vaikutuksista optimoinnissa ja kannustaa heitä osallistumaan optimointiin. Optimoinnissa tarvitaan hoitajia, lääkäreitä, fyysikoita ja laitevalmistajia. Opinnäytetyön tutkimuksen kuvaus ja esitystilaisuus toimii toivottavasti positiivisena kannusteena yleensäkin mm. röntgenhoitajien ja fyysikoiden yhteistyölle. HUS-Röntgen hyötyy siitä, että opiskelijat perehtyvät opinnäytetyön kautta ajankohtaisiin teknisiin haasteisiin ja saavat kokemusta moniammatillisesta yhteistyöstä. HUS-Röntgenin näkökulmasta valmistuvat röntgenhoitajat ovat myös potentiaalisia HUS-Röntgenin uusia työntekijöitä.

Tietokonetomografiaan liittyvää tutkimusta ja kehitystä tulisi jatkuvasti kehittää. Radiografiatyössä kaikkialla pitäisi huomioida TT-laittekehityksen mukanaan tuomat vaateet koulutuksen ja myös annosoptimoinnin välineistön osalta. Tämä opinnäytetyö voi pohjustaa jatkohanketta, jossa jopa samalla laitteella voitaisiin HUS-Röntgenissä suorittaa vastaavalla kuvausasetelmalla mittauksia esimerkiksi uusilla elinkohtaisilla

anatomiafantomeilla. Touko Kaasalainen arvioi, että työn perusteella on hyvä tehdä vielä lisätutkimusta, kunhan käyttöön saadaan monipuolisemmat mittaussäilyneet, fantomit ja MOSFET-detektorit.

9 JOHTOPÄÄTÖKSET

Väärin keskittämällä aiheutetaan potilaalle sädeannoksen kasvua ja kuvanlaatu kärsii. Varsinkin pinta-annokset kasvavat ja kohina reuna-alueilla suurenee. TT-työpisteessä työskentelevän röntgenhoitajan tulisikin tuntea hyvin käyttämänsä laitteen ominaisuudet varmistaakseen hyvän annosoptimoinnin työssään. Potilaan asettelu tarkasti gantryn isosentriin on perusedellytys, jotta automaattinen putkivirran modulointi toimisi oikein. Laitteen käyttäjien tulisi ymmärtää tämä ja kiinnittää erityistä huomiota potilaan oikeaan keskitykseen.

Kun keskityksestä poiketaan, pinta-annokset kasvavat kuvattavan kohteen reuna-alueella, johon säteilyn intensiteetti keskittyy. Tämä on erityisen tärkeää huomioida, kun halutaan suojella sädeherkkiä alueita tutkimuksissa. Suurin osa tietokonetomografiatutkimuksista suoritetaan potilaan ollessa selällään ja jos keskitetään liian ylös, kasvaa esimerkiksi rintojen saama säteilyannos huomattavasti. Mikäli scout-kuvan jälkeen havaitaan virhe keskityksessä, on syytä keskittää uudelleen ja ottaa uusi scout-kuva, jolloin automaattinen putkivirran säätö toimii oikein ja säästetään potilas ylimääräiseltä säderasitukselta.

LÄHTEET

- Goudjonsdottir, J. – Svensson, J.R. – Campling, S. – Brennan, P.C. – Jonsdottir, B. 2009. Efficient Use of Automatic Exposure Control Systems in Computed Tomography Requires Correct Patient Positioning. *Acta Radiologica* (9) 1035–1041.
- Jauhiainen, Jukka 2003. Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokonetomografia. Verkkodokumentti.
<<http://www.tekniikka.oamk.fi/~jjauhai/opetus/mittalaitteet/mittalaitteet-v11.pdf>>.
Luettu 5.2.2010.
- Kaasalainen, Touko 2010. Erikoistuva fyysikko. HUS, Meilahden röntgenosasto. Neuvonantoa ja ohjausta 30.4.2009–30.4.2010.
- Karla, Manudeep K. – Maher, Michael M. – Toth, Thomas L. – Hamberg, Leena M. – Blake, Michael A. – Shepard, Jo-Anne – Sanjay, Saini 2004. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology* 2004; 230: 619–628.
- Karla, Manudeep K. – Maher, Michael M. – Toth, Thomas L. – Schmidt, Bernhard – Westerman, Bryan L. – Morgan, Hugh L. – Sanjay, Saini 2004. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT. *Radiology* 2004; 233: 649–657.
- Karppinen, J. – Järvinen, H. 2006. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. STUK-A220.11/2006 Helsinki. Säteilyturvakeskus. Verkkodokumentti.
< <http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-a/stuk-a220.pdf>>. Luettu 15.9.2009.
- Karppinen, Juhani 2001. Potilaan annos TT-tutkimuksissa – Pohjoismainen pilottitutkimus. Teoksessa A. Servomaa – T. Parviainen (toim.): Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa. STUK-A184. Toukokuu 2001. Helsinki: Edita Oyj. 76.
- Karppinen, Juri – Van Pinxteren, Willy 2009. User´s meeting Oulu 20 November. 2009, Oulu. Luentomateriaali: Imagination at work. Power-Point -esitysmoniste.
- Kortesniemi, Mika 2008. Tietokonetomografian kasvava säteilyaltistus. Physico-Medicae Oy. Valtakunnalliset lääkäripäivät 2007 ja 2008, Helsinki. Verkkodokumentti. Päivitetty 31.5.2008
<<http://www.physicomedicae.fi/julkaisut/muut-julkaisut/78-tt-altistus.html>>
Luettu 10.1.2010
- Kortesniemi, Mika 2006. Säteilyannos ja sen optimointi monileike-TT:ssä. Physico-Medicae Oy. Verkkodokumentti. Päivitetty 9.6.2008.
< <http://www.physicomedicae.fi/index.php/julkaisut/muut-julkaisut/83-tt-annokset-ja-optimointi>>. Luettu 1.6.2009.
- Li, Jianhai – Udayasankar, Unni K. – Toth, Thomas L. – Seamans, John – Small, William C. – Karla, Mannudeep K. 2007. Automatic Patient Centering for MDCT: Effect on Radiation Dose. *AJR* 2007 188 (2): 547–552.

- Matsubara, Kosuke – Koshida, Kichiro – Ichikawa Katsuhiko – Suzuki, Masayuki – Takata, Tadanori – Yamamoto, Tomoyuki – Matsui, Osamu 2009. Misoperation of CT Automatic Tube Current Modulation Systems with Inappropriate Patient Centering: Phantom Studies. *AJR*:192, April 2009: 862–865.
- Primak, Andrew N. – McCollough, Cynthia H. - Bruecewitz, Michael R. - Zhang, Jie - Fletcher, Joel G. 2006. Relationship between Noise, Dose and Pitch in Cardiac Multi-Detector Row CT. *RadioGraphics* November 2006 26: 1785–1794.
Verkkodokumentti. <<http://radiographics.rsna.org/content/26/6/1785.full>>. Luettu 29.3.2010.
- Röntgentutkimuksella selviää vamma tai sairaus. Säteilyturvakeskus (STUK) 2009.
Verkkodokumentti. Päivitetty 8.10.2009.
<http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/terveydenhuolto/rontgen/fi_FI/index/>.
Luettu 15.10.2009.
- Röntgentutkimusten säteilyannokset. Säteilyturvakeskus (STUK) 2009.
Verkkodokumentti. Päivitetty 27.4.2009
<http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/terveydenhuolto/rontgen/fi_FI/annoksia/>.
Luettu 15.10.2009.
- Smith, Alice B. – Dillon, William P. – Lau, Benison C. – Gould, Ropert – Verdun, Francis R. – Lopez, Edward B. – Wintermark, Max 2008. Radiation Dose Reduction: Strategy for CT Protocols: Successful Implementation in Neuroradiology Section. *Radiology* May 2008 247 (2): 499.
- Sosiaali- ja terveysministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä 423/2000.
Annettu 10.5.2000.
- Tapiovaara, Markku – Pukkila, Olavi – Miettinen, Asko 2004. Säteilyn käyttö röntgendiagnostiikassa. Teoksessa Pukkila, Olavi (toim.): Säteilyn käyttö. Helsinki: Säteilyturvakeskus 13–171.
- Tenkanen-Rautakoski, Petra 2006: Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2005. STUK-B-STO 62. Verkkodokumentti.
<<http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-b/stuk-b-sto62.pdf>>.
Luettu 20.9.2009.
- Terveydenhuollon laitteiden laadunvalvonnan opas 2008. STUK tiedottaa 2/2008. Säteilyturvakeskus. Verkkodokumentti.
<http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa/_files/12222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf>.
Luettu 15.1.2010.
- Toth, Thomas – Ge, Zhanyu 2007. The influence of patient centering on CT dose and image noise. *Medical Physics* 2007 34 (7). 3009–3101.
- TT-laitteiden laadunvarmistus. STUK tiedottaa opas 3/1996. Säteilyturvakeskus .
Verkkodokumentti. Päivitetty 2.7.2009.
<http://www.stuk.fi/proinfo/muuta_tietoa/julkaisuja/tt_laitteet/fi_FI/tt_laitteet/>.
Luettu 15.9.2009.

Kiia Sandberg-Uro
Satu Ojamo
Metropolia AMK
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

LIITE 1
1 (2)

Johtava ylihoitaja Helena Nevantaus
HUS-Röntgen

TUTKIMUSLUPAHAKEMUS OPINNÄYTETYÖTÄ VARTEN

Opiskelemme Metropolia ammattikorkeakoulussa ja teemme opinnäytetyötä potilasasettelun merkityksestä potilaan annokseen ja kuvanlaatuun TT-tutkimuksissa. Haemme kohteliaimmin lupaa käyttää Meilahden röntgenissä sijaitsevaa 64-leikelaitetta ja tarvittavia mittausvälineitä mittaustemme suorittamiseen. Tutkimus tehdään fantomi-mittauksin ja virka-ajan jälkeen, jolloin emme häiritse normaalia potilastoimintaa.

Tutkimuksesta saatavaa tietoa tullaan käyttämään tähän opinnäytetyöhön.

Yhteysenkilömme ja toinen opinnäytetyömme ohjaaja on fyysikko Touko Kaasalainen Meilahden röntgenistä. Koulun puolesta ohjaajanamme toimivat Marjo Mannila ja Anne Kangas.

Liitteenä koulun hyväksymä tutkimussuunnitelma.

Yhteystiedot:

Kiia Sandberg-Uro, kiia.sandberg-uro@metropolia.fi
p.050-330 4505

Satu Ojamo, satu.ojamo@metropolia.fi
p.040-775 2838

Touko Kaasalainen, touko.kaasalainen@hus.fi
p.040-7532172

Marjo Mannila, marjo.mannila@metropolia.fi
p.040-3340929

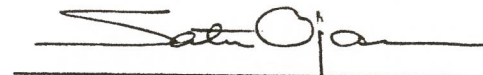
Anne Kangas, anne.kangas@metropolia.fi
p.0400-401073

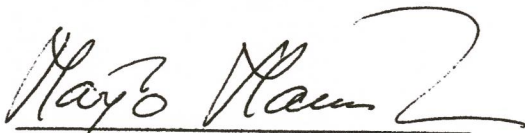
Tutkimusluvan hyväksyminen allekirjoituksin vahvistettuna:

Helsingissä 11.9.2009


Johtava ylihoitaja Helena Nevantaus


Opiskelija Kiiia Sandberg-Uro


Opiskelija Satu Ojamo


Lehtori Marjo Mannila

Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

Opinnäytesopimus

1. Sopijaosapuolet

Metropolia Ammattikorkeakoulu, Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma (Mannerheimintie 172, PL 4033, 00079 Metropolia), ryhmän SR07 K1 röntgenhoitajaopiskelijat Kiia Sandberg-Uro ja Satu Ojamo ja HUS- röntgen ovat tehneet seuraavan sopimuksen.

2. Sopimuksen voimassaoloaika

20.1.2009 – 30.5.2010

3. Toteutusaikataulu

Opinnäytetyö toteutetaan yhteistyössä HUS- röntgenin henkilökunnan kanssa ja se käsittää seuraavat vaiheet.

- Opinnäytetyön aiheen ideointi yhteistyössä keväällä 2009
- Opinnäytetyön suunnitelman kirjoittaminen ja yhteistyöneuvottelu syksyllä 2009
- Opinnäytetyötä koskevan teorian rakentaminen yhteistyössä työelämän edustajien kanssa syksyllä 2009
- Raportin kirjoittaminen keväällä 2010
- Opinnäytetyö esitetään Hus-röntgenin henkilökunnalle keväällä 2010

4. Toiminnan ohjaus ja valvonta

Opinnäytetyötä tehdessään opiskelijat sitoutuvat noudattamaan hyvän tutkimuskäytännön periaatetta ja Suomen Röntgenhoitajaliiton ammattieettisiä ohjeita. Opiskelijat noudattavat salassapitovelvollisuutta.

HUS-röntgenin puolelsta opinnäytetyötä ohjaa ja valvoo erikoistuva fyysikko Touko Kaasalainen.

Opiskelijoiden työskentelyä ohjaavat ja valvovat Metropolian puolelsta lehtorit Anne Kangas ja Marjo Mannila.

5. Sopimuksen tarkoitus

Sopimuksen tarkoituksena on mahdollistaa röntgenhoitajaopiskelijoita tekemään työelämälähtöisen opinnäytetyön. Opinnäytetyön aihe nousee työelämän tarpeesta. Opinnäytetyössä röntgenhoitajaopiskelijat tutkivat potilasasettelun merkitystä sädeannokseen ja kuvanlaatuun TT-tutkimuksissa.

Opiskelijat sitoutuvat työskentelemään tavoitteellisesti työelämän edustajien kanssa ja jakamaan opinnäytetyöprosessin aikana syntyvät kokemukset ja tiedot heidän kanssaan.

Opinnäytteen materiaali tulee ammattikorkeakoulu Metropolian käyttöön ja opiskelijat toimittavat työelämän edustajille valmiin opinnäytetyön.

6. Toiminnan sisältö

Yhteistyön perustana on molemminpuolinen kiinnostus opinnäytetyön aiheeseen, jossa saadaan tietoa potilasasettelun merkityksestä potilaan sädeannokseen ja kuvanlaatuun.

Liitteenä on erillinen opinnäytetyösuunnitelma, jossa toiminnan sisältö on kuvattu tarkoin.

7. Kustannukset, palkkio ja suoritukset

Opinnäytetyö ei saa aiheuttaa kustannuksia Metropolia Ammattikorkeakoululle.

8. Tulosten hyödyntäminen ja käyttöoikeus

Työ toimitetaan sen valmistuttua Metropolia Ammattikorkeakoulun kirjastoon.

Sopimuksen perusteella toteutetun opinnäytetyön tuloksien hyödyntäminen ja käyttöoikeus on opinnäytetyön tekemiseen osallistuneilla tahoilla: röntgenhoitajaopiskelijoilla ja HUS-röntgenillä ja Metropolia ammattikorkeakoululla.

Tietoa välitettäessä eteenpäin tulee opiskelijoiden nimet olla kaikissa yhteyksissä mainittuna.

Metropolia Ammattikorkeakoulu edellyttää **Metropolia Ammattikorkeakoulu** -nimen esille tuomista tuloksien julkaisemisen yhteydessä. Mahdollisuuksien mukaan toivotaan myös **Metropolia**-tunnuksen käyttöä julkisissa yhteyksissä.

9. Force majeure

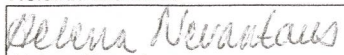
Sovitun tehtävän suorittamiseen varattua aikaa voidaan pidentää *force majeure* -luonteisten syiden perusteella.

10. Sopimuksen muu siirtäminen ja purkaminen

Sopimuksesta aiheutuvia velvollisuuksia ei voi siirtää kolmannelle osapuolelle ilman toisen osapuolen suostumusta. Sopimuksen voi siirtää ja purkaa kaikkien allekirjoittaneiden yhteisellä päätöksellä.

Paikka ja Aika
Helsinki 2.9.2009


LIITE 2
3 (4)

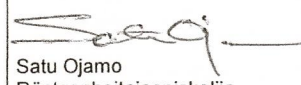

Helena Nevantaus
Johtava yllhoitaja
HUS-röntgen

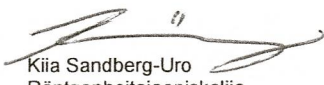

Annikki Mertjärvi
Koulutuspäällikkö
Metropolia ammattikorkeakoulu


Anne Kangas
Lehtori
Metropolia ammattikorkeakoulu


Marjo Mannila
Lehtori
Mertopolia ammattikorkeakoulu


Touko Kaasalainen
Erikoistuvafyysikko
HUS-röntgen


Satu Ojamo
Röntgenhoitajaopiskelija
Mertopolia ammattikorkeakoulu


Kiia Sandberg-Uro
Röntgenhoitajaopiskelija
Mertopolia ammattikorkeakoulu

1. Sopijaosapuolet

Mainitaan sopimuksen tekijöiden nimet sekä koulutusohjelma, suuntautumisvaihtoehto ja vuosikurssi.

2. Sopimuksen voimassaoloaika.

Merkitään sopimuksen voimaantulopäivä ja päättymispäivä.

3. Toteutusaikataulu.

Ilmoitetaan, milloin tai missä järjestyksessä sopimuksessa mainittu toiminta toteutetaan. Tämän tulee tapahtua kohtaan 2 merkityn voimassaoloajan sisällä tai poikkeava toteutusaika tulee määritellä.

4. Toiminnan ohjaus ja valvonta

Sovitusta toiminnasta vastaava koulun edustaja, ohjausryhmä, opettaja tai muu koulun puolesta toimintaa valvova taho. Tähän kohtaan sopijaosapuolet voivat myös sopia koulun ulkopuolisen ohjausta ja valvontaa toteuttavan tahon.

5. Sopimuksen tarkoitus

Sopimuksen tarkoittama toiminto (kuten työharjoittelu), toiminnan erityinen kohde ja toiminnan tavoite.

6. Toiminnan sisältö

Toiminnan sisällön kuvaus ja toteuttamisessa käytetty metodi tai erityinen toteutustapa.

7. Kustannukset, palkkio ja suoritukset

Kustannuksista vastaavan tahon nimi tai korvauksen suorittaja, summa, milloin korvaus maksetaan. *Esimerkiksi: Sopijaosapuoli A maksaa mainitun summan x yhdessä erässä laskua vastaan työn hyväksymisen ja luovuttamisen jälkeen.*

8. Tulosten hyödyntäminen ja käyttöoikeus

Sopimukseen voidaan merkitä, että työn teettäjä (ja maksaja) saa käyttöoikeuden tuotokseen. Tässä kohdassa tätä käyttöoikeutta voidaan haluttaessa sopimustekstillä myös rajoittaa. Usein itse *työsuhde* jo sisältää oletuksen siitä, että tehty työ kuuluu työnantajalle, mutta esimerkiksi suurien innovaatioiden kohdalla tämä tilanne aiheuttaa ongelmia. Periaatteessa tekijänoikeuden omistaa aina työn tekijä ja oikeuden siirtymisestä sopivat työn tekijä ja työn teettäjä. Tähän liittyen tulisi huomioida tuotoksen hyödyntämiseen liittyvät näkökohdat. Tekijänoikeuden perusteella voidaan sopia tietty prosenttiosuus työn tekijälle tekijänpalkkiona tai (taloudellinen) tekijänoikeus voidaan sopia siirtyneeksi työn teettäjälle siitä maksettavan korvauksen kautta (=palkka/palkkio ...). Tähän kohtaan toivotaan lisättäväksi: *Metropolia Ammattikorkeakoulu edellyttää Metropolia Ammattikorkeakoulu, Hyvinvointi ja toimintakyky -nimen esille tuomista tulosten ja tuotoksien julkaisemisen yhteydessä. Mahdollisuuksien mukaan toivotaan myös Metropolia -tunnuksen käyttämistä.*

9. Force majeure

Sovitun tehtävän suorittamiseen varattua aikaa voidaan pidentää *force majeure* -luonteisten syiden perusteella.

10. Sopimuksen siirtäminen ja purkamisen

Esimerkiksi: Sopimuksesta aiheutuvia velvollisuuksia ei voi siirtää kolmannelle osapuolelle ilman toisen osapuolen suostumusta. Toisella sopijaosapuolella on oikeus purkaa sopimus välittömästi, jos sopimuskumppani olennaisesti jättää täyttämättä sopimuksen määräykset. Työn suorittajalla on oikeus korvaukseen purkamishetken mennessä suoritetusta työstä, jos sopimus puretaan ja työn suorittaja ei ole syyppää sopimuksen purkamiseen. Sopimuksesta aiheutuneet erimielisyydet ratkaistaan Helsingin käräjäoikeudessa.

11. Sopimuksesta tehdään aina kaksi samansisältöistä kappaletta, yksi kummallekin sopijaosapuolelle.

12. Sopimuksen allekirjoittajan on oltava Metropolian Ammattikorkeakoulun valtuuttama ja nimenkirjoitusoikeuden omaava henkilö.

TIEDONKERUU- JA TULOSTAULUKKO
(Annosmittaukset pääfantomilla)

LIITE 3 (sivu1/2)

Laite: Laite: GE LightSpeed VCT-64
 Dosimetri: Radcal 1515
 Ionisaatiokammio: Radcal 10X5-3CT (sn8534)
 Kammion pituus: 10 cm
 Normalisointikerroin: 100 mAs
 Konversiokerroin: 0,0088 mGy/mR

Taulukko 1. Annokset. Kiinteä putkivirta, ionisaatiokammio 10 cm

Mittaus N:o	Etäisyys mm	Jännite kV	N		T		Rotaatioaika ms	Annos keskeltä mR	Annoskeskiarvo keskeltä mR	CTDI_c mGy	n_CTDI_c mGy	Annos pinnalta mR	Annoskeskiarvo pinnalta mR	CTDI_p mGy	n_CTDI_p mGy	CTDI_w mGy	nCTDI_w mGy	Laitteen CTDI_wl
			Kiinteä putkivirta mA	Leikkeiden lukumäärä	Leikepaksuus mm	Kollimaatio mm												
1a	0	120	220	32	0,625	20	1	916				1030						
1b	0	120	220	32	0,625	20	1	916				1015						
1c	0	120	220	32	0,625	20	1	916	916	40,30	18,32	1016	1020	44,89	20,41	43,36	19,71	44,42
2a	20	120	220	32	0,625	20	1	908				909						
2b	20	120	220	32	0,625	20	1	906				906						
2c	20	120	220	32	0,625	20	1	908	907	39,92	18,15	909	908	39,95	18,16	39,94	18,16	44,42
3a	40	120	220	32	0,625	20	1	874				773						
3b	40	120	220	32	0,625	20	1	874				786						
3c	40	120	220	32	0,625	20	1	874	874	38,46	17,48	773	777	34,20	15,55	35,62	16,19	44,42
4a	60	120	220	32	0,625	20	1	812				673						
4b	60	120	220	32	0,625	20	1	812				672						
4c	60	120	220	32	0,625	20	1	815	813	35,77	16,26	672	672	29,58	13,45	31,65	14,38	44,42
5a	-20	120	220	32	0,625	20	1	905				1123						
5b	-20	120	220	32	0,625	20	1	905				1126						
5c	-20	120	220	32	0,625	20	1	905	905	39,82	18,10	1119	1123	49,40	22,45	46,20	21,00	44,42
6a	-40	120	220	32	0,625	20	1	870				1170						
6b	-40	120	220	32	0,625	20	1	870				1170						
6c	-40	120	220	32	0,625	20	1	870	870	38,28	17,40	1165	1168	51,41	23,37	47,03	21,38	44,42
7a	-60	120	220	32	0,625	20	1	808				1172						
7b	-60	120	220	32	0,625	20	1	806				1173						
7c	-60	120	220	32	0,625	20	1	806	807	35,49	16,13	1164	1170	51,47	23,39	46,14	20,97	44,42

TIEDONKERUU- JA TULOSTAULUKKO
(Annosmittaukset pääfantomilla)

LIITE 3 (sivu2/2)

Taulukko 2. Annokset. Moduloitu putkivirta, ionisaatiokammio 10 cm

Mittaus N:o	Etäisyys mm	Jännite kV	Moduloitu putkivirta mA	Leikkeiden lukumäärä	Leikepaksuus mm	Kollimaatio mm	Rotaatioaika ms	Annos keskeltä mR	Annoskeskiarvo keskeltä mR	CTDI_c	n_CTDI_c	Annos pinnalta mR	Annoskeskiarvo pinnalta mR	CTDI_p	n_CTDI_p	CTDI_w	nCTDI_w	Laitteen CTDI_vol
1a	0	120	214	32	0,625	20	1	889				982						
1b	0	120	214	32	0,625	20	1	889				1001						
1c	0	120	214	32	0,625	20	1	889	889	39,12	18,28	982	988	43,49	20,32	42,03	19,64	43,21
2a	20	120	214	32	0,625	20	1	883				870						
2b	20	120	214	32	0,625	20	1	882				873						
2c	20	120	214	32	0,625	20	1	882	882	38,82	18,14	872	872	38,35	17,92	38,51	18,00	43,21
3a	40	120	214	32	0,625	20	1	851				760						
3b	40	120	214	32	0,625	20	1	851				763						
3c	40	120	214	32	0,625	20	1	852	851	37,46	17,50	766	763	33,57	15,69	34,87	16,29	43,21
4a	60	120	213	32	0,625	20	1	790				654						
4b	60	120	213	32	0,625	20	1	787				655						
4c	60	120	213	32	0,625	20	1	788	788	34,69	16,28	654	654	28,79	13,52	30,76	14,44	43,01
5a	-20	120	214	32	0,625	20	1	881				1094						
5b	-20	120	214	32	0,625	20	1	880				1099						
5c	-20	120	214	32	0,625	20	1	880	880	38,73	18,10	1083	1092	48,05	22,45	44,94	21,00	43,21
6a	-40	120	213	32	0,625	20	1	843				1140						
6b	-40	120	213	32	0,625	20	1	843				1137						
6c	-40	120	213	32	0,625	20	1	843	843	37,09	17,41	1141	1139	50,13	23,54	45,78	21,50	43,01
7a	-60	120	212	32	0,625	20	1	779				1126						
7b	-60	120	212	32	0,625	20	1	777				1121						
7c	-60	120	212	32	0,625	20	1	778	778	34,23	16,15	1118	1122	49,35	23,28	44,31	20,90	42,80
8a	0	100	312	32	0,625	20	1	856				994						
8b	0	100	312	32	0,625	20	1	856				981						
8c	0	100	312	32	0,625	20	1	856	856	37,66	12,07	990	988	43,49	13,94	41,55	13,32	40,53
9a	60	100	311	32	0,625	20	1	752				638						
9b	60	100	311	32	0,625	20	1	752				652						
9c	60	100	311	32	0,625	20	1	754	753	33,12	10,65	636	642	28,25	9,08	29,87	9,60	40,40

- $CTDI_{c,p} = 0,0088 * L * X / (M * S / 10)$
- $n_CTDI = CTDI_{c,p} * 100 \text{ mAs} / (\text{mA} * T)$
- $CTDI_w = 1/3 * CTDI_c + 2/3 * CTDI_p$

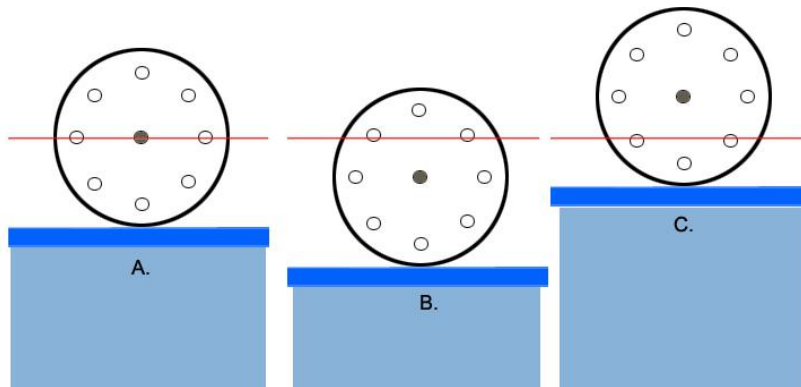
0,0088 = konversiokerroin (Gy/R)
L = ionisaatiokammion pituus=10cm
X = annos Röntgen-yksiköissä
M = leikemäärä
S = leikepaksuus
T = kuvausaika
100 mAs = normeerauskerroin

FANTOMIMITTAUKSET JA IONISAATIOKAMMION PAIKKA

Punainen viiva kuvaa laseria, joka osoittaa sädekentän keskityksen paikkaa.

Ionisaatiokammion paikka keskellä

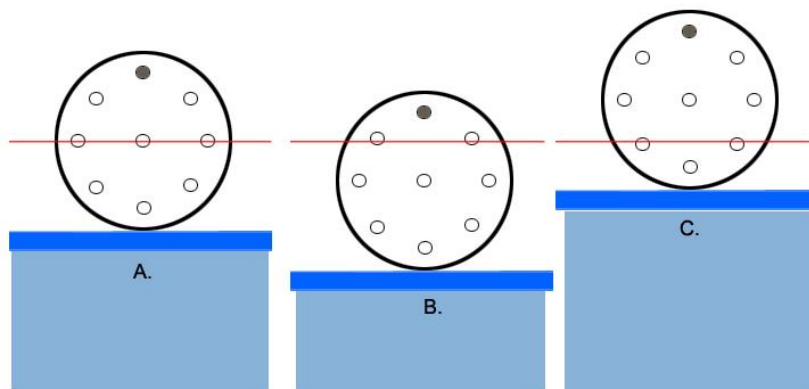
- A.** Keskitys keskellä. Laser on keskelle asetetun ionisaatiokammion tasolla.
B. Pöytää lasketaan, jolloin laserin keskitys fantomissa nousee.
 Keskelle asetettu ionisaatiokammio on laserin alapuolella
C. Pöytää nostetaan, jolloin laserin keskitys fantomissa laskee.
 Keskelle asetettu ionisaatiokammio on yläpuolella



Ionisaatiokammion paikka keskellä.

Ionisaatiokammion paikka klo 12:sta.

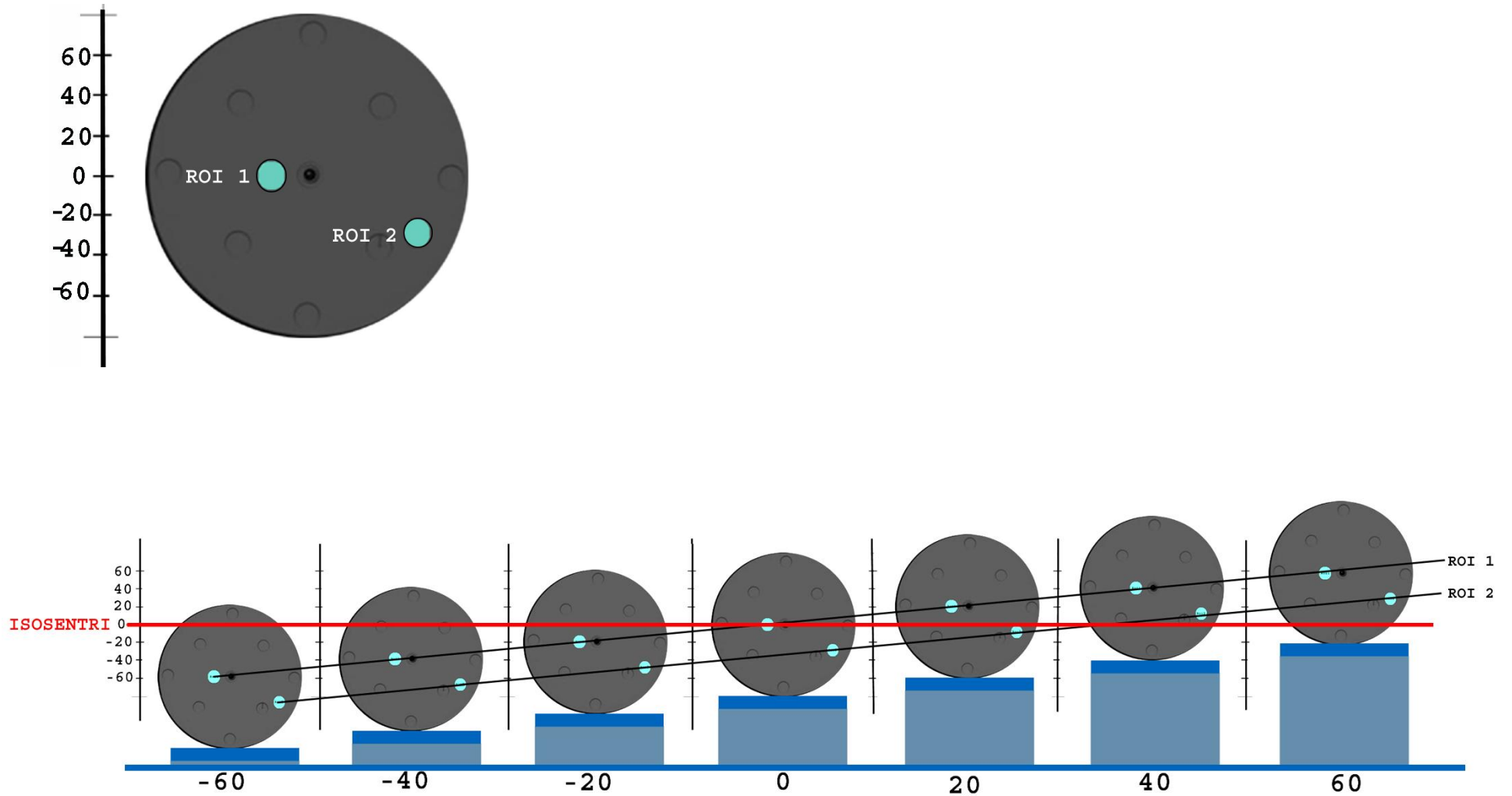
- A.** Keskitys keskellä. Laser on ylös pintaan asetetun ionisaatiokammion alapuolella.
B. Pöytää lasketaan, jolloin laser on pinnalle ylös asetetun ionisaatiokammion alapuolella, mutta lähenee sitä.
C. Pöytää nostetaan, jolloin laseri keskittyy kaikkein kauimmaksi pintaan asetetusta ionisaatiokammioista.



Ionisaatiokammion paikka klo 12:sta.

HAVAINNEKUVA

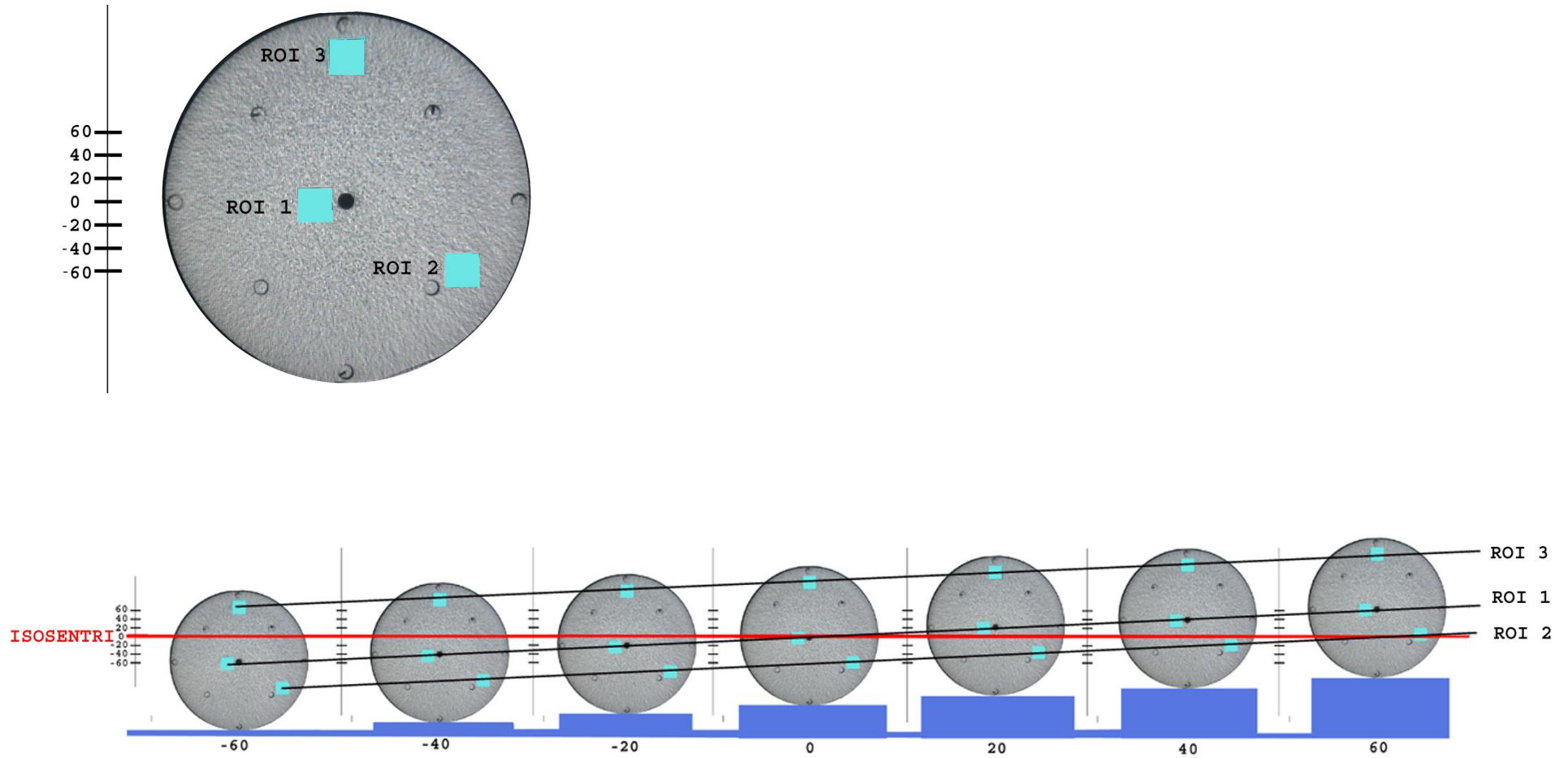
LIITE 5
1 (2)



ROI alueiden sijoittuminen pääfantomissa sädekeilan keskelle (isoseentriin) kun pöytää lasketaan tai nostetaan 0-tasosta.

HAVAINNEKUVA

LIITE 5 2 (2)



ROI alueiden sijoittuminen vartalofantomissa sädekeilan keskelle (isosentriin) kun pöytää lasketaan tai nostetaan 0-tasosta.

Moduloitu putkivirta

	Mittausjärjestys	7	6	5	1	2	3	4
	Etäisyys mm	-60	-40	-20	0	20	40	60
ROI 1	TT-luku 1	111,3	114,6	114,5	114,9	114,4	114,2	114,3
ROI 2	TT-luku 2	114,6	110,9	109,9	110,3	109,5	108,9	108,9
ROI 1	StdDev 1	4,04	4,41	4,50	4,25	4,64	4,28	4,63
ROI 2	StdDev 2	4,37	3,51	3,56	3,70	3,41	3,47	3,55
ROI 1	TT-luku min 1	100,2	96,3	89,2	103,0	93,5	95,7	89,3
ROI 2	TT-luku min 2	102,3	101,7	99,8	99,0	100,5	99,3	98,0
ROI 1	TT-luku max 1	123,5	128,2	128,0	127,7	127,0	126,0	127,5
ROI 2	TT-luku max 2	127,3	122,7	120,5	121,5	119,3	119,3	119,0
CTDI_w	mGy	44,31	45,78	44,94	42,03	38,51	34,87	30,76

	Etäisyys mm	-60	-40	-20	0	20	40	60
ROI 1	Kohina / HU	4,04	4,41	4,50	4,25	4,64	4,28	4,63
	kohinamuutos%	-4,95	3,83	5,86	0,00	9,09	0,67	8,86
ROI 2	Kohina / HU	4,37	3,51	3,56	3,70	3,41	3,47	3,55
	kohinamuutos%	17,99	-5,15	-4,01	0,00	-7,83	-6,30	-4,28

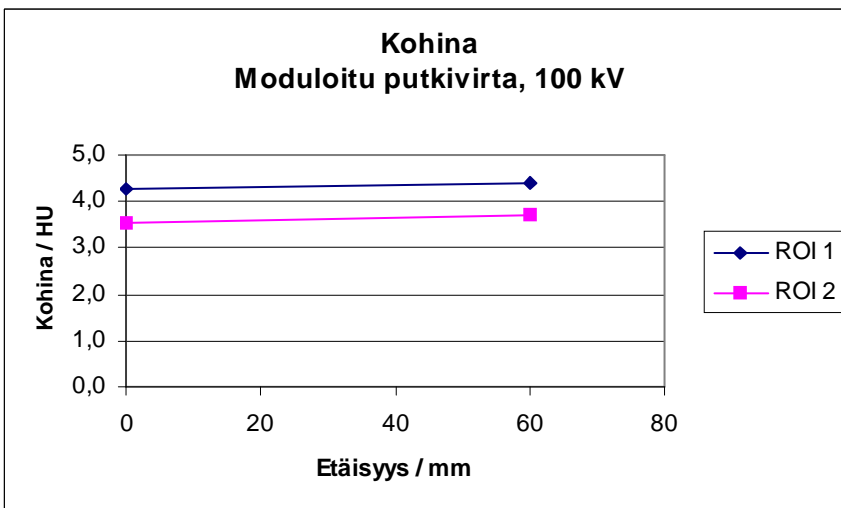
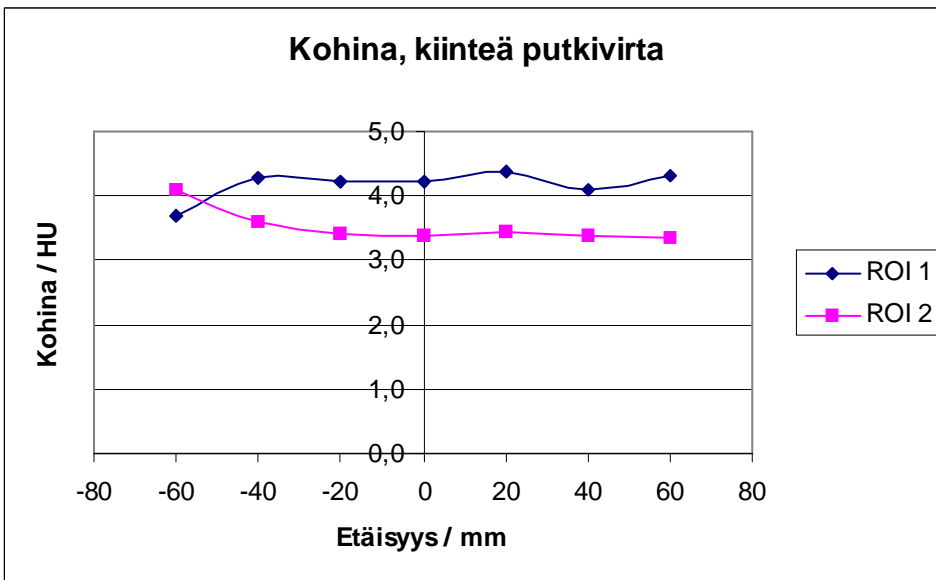
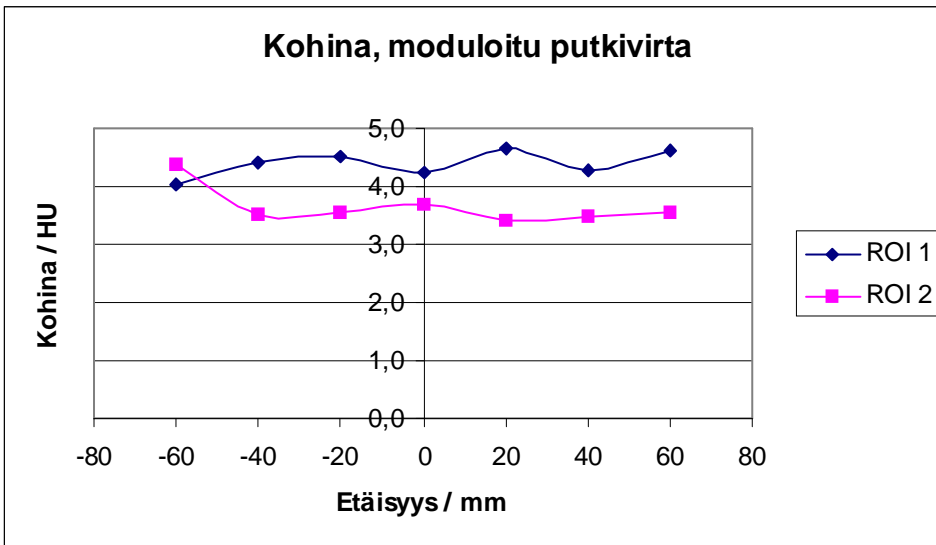
Kiinteä putkivirta

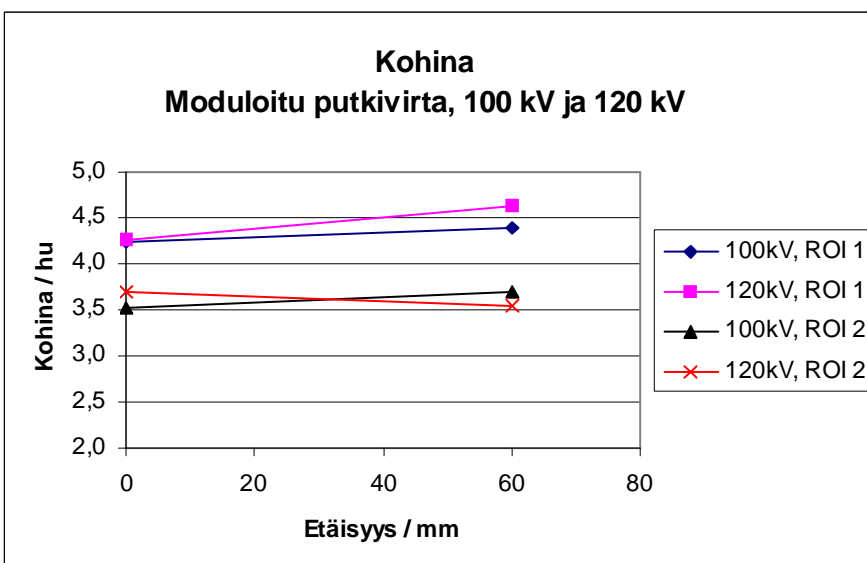
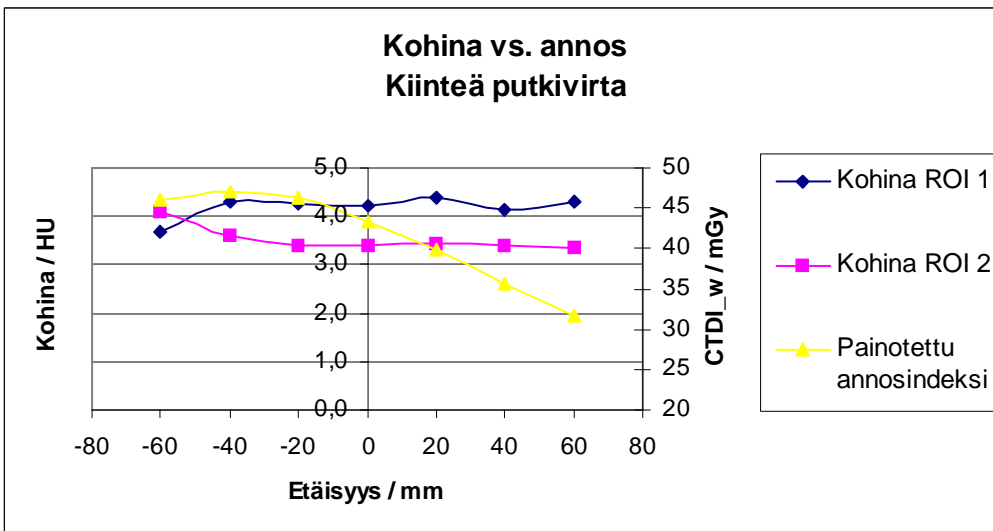
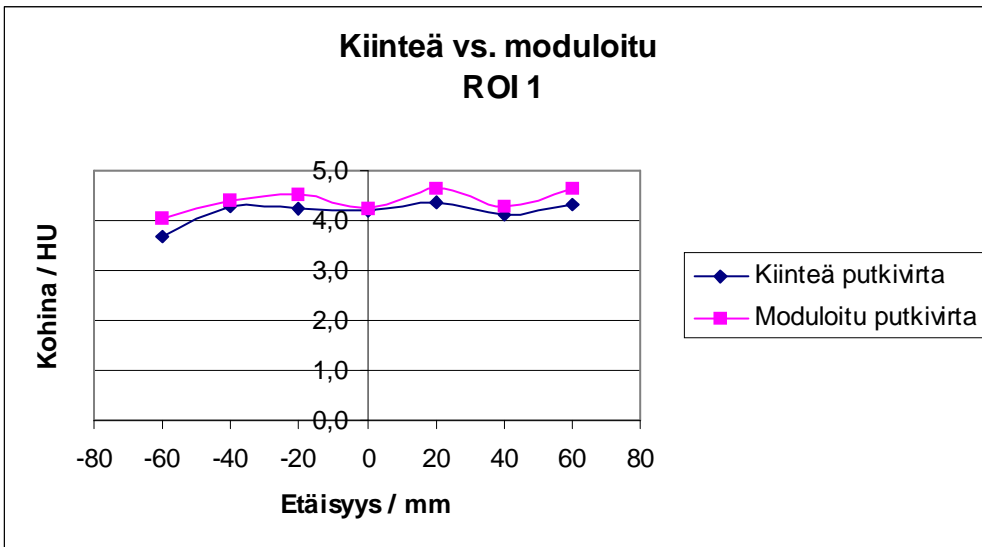
	Mittausjärjestys	7	6	5	1	2	3	4
	Etäisyys mm	-60	-40	-20	0	20	40	60
ROI 1	TT-luku 1	111,3	114,4	114,7	114,8	114,3	114,3	114,5
ROI 2	TT-luku 2	114,7	110,6	110,1	110,1	109,6	109,0	109,0
ROI 1	StdDev 1	3,69	4,29	4,24	4,21	4,37	4,11	4,30
ROI 2	StdDev 2	4,11	3,61	3,41	3,37	3,45	3,40	3,34
ROI 1	TT-luku min 1	100,8	94,5	102,0	102,7	99,1	103,3	102,2
ROI 2	TT-luku min 2	96,0	99,7	100,2	99,8	99,5	99,3	99,7
ROI 1	TT-luku max 1	121,8	126,2	125,8	126,0	126,2	125,7	127,2
ROI 2	TT-luku max 2	126,7	121,8	119,8	120,0	119,5	118,5	119,0
CTDI_w	mGy	46,14	47,03	46,20	43,36	39,94	35,62	31,65

	Etäisyys mm	-60	-40	-20	0	20	40	60
ROI 1	Kohina / HU	3,69	4,29	4,24	4,21	4,37	4,11	4,30
	kohinamuutos%	-12,30	1,94	0,68	0,00	3,76	-2,34	2,18
ROI 2	Kohina / HU	4,11	3,61	3,41	3,37	3,45	3,40	3,34
	kohinamuutos%	21,83	7,06	1,10	0,00	2,32	0,69	-0,89

Moduloitu putkivirta, 100 kv

	Etäisyys mm	0	60
ROI 1	TT-luku 1	105,0	104,8
ROI 2	TT-luku 2	99,9	98,7
ROI 1	StdDev 1	4,25	4,39
ROI 2	StdDev 2	3,52	3,70





Moduloitu putkivirta

Etäisyys mm	CTDI_c	n_CTDI_c	CTDI_p	n_CTDI_p	CTDI_w	nCTDI_w
	mGy	mGy	mGy	mGy	mGy	mGy
-60	34,23	16,15	49,35	23,28	44,31	20,90
-40	37,09	17,41	50,13	23,54	45,78	21,50
-20	38,73	18,10	48,05	22,45	44,94	21,00
0	39,12	18,28	43,49	20,32	42,03	19,64
20	38,82	18,14	38,35	17,92	38,51	18,00
40	37,46	17,50	33,57	15,69	34,87	16,29
60	34,69	16,28	28,79	13,52	30,76	14,44

	CTDI_c	CTDI_p	CTDI_w
	muutos%	muutos%	muutos%
-60	-12,49	13,49	5,43
-40	-5,17	15,28	8,93
-20	-0,97	10,49	6,93
0	0,00	0,00	0,00
20	-0,75	-11,80	-8,38
40	-4,24	-22,80	-17,04
60	-11,32	-33,79	-26,82

Kiinteä putkivirta

Etäisyys mm	CTDI_c	n_CTDI_c	CTDI_p	n_CTDI_p	CTDI_w	nCTDI_w
	mGy	mGy	mGy	mGy	mGy	mGy
-60	35,49	16,13	51,47	23,39	46,14	20,97
-40	38,28	17,40	51,41	23,37	47,03	21,38
-20	39,82	18,10	49,40	22,45	46,20	21,00
0	40,30	18,32	44,89	20,41	43,36	19,71
20	39,92	18,15	39,95	18,16	39,94	18,16
40	38,46	17,48	34,20	15,55	35,62	16,19
60	35,77	16,26	29,58	13,45	31,65	14,38

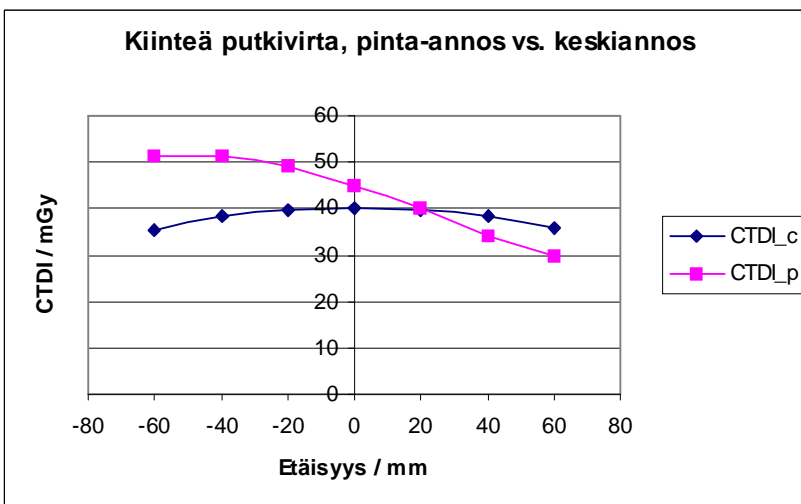
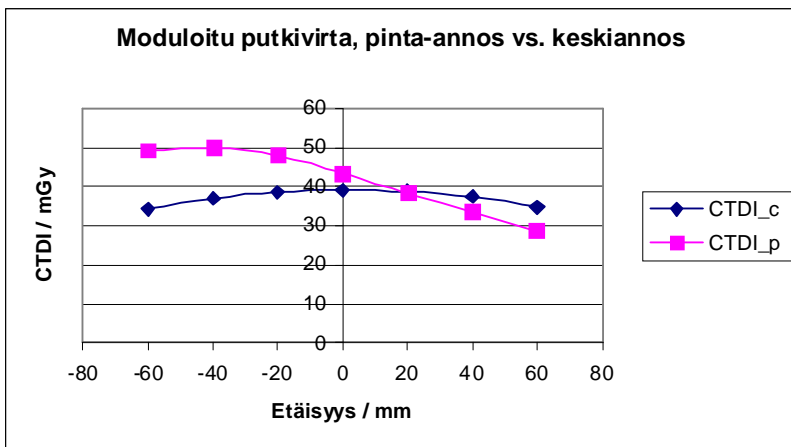
Etäisyys mm	CTDI_c	CTDI_p	CTDI_w
	muutos%	muutos%	muutos%
-60	-11,94	14,64	6,40
-40	-5,02	14,51	8,46
-20	-1,20	10,03	6,55
0	0,00	0,00	0,00
20	-0,95	-11,01	-7,89
40	-4,59	-23,82	-17,86
60	-11,24	-34,11	-27,02

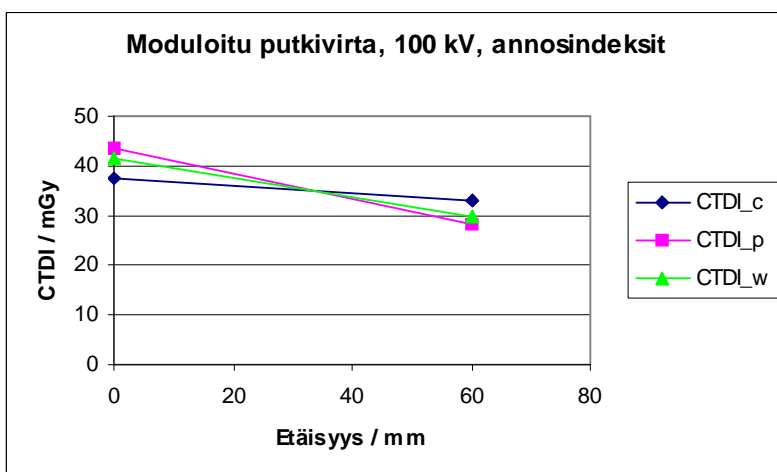
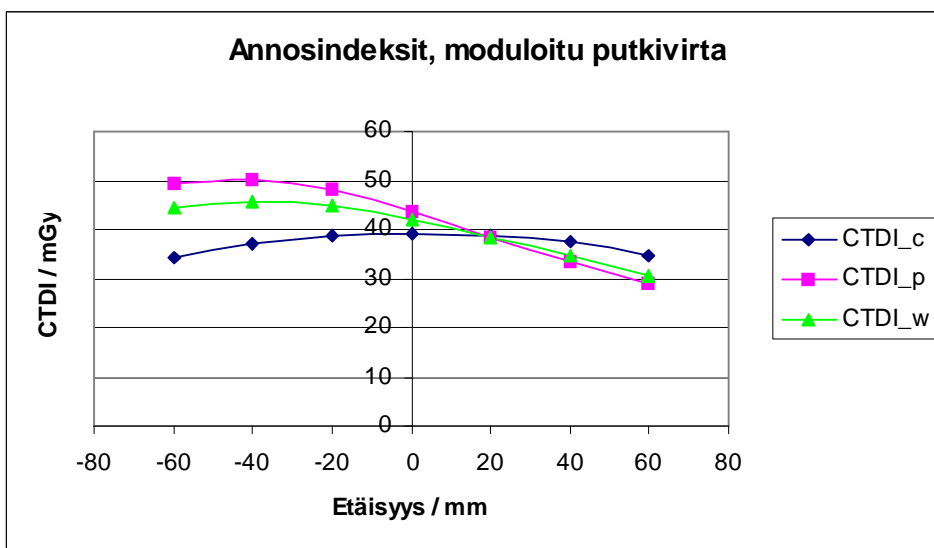
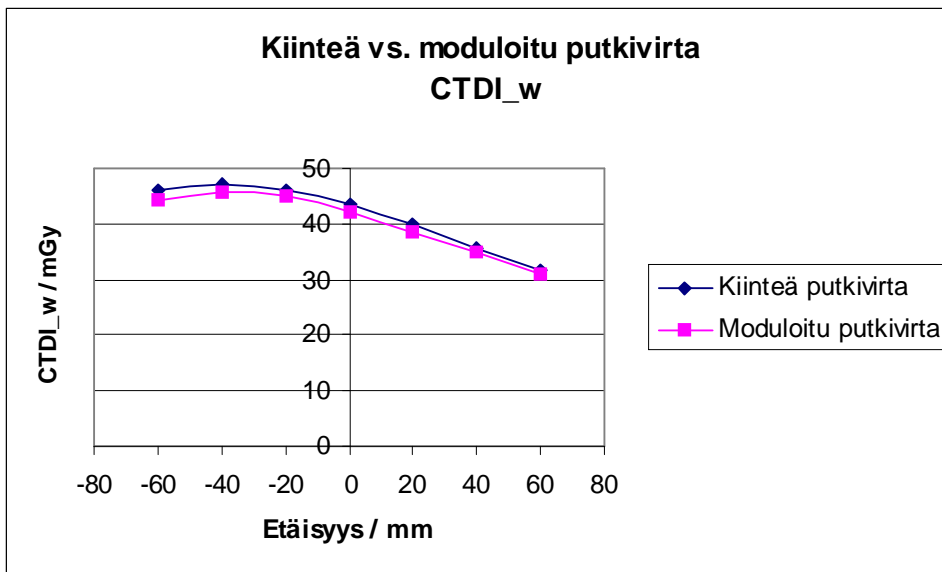
Moduloitu putkivirta, 100 kV

Etäisyys mm	CTDI_c	n_CTDI_c	CTDI_p	n_CTDI_p	CTDI_w	nCTDI_w
	mGy	mGy	mGy	mGy	mGy	mGy
0	37,66	12,07	43,49	13,94	41,55	13,32
60	33,12	10,65	28,25	9,08	29,87	9,60
muutos%	-12,07	-11,79	-35,04	-34,83	-28,10	-27,87

Moduloitu putkivirta, 100 kV vs. 120 kV

Putkijännite kV	Etäisyys mm	CTDI_c	n_CTDI_c	CTDI_p	n_CTDI_p	CTDI_w	n_CTDI_w
		mGy	mGy	mGy	mGy	mGy	mGy
100	0	37,66	12,07	43,49	13,94	41,55	13,32
120	0	39,12	18,28	43,49	20,32	42,03	19,64
muutos%	0	-3,71	-33,96	0,00	-31,41	-1,15	-32,20
100	60	33,1	10,6	28,2	9,1	29,9	9,6
120	60	34,7	16,3	28,8	13,5	30,8	14,4
muutos%	60	-4,5	-34,6	-1,9	-32,8	-2,9	-33,5





Moduloitu putkivirta

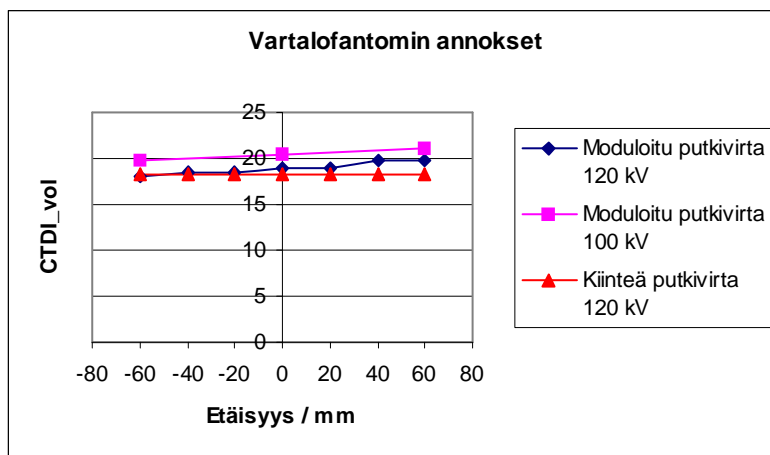
	Etäisyys mm	-60	-40	-20	0	20	40	60
ROI 1	TT-luku 1	129,6	125,7	124,0	123,4	122,8	123,7	125,2
ROI 2	TT-luku 2	131,2	129,2	125,9	124,9	124,1	124,8	125,6
ROI 3	TT-luku 3	122,4	123,4	123,8	123,9	122,1	122,2	122,9
ROI 1	StDev 1	42,52	41,06	42,44	40,76	41,96	39,05	39,26
ROI 2	StDev 2	35,97	32,17	30,29	29,85	29,06	28,82	29,20
ROI 3	StDev 3	26,80	26,40	27,10	27,24	28,12	28,17	33,22
	CTDI_vol	17,97	18,6	18,6	19,0	18,9	19,8	19,9
	CTDI_vol-muutos%	-5,32	-2,11	-2,16	0,00	-0,58	4,27	4,74

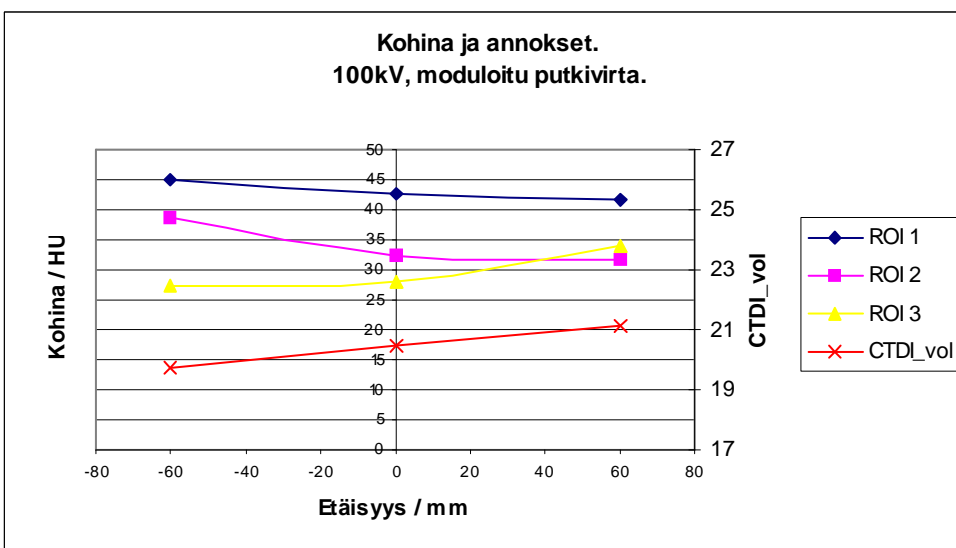
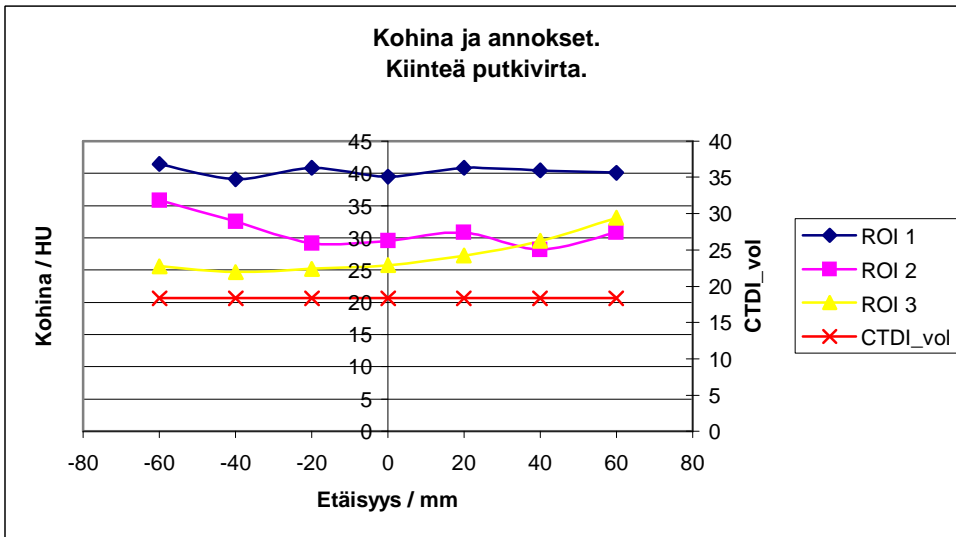
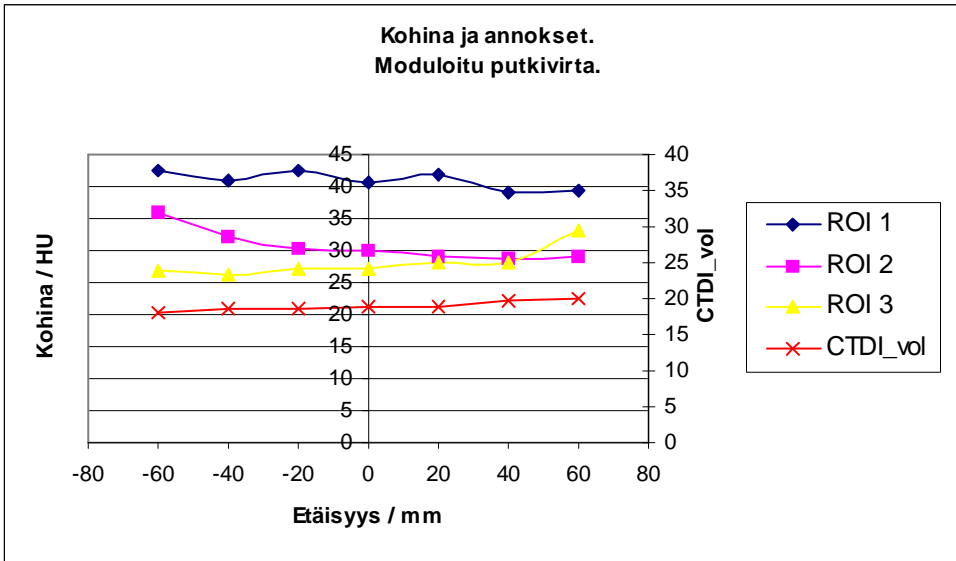
Kiinteä putkivirta

	Etäisyys mm	-60	-40	-20	0	20	40	60
ROI 1	TT-luku 1	130,1	128,3	124,2	125,5	124,9	125,1	126,7
ROI 2	TT-luku 2	132,4	128,0	125,4	125,0	126,2	126,3	125,5
ROI 3	TT-luku 3	123,9	122,9	124,7	123,3	123,2	126,4	119,5
ROI 1	StDev 1	41,42	39,11	40,82	39,5	40,82	40,45	40,10
ROI 2	StDev 2	35,8	32,6	29,2	29,5	30,8	28,2	30,8
ROI 3	StDev 3	25,6	24,7	25,2	25,74	27,3	29,5	33,1
	CTDI_vol	18,34	18,34	18,34	18,34	18,34	18,34	18,34

Moduloitu putkivirta, 100 kV

	Etäisyys mm	-60	0	60
ROI 1	TT-luku 1	126,16	116,61	118,60
ROI 2	TT-luku 2	124,15	117,82	117,99
ROI 3	TT-luku 3	115,70	116,27	114,45
ROI 1	StDev 1	45,10	42,54	41,81
ROI 2	StDev 2	38,8	32,4	31,7
ROI 3	StDev 3	27,4	28,1	34,0
	CTDI_vol	19,76	20,49	21,15
	muutos% CTDI_vol	-3,56	0,00	3,22





Moduloitu putkivirta

	Etäisyys mm	-60	-40	-20	0	20	40	60
ROI 1	Kohina/HU	42,52	41,06	42,44	40,76	41,96	39,05	39,26
	Kohina-muutos%	4,33	0,75	4,12	0,00	2,96	-4,20	-3,68
ROI 2	Kohina/HU	35,97	32,17	30,29	29,85	29,06	28,82	29,20
	Kohina-muutos%	20,52	7,77	1,49	0,00	-2,65	-3,45	-2,18
ROI 3	Kohina/HU	26,80	26,40	27,10	27,24	28,12	28,17	33,22
	Kohina-muutos%	-1,62	-3,10	-0,51	0,00	3,21	3,40	21,95

Kiinteä putkivirta

	Etäisyys mm	-60	-40	-20	0	20	40	60
ROI 1	Kohina/HU	41,42	39,11	40,82	39,5	40,82	40,45	40,10
	Kohina-muutos%	4,90	-0,95	3,38	0	3,37	2,44	1,54
ROI 2	Kohina/HU	35,8	32,6	29,2	29,5	30,8	28,2	30,8
	Kohina-muutos%	21,29	10,26	-1,27	0,00	4,39	-4,54	4,44
ROI 3	Kohina/HU	25,6	24,7	25,2	25,74	27,3	29,5	33,1
	Kohina-muutos%	-0,54	-4,00	-2,08	0,00	5,91	14,69	28,56

Moduloitu putkivirta, 100 kV

	Etäisyys mm	-60	0	60
ROI 1	Kohina/HU	45,1	42,5	41,8
	Kohina-muutos%	6,0	0,0	-1,7
ROI 2	Kohina/HU	38,8	32,4	31,7
	Kohina-muutos%	19,9	0,0	-2,1
ROI 3	StDev 3	27,4	28,1	34,0
	muutos%	-2,4	0,0	21,0