

Nina Salmu

**KUVAUSJÄNNITTEEN OPTIMOINTI JA HILAN VAIKUTUS KU-
VANLAATUUN AIKUISTEN MAKUUTHORAX-TUTKIMUKSESSA
TAULUKUVAILMAISIMELLA**

**KUVAUSJÄNNITTEEN OPTIMOINTI JA HILAN VAIKUTUS KU-
VANLAATUUN AIKUISTEN MAKUUTHORAX-TUTKIMUKSESSA
TAULUKUVAILMAISIMELLA**

Nina Salmu
Opinnäytetyö
Kevät 2015
Hyvinvointiteknologian koulutusohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Hyvinvointiteknologia

Tekijä: Nina Salmu

Opinnäytetyön nimi: Kuvausjännitteen optimointi ja hilan vaikutus kuvanlaatuun aikuisten makuuthorax-tutkimuksessa taulukuvailmaisimella

Työn ohjaajat: Anja Henner, Jaakko Kaski

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2015 Sivumäärä: 56 + 4 liitettä

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää optimaalinen putkijännite ja hilan käytön kannattavuus aikuisten makuuthorax-tutkimuksessa taulukuvailmaisimella. Tavoitteena oli selvittää kuvausarvot joilla potilasannos on mahdollisimman pieni, mutta kuvanlaatu riittävä. Optimoitavat parametrit rajattiin putkijännitteeseen ja hilan käyttöön.

Työssä perehdyttiin röntgenkuvaukseen ja erityisesti taulukuvailmaisintekniikkaan. Potilasannokseen ja kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät olivat erityisen tärkeitä oppia tuntemaan.

Aineisto tuotettiin itse kuvaamalla potilasfantomia eli anatomisesti potilasta jäljittelevää nukkea. Oleellisia parametreja olivat potilasannos, putkijännite, resoluutio ja valittujen ROI-alueiden keskiarvon ja keskihajonnan avulla laskettu kontrastisuhde. Lisäksi kuvista arvioitiin katetrien näkyvyyttä. ROI-alueiksi valittiin tietyt kudostyypit ja niiltä mahdollisimmat homogeeniset alueet. Keskiarvo ja keskihajonta laskettiin ImageJ-ohjelmalla. Resoluution arvioimisessa käytettiin viivaparirasteria ja katetrien näkymistä arvioitiin silmämääräisesti.

Työn tuloksena saatiin selville, että resoluutio on suurimmillaan 125 kV:n jännitteellä sekä ilman hilaa että hilan kanssa. Hila vaikutti niin paljon potilasannokseen, että paras resoluutio-annossuhde saavutettiin ilman hilaa kaikilla kuvausjännitteillä. Kun optimointitarkastelussa huomioitiin resoluution lisäksi kontrastisuhde ja potilasannos, optimaalisin kuva saatiin hilan kanssa 125 kV:n putkijännitteellä. Röntgenpositiivisen katetrin juova kuvautui hyvin kaikilla kuvausarvoilla, mutta toisen katetrin näkymiseen luuston alueella hilalla oli suuri vaikutus. Ilman hilaa katetrin näkyvyys luuston päällä oli parhaimmillaankin vain heikko, mutta hilan kanssa näkyvyys kaikilla putkijännitteillä oli parempi.

Asiasanat: taulukuvailmaisimien, thorax, annosoptimointi, kontrastisuhde, potilasannos, resoluutio, jänniteoptimointi, kuvantaminen -- lääketiede

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Medical engineering

Author: Nina Salmu

Title of thesis: Tube Voltage Optimization and Grid's Effect on Image Quality on Adults' Bedside Chest X-ray

Supervisors: Anja Henner, Jaakko Kaski

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2015

Pages: 56 + 4 appendices

The subject of this thesis was to find out the optimal combination of tube voltage and usage of grid on adults' bedside chest X-ray. X-ray imaging is ionizing radiation and hence harmful to health. On the other hand, X-ray imaging enables diagnostics to several health conditions. The patient dose should be as low as reasonably achievable meanwhile the image quality should be good enough.

At the beginning it was important to familiarize with X-ray imaging and especially on flat panel detector technology. It was important to get to know the crucial factors of image quality and patient dose.

At the second stage, PIXY phantom with two catheters and a resolution tool (line pairs) was exposed. The most important parameters were patient dose, tube voltage and mean value and standard deviation from ROI-areas that were chosen. The mean value and standard deviation were calculated by a computer program called ImageJ.

The main results were that the resolution was the best at 125 kV tube voltages. The grid affected so little on resolution and so much on patient dose that resolution-dose ratio was better without the grid. When the tube voltage was increased, the contrast-to-noise ratio and the patient dose decreased. The most optimal image quality - patient dose ratio was achieved at 125 kV with grid.

Keywords: flat panel detector, dose optimization, contrast-to-noise ratio, patient dose, resolution, medical imaging

ALKULAUSE

Opinnäytetyöaiheen etsiminen alkoi toden teolla joulukuussa 2014, kun otin yhteyttä Pohjois-Pohjanmaan sairaanhoitopiirin opiskelijakoordinaattori Leila Ukolaan. Toiveenani oli aihe, joka liittyisi sairaalatekniikan parissa työskentelyyn. Suurkiitos Leilalle, joka selvitti, mille aiheelle olisi suurin tarve. Tilaajapuolen yhteyshenkilöksi ja ohjaajaksi valikoitui radiologian ja sädehoidon yliopettaja Anja Henner, jota saan kiittää erinomaisesta motivoinnista ja ohjauksesta. Tulosten analysoinnissa apua ja vinkkejä olen saanut apulaisfyysikko Antti Koti-aholta ja Tekniikan ja luonnonvara-alan yksikön ohjaajaltani Jaakko Kaskelta, joten kiitos myös heille.

Yhteistyö eri tahojen välillä ja mielenkiintoinen aihe on mahdollistanut tämän työn valmistumisen nopeahkolla aikataululla.

Oulussa 28.4.2015

Nina Salmu

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ	3
ABSTRACT	4
ALKULAUSE	5
SISÄLLYS	6
SANASTO	8
1 JOHDANTO	9
2 RÖNTGENKUVAN TUOTTAMINEN JA SIIHEN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT	13
2.1 Röntgenkuvan muodostuminen	13
2.2 Digitaalisen röntgenkuvausjärjestelmän ominaisuudet	16
2.3 Kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät	19
2.4 Suureet ja yksiköt	22
3 TUTKIMUSSUUNNITELMA	24
3.1 Aineistonkeruu	25
3.2 Tulosten tarkastelu	30
3.2.1 Kontrastisuhde	30
3.2.2 Viivaparirasteri	32
3.2.3 Katetrien näkyvyys	32
4 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN	33
5 TUTKIMUSAINEISTON ANALYSOINTI	37
5.1 Kontrastisuhde	37
5.2 Viivaparirasteri	41
5.3 Potilasannos	43
5.4 Katetrien näkyvyys	45
6 YHTEENVETO	47
7 POHDINTA	49
7.1 Tulosten luotettavuus	49
7.2 Jatkotutkimukset	51
7.3 Oma oppiminen	51
LÄHTEET	

LIITE 1: MITTAUSPÖYTÄKIRJA

LIITE 2: 70 X 70 ROI-ALUEIDEN KESKIARVO JA KESKIHAJONTA

LIITE 3: TARKASTELTAVIEN ROI-ALUEIDEN KESKIARVO JA
KESKIHAJONTA

LIITE 4: TARKASTELTAVIEN ROI-ALUEIDEN CNR-LASKUT

SANASTO

AEC	Valotusautomaatti, Automatic Exposure Control
ALARA	Optimointiperiaate, As Low As Reasonably Achievable
AP	Etukuva, anterior-posteriorinen
CNR	Kontrastisuhde, Contrast-to-noise ratio
Deterministinen haitta	Säteilyn aiheuttama suora haitta, kudusreaktio
DAP	Potilasannosta kuvaava suure, annoksen ja pinta-alan tulo, Dose Area Product
DICOM	Kansainvälinen lääketieteellistä kuvantamista koskeva standardi, Digital Imaging and Communications in Medicine
DQE	Kvanttiefektiivisyys, Detective Quantum Efficiency
Ekspointointi	Kuvan ottaminen
FFD	Fokusointietäisyys, Focus Film Distance
IRCP	International Commission on Radiological Protection
NRCP	National Council on Radiation Protection and Measurements
PACS	Digitaalinen kuva-arkisto, Picture Archiving and Communication Systems
ROI	Mielenkiinnon alue, Regions-of-interest
SNR	Signaali-kohina-suhde, Signal-to-noise ratio
Stokastinen haitta	Säteilyn aiheuttama satunnainen haitta

1 JOHDANTO

Wilhelm Conrad Röntgen keksi uuden säteilytyypin marraskuussa 1895 ja alkoi kutsua keksintöään tuntemattomaksi säteilyksi eli X-säteilyksi (x-ray). Useissa maissa tätä säteilyä alettiin kutsua keksijänsä mukaan röntgensäteilyksi. (1, s. 15.) Ensimmäiset röntgenkuvat julkaistiin joulukuussa 1895 ja yksi niistä kuvista oli otettu Röntgenin vaimon kädestä (kuva 1).



KUVA 1. Yksi ensimmäisistä röntgenkuvista vuodelta 1895. Kuvasta erottuu selkeästi sormus. (2.)

Nykypäivänä röntgensäteily on yhä oleellinen osa esimerkiksi lääketieteellistä kuvantamista. Pelkästään Suomessa tehdään vuosittain n. 1,4 milj. thoraxin eli rintakehän röntgentutkimusta, joiden keskimääräinen efektiivinen annos on 0,1 mSv (3). Vaikka tekniikka on mennyt paljon eteenpäin, peruseriaate röntgensäteilyn muodostamisessa on yhä sama kuin 120 vuotta sitten. Edelleen röntgensäteily on ionisoivaa sähkömagneettista säteilyä ja näin ollen haitallista elävälle kudokselle. Se voi vaurioittaa solujen perimäainesta eli DNA:ta, jonka seurauksena aiheuttaa syöpää ja olla terveydelle haitallista. (4.)

Säteilyn aiheuttamat vaikutukset voidaan jakaa suoriin eli deterministisiin haittoihin ja satunnaisiin eli stokastisiin haittoihin. Kun tietyn kynnsarvon ylittyessä saadaan varmuudella aikaan vaurio, kyse on deterministisestä vauriosta eli säteilyn aiheuttamasta solutuhosta, joka voi ilmetä esimerkiksi ihon punotuksena, haavaumana tai säteily sairautena. Kun säteilyannos kasvaa, myös säteilyn aiheuttama haitta-aste kasvaa. Kynnsarvoon ja haitta-asteeseen annosnopeus vaikuttaa merkittävän paljon. Deterministisiä vaikutuksia ei ilmene ollenkaan, mikäli tietty kynnsarvo ei ylity, ja sen ylittyminen johtuu esimerkiksi vakavista säteilyonnettomuuksista tai sädehoidosta. Joskus myös pitkäaikainen läpivalaisu toimenpideradiologiassa saattaa ylittää deterministisen haitan kynnsarvon. Pailen mukaan IRCP (International Commission on Radiological Protection) käyttää nykyään sanan ”deterministinen” tilalla termiä ”kudosreaktio”. (5; 6, s. 44–45; 7, s. 660–661.)

Stokastisilla haitoilla ei determinististen haittojen tavoin ole kynnsarvoa: vaikutuksia voi ilmetä jo yhden fotonin aiheuttaman ionisaation johdosta. Nämä vaikutukset eli syöpä tai geneettinen haitta ilmenevät aina jälkeinpäin eli myöhäisvaikutuksina. Haitta-aste ei kasva säteilyn annoksen kasvaessa, mutta sen todennäköisyys kasvaa. Yksilötasolla yksittäiset röntgenkuvat kasvattavat riskiä mitättömän vähän, mutta väestötasolla riski voi olla merkittävä. (6, s. 44–45.) Tärkein stokastinen riski on syöpä (7, s. 662; 8, s. 118). On arvioitu, että Suomessa ilman radonaltistusta ilmenee 400–1000 ionisoivan säteilyn aiheuttamaa syöpätapausta vuodessa (8, s. 118). Koska annos vaikuttaa haitan todennäköisyyteen, pienentämällä annosta pienennetään sen aiheuttaman riskin todennäköisyyttä. Annosoptimointi on osa käytännön säteilynsuojelua, jossa nimenomaan stokastisia vaikutuksia pyritään rajoittamaan. (7, s. 661–662.)

Säteilyn aiheuttamien haittojen tutkiminen on hyvin haastavaa, koska tarvitaan mm. riittävän suuri otanta, seurantajakso ja vertailuryhmä. Eettisistä syistä kehtää ei kuitenkaan voi turhaan altistaa säteilylle. Suurten röntgensäteilyannosten ja syöpäriskin välisestä yhteydestä on paljon tutkimustietoa, joka perustuu suurelta osin Hiroshiman ja Nagasakin atomipommitusten seurantaan. Pienten

annosten vaikutukset tunnetaan kuitenkin paljon huonommin. Yksittäisen syövän aiheuttajaa on erittäin vaikea tunnistaa muun muassa siksi, että ionisoivan säteilyn aiheuttamissa ja muista syistä aiheutuneista syöpätapauksissa ei ole havaittu mitään eroavaisuutta. (6, s. 114–117.) Pailen mukaan todellista syöpäriskiä on mahdoton selvittää epidemiologisoin keinoin (7, s. 662).

Syöpäriskejä tutkitaan jatkuvasti. Säteilyaltistuksen ja useimpien syöpien latenssiajan eli oireettoman vaiheen arvioidaan olevan ainakin 10 vuotta (6, s. 116). Syöpä on erittäin yleinen sairaus ja arviolta joka kolmas sairastuu siihen elämänsä aikana. Väestössä 20–25 % kuolemista johtuu syöpätaudeista (6, s. 115).

Uudet tekniikat kuten taulukuvailmaisoin ja kuvalevy mahdollistavat aiempiin tekniikoihin verrattuna paremman kuvanlaadun aiempaa pienemmällä potilasannoksella (9, s. 44), eli aiempaan verrattuna pienemmällä haitalla saadaan sama hyöty. Thorax-kuvissa taulukuvailmaisimilla voidaan käyttää jopa 33–50 % pienempää annosta perinteiseen filmijärjestelmään verrattuna ilman kuvanlaadun heikkenemistä (10, s. 135).

Vaikka säteilyn aiheuttamia haittoja ei vielä täysin tunneta, on kuitenkin varmaa, että se lisää syöpäriskiä. Toisaalta sen avulla voidaan tutkia useita eri sairauksia. Ionisoivan säteilyn käyttö on aina tasapainoilua hyödyn ja haitan välillä ja sen käyttöä ohjaa kolme perusperiaatetta: oikeutus, optimointi ja yksilönsuoja (11, s. 3–4). Tämä opinnäytetyö keskittyy optimointiin, sillä pienentämällä potilasannosta voidaan pienentää säteilyn aiheuttaman haitan todennäköisyyttä. Kun kyseessä on jo valmiiksi pienten annosten pienentäminen, riskin todennäköisyyteen väestötasolla voidaan vaikuttaa. (7, s. 661.)

Tällä hetkellä on ristiriitaisia tutkimustuloksia, millä jännitteellä saadaan paras laatu-annossuhde. Työn tarkoituksena on selvittää optimaalinen kuvausjännite ja hilan tarve: putkijännitettä nostamalla annos laskee, mutta kontrasti huononee. Hila parantaa kuvanlaatua, mutta nostaa annosta. Työssä etsitään näiden parametrien parasta kombinaatiota, kun muut parametrit pidetään vakiona.

Jotta aihe ei olisi liian laaja, tutkimukseksi valittiin aikuisten makuuthorax. Työssä kuvataan potilasfantomia eli anatomisesti potilasta jäljittelevää nukkea ja kuvista analysoidaan eri alueiden kontrasti-kohinasuhdetta eli CNR-arvoa, arvioidaan katetrien näkyvyyttä ja selvitetään resoluutio viivaparirasteritestillä.

Opinnäytetyön tilaajana on Pohjois-Pohjanmaan sairaanhoitopiiri, joka on hiljattain ottanut osastokuvauksessa käyttöön uudet FujiFilmin FDR GO-taulukuvailmaisimet ja D-EVO-detektorit. Työ toteutetaan yhteistyössä Oulun ammattikorkeakoulun Sosiaali- ja terveysalan yksikön kanssa, koska sairaanhoitopiirin röntgenlaitteet ovat jatkuvassa potilaskäytössä. Aineisto kerätään kuvaamalla potilasfantomia Oamkin röntgenluokassa, jolloin potilaita ei altisteta säteilylle.

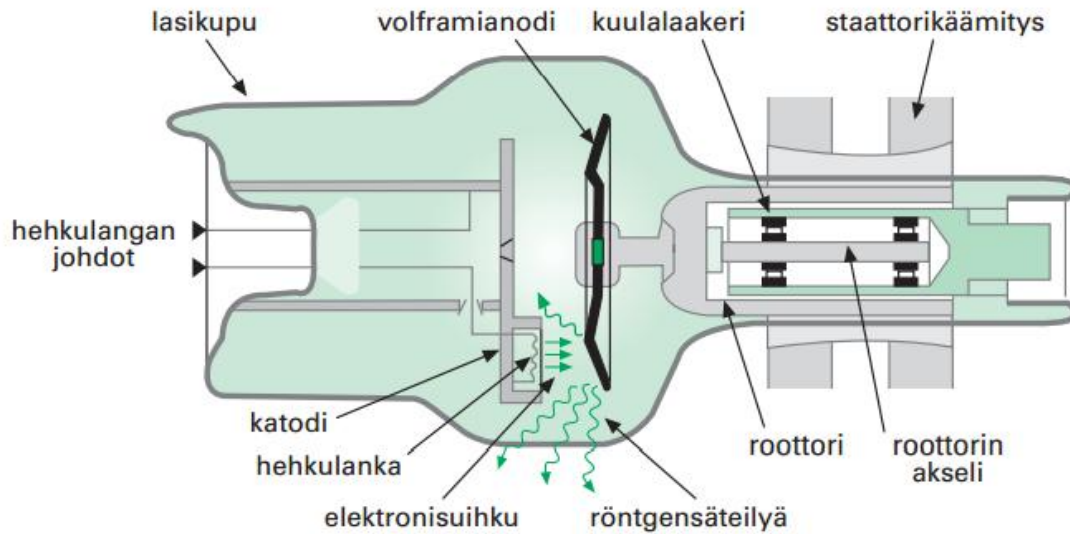
2 RÖNTGENKUVAN TUOTTAMINEN JA SIIHEN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT

Röntgensäteilyn voidaan ajatella koostuvan fotoneista eli hiukkasista, joilla ei ole massaa tai varausta ja jotka etenevät samalla nopeudella kuin valo kyseisessä väliaineessa (12, s. 4). Fotonit etenevät suoraviivaisesti, kunnes ne siroavat tai absorboituvat. Sironta tarkoittaa fotonin etenemissuunnan ja energiamäärän muuttumista ja absorptio vuorovaikutusta aineen kanssa, jolloin fotonin energia siirtyy aineeseen ja fotoni katoaa (1, s. 26; 13, s. 186).

Mikäli säteily etenee väliaineen läpi ilman vuorovaikutusta sen kanssa, absorboitumista, energianluovutusta ja ionisaatiota ei tapahdu, eikä säteily aiheuta vaurioita (1, s. 27). Kudokseen absorboituva säteily voi ionisaatiolla aiheuttaa DNA-molekyylin pysyvän vaurion. Tämä vaurioituminen voi johtua yhden ainoan fotonin absorboitumisesta, joten pienikin määrä ionisoivaa säteilyä voi aiheuttaa syöpää tai muita terveyshaittoja. (1, s. 27; 4; 8, s. 115.)

2.1 Röntgenkuvan muodostuminen

Röntgenkuvauslaitteisto koostuu useista eri osista, kuten röntgengeneraattorista, röntgenputkesta (kuva 2) ja kuvareseptorista (1, s. 40).



KUVA 2. Pyöriväänodisen röntgenputken rakenne. (1, s. 32.)

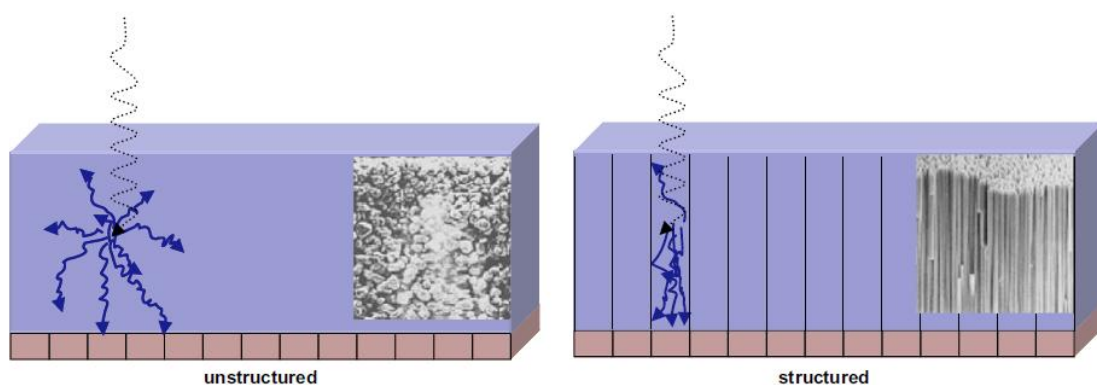
Röntgenputken ulkokuori on lasia ja sen sisällä on tyhjiö. Kun katodin hehkulankaa kuumennetaan johtamalla virtaa sen läpi, elektroneja emittoituu eli irta-aa. Hehkuvirta vaikuttaa irronneiden elektronien määrään ja sen myötä potilasannokseen. Jotta röntgensäteily voitaisiin synnyttää, katodin ja anodin välille tuotetaan suurjännite ja negatiiviselta katodilta irronneet elektronit törmäävät positiiviseen anodiin. Tätä törmäyskohtaa kutsutaan sähköiseksi fokukseksi. Siinä elektronien liike-energiasta suurin osa muuntuu lämmöksi ja noin 1 % röntgensäteilyksi. Nykyaikaiset anodilautaset ovat pyöriviä, jotta lämpö jakautuisi laajemmalle alueelle sähköisen fokusalueen vaihtaessa paikkaa jatkuvasti. Tämä lisää anodilautasen kestävyyttä. (1, s. 32–33; 14, s. 32–33.)

Röntgengeneraattori mahdollistaa riittävän suuren suurjännitteen muodostamisen. Se myös huolehtii röntgenputken toimintojen valvomisesta sekä niihin liittyvistä ajoituksista, kuten anodin pyörityksen käynnistämisestä. (1, s. 36.)

Kun röntgensäteet on tuotettu ja ohjattu haluttuun kohteeseen, läpi päässyt säteily on havaittava jollakin keinolla, jotta kuva voitaisiin muodostaa. Vaikka sairaalarajoissa saatetaan yhä edelleen katsella röntgenfilmille kehitettyjä kuvia

valotaulua vasten, todellisuudessa digitaaliset menetelmät kuten taulukuvailmaisimet ovat syrjäyttäneet röntgenfilmimenetelmän lähes kokonaan (15; 16, s. 58). Kaikki kuvareseptorit perustuvat aineessa tapahtuviin elektronien energia-
tasojen muutoksiin, kuten fluoresenssiin tai aineen ionisoitumiseen (1, s. 51).

Taulukuvailmaisimia on kahta eri tyyppiä: suoran ja epäsuoran konversion menetelmiin perustuvia. Suorassa menetelmässä konversiokerroksena käytetään amorfista seleeniä (a-Se), joka rekisteröi röntgensäteilyn ilman valontuikahdusta elektroniseksi varaukseksi. Epäsuorassa menetelmässä käytetään tuikeaineena cesiumjodidia (CsI), joka absorboi röntgensäteilyn fotoneja muuttaen ne näkyväksi valoksi. Tuikeaine voi olla rakenteeltaan neulamaisesti järjestäytynyt tai järjestymätön (kuva 3). Neulamainen rakenne vähentää siroamista ja parantaa paikkaresoluutiota. Tuikeaineen alla on monikerroksinen TFT-matriisi eli ohutkalvotransistoreista koostuva verkko, jonka päällimmäinen eli konversiokerros on amorfisesta piistä (a-Si, vaihtoehtoisesti gadoliniumoksisulfaatista, Gd_2O_2S) valmistettu. Sen fotodiodit rekisteröivät niihin osuneen valon sähkövarauksena valon intensiteetin mukaisesti. Nämä analogiset suoran ja epäsuoran konversion sähkövaraukset luetaan pikseli pikseliltä ja muunnetaan digitaaliseen muotoon TFT-matriisin alimman kerroksen lukuelektronikalla. Jokaista kuvan pikseliä vastaa yksi TFT-elementti. (16; 17, s. 6.)



KUVA 3. Järjestymätön (vas.) ja neulamaisesti järjestynyt konversiokerros (16)

Tässä tutkimuksessa käytettävässä Philipsin laitteistossa on valotusautomaatti, AEC (Automatic Exposure Control), jolla putkijännitettä, putkivirtaa tai säteilyaikaa voidaan säätää. Valotusautomaatti mittaa fotonit eli säteilyn kuvareseptorin edestä ja se säätää annoksen tai annosnopeuden sopivaksi. (18.) Kun detektorille tuleva annos halutaan pitää vakiona putkijännitteen muuttuessa, valotusautomaatille asetetaan tietty herkkyys, jolloin se kontrolloi sekä putkivirtaa että säteilyaikaa.

2.2 Digitaalisen röntgenkuvausjärjestelmän ominaisuudet

Digitaalisia järjestelmiä kuvataan Dimond III -projektin mukaan paikkaresoluution, dynaamisen alueen, kvanttiefektiivisyyden (DQE) ja modulaation siirtofunktion (MTF) avulla. (19, s. 15.) Digitaalinen kuva koostuu pikseleistä eli kuvaalkioista, jotka yhdessä muodostavat kuvamatriisin. Jokaisella pikselillä on kirkkauden määrän kertova harmaasävyarvo (20, s. 58). Koska röntgenkuvat ovat ”mustavalkokuvia” tai oikeammin sanottuna harmaasävykuvia, harmaasävyarvo on se tekijä, jonka eri arvot muodostavat röntgenkuvista katsomalla saatavan informaation.

Resoluutio kuvaa kykyä esittää objekti tarkasti ja tyypillinen väline sen mittaamiseen on viivaparirasteri (kuva 4). Viivaparirasterissa on eri leveyksisiä lyijypleksiviivapareja, joiden yksikkönä käytetään lp/mm (lines per millimetre). (13, s. 308.) Viivaparirasteri asetetaan kuvausalueelle ja röntgenkuvasta katsotaan, mikä on pienin erotettavissa oleva viivapari (13, s. 438). Mitä pienempi viivapari erotettavissa on, sitä suurempi lp/mm-arvo ja resoluutio kuvalla on.

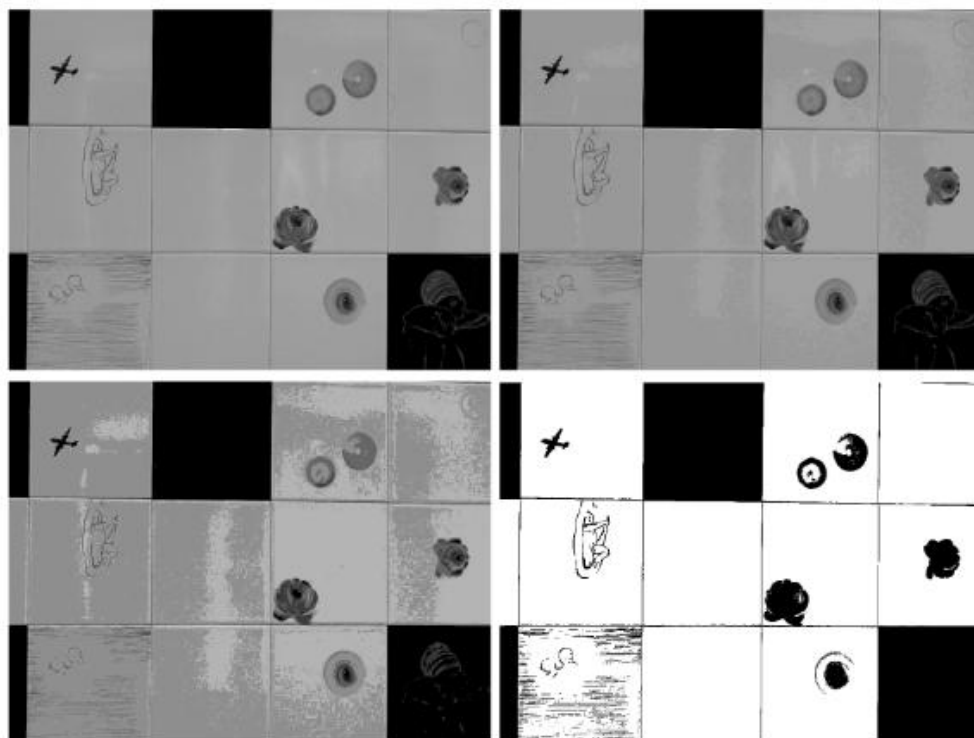


KUVA 4. Viivaparirasteri (1, s. 100)

Pikselikoko vaikuttaa resoluutioon ja se vaihtelee paljon kuvaustavasta riippuen. Taulukuvailmaisimissa pikselikoko on tyypillisesti 100–200 μm , kuvalevyssä 127–200 μm ja perinteisessä filmikuvassa 25–80 μm (13, s. 346; 10, s. 135).

Harmaasävyresoluutio määrittää sen, montako eri harmaasävyä on mahdollista esittää. Esimerkiksi harmaasävyresoluutiolla 256 voidaan esittää 256 eri harmaasävyarvoa ja resoluutiolla 1024 vaihtoehtoisia harmaasävyjä on 1024. (13, s. 379.)

Harmaasävyresoluutio esitetään usein bitteinä, eli moniko bittinen harmaasävyresoluutio on. Tässä esitystavassa harmaasävyjen määrä ilmoitetaan 2:n potenssina, eli 8-bittinen tarkoittaa lukua 2^8 ja tällöin harmaasävyvaihtoehtoja on 256. (13, s. 379.) Kuvassa 5 on esimerkki harmaasävyresoluution vaikutuksesta.



KUVA 5. Sama kuva vasemmalta oikealle ja ylhäältä alas harmaasävyresoluutioilla 256, 32, 8 ja 2 (21, s. 13)

Paikkaresoluutio on resoluution tarkempi määritelmä ja se kuvaa, kuinka tarkasti objekti voidaan esittää kaksiulotteisena kuvana. Mitä lähempänä toisiaan olevat erilliset kohteet voidaan erottaa toisistaan, sitä suurempi paikkaresoluutio on. Kuvasta helposti hahmotettavien x- ja y-akseleiden lisäksi on muistettava, että kuvainformaatio sisältää myös kolmannen ulottuvuuden: z-akselin eli harmaasävyresoluution. (13, s. 438–440.)

Kun pikselimäärää vähennetään harmaasävyresoluution pysyessä vakiona, yksityiskohtien erottelu vaikeutuu. Vastaava efekti kävisi myös, mikäli pikselimäärä pysyisi vakiona harmaasävyresoluution huonontuessa.

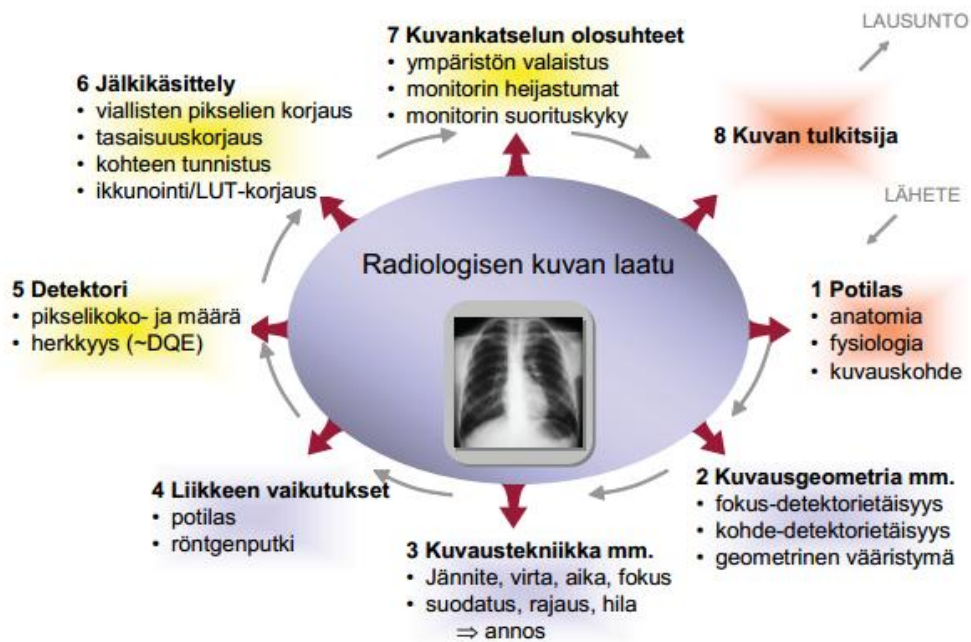
Digitaalisia röntgenkuvia hallitaan PACS-järjestelmällä (Picture Archiving and Communications System), jonka avulla kuvia voidaan hallinnoida, varastoida ja tuottaa. Jotta eri valmistajien laitteet olisivat yhteensopivia, on kehitetty DICOM-

standardi, joka määrittelee mm. kuvien tallennukseen ja siirtoon sekä kuvauslaitteisiin kuuluvia tietoja ja vaatimuksia. (14, s. 70–71.)

2.3 Kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät

Kuvassa 6 on esitelty radiologiseen kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät. Tämä tutkimus keskittyy kuvaustekniikan kahteen parametriin: mikä on optimaalinen kuvausjännite ja kannattaako hilaa käyttää.

Lancan ja Silvan mukaan hyvä kuvanlaatu on tärkein tekijä tarkan diagnostiikan kannalta ja siihen vaikuttaa kolme avaintekijää: kontrasti, paikkaresoluutio ja kohina (10, s. 136).

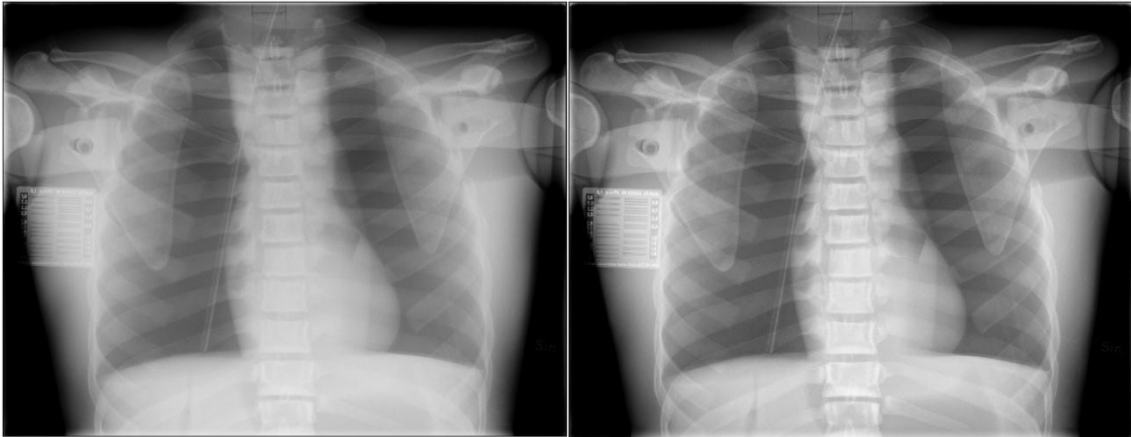


KUVA 6. Radiologisen kuvan laatuun vaikuttavat tekijät (22, s. 11)

Kontrasti kuvaa kuvasta havaittavaa tummuusvaihtelua. Kun kontrasti on suuri, kuvassa on laaja harmaasävyalue eli hyvin vaaleita ja tummia kohteita. Kun kontrasti on pieni, kuvassa on vain vaaleita, tummia tai harmaita alueita eli tummimman ja vaaleimman alueen ero on pieni. (1, s. 83.) Tässä tutkimuksessa

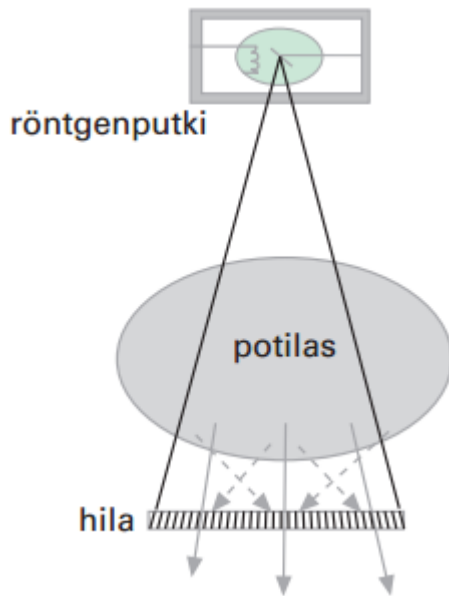
arvioidaan kontrastia keuhko-, luu- ja pehmytkudoksen välisinä kontrastisuhteina (CNR).

Hajasäteilyhila (hila) on detektorin päälle asetettava levy, jonka tärkein tehtävä on kontrastin parantaminen sironnutta säteilyä absorboimalla (kuva 7). (13, s. 411, 431–432.)



KUVA 7. Hilan vaikutus kuvanlaatuun. Vasemmalla ilman hilaa otettu kuva, oikealla hilan kanssa. Kuvausjännitteenä 120 kV, AEC-herkkyys S1000.

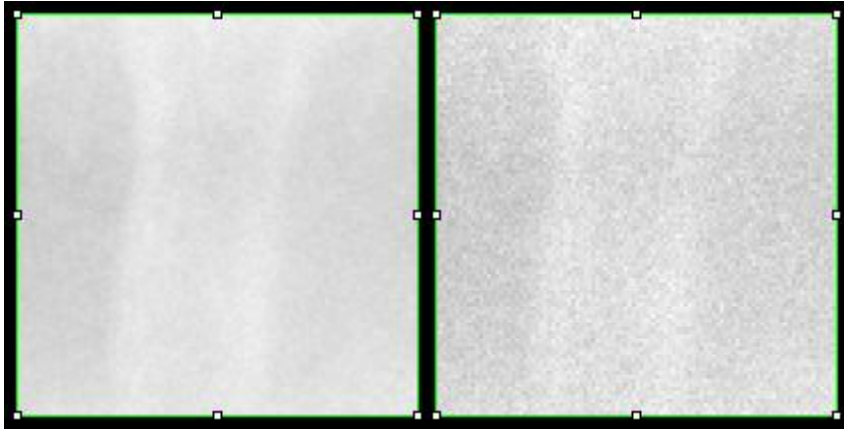
Hila koostuu lyijylamelleista, joiden välissä on säteilyä läpäisevää ainetta. Hilaa kuvataan hilasuhteella r , joka ilmoittaa lamellien korkeuden ja niiden välin suhteen. Kuva 8 havainnollistaa hilan toimintaa. Suoraan röntgenputkesta saapuva primäärisäteily pääsee hilan läpi, mutta potilaasta ja tukipinnoista sironnut sekundäärisäteily absorboituu lyijylevyihin. Myös primäärisäteilystä osa absorboituu hilaan, kun se osuu juuri lyijylamellin kohdalle. Käyttämällä liikkuvaa hilaa vältetään lamellien kuvautumiselta. (1, s. 66.)



KUVA 8. Hilan toimintaperiaate (1, s. 66)

Kohina tarkoittaa kuvassa olevia satunnaisia pisteitä, jotka eivät vastaa todellisuutta. Kohinan sanotaan olevan tärkein yksittäinen kuvanlaatua rajoittava tekijä, koska se pysyy vakiona, ellei annosta nosteta. Nyrkkisääntönä voidaan pitää, että mitä suurempi potilasannos, sitä pienempi kohina. Toisaalta Kortseniemen mukaan ”Kuvassa tulisi aina näkyä jonkin verran kohinaa, muuten annos on varmuudella liian suuri”. (1, s. 93; 10, s. 137; 15.)

Kohinan havainnollistamiseksi kuvassa 9 vasemmalla on esitetty alkuperäinen kuva. Oikeanpuoleiseen kuvaan on keinotekoisesti lisätty kohinaa keskihajonnalla 100. Kuvankäsittelyn menetelmillä kohinaa voidaan suodattaa, mutta samalla koko muun kuvan tarkkuus heikkenee (1, s. 94).



KUVA 9. Vasemmalla alkuperäinen kuva. Oikeanpuoleiseen kuvaan lisätty kohinaa.

Röntgenkuvissa kohinaa aiheutuu mm. detektorilla havaittavien kvanttien määrän satunnaisesta vaihtelusta (kvanttikohina), elektronisista komponenteista (pimeän virran kohina) ja hiukkasten äärellisestä määrästä (konversiokohina) (1, s. 91–98). Kohinan määrää voidaan mitata SNR-arvolla (Signal-to-noise ratio), eli signaalin ja kohinan suhteena.

2.4 Suureet ja yksiköt

Käsite ”säteilyannos” pyrkii kuvaamaan säteilyn aiheuttamaa haittaa. Käsite ei ole yksiselitteinen ja käytettävä suure tulisi valita siten, että se kuvaa mahdollisimman hyvin juuri tietyn säteilyaltistuksen aiheuttamaa haittaa tai riskiä. (1, s. 117–118.) Vuonna 1985 NRC (National Council on Radiation Protection and Measurements) otti käyttöön ionisoivan säteilyn SI-järjestelmän mukaiset yksiköt, mutta yhä edelleen muitakin yksiköitä käytetään (13, s. 139–141).

Tämän tutkimuksen kannalta oleellisin annossuure on potilasannosta kuvaava annoksen ja pinta-alan tulo eli DAP (Dose Area Product). Sitä käytetään potilaan säteilyaltistuksen seurannassa ja mittayksikkö on Gy cm² (Huom. ei Gy/cm²). Sen suuruus voidaan mitata DAP-mittarilla, joka perustuu röntgenputken eteen kiinnitettävään ionisaatiokammioon. Vaikka DAP-mittari on asennettu kaihdivien eteen, se kertoo myös potilaan ihon kohdalta DAP-annoksen, koska

etäisyyden ja säteilykeilan kasvaessa säteilyn voimakkuus heikentyy samassa suhteessa. (23, s. 4, 6, 9, 10.)

3 TUTKIMUSSUUNNITELMA

Tässä tutkimuksessa etsitään thorax-kuvauksen optimaalista putkijännitettä ja selvitetään hilan käytön kannattavuutta. Kaikkien parametrien optimointi vaatisi opinnäytetyötä paljon laajemman tutkimuksen, joten seuraavat parametrit pysyvät tässä tutkimuksessa vakiona:

- valotusautomaatin herkkyys (S1000, vastaa 10 μ Gy annosta)
- fokusointietäisyys FFD (115 cm)
- kenttäkoko (määräytyy fantomin koon mukaan, 34 cm x 26 cm)
- kuvauskohde (thorax)
- fokuskoko (iso, 1,0 mm)
- suodatus (vain kiinteä, 2,73 mm Al)
- mittakammiot (laitakammiot)
- detektori (Trixiell Pixium 4600 -ilmais).

Dimond III -projektin loppuraportissa on annettu suositukset thoraxin kuvausparametreista PA-projektion (takakuva), lateraaliprojektion (sivukuva) ja AP-projektion (etukuva; taulukko 1) osalta. Oletuksena on, että AP-projektio otetaan makuultaan. Tämän tutkimuksen kuvausparametrit poikkeavat jonkin verran näistä suosituksista, koska käytettävät kuvausparametrit mukailevat Oulun yliopistollisessa sairaalassa käytettäviä parametreja.

TAULUKKO 1. AP-projektion kuvaussuosituksset DIMOND III -projektin mukaisesti. (19, s. 28.)

Radiografiset laitteet	Liikuteltava yksikkö
Fokuskoko	$\leq 1,3$ mm
Kokonaissuodatus	$\geq 2,5$ mm Al
Hila	$r = 10; 60 / \text{cm}$
FFD	100 cm
Putkijännite	> 100 kV
Valotusautomaattikka	Ei käytetä
Kuvaustekniikka	Kuvalevy
Vaihtoehto	
Hila	Ei käytetä
FFD	100 cm
Putkijännite	80–90 kV

3.1 Aineistonkeruu

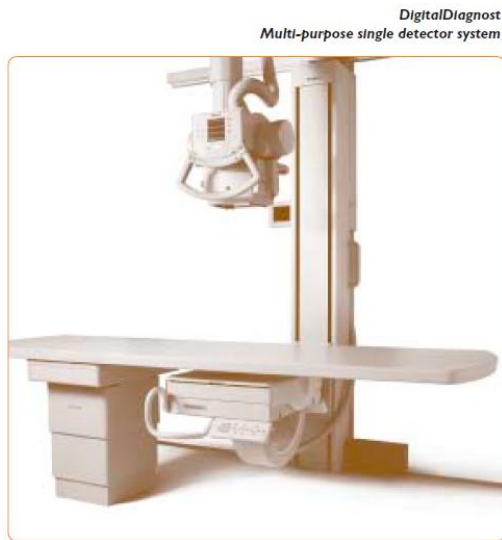
Tutkimuksen aineistonkeruu suoritetaan Oulun ammattikorkeakoulun Sosiaali- ja terveystieteiden yksikön röntgenluokassa. Koska kyseessä on fantomitutkimus, voidaan kerätä laaja aineisto vakioituissa olosuhteissa. Koko aineisto pyritään keräämään yhden kuvauspäivän aikana. Mikäli aineistonkeruu jostakin syystä keskeytyy, fantomiin merkitään teipein kuvausalue ja muutkin olosuhteet pyritään dokumentoimaan mahdollisimman tarkasti, jotta ne olisivat toistettavissa.

Kuvien tallentamista varten Eleva Workspot -työasemalle luodaan potilas Ninan Opinnäytetyökuvat, jonka tietoihin kaikki kuvat tallennetaan. Potilastiedot asetetaan vastaamaan fantomin jäljittelemän potilaan tietoja:

- hetu: 31.3.1985

- tutkimus: thorax
- sukupuoli: nainen
- potilastyyppi: normaali.

Tutkimuksessa käytetään Philipsin Digital Diagnost -laitteistoa (kuva 10), TRI-XELL Pixium 4600 -ilmiasinta, Eleva Workspot -työasemaa ja Pixy-fantom RS-102:ta, joka vastaa 30-vuotiasta normaalikokoista naispotilasta.



KUVA 10. Philips Digital Diagnost -laitteiston röntgenputki, tutkimuspöytä ja detektor. (24, s. 6.)

TRIXELL Pixium 4600 -ilmiasimen tukeaineena on neulamaisesti järjestynyt cesiumjodidi (CsI). Neulan läpimitta on 6 μm ja tukeainekerroksen paksuus n. 500 μm . Fotodiodimatriisin materiaali on amorfinen pii (a-Si), matriisikoko on 43 cm x 43 cm, pikselikoko 143 μm ja harmaasävyresoluutio 14 bittiä. Kuvamatriisin koko on 3000 x 3000. (17, s. 4.)

Suodatuksena käytetään vain kiinteää suodatusta eli 2,73 mm alumiinia. Käytettävä hila valitaan kuvausetäisyyden perusteella ja tarkemmat hilan tiedot ovat taulukossa 2.

TAULUKKO 2. Tutkimuksessa käytettävän hilan tiedot (25, s. 56.)

Värikoodi	Punainen
Lp/cm	36
Hilasuhde r	12
Fokusointietäisyys f_0	110 cm
Lyhin kuvausetäisyys	97 cm
Pisin kuvausetäisyys	129 cm

Aineistonkeruu suoritetaan taulukon 3 mukaisilla parametreilla sekä ilman hilaa että hilan kanssa. Annosta seurataan integroidulla DAP-mittarilla, joka on kalibroitu lokakuussa 2014 huollon yhteydessä. Röntgenputken ja detektorin pinnan välinen fokusointietäisyys FFD on 115 cm, joka mitataan laitteistosta löytyvän mittanauhan avulla. Jotta mittavirhe olisi mahdollisimman pieni, kaksi henkilöä katsoo eri suunnista mittanauhan olevan suorassa ja vertaa sitä ympärillä oleviin kiinteisiin vertikaalisiin kohteisiin.

TAULUKKO 3. Tutkimuksessa käytettävät kuvausparametrit

Radiografiset laitteet	Philips Digital Diagnost, Trixell Pixium 4600 -ilmaisin
Fokuskoko	1,0 mm
Kokonaissuodatus	2,73 mm Al
Hila	Sekä ilman hilaa että hilan kanssa, $r = 12$; 36 lp/cm
FFD	115 cm
Putkijännite	80–130 kV
Valotusautomaatiikka	Laitakammiot
Kuvaustekniikka	Taulukuvailmaisoin

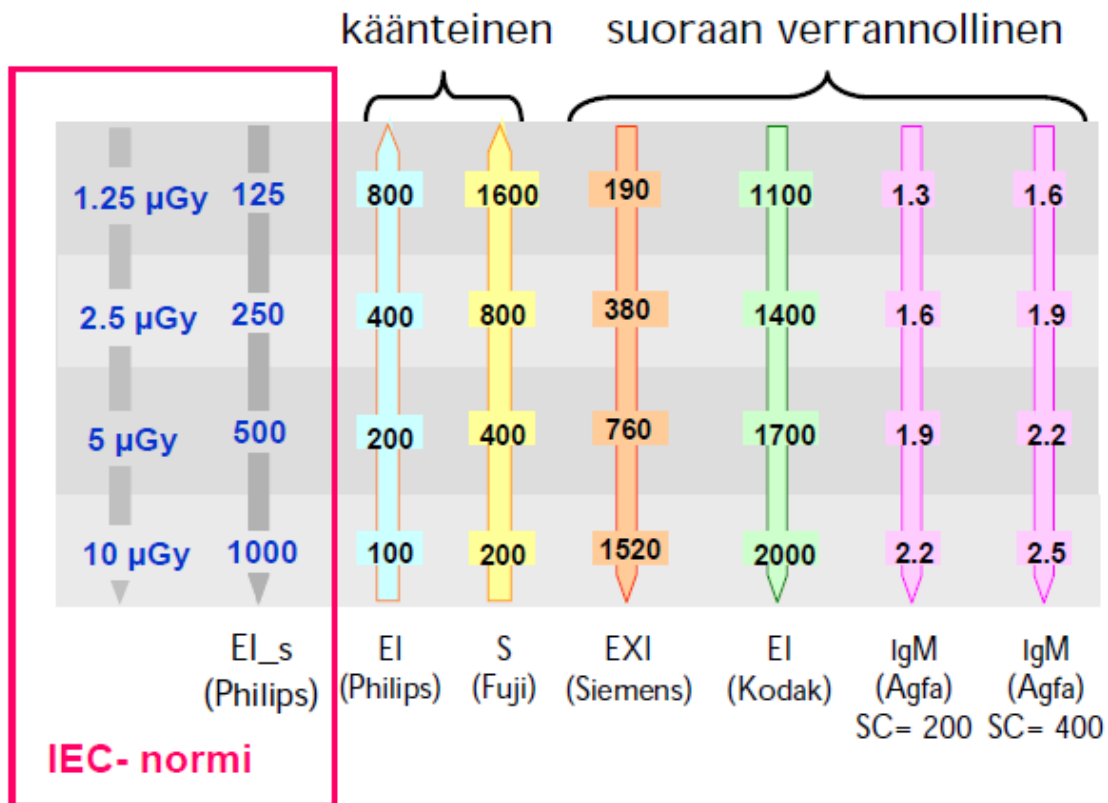
Putkijännitettä tutkitaan alueella 80–130 kV, koska nämä arvot ovat toteutettavissa ja tilaajan käyttämä jännite on tutkittavan putkijännitteen alueella. Askelväli jännitteessä on 5 kV, sillä siinä muutos voidaan jo huomata. Valotusautomaattikkana käytetään laitakammioita detektorin annoksen vakioimiseksi.

Fantomille asetetaan kaksi katetria ja viivaparirasteri. Toinen katetreista on röntgenpositiivinen. Näiden avulla katetriä näkyvyyttä ja kuvan resoluutiota voidaan arvioida aineistonkeruun jälkeen.

Säteilyturvakeskus STUKin mukaan röntgenputken jännitteen poikkeama asetusravostaan saa olla enintään 5 %, virran poikkeama 10 %, sähkömäärän poikkeama 10 % + 0,2 mAs, kuvausajan näytön virhe 10 % + 1 ms ja annosnäytön virhe 25 % (22, s. 20–23). Myös annoksen ja pinta-alan tuloon (DAP) liittyy mittausepävarmuus, joka voi olla jopa 25 % (23, s. 4). Näistä poikkeamista johtuen kaikilla kuvausparametreilla tehdään viisi eksponointia eli otetaan viisi kuvaa. Yhteensä eksponointeja tulee 110 kpl. Virheellisten merkintöjen minimoimiseksi kaksi henkilöä kirjaa kaikki tulokset manuaalisesti liitteen 1 mittauspöytäkirjaan, josta ne myöhemmin siirretään Excel-taulukkolaskentaohjelmaan. Mittauspöytäkirjan sarakkeet ovat samassa järjestyksessä kuin Eleva Workspotin näkymässä, mistä ne luetaan.

Tilaajan käyttämä taulukuvailmaisoin on FujiFilmin FDR Go ja käytettävä valotusautomaatin S-arvo eli herkkyys on 200. IEC 62494-1 -standardin mukaisella muuntotaulukolla vastaava herkkyys aineistonkeruussa käytettävällä laitteistolla on S1000 (kuva 11). Tämä lukema vastaa 10 µGy:n absorboitunutta annosta (17, s. 26).

Exposure Index- vertailu



KUVA 11. Valotusautomaatin annosindikaattorit eri annoksilla ja eri laitetoimittajilla (17, s. 26)

Kuvaukset suoritetaan mittauspöytäkirjan mukaisessa järjestyksessä, jotta kuvien sekoittuminen keskenään voitaisiin välttää. Kuvat tallennetaan CD-R-levyille, joihin merkitään, mitkä kuvaukset miltäkin levyiltä löytyvät.

Testikuvauksissa kävi ilmi, että kun saman potilaan eri tutkimukset siirretään CD-levylle, ne tallentuvat kaikki samaan kansioon jatkuvalla liukuvalla numeroinnilla. Eri tutkimusten kuvia ei siis nimestä erota, joten kuvien sekoittumisen välttämiseksi potilaalle Ninan Opinnäytetyökuvat ei tallenneta ylimääräisiä kuvia, vaan ne tallennetaan testikäyttöön luodulle potilaalle. Kuvien tiedoista löytyy DICOM-standardin mukaiset kuvaustiedot, kuten kellonaika, käytetty putkijänni-

te ja potilasannos. Mikäli on syytä epäillä kuvien sekoittuneen, näitä tietoja voidaan hyödyntää kuvien identifioinnissa.

3.2 Tulosten tarkastelu

Kuvista arvioidaan kolmea eri tekijää: keuhkokudoksen, selkärangan, sydämen ja pallean kontrastisuhteita (CNR, Contrast-to-noise ratio), resoluutiota ja katetriin näkyvyyttä.

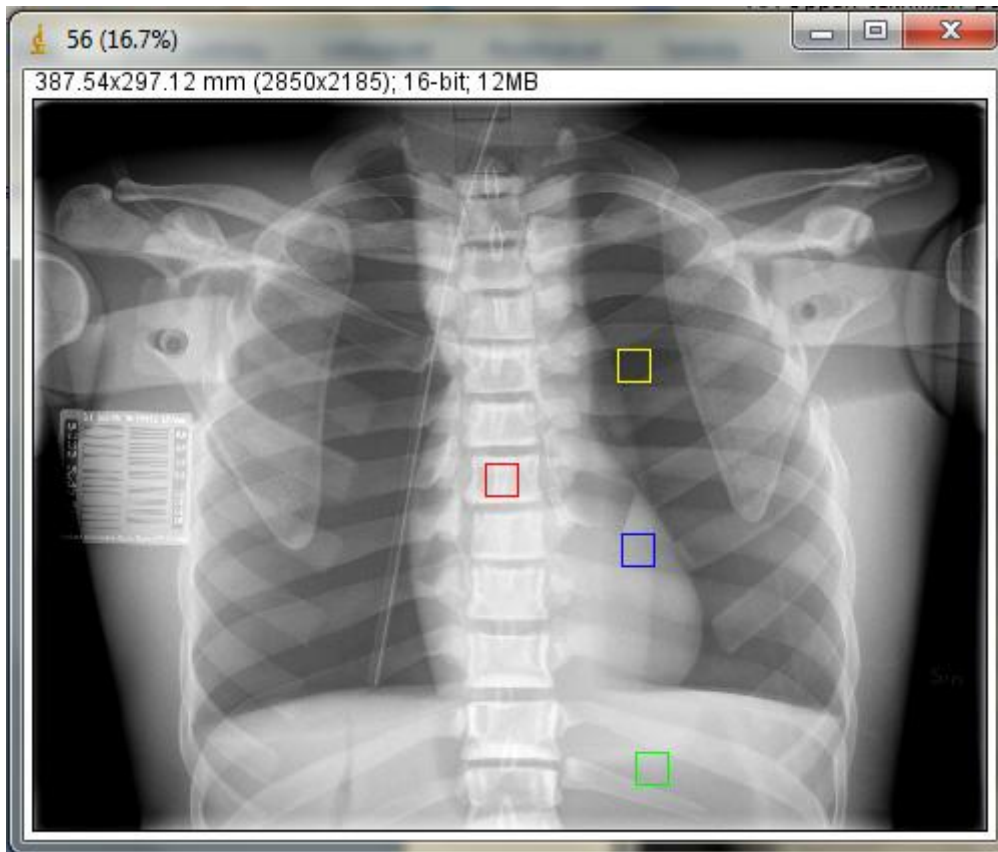
3.2.1 Kontrastisuhde

Kontrastisuhde on yleisesti käytetty kuvanlaadun mittari (26, s. 2), jonka voi objektiivisesti mitata. Sen määrittämiseen röntgenkuvista ei ole yhtenäistä protokollaa ja sen arvo on riippuvainen detektorin dynaamisesta alueesta ja raakadatan käsittelystä. CNR on siis suhteellinen suure, mutta käyttökelpoinen, kun arvioidaan samalla järjestelmällä tuotettujen kuvien laatua. (27 s. 296.) CNR viittaa kohinan määrään kuvassa (28, s. 2).

Useissa artikkeleissa CNR on määritetty PMMA- ja alumiinilevyjä kuvaamalla (26, s. 2–4; 27, s. 297). Kuvasta valitaan kaksi keskenään erikontrastista ROI-alueita, joista määritellään keskiarvo ja keskihajonta. Keskihajonta vastaa kohinaa ja keskiarvo signaalin tasoa. (26, s. 2.)

Jos alue olisi täysin homogeeninen, optimaalisen kuvan keskihajonta olisi 0. Mitä pienempi keskihajonta, sitä vähemmän kohinaa kuvassa on. Tämä pätee kuitenkin vain homogeeniseen kuvauskohteeseen, koska keskihajonta kuvaa ROI:n vaihtelua. Kun alueella on kuvauskohteesta johtuvia luonnollisia kontrastieroja, nämä vaikuttavat myös keskihajontaan.

Tässä tutkimuksessa PMMA- ja alumiinilevyjen sijaan käytetään thorax-alueen erikontrastisia luu-, keuhko- ja pehmytkudosalueita sydämen ja pallean kohdalta. Alueiksi (ROI 1–4) valitaan mahdollisimman homogeeniset kohdat. (Kuva 12.)



KUVA 12. ROI 1 keltainen alue, ROI 2 punainen alue, ROI 3 sininen alue, ROI 4 vihreä alue

Kontrastisuhteen määrittämisessä käytettävät keskiarvo ja keskihajonta lasketaan lääketieteellisten kuvien analysointiin tarkoitetulla Java-pohjaisella ImageJ-ilmaisohjelmalla, jonka on kehittänyt USA:n sosiaali- ja terveysministeriön alaisuudessa toimiva National Institutes of Health (29; 30, s. 1).

Jotta ROI:t saadaan vakioitua, ensimmäisen kuvan ROI-alueiden x- ja y-koordinaatit sekä leveys ja korkeus kirjataan ylös ja samat alueet lasketaan kaikista kuvista.

ImageJ:ssä ei ole valmisfunktiota CNR:n laskemiseen, joten sen määrittämät keskiarvo ja keskihajonta siirretään Excel-taulukkolaskentaohjelmaan ja alueiden väliset CNR-arvot lasketaan kaavalla 1 (26, s. 2). Kaikissa tämän tutkimuk-

sen CNR-laskutoimituksissa ensimmäisenä mainitun ROI:n keskiarvo ja keskihajonta vastaavat $level_1$:tä ja $noise_1$:tä.

$$CNR = \frac{level_1 - level_2}{\frac{1}{2}(noise_1 - noise_2)}$$

KAAVA 1

$level_1$ = ROI₁ keskiarvo

$level_2$ = ROI₂ keskiarvo

$noise_1$ = ROI₁ keskihajonta

$noise_2$ = ROI₂ keskihajonta

ImageJ:n Multi Measure -liitännäisellä voidaan samanaikaisesti valita ja laskea useampi ROI-alue. Laskennan tulokset tallennetaan ja siirretään Excel-
taulukkolaskentaohjelmaan, jossa niitä käsitellään.

3.2.2 Viivaparirasteri

Viivaparien näkyvyys tässä tutkimuksessa arvioidaan radiologin työpisteellä, jossa käytössä on Barcon 3MP E-2621 -primäärimonitorit. Käytettävä ohjelma on Agfan IMPAX 6.4.0.2380 ja kuvatiedot luetaan CD-levyiltä, joille kuvat on tallennettu Eleva Workspot -työasemalta. Tulokset lisätään liitteen 1 mittauspöytäkirjaan, josta ne myöhemmin siirretään Excel-taulukkolaskentaohjelmaan.

3.2.3 Katetrien näkyvyys

Katetrien näkyvyyttä eri alueilla arvioidaan sanallisesti. Arviointi suoritetaan samanaikaisesti viivaparirasteria arvioidessa ja kommentit tallennetaan Word-tiedostoon.

4 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN

Aineisto kerättiin suunnitelmien mukaisesti 31.3.2015 Oamkin röntgenharjoitteluluokassa, jossa laitteiston käyttöön ja fantomin asetteluun saatiin perehdytys. Fantomille asetettiin kaksi katetria, jotta niiden näkymistä kuvissa voisi yhtenä tutkimuksen osana suorittaa. Katetrit kiinnitettiin teipillä. Toinen katetreista oli röntgenpositiivinen Unomedicalin duodenaali ja toinen Astratechin virtsakatetri (kuva 13). Vaikka potilailla virtsakatetria ei asenneta keuhkoalueelle, sen materiaalin kuvautumista voidaan kuitenkin selvittää.



KUVA 13. Katetrien asettelu fantomille. Vihreä katetri on röntgenpositiivinen.

Katetrien lisäksi kuvausalueelle asetettiin viivaparirasteri ja puolenmerkki, jonka avulla fantomin oikean ja vasemman puolen tunnistaa kuvista, vaikka ne kääntäisi peilikuviksi. Fantomin paita avattiin edestä ja kuvaukset suoritettiin rintakehä paljaana. Paitaa ei kuitenkaan poistettu kokonaan, vaan se jätettiin rintakehän alle.

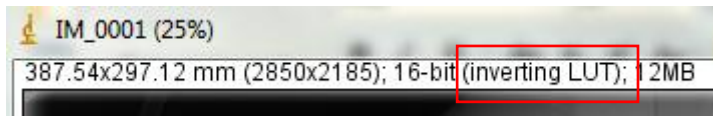
Mittauspöytäkirjoja tehtiin kaksi eri henkilöiden kirjaamina. Kumpikin kirjaaja katsoi Eleva Workspotin näytöltä kirjattavat parametrit ja kirjasi ne mittauspöytäkirjaan sanomatta ääneen lukemia. Näin pyrittiin välttämään yhden kirjaajan tekemän virheen monistuminen toiseenkin pöytäkirjaan. Ennen jännitteen nostamista varmistettiin, että molemmissa pöytäkirjoissa on kaikki edellisen jännitealueen mittaukset kirjattuna. Lopuksi tulokset siirrettiin Excel-taulukkolaskentaohjelmaan yhdestä mittauspöytäkirjasta viiden kuvan tiedot kerrallaan. Tämän jälkeen tiedot tarkistettiin toisesta mittauspöytäkirjasta. Mittauspöytäkirjojen keskinäisiä eroavaisuuksia ei ilmennyt.

Fantomien asettelua ei muutettu eksponointien välissä ja ainoat tehtävät muutokset olivat putkijännitteen säätäminen ja hilan käyttö mittauspöytäkirjan mukaisesti. Eksponointien välissä tarkistettiin muutaman kerran ikkunan läpi, että katetrit ovat yhä paikallaan.

Yhtä kuvaa lukuun ottamatta kuvaukset onnistuivat ilman poikkeavia tai yllättäviä tapahtumia. Välittömästi kuvan nro 38 jälkeen näytölle tuli virheilmoitus: EXPOSURE FAILURE! Check exposure settings and AEC chamber position. Järjestelmä antoi kuitenkin kuvaa koskevat mittauksiedot, eikä kuva silmämääräisesti näyttänyt poikkeavalta. Siitä huolimatta kuvaus päätettiin toistaa muiden kuvien ottamisen jälkeen ja näin ollen tulosten käsittelyssä tämä kuva 38 korvattiin kuvalla 111.

Kuvien siirtämisessä Eleva Workspotilta CD-R-levyille ilmeni pieniä ongelmia. Kaikki kuvat tallennettiin potilaalle Ninan Opinnäytetyökuvat yhteen thorax-tutkimukseen. Kun kuvat yritettiin lähettää CD-tallennuksen työlistalle, tietokone jumiutui. Ongelma kuitenkin ratkesi siirtämällä kuvat yksitellen työlistalle.

Toinen yllättävä tekijä kuvien tallentamisessa oli se, että yhden kuvan siirtäminen CD-levylle tuottaakin kaksi kuvaa: otetun röntgenkuvan ja sen inverting LUT -version. Nämä erottaa toisistaan siitä, että alkuperäinen kuva on selkeämpi ja inverting LUT -kuvassa on maininta tästä (kuva 14).



KUVA 14. Inverting LUT -kuva

CD:lle tallennettujen kuvien kuvatiedoista kävi myös ilmi se, ettei Eleva Workspotin antama kellonaika täsmää täydellisesti kuvatietoihin tallennettuun kellonaikaan. Esimerkiksi kuvan 34 mittauspöytäkirjoihin kirjattu aika on 10:40, mutta kuvatietojen mukaan aika on 10:41:00. Muista parametreista kuten EI_s, mAs, kV ja DAP kuvat kuitenkin pystyttiin identifioimaan.

Kaikki kuvat tallennettiin yhteensä kuudelle CD-R-levylle ja kuvatietojen tarkistuksen jälkeen levyihin merkittiin, mitkä kuvat levyiltä löytyvät. Kuvat ovat järjestyksessä, mutta inverting LUT -kuvista johtuen vain joka toinen kuva on röntgenkuva, jota tässä tutkimuksessa tarkastellaan: kuvista ensimmäinen on aina inverting LUT ja toinen tarkasteltava kuva, kolmas taas inverting LUT, neljäs tarkasteltava jne.

Viivaparirasterin ja katetrien näkyvyyden arviointi suoritettiin yhden päivän aikana, 7.4.2015, Oamkin röntgenharjoitteluluokan radiologin työpisteellä, jossa on kaksi samanlaista monitoria. Kaikki kuvat arvioitiin vain toista monitoria käyttäen, jotta tuloksiin ei vaikuttaisi esimerkiksi kalibrointierot. Numeeriset tulokset kirjattiin käsin mittauspöytäkirjaan, mutta katetrien näkyvyyttä koskevat sanalliset kommentit kirjoitettiin tietokoneella, jonka näytön kirkkaus oli säädetty minimiin. Tilan valot sammutettiin kontrastin parantamiseksi ja hämärässä tilassa oleskeltiin useampi minuutti ennen arvioinnin aloittamista, jotta silmät ehtivät tottua hämääseen valaistukseen.

Katetrien näkyvyyttä arvioitiin ilman kuvankäsittelyä kuvan ollessa koko näytön suuruinen. Viivaparirasterin näkyvyyttä arvioidessa ei myöskään käsitelty kuvaa, mutta zoomaustyökalu oli käytössä. Viivaparirasteri ei kuvautunut koko viivaparin alueelta tasaisesti, mikä saattoi johtua fantomin rakenteesta, sillä vii-

vapari oli sijoitettu fantomin alle. Arvioinnissa käytettiin viivaparin tarkinta kohtaa. Osassa kuvista oli hyvin vaikea arvioida sitä, mikä on kapein viivapareista, joka todella näkyy. Tämä johtuu siitä, että tarkkaa rajaa yksityiskohdan näkyvyyden ja näkymättömyyden välillä ei ole (1, s. 101). Tuloksiin vaikuttaa myös se, että arviointiperusteet on vaikea määritellä ja säilyttää samoina (1, s. 101). Viivaparien ja katetrien näkyvyyden arvioi opiskelija, jolla ei ollut aiempaa kokemusta vastaavasta arvioinnista.

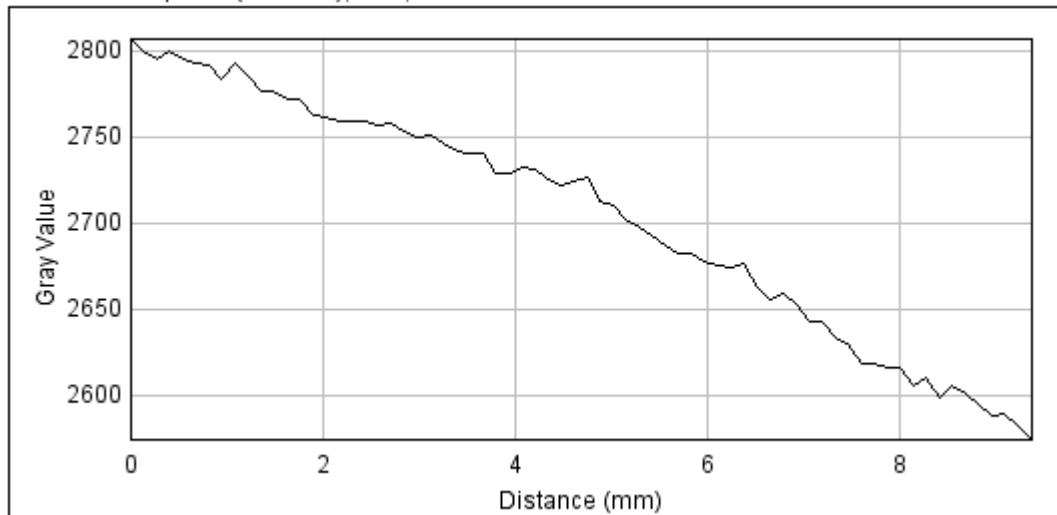
5 TUTKIMUSAINEISTON ANALYSOINTI

5.1 Kontrastisuhde

Kontrastisuhteiden määrittämisessä haasteellisinta oli ROI-alueiden valinta. Koska keskihajontaa hyödynnettiin kohinan mittarina, alueen piti olla mahdollisimman homogeeninen. Mikäli alueella olisi fantomista johtuvaa vaihtelua, keskihajonta ei enää mittaisi kohinaa, vaan siihen vaikuttaisi myös kuvattavasta kohteesta johtuva vaihtelu.

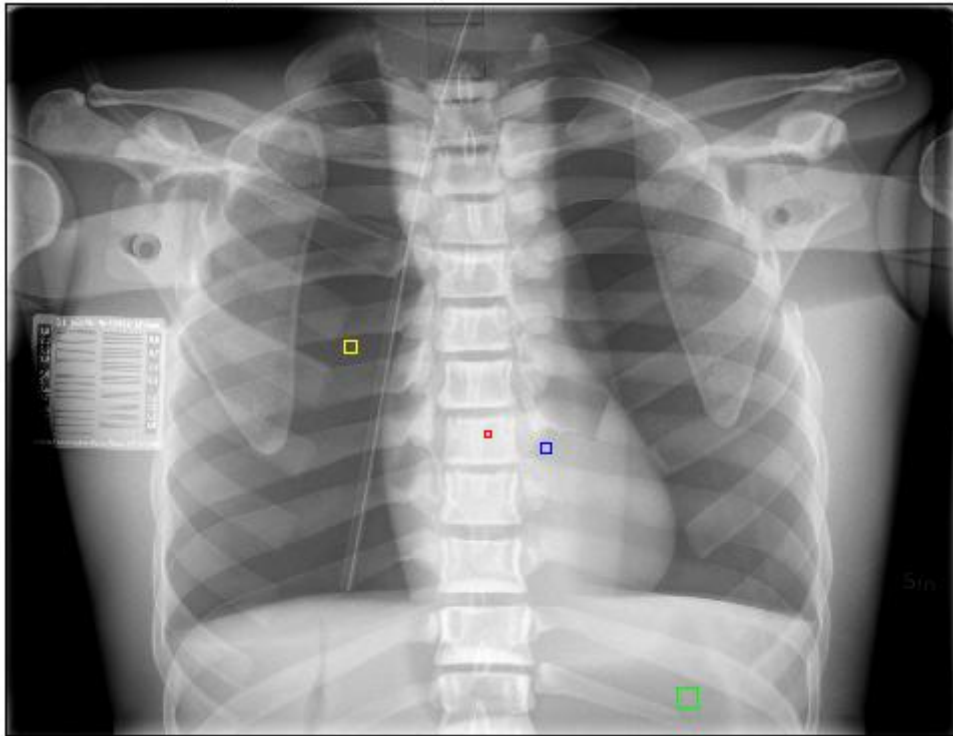
Ensimmäiset valitut ROI-alueet olivat kooltaan 100 x 100 pikseliä, mutta saadut tulokset eivät vastanneet teoriaa. Tämä johtui kuvattavan kohteen vaihtelusta, jota silmämääräisesti oli hyvin hankala erottaa. Toiset valitut alueet olivat pienempiä – 70 x 70 pikseliä (liite 2). Näiltäkin alueilta vain rangan ja sydämen välinen CNR vastasi aiempien tutkimusten tuloksia, joiden mukaan kontrastisuhde laskee putkijännitteen noustessa (26, s. 4–5; 27, s. 296). Kun alueiden harmaasävyistä piirsi profiilin (kuva 15), syyksi paljastui, etteivät alueet olleet riittävän homogeenisia ja keskihajonnassa näkyi kohinan lisäksi alueen anatominen vaihtelu siitä huolimatta, että silmämääräisesti valittu alue näytti homogeeniselta. Keskihajonta oli hyvälaatuisilla kuvilla huomattavasti huonolaatuisia kuvia suurempi, mikä käytetyllä kaavalla kuvasi kohinan määrää.

11.01x296.42 pixels (528x255); 8-bit; 131K



KUVA 15. Harmaasävyprofiili 70 x 70 -kokoisella ROI 3 -alueella.

Kuvista valittiin vielä kolmannet, edellisiä pienemmät ROI-alueet (kuva 16; liite 3). Tällä kertaa alueiden valitsemisessa hyödynnettiin harmaasävyprofiileja, joita tarkastelemalla etsittiin alueet, joilla kohina näyttäisi satunnaiselta. Alueiden valitsemisessa käytettiin neljää kuvaa mahdollisimman eri kuvausarvoilta, jotka olivat ilman hilaa ja hilan kanssa 80 kV ja 130 kV. Alueiden koko pyrittiin säilyttämään mahdollisimman suurena, mutta erityisesti rangan alueelta ei löytynyt suurta ja tasaista kohtaa, joten lopulta päädyttiin taulukon 4 mukaisiin alueisiin.



KUVA 16. ROI-alueet, joiden perusteella CNR:n tarkastelu tehtiin.

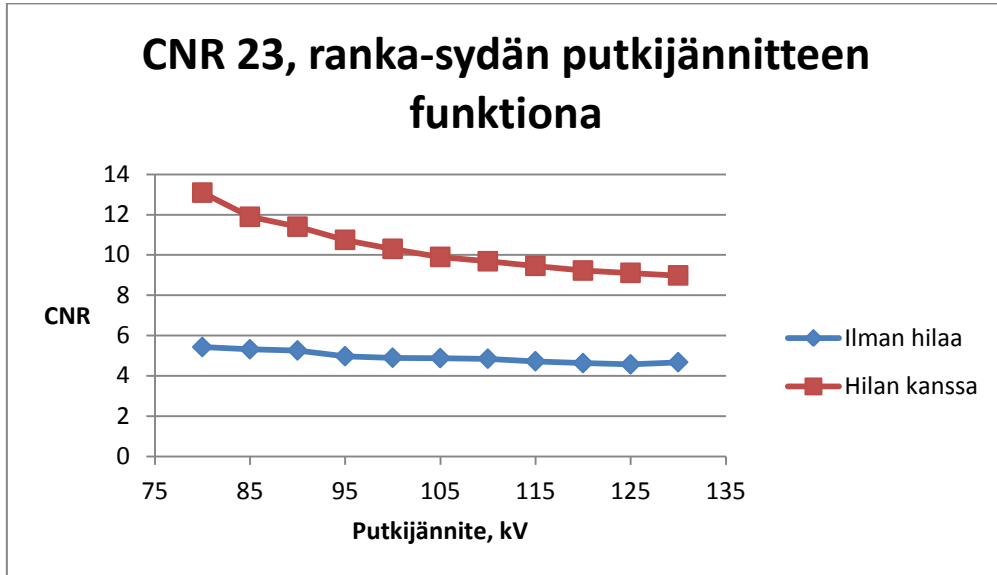
TAULUKKO 4. Kontrastisuhteiden tarkastelussa käytettyjen ROI-alueiden leveys, korkeus ja koordinaatit.

ROI	alue	leveys	korkeus	x-koordinaatti	y-koordinaatti
1	keuhkot	40	40	1012	1006
2	ranka	20	20	1429	1276
3	sydän	30	30	1601	1309
4	pallea	60	60	2009	2041

Kaikkien neljän alueen väliset CNR:t laskettiin (liite 4) ja niistä piirrettiin kuvaajat. Keuhkojen, sydämen ja rangan väliset kontrastisuhteet vastasivat odotuksia, eli paras arvo saavutettiin matalilla jännitteillä hilan kanssa.

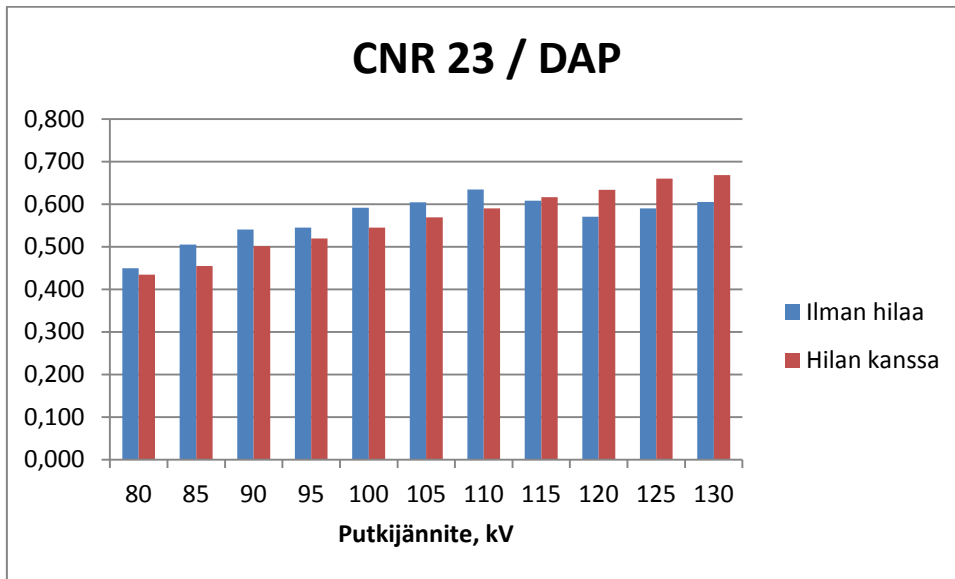
Hilan merkitsevyys keskiarvoon ja keskihajontaan kaikilla kuvausarvoilla testattiin Excelin valmisfunktiolla TTESTI. Testi tehtiin kaksisuuntaisena ja lajiksi määriteltiin 1 eli parittainen testi. ROI 1:n keskihajonnan p-arvo oli vain 0,290, eli keuhkoalueen keskihajonta voi selittyä otantavirheellä. Pallean keskihajonto-

jen keskihajonta oli vain 0,23 ilman hilaa ja 0,48 hilan kanssa. On syytä epäillä, ettei palleankaan tulos ole luotettava, joten otetaan tarkasteluun vain ranka ja sydän (kuva 17).



KUVA 17. Rangan ja sydämen kontrastisuhde putkijännitteen funktiona

Kontrastin ja aiheutuneen potilasannoksen suhde näkyy kuvassa 18. Matalilla jännitteillä paras kontrasti-annossuhde saatiin ilman hilaa, mutta suurilla jännitteillä suhde oli parempi hilan kanssa. Kaikkein paras suhde saatiin 130 kV:n jännitteellä, mutta ero toiseksi parhaaseen eli 125 kV:n jännitteeseen on vain 0,008. Ilman hilaa tuotetun kontrasti-annossuhteen notkahdus 110 kV:n jälkeen selittyy potilasannoksen kääntymisellä nousuun hetkellisesti ja CNR:n jatkuvalla laskemisella.

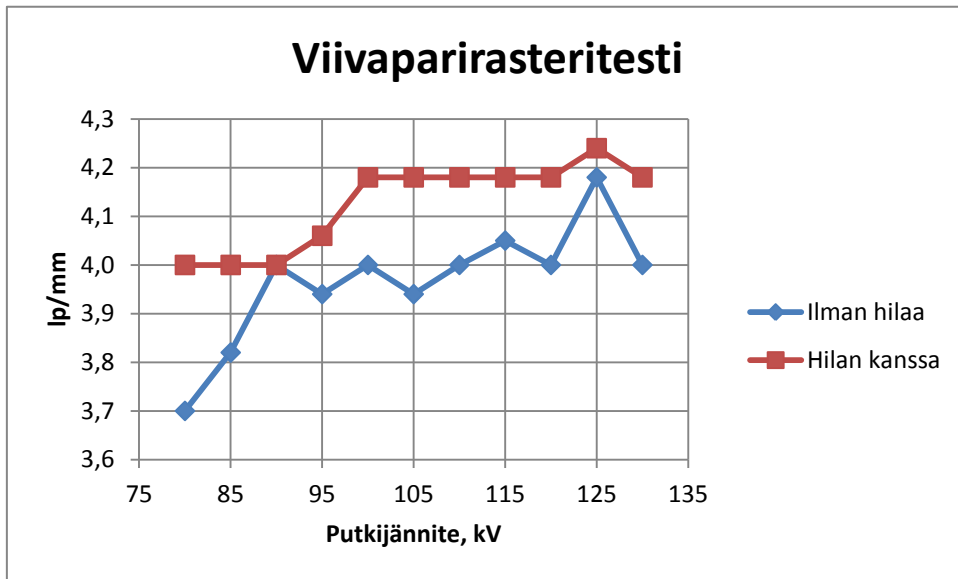


KUVA 18. Rangan ja sydämen kontrastisuhteen ja potilasannoksen suhde putkijännitteen funktiona

5.2 Viivaparirasteri

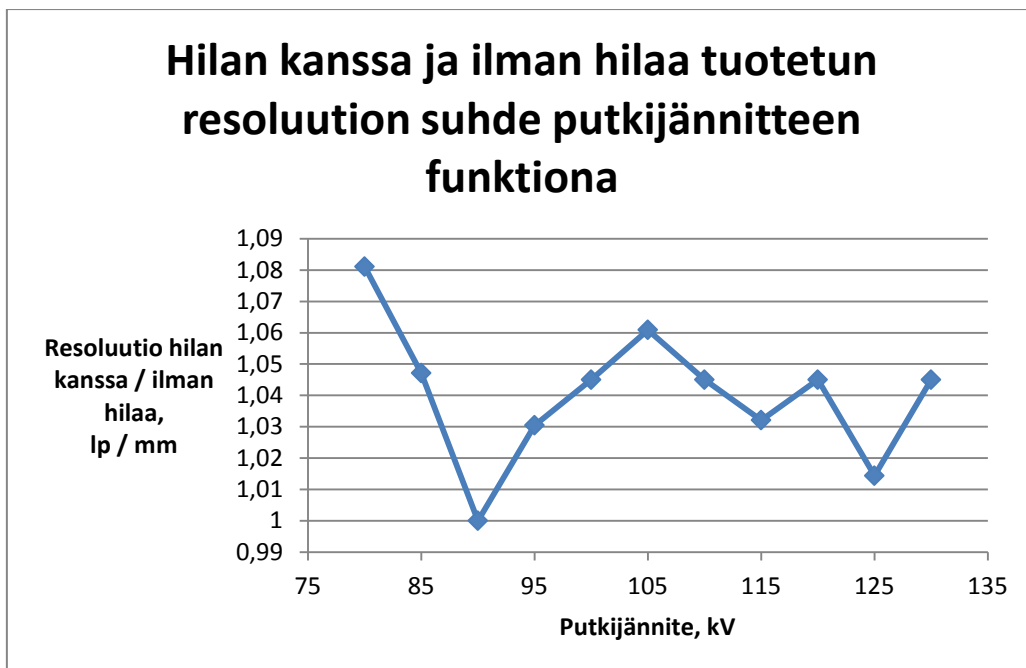
Ekspointeja kaikilla kuvausarvoilla oli viisi ja yhdelläkään kuvausarvolla tulosten poikkeama toisistaan ei ylittänyt 0,3:a lp/mm. Laskutoimituksissa käytettiin samoilla kuvausarvoilla tuotettujen tulosten keskiarvoa.

Viivaparirasteritestin eli resoluution herkkyys oli suurimmillaan 125 kV:n putkijännitteellä sekä ilman hilaa että hilan kanssa (kuva 19). Kaikilla paitsi 90 kV:n putkijännitteellä hilan kanssa tuotettu kuva oli ilman hilaa kuvattua tarkempi ja 90 kV:n jännitteelläkin tarkkuus oli sama eli 4,0 lp/mm.



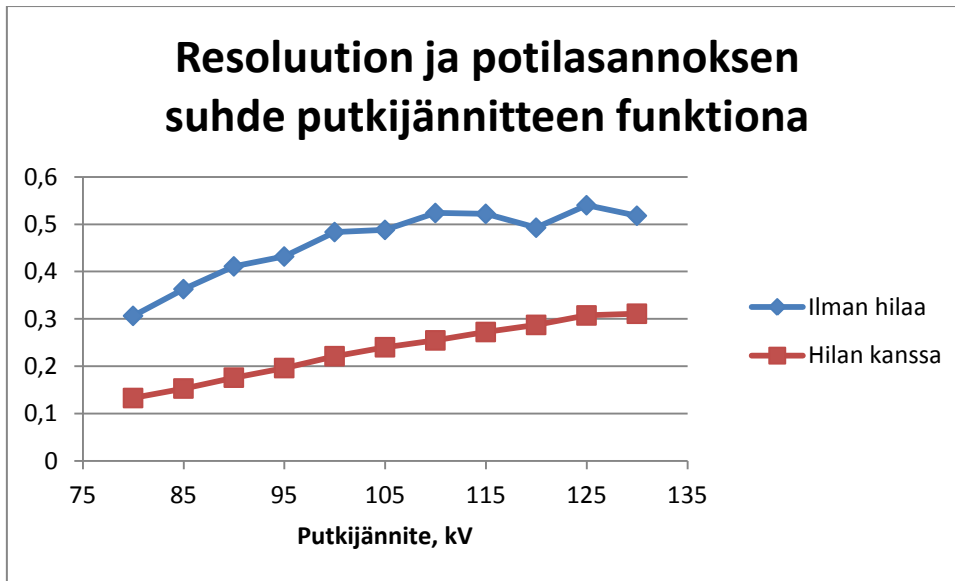
KUVA 19. Resoluutio putkijännitteen funktiona

Hilan kanssa ja ilman hilaa tuotetun resoluution suhde putkijännitteen funktiona vaihteli välillä 1–1,08 (kuva 20).



KUVA 20. Hilan kanssa ja ilman hilaa tuotetun resoluution suhde putkijännitteen funktiona

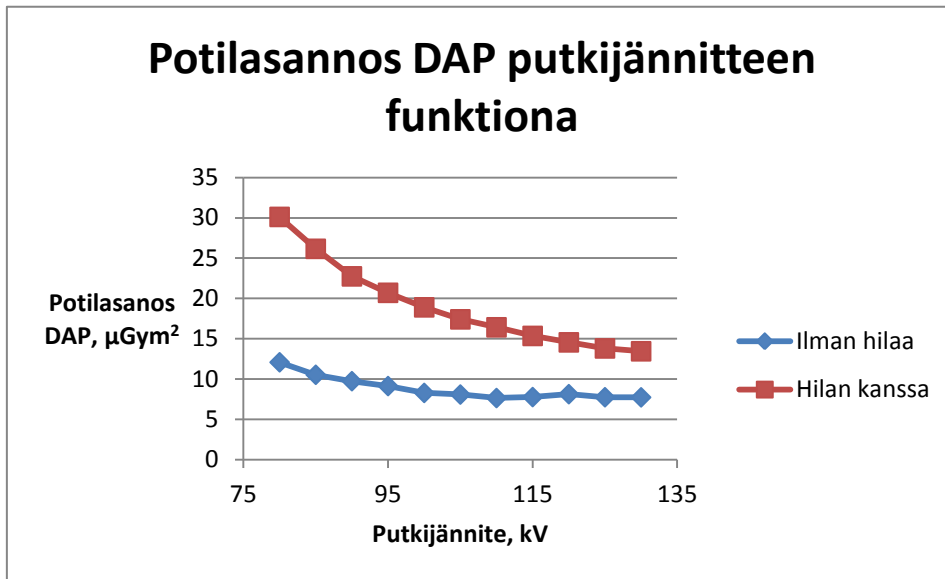
Kaikilla testatuilla jännitteillä resoluution ja potilasannoksen välinen suhde oli parempi ilman hilaa kuin hilan kanssa. Tämä johtuu siitä, että hilan kanssa resoluutio oli vain hieman parempi, mutta potilasannos huomattavan paljon suurempi hilan kanssa kuin ilman hilaa. Paras annos-resoluutiosuhde saavutettiin 125 kV:n jännitteellä ilman hilaa (kuva 21). Ilman hilaa putkijännitteellä 120 kV suhteen lasku johtuu jälleen potilasannoksen kasvamisesta.



KUVA 21. Potilasannoksen ja resoluution suhde putkijännitteen funktiona

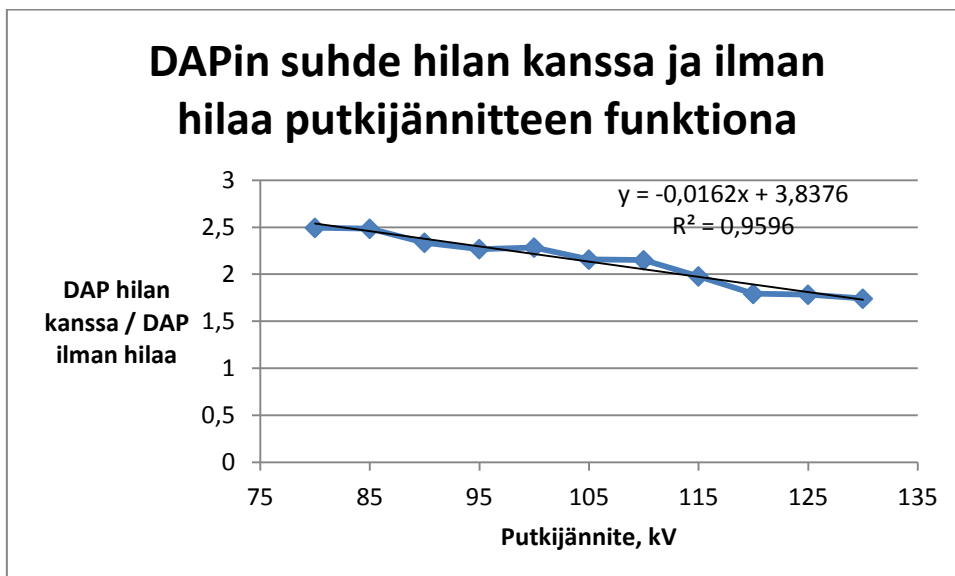
5.3 Potilasannos

Potilasannoksen (DAP) todettiin laskevan jännitettä nostaessa (kuva 22) ja se oli pienempi ilman hilaa kaikilla kuvausarvoilla. Putkijännitteen yhden askelvälin (5 kV) nosto 80 kV:sta 85 kV:iin laski potilasannosta hilan kanssa $3,96 \mu\text{Gym}^2$ ja ilman hilaa $1,55 \mu\text{Gym}^2$. Samansuuruisen askelvälin muutos putkijännitteestä 125 kV jännitteeseen 130 kV laski potilasannosta enää noin kymmenesosan. Ilman hilaa potilasannoksessa on havaittavissa pieni notkahdus 115–120 kV:n putkijännitteellä.



KUVA 22. Potilasannosta kuvaava DAP putkijännitteen funktiona.

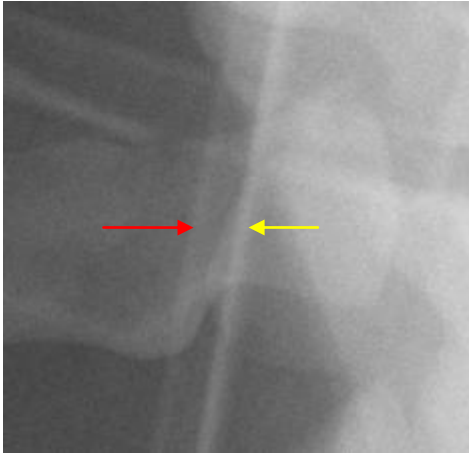
Potilasannoksen suhde hilan kanssa ja ilman hilaa laski likimain lineaarisesti niin, että korrelaatiokerroin oli 0,96 (kuva 23). 80 kV:n putkijännitteellä hilan kanssa aiheutunut potilasannos oli n. 2,5-kertainen ilman hilaa aiheutuneeseen annokseen verrattuna, mutta 130 kV:n jännitteellä se oli enää 1,75-kertainen.



KUVA 23. DAPin suhde hilan kanssa ja ilman hilaa putkijännitteen funktiona

5.4 Katetrien näkyvyys

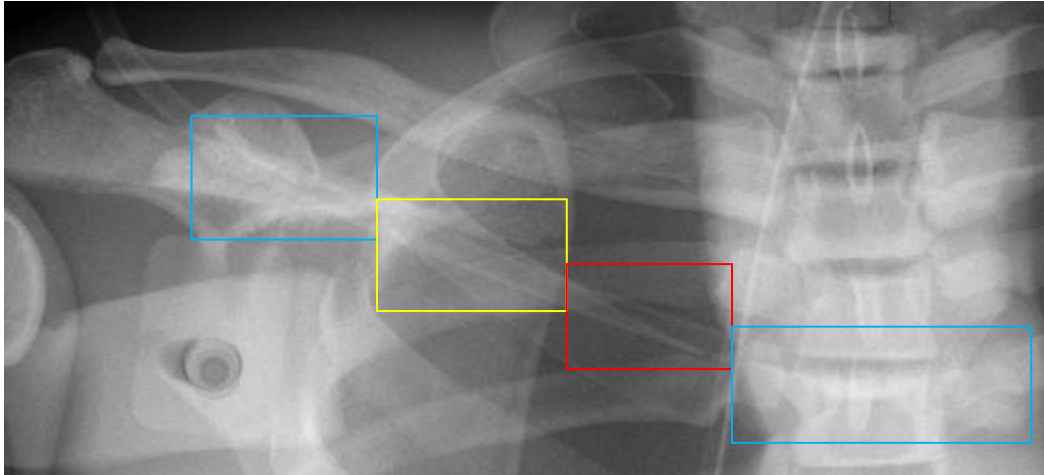
Röntgenpositiivisen katetrin röntgenpositiivinen juova näkyi kaikissa kuvissa hyvin. Juovan sijaintia ei määritelty etukäteen ja se asettui katetrin reunaan (kuva 24).



KUVA 24. Röntgenpositiivisen katetrin reunat. Punaisella nuolella merkitty tavalinen reuna ja keltaisella nuolella röntgenpositiivinen juova. Putkijännite 120 kV, hila käytössä.

Ilman hila otetuissa kuvissa juovaton reuna näkyi hyvin keuhkojen alueella, mutta rintarangan alueella se oli vain juuri ja juuri erotettavissa kaikilla jännitteillä. Jännitteen muutoksella ei ollut suurta vaikutusta katetrin näkyvyyteen ilman hila kuvatessa, ja korkeammilla jännitteillä kuvautuminen oli vain hieman parempi. Hilan kanssa otetuissa kuvissa juovaton reuna kuvautui ilman hila otettuja kuvia huomattavasti tarkemmin ja putkijännitteen vaikutus kuvautumiseen oli hyvin pieni.

Toinen katetri kulki kuvissa anatomisesti hyvin erilaisten alueiden päällä. Näkyvyyden arviointia suoritettiin kolmella eri alueella: keuhkokudos ja kylkiluut, kylkiluut ja lapaluut sekä muu luusto (kuva 25).



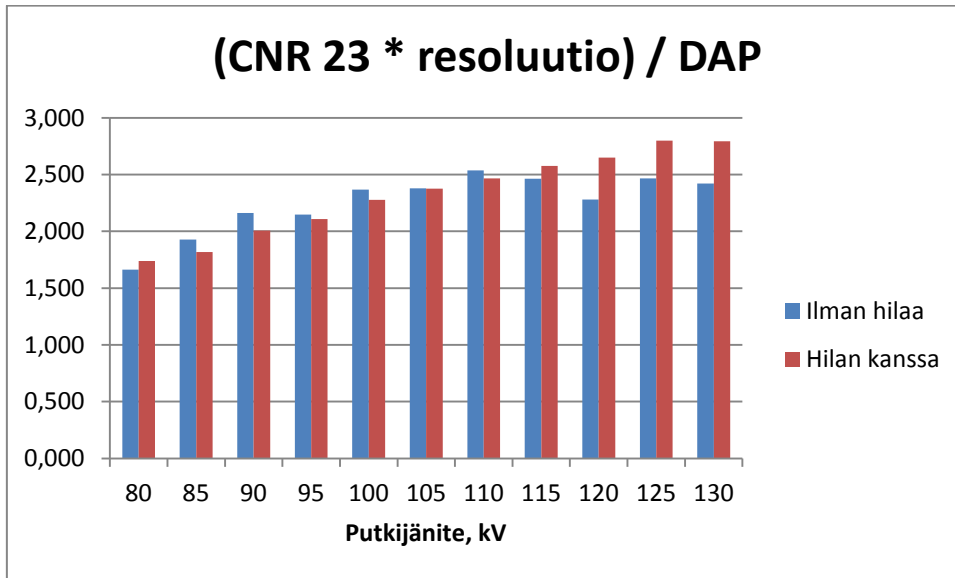
KUVA 25. Katetrin näkyvyyden arvioinnin eri alueet: keltaisella lapaluut ja kylkiluut, punaisella keuhkot ja kylkiluut, sinisellä muu luusto.

Kaikilla kuvausarvoilla sekä ilman hilaa että hilan kanssa kylkiluiden, keuhkoku-
doksen ja lapaluiden alueella katetrin rajat oli havaittavissa. Ilman hilaa otetuissa
kuvissa 1–17 (80–95 kV) luuston alueella katetri oli näkymätön, kuvissa 18–
34 (95–110 kV) samalla alueella näkyvyys oli hyvin heikko, jopa näkymätön ja
kuvissa 35–55 (110–130 kV) näkyvyys oli heikko.

Luuston kohdalla hilan kanssa otetuissa kuvissa 56–58 (80 kV) näkyvyys oli
heikko, kuvissa 59–61 (80–85 kV) heikko, mutta näkyvä. Kuvissa 62–95 (85–
115 kV) katetri oli erotettavissa, mutta loppuissa kuvissa eli 96–110 (120–130
kV) näkyvyys oli jälleen heikko.

6 YHTEENVETO

Tämän tutkimuksen perusteella paras kuvanlaatu suhteutettuna potilasannokseen saavutetaan 125 kV:n putkijännitteellä hilan kanssa (kuva 26).



KUVA 26. Kontrastisuhteen ja resoluution tulo jaettuna potilasannoksella

Hilan käytöllä on silmin havaittava merkitys kuvanlaatuun ja tilastollisesti selvästi merkitsevä ero potilasannokseen ja resoluutioon. Resoluutio paranee jännitteen noustessa ja on suurimmillaan – keskimäärin 4,24 lp/mm – 125 kV:n jännitteellä hilan kanssa. Samalla jännitteellä ilman hilaa resoluutio on vain vähän huonompi: 4,18 lp/mm viiden eksponoinnin keskiarvolla laskettuna. Kaikilla testatuilla jännitteillä resoluution ja potilasannoksen välinen suhde on parempi ilman hilaa kuin hilan kanssa ja paras annos-resoluutiosuhde saavutetaan 125 kV:n jännitteellä ilman hilaa. Hilan kanssa ja ilman hilaa tuotetun resoluution suhde putkijännitteen funktiona vaihtelee välillä 1–1,08.

Potilasannos laskee putkijännitteen noustessa ja on hilan kanssa n. 1,75–2,5-kertainen ilman hilaa verrattuun annokseen. Hilan merkitys potilasannokseen laskee putkijännitettä nostaessa.

Röntgenpositiivisen katetrin juova näkyi kaikissa kuvissa hyvin. Hilan kanssa tavallinen reuna kuvautui ilman hilaa otettuja kuvia huomattavasti tarkemmin ja putkijännitteen vaikutus oli hyvin pieni. Ilman hilaa tavallinen reuna kuvautui muilta osin hyvin, mutta rintarangan alueella se oli vain juuri ja juuri erotettavissa kaikilla jännitteillä.

Toisen katetrin näkyvyyttä arvioitiin kolmella eri alueella: keuhkokudos ja kylkiluut, kylkiluut ja lapaluut sekä muu luusto. Kaikilla kuvausarvoilla keuhkokudoksen, kylkiluiden ja lapaluiden alueella katetri oli havaittavissa. Luuston alueella ilman hilaa näkyvyys oli sitä parempi, mitä korkeampi jännite oli, mutta parhaimmillaankin näkyvyys oli vain heikko. Hilan kanssa paras näkyvyys saavutettiin 85–115 kV:n alueella. Hilan kanssa katetrin kuvautuminen oli selvästi parempi.

7 POHDINTA

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää optimaalinen putkijännite ja hilan käytön kannattavuus aikuisten makuuthorax-tutkimuksessa taulukuvailmaisimmalla. Tavoitteeseen päästiin, työn tulos oli selkeä ja optimaalisin putkijännite vastasi DICOM III -projektin loppuraportissa annettuja kuvaussuosituksia. Tuloksia on kuitenkin aina hyvä pohtia kriittisesti.

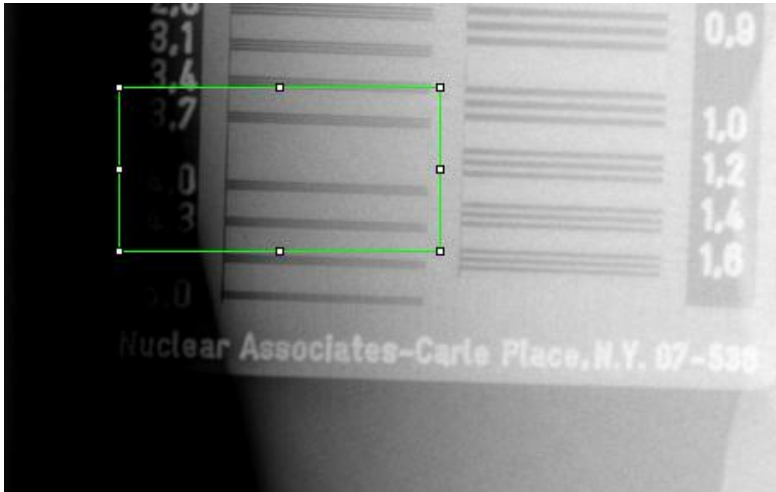
7.1 Tulosten luotettavuus

Kontrastisuhteen tuloksiin ROI-alueiden valinnalla on suuri merkitys. Väärin tai huonosti valituilla alueilla keskihajonta ei kuvaa kohinaa, vaan alueen luontaista kohteesta johtuvaa vaihtelua. Se ei siis ole käyttökelpoinen kontrastisuhteen määrittämisessä tässä tutkimuksella käytettävällä laskukaavalla, mikäli alueet on valittu huonosti.

ROI-alueiksi valittiin lopulta alueet, joiden koko vaihteli välillä 400–3600 pikseliä. Suuremmat alueet olisivat lisänneet otannan luotettavuutta, mutta kuvista ei löytynyt suurempia tasaisia alueita. Oli siis parempi pienentää otantaa kuin tarkastella huomattavan epähomogeenisia alueita.

Useamman eri alueen välinen kontrastisuhteiden tarkastelu olisi myös lisännyt tulosten luotettavuutta. Mitatuista neljästä ROI-alueesta kaksi piti kuitenkin jättää pois tarkastelusta epäluotettavien mittaustulosten vuoksi.

Resoluution tuloksiin vaikuttaa mitta-asteikon diskreettisyys ja kuvien välinen pieni keskihajonta: askelväli on 0,3 lp/mm ja kaikkien mitattujen arvojen keskihajonta vain 0,168 lp/mm. Käytännössä viivaparia tulkittiin kolmiportaisella asteikolla ja tuloksena oli 3,7, 4,0 tai 4,3 lp/mm (kuva 27).



KUVA 27. Kaikkien otettujen kuvien resoluutio määritettiin kuvaan merkittyjen kolmen viivaparin avulla: 3,7, 4,0 tai 4,3 lp/mm.

Arvioijan vähäinen kokemus ja vain yksi tarkastelukerta voivat vaikuttaa saatuihin tuloksiin. Kuvissa viivaparirasteri oli sijoitettu fantomin alle ja mittaustuloksia tarkastellessa koko viivaparin pituus ei kuvautunut samalla tarkkuudella. Fantomin rakenteella saattoi myös olla vaikutusta saatuihin tuloksiin.

Tuloksia tarkastellessa on pidettävä mielessä resoluution suuruusluokka. Resoluution ollessa 4,0 lp/mm kuvasta voi erottaa toisistaan niin kapeat viivat, että niitä mahtuisi yhden millimetrin matkalle neljä. Useimmat ihmiset pystyvät erottamaan korkeintaan 5,0 lp/mm, jolloin viivojen leveys on 0,1 mm (13, s. 438).

Hilan kanssa ja ilman hilaa aiheutuneiden potilasannosten keskiarvojen erotus on 10,25, ja p-arvo yksisuuntaisella t-testillä laskettuna on $3,661^{-6}$. Ero on siis tilastollisesti erittäin merkitsevä (31, s. 135).

Virtsakatetrin näkyvyyden arvioinnista voi selvästi erottaa kuvien jaottelun CD-levyille. Levyillä 1, 2, 3 ja 5 kommentit näkyvyydestä eri kuvien välillä samalla CD-levyllä ovat täysin samat. Esimerkiksi kuvissa 16–20 ja 31–35 on samat kuvausarvot, mutta levynvaihto on kuvausalueiden keskellä. Saman vaihdon myötä kommentti muuttuu luuston osalta *näkymätön*-kommentista muotoon *näkymätön/heikko* ja *näkymätön/heikko*-kommentista muotoon *heikko*.

Ekspointtien määrä vaikuttaa saatujen tulosten luotettavuuteen sitä parantaen: kaikkien kuvausarvojen jokaiselle parametrille saatiin viisi arvoa, joista laskettiin keskiarvo. Myös kahden henkilön tekemät mittauspöytäkirjat lisäävät tutkimuksen luotettavuutta. Mittauspöytäkirjojen tulokset olivat keskenään täysin yhtenevät, mikä tuli ilmi, kun tuloksia siirrettiin tietokoneelle.

7.2 Jatkotutkimukset

Tässä tutkimuksessa kerättyä aineistoa ja tuloksia voisi hyödyntää enemmänkin ja sen pohjalta tehdä jatkotutkimusta. Suurimpana jatkotutkimushaasteena lieinee kontrastierojen matemaattisen mittarin kehittäminen potilasfantomitutkimuksissa.

ROI-alueiden keskihajontaa tai harmaasävyjen profiilikäyrien hyödyntämistä voitaisiin tutkia kontrastin arvioinnissa. Alueet voisi valita siten, että eri kudosten rajapinta osuisi niihin. Myös visuaalista arviointia voisi tehdä useampi henkilö. Näin saatuja tuloksia olisi mielenkiintoista verrata tämän tutkimuksen tuloksiin.

7.3 Oma oppiminen

Kun aloitin opinnäytetyöni tekemisen tammikuussa 2015, röntgenkuvaus oli aihe, josta en tiennyt juuri mitään. Alusta asti oli selvää, että aiheeseen perehtyminen tulisi olemaan iso osa tätä työtä. Aihe tuntui heti aluksi mielenkiintoiselta ja oli hienoa tehdä opinnäytetyötä aiheesta, joka todella tuli tarpeeseen.

Lähtötietomuistioon kirjattiin aiheeksi taulukuvailmaisimen ja kuvalevytekniikan välinen vertailu ja jänniteoptimointi, mutta tilaajan tarpeiden muuttuessa kevään aikana myös opinnäytetyöni aihe muuttui ja kuvalevytekniikka jäi lopulta pois. Ehdin kuitenkin perehtymään myös kuvalevytekniikkaan. Opinnäytetyöni innoittamana osallistuin kevään aikana Säteilyturvallisuus C-kaaren käytössä -kurssille ja suoritin Säteilyturvakeskuksen antaman ST-ohjeen 1.7 liitteen A, kohtien 1-4 ja 5.1 mukaisen koulutuksen säteilyn turvallisen käytön perusteista leikkaussaliohjeissa.

Opinnäytetyössä käyttämäni lähteistä suuri osa oli englanninkielisiä, mikä tuntui aluksi haasteelliselta, koska sekä aihe että siihen liittyvä sanasto oli minulle uutta myös suomeksi. Aiheeseen perehtyminen ja sanaston oppiminen sujuivat kuitenkin yllättävän helposti.

Tämän opinnäytetyön tekeminen on varmasti antanut hyvän pohjan erityisesti säteilyn käytön parissa työskentelyyn. Myös tieteellisen tutkimuksen tekemisestä ymmärrän nyt paljon enemmän kuin aiemmin ja tiedonhakutaitonikin on varmasti kehittynyt. Säteilyn haittoihin perehtymisen johdosta osaan suhtautua säteilyn käyttöön sen vaatimalla vakavuudella.

Mielenkiintoisinta työssä on ollut kerätyn aineiston analysointi ja vaihtoehtoisten kuvanlaadun mittareiden pohdinta. Ongelmat ROI-alueiden valinnassa ja CNR-arvojen määrittämisessä veivät yllättävän paljon aikaa, mutta samalla ne saivat minut ajattelemaan entistä kriittisemmin käytettyä testausmetodia ja miettimään vaihtoehtoisia tapoja kuvanlaadun matemaattiseen määrittelyyn.

Jos tulevaisuudessa tulen työskentelemään kuvantamisen, säteilyn käytön tai niihin liittyvien tekniikoiden parissa, tämän opinnäytetyöprosessin aikana saadut kokemukset varmasti auttavat minua ajattelemaan aihetta laajemmin ja hyödyntämään sitä työssäni.

LÄHTEET

1. Pukkila, Olavi (toim.) – Tapiovaara, Markku – Miettinen, Asko 2004. Säteilyn käyttö. Säteily- ja ydinturvallisuus 3. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus.
2. Waters, Hanna 2011. The First X-ray 1895. The Scientist. Saatavissa: <http://www.the-scientist.com/?articles.view/articleNo/30693/title/The-First-X-ray--1895/> Hakupäivä 5.2.2015.
3. Röntgentutkimuksella selviää vamma tai sairaus. 2014. Säteilyturvakeskus. Saatavissa: http://www.stuk.fi/sateilyn-hyodyntaminen/terveydenhuolto/rontgen/fi_FI/index/ Hakupäivä 9.2.2015.
4. Ionisoiva säteily. 2014. Säteilyturvakeskus. Saatavissa: http://www.stuk.fi/ihminen-ja-sateily/mitaonsateily/fi_FI/ionisoiva/ Hakupäivä 5.2.2015.
5. Paile, Wendla 2013. Onko syöpä ainut säteiyriski? Abstrakti. Sädeturvapäivät 2013. Saatavissa: http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x93xx86xx85xx82xx67xx14xx91x#cat91 Hakupäivä 8.4.2015.
6. Paile, Wendla (toim.) – Auvinen, Anssi 2002. Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuus 4. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus.
7. Paile, Wendla 2000. Ionisoivan säteilyn haitat. Duodecim 2000 vol. 116. S 660–663. Saatavissa <http://www.terveyskirjasto.fi/xmedia/duo/duo91423.pdf> Hakupäivä 27.4.
8. Rytömaa, Tapio 2003. Säteilyriskit ja niiden torjuminen. Duodecim 2003 vol. 119. S. 113–121. Saatavissa <http://www.terveyskirjasto.fi/xmedia/duo/duo93381.pdf> Hakupäivä 9.2.
9. Ceder, Kaj 2012. Mitä uutta suoradigikuvanta tuo osastokuvauksiin? Abstrakti. Sädeturvapäivät 2012. Saatavissa:

- http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x67xx86x Hakupäivä 5.2.2015.
10. Lanca, Luis – Silva, Augusto 2008. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. Radiography 2009 vol. 15. S. 134–138.
 11. ST-ohje 1.1. 2013. Säteilyturvakeskus. Saatavissa: <http://www.finlex.fi/data/normit/22496-ST1-1.pdf> Hakupäivä 26.4.2015.
 12. Jauhiainen, Jukka 2007. Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokone-tomografia. Opetusmateriaali. OAMK Tekniikan yksikkö, hyvinvointiteknologian koulutusohjelma. Saatavissa: <http://www.oamk.fi/~jjauhai/opetus/mittalaitteet/mittalaitteet07-v1.1.pdf> Hakupäivä 5.2.2015.
 13. Carlton, Richard – Adler, Arlene M. 2006. Principles of radiographic imaging: an art and a science. 4. painos. Clifton Park (NY): Thomson Delmar Learning.
 14. Soimakallio, Seppo – Kivisaari, Leena – Manninen, Hannu – Svedström, Erkki – Tervonen, Osmo 2005. Radiologia. Porvoo; Helsinki: WSOY.
 15. Kortesniemi, Mika 2005. Digitaalinen röntgenkuvaus ja säteilyannokset. Physio-Medicae. Saatavissa: <http://physicomedicae.fi/julkaisut/muut-julkaisut/80-digikuvaus-ja-annokset.html> Hakupäivä 16.2.2015.
 16. Lanca, Luis – Silva, Augusto 2008. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 1. Radiography 2009 vol. 15. S. 58–62.
 17. Baston, Kirsi. Philips Digital Diagnost ja Trixell Pixium 4600 -ilmaisimien. Diasarit ja Oriola.
 18. IAEA. Automatic exposure control devices. Saatavissa: <http://nucleus.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/DiagnosticRadiology/PerformanceTesting/Automaticexposurecontroldevices/> Hakupäivä 23.3.2015.

19. Busch, H. P. 2004. DIMOND III. Image Quality and Dose Management for Digital Projection Radiography. Saatavissa:
http://www.dimond3.org/WEB_DIMOND3/home.htm Hakupäivä 8.4.2015.
20. Matikka, Hanna 2013. Digitaalisen natiivikuvauksen perusteet. Abstrakti. Sädeturvapäivät 2013. Saatavissa:
http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x67xx86xx91x#cat_91 Hakupäivä 20.2.2015.
21. Peltonen, Sari 2007. Digitaalinen kuvankäsittely I. Tampereen teknillinen yliopisto, signaalinkäsittelyn laitos. Saatavissa:
http://cna.mamk.fi/Public/ReijoVuohelainen/Kuvan_ja_%C3%A4%C3%A4ne nk%C3%A4sittely/Tekstimateriaalia/Digitaalinen%20kuvank%C3%A4sittely%20luvut1-2.pdf Hakupäivä 20.2.2015.
22. Terveystieteiden tutkimuskeskus. 2008. STUK tiedottaa 2/2008. Säteilyturvakeskus. Saatavissa:
http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa_files/12222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf Hakupäivä 2.3.2015.
23. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Säteilyturvakeskus. Saatavissa:
<http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/rontgensateily.pdf> Hakupäivä 30.3.2015.
24. Philips 2004. Digital Diagnost family. Esite.
25. Baston, Kirsi 2009. Digital Diagnost. 10 vinkkiä käyttäjiltä ja Philipsiltä. Opas. Oriola Oy Kuvantaminen.
26. Hess, Robert – Neitzel, Ulrich 2011. Optimizing image quality and dose in digital radiography of pediatric extremities. Philips. Saatavissa:
http://www.healthcare.philips.com/main/about/events/rsna/pdfs/DR_White_paper_Optimizing_image_quality_and_dose_in_digital_radiography_of_pediatric_extremities.pdf Hakupäivä: 27.4.2015.

27. Oberhofer, N – Compagnone, G – Moroder, E 2009. Use of CNR as a Metric for Optimisation in Digital Radiology. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2009 vol. 25/2. S. 296-299.
28. Desai, Nikunj – Singh, Abhinav – Valentino, Daniel J 2010. Practical Evaluation of Image Quality in Computed Radiographic (CR) Imaging Systems. Medical Imaging: Physics of Medical Imaging 2010 vol. 7622.
29. National Institutes of Health 2015. Saatavissa: <http://www.nih.gov/about/>
Hakupäivä 27.3.2015.
30. Ferreira, Tiago – Rasband Wayne 2012. ImageJ User Guide IJ 1.46r. Käyttöohje. Saatavissa: <http://rsb.info.nih.gov/ij/docs/guide/user-guide.pdf>
Hakupäivä 27.3.2015.
31. Melin, Ilkka 2006. Tilastolliset menetelmät: Tilastolliset testit. Opetusmateriaali. Saatavissa: <http://math.aalto.fi/opetus/sovtoda/oppikirja/Testit.pdf>
Hakupäivä: 23.4.2015.

Mittauspöytäkirja

Pvm:	31.3.2015
Kirjannut:	Nina ja Matti
Koonnut:	Nina

AEC-herkkyys:	S1000
Mittakammion kenttä:	



Kenttäkoko:	34 x 26
Fokuskoko:	1,0 cm
Fokusointietäisyys:	115 cm
Suodatus:	kiinteä
Käytetty hila:	punainen
Hilasuhde r:	12
Lamellien lkm / cm:	36

Nro	Hila	El_s	kV	mAs	ms	DAP, μGym^2	Kellonaika	lp / mm
1	Ei	455	80	2,1	3,5	12,23	10:16	3,7
2	Ei	452	80	2,1	3,5	12,12	10:17	3,7
3	Ei	455	80	2,1	3,5	12,29	10:18	3,7
4	Ei	439	80	2,1	3,4	11,89	10:19	3,7
5	Ei	439	80	2,1	3,4	11,84	10:20	3,7
6	Ei	431	85	1,6	2,9	10,49	10:21	3,7
7	Ei	431	85	1,6	2,9	10,49	10:21	4,0
8	Ei	433	85	1,6	2,9	10,55	10:22	4,0
9	Ei	435	85	1,6	2,9	10,55	10:22	3,7
10	Ei	431	85	1,6	2,9	10,55	10:23	3,7
11	Ei	442	90	1,3	2,6	9,83	10:24	4,0
12	Ei	446	90	1,3	2,6	9,76	10:25	4,0
13	Ei	441	90	1,3	2,5	9,69	10:25	4,0
14	Ei	430	90	1,3	2,5	9,55	10:26	4,0
15	Ei	444	90	1,3	2,6	9,83	10:27	4,0
16	Ei	454	95	1,1	2,3	9,41	10:28	4,0
17	Ei	448	95	1,1	2,2	9,17	10:29	3,7
18	Ei	447	95	1,1	2,3	9,25	10:29	4,0
19	Ei	443	95	1,1	2,2	9,17	10:30	4,0
20	Ei	419	95	1	2,1	8,62	10:31	4,0
21	Ei	441	100	0,9	2,0	8,6	10:32	4,0
22	Ei	408	100	0,9	1,9	7,99	10:33	4,0
23	Ei	439	100	0,9	2,0	8,43	10:33	4,0
24	Ei	411	100	0,9	1,8	7,91	10:34	4,0
25	Ei	441	100	0,9	2,0	8,43	10:35	4,0
26	Ei	450	105	0,8	1,8	8,09	10:36	4,0
27	Ei	448	105	0,8	1,8	8,09	10:37	3,7
28	Ei	441	105	0,8	1,8	8,00	10:37	4,0
29	Ei	451	105	0,8	1,8	8,09	10:38	4,0
30	Ei	446	105	0,8	1,8	8,09	10:38	4,0

31	Ei	443	110	0,7	1,7	7,55	10:39	4,0
32	Ei	447	110	0,7	1,7	7,66	10:39	4,0
33	Ei	428	110	0,7	1,6	7,35	10:40	4,0
34	Ei	460	110	0,7	1,7	7,76	10:40	4,0
35	Ei	460	110	0,7	1,7	7,86	10:41	4,0
36	Ei	444	115	0,6	1,5	7,29	10:42	4,0
37	Ei	494	115	0,7	1,7	8,07	10:43	4,3
111	Ei	491	115	0,7	1,7	8,07	11:49	4,0
39	Ei	437	115	0,6	1,5	7,29	10:49	4,0
40	Ei	487	115	0,7	1,7	8,07	10:50	4,0
41	Ei	503	120	0,6	1,6	7,97	10:54	4,0
42	Ei	526	120	0,6	1,7	8,22	10:55	4,0
43	Ei	504	120	0,6	1,6	7,97	10:56	4,0
44	Ei	527	120	0,6	1,6	8,34	10:57	4,0
45	Ei	510	120	0,6	1,6	8,09	10:57	4,0
46	Ei	490	125	0,5	1,4	7,66	10:59	4,3
47	Ei	505	125	0,6	1,5	7,92	10:59	4,3
48	Ei	514	125	0,6	1,5	8,05	11:00	4,3
49	Ei	485	125	0,5	1,4	7,53	11:01	4,0
50	Ei	486	125	0,5	1,4	7,53	11:02	4,0
51	Ei	532	130	0,5	1,5	7,91	11:04	4,0
52	Ei	524	130	0,5	1,5	7,78	11:04	4,0
53	Ei	522	130	0,5	1,4	7,64	11:05	4,0
54	Ei	525	130	0,5	1,5	7,78	11:06	4,0
55	Ei	493	130	0,5	1,4	7,50	11:06	4,0
56	Kyllä	618	80	5,3	8,6	30,19	11:09	4,0
57	Kyllä	620	80	5,3	8,6	30,07	11:10	4,0
58	Kyllä	618	80	5,3	8,6	30,13	11:11	4,0
59	Kyllä	618	80	5,3	8,6	30,07	11:14	4,0
60	Kyllä	617	80	5,3	8,6	30,13	11:14	4,0
61	Kyllä	599	85	4	7,1	26,09	11:15	4,0
62	Kyllä	599	85	4,1	7,2	26,22	11:16	4,0
63	Kyllä	599	85	4	7,1	26,16	11:17	4,0
64	Kyllä	600	85	4	7,1	26,16	11:17	4,0
65	Kyllä	600	85	4	7,1	26,16	11:18	4,0
66	Kyllä	568	90	3,1	5,9	22,67	11:18	4,0
67	Kyllä	574	90	3,2	6,0	22,81	11:19	4,0
68	Kyllä	570	90	3,1	6,0	22,74	11:20	4,0
69	Kyllä	569	90	3,1	5,9	22,67	11:20	4,0
70	Kyllä	571	90	3,2	6,0	22,81	11:21	4,0
71	Kyllä	558	95	2,6	5,1	20,73	11:21	4,0
72	Kyllä	562	95	2,6	5,0	20,65	11:22	4,0

73	Kyllä	560	95	2,6	5,0	20,65	11:23	4,0
74	Kyllä	563	95	2,6	5,1	20,73	11:23	4,0
75	Kyllä	561	95	2,6	5,1	20,73	11:25	4,3
76	Kyllä	545	100	2,1	4,4	18,86	11:26	4,3
77	Kyllä	550	100	2,1	4,4	18,86	11:27	4,0
78	Kyllä	545	100	2,1	4,5	18,95	11:27	4,3
79	Kyllä	546	100	2,1	4,4	18,95	11:28	4,0
80	Kyllä	544	100	2,1	4,4	18,86	11:28	4,3
81	Kyllä	539	105	1,8	4,0	17,43	11:29	4,3
82	Kyllä	539	105	1,8	4,0	17,33	11:30	4,3
83	Kyllä	537	105	1,8	4,0	17,43	11:30	4,0
84	Kyllä	537	105	1,8	4,0	17,33	11:31	4,0
85	Kyllä	538	105	1,8	4,0	17,52	11:31	4,3
86	Kyllä	534	110	1,5	3,6	16,35	11:32	4,3
87	Kyllä	535	110	1,5	3,6	16,46	11:33	4,0
88	Kyllä	534	110	1,5	3,6	16,46	11:33	4,3
89	Kyllä	534	110	1,5	3,6	16,46	11:34	4,0
90	Kyllä	535	110	1,5	3,6	16,35	11:35	4,3
91	Kyllä	526	115	1,3	3,3	15,37	11:35	4,0
92	Kyllä	525	115	1,3	3,3	15,37	11:36	4,3
93	Kyllä	527	115	1,3	3,3	15,37	11:36	4,0
94	Kyllä	525	115	1,3	3,2	15,26	11:37	4,3
95	Kyllä	524	115	1,3	3,3	15,37	11:37	4,3
96	Kyllä	520	120	1,2	3,0	14,74	11:38	4,3
97	Kyllä	517	120	1,2	2,9	14,50	11:39	4,0
98	Kyllä	512	120	1,2	2,9	14,50	11:39	4,0
99	Kyllä	510	120	1,2	2,9	14,62	11:40	4,3
100	Kyllä	513	120	1,1	2,9	14,38	11:41	4,3
101	Kyllä	511	125	1	2,7	13,77	11:41	4,3
102	Kyllä	502	125	1	2,7	13,64	11:42	4,3
103	Kyllä	506	125	1	2,7	13,90	11:43	4,3
104	Kyllä	510	125	1	2,7	13,77	11:43	4,3
105	Kyllä	508	125	1	2,7	13,90	11:44	4,0
106	Kyllä	514	130	0,9	2,6	13,47	11:44	4,0
107	Kyllä	515	130	0,9	2,6	13,61	11:45	4,3
108	Kyllä	511	130	0,9	2,5	13,33	11:45	4,3
109	Kyllä	514	130	0,9	2,6	13,33	11:46	4,3
110	Kyllä	514	130	0,9	2,6	13,47	11:46	4,0
111	Ei	491	115	0,7	1,7	8,07	11:49	4,0

kV	kuva	Mean 1	StDev 1	Mean 2	StDev 2	Mean 3	StDev 3	Mean 4	StDev 4
80	1	972,812	41,986	3109,575	55,947	2712,396	78,886	3182,535	54,079
80	2	973,984	41,768	3110,363	57,372	2714,182	80,631	3182,706	53,556
80	3	971,5	41,518	3108,901	56,98	2697,577	82,08	3182,755	55,222
80	4	970,457	41,791	3110,722	56,433	2724,815	79,866	3185,381	53,247
80	5	970,445	42,426	3109,672	57,039	2723,863	78,183	3184,286	55,488
85	6	974,175	42,742	3101,135	58,208	2694,871	83,501	3187,896	53,977
85	7	974,231	43,111	3097,788	58,368	2695,129	83,694	3186,031	52,727
85	8	974,384	42,591	3098,41	58,087	2695,693	82,768	3186,746	53,347
85	9	982,772	43,038	3101,171	58,512	2704,376	81,102	3186,027	55,006
85	10	977,605	42,046	3101,744	56,927	2698,722	81,429	3187,085	53,774
90	11	979,192	42,658	3093,097	57,157	2682,765	84,688	3190,416	53,086
90	12	982,44	43,45	3094,762	59,456	2689,347	82,744	3188,99	52,18
90	13	980,656	43,958	3092,695	57,723	2686,605	83,731	3191,041	54,167
90	14	978,723	43,165	3092,081	57,337	2680,357	85,952	3188,312	54,15
90	15	977,917	42,424	3093,068	59	2683,685	84,11	3189,597	52,872
95	16	984,278	43,004	3089,44	58,708	2677,642	85,382	3193,099	53,503
95	17	988,775	43,319	3090,232	61,086	2679,733	84,84	3188,312	53,153
95	18	984,216	42,926	3085,862	58,349	2676,434	85,039	3192,339	52,196
95	19	984,344	42,031	3085,215	59,199	2675,231	84,54	3191,258	51,989
95	20	986,63	43,789	3088,801	58,781	2682,982	85,404	3190,695	53,915
100	21	992,413	43,376	3085,859	59,882	2678,555	86,113	3191,56	51,626
100	22	987,429	44,323	3079,5	59,905	2673,826	85,464	3195,022	52,74
100	23	989,126	42,312	3080,458	59,206	2668,653	86,858	3194,879	53,099
100	24	992	44,683	3085,483	60,283	2673,873	87,122	3190,203	52,167
100	25	989,228	43,349	3080,066	60,109	2671,837	87,51	3196,107	52,487
105	26	996,236	43,318	3076,936	59,433	2666,267	86,707	3196,373	52,258
105	27	994,001	42,837	3076,775	58,742	2668,077	87,117	3196,942	53,461
105	28	1001,57	42,851	3079,714	59,073	2670,669	85,612	3196,862	52,682
105	29	1001,475	43,797	3083,446	62,719	2673,576	84,88	3191,433	51,357
105	30	995,212	43,234	3076,259	60,183	2663,74	87,623	3196,013	52,825
110	31	999,501	43,412	3073,825	59,301	2661,311	87,356	3199,698	52,323
110	32	1001,891	42,919	3077,518	60,081	2667,514	86,597	3198,454	51,407
110	33	999,046	44,407	3074,279	58,77	2663,093	88,152	3199,678	52,44
110	34	1000,677	42,4	3074,477	59,054	2661,637	89,146	3199,426	52,548
110	35	996,961	42,544	3072,446	58,706	2665,362	88,108	3199,634	52,215
115	36	1003,757	43,292	3072,877	61,241	2668,371	86,924	3199,487	53,702
115	37	1009,898	43,164	3078,63	61,12	2667,683	85,599	3195,249	51,821
115	111	1001,358	42,49	3071,465	61,205	2660,216	86,904	3200,491	51,683
115	39	1007,276	44,778	3073,274	62,254	2667,384	86,557	3196,604	51,131
115	40	1009	44,272	3081,116	63,658	2669,271	85,61	3196,071	51,449
120	41	1014,051	43,801	3075,04	64,125	2667,909	86,293	3195,127	50,884
120	42	1013,24	42,481	3074,645	63,541	2669,007	84,316	3196,291	51,069
120	43	1008,37	41,958	3066,707	59,619	2664,196	85,464	3202,141	50,761
120	44	1014,754	42,385	3070,744	62,982	2669,55	84,744	3198,356	51,639

120	45	1011,806	42,703	3073,192	62,877	2665,722	84,529	3199,639	51,558
125	46	1011,898	42,424	3068,712	60,757	2660,426	86,619	3203,238	52,702
125	47	1011,672	42,7	3074,852	63,32	2666,889	85,434	3197,569	51,274
125	48	1011,041	42,493	3067,894	60,386	2654,743	88,562	3202,267	51,75
125	49	1008,371	42,998	3064,937	59,825	2657,468	87,486	3202,051	52,354
125	50	1010,709	44,206	3074,368	64,827	2666,795	85,338	3198,883	51,056
130	51	1018,19	41,49	3069,819	62,595	2664,513	84,865	3198,315	51,733
130	52	1012,085	41,674	3064,426	60,132	2657,918	85,842	3203,448	51,255
130	53	1016,819	42,834	3071,484	61,764	2663,471	86,115	3198,107	50,979
130	54	1015,499	40,932	3067,679	60,639	2660,93	87,282	3201,729	52,257
130	55	1013,115	42,538	3067,357	62,365	2661,971	85,733	3201,875	51,442
80	56	902,823	40,949	3472,525	90,937	2705,074	88,01	2797,742	87,871
80	57	903,575	42,296	3474,806	89,585	2703,315	85,273	2798,724	87,217
80	58	900,416	41,236	3473,216	90,557	2703,2	87,589	2797,823	85,771
80	59	901,981	41,483	3476,848	91,559	2702,926	87,642	2792,923	87,564
80	60	900,428	41,092	3474,037	90,176	2700,312	86,951	2795,099	87,16
85	61	912,002	41,359	3448,43	86,99	2702,378	88,04	2818,948	87,918
85	62	910,406	41,113	3450,994	86,571	2700,983	89,222	2815,584	86,729
85	63	911,518	41,932	3456,446	88,435	2699,247	89,409	2813,629	87,573
85	64	913,553	42,054	3457,426	89,437	2705,487	88,663	2813,956	86,485
85	65	910,287	41,795	3457,174	89,476	2699,221	89,777	2815,005	85,421
90	66	902,697	41,539	3435,622	85,865	2696,742	91,869	2832,608	86,713
90	67	908,106	43,274	3434,822	85,199	2703,571	90,535	2836,456	83,951
90	68	906,556	41,968	3436,802	87,214	2700,997	92,675	2833,299	87,066
90	69	904,886	42,419	3433,396	87,66	2697,525	92,386	2832,978	86,29
90	70	905,834	41,95	3439,029	87,698	2698,097	92,515	2828,907	85,971
95	71	902,08	41,574	3423,904	85,794	2690,888	93,428	2841,545	84,868
95	72	917,608	42,86	3425,623	86,508	2700,532	91,892	2843,499	86,238
95	73	914,381	42,583	3422,353	85,493	2694,608	96,176	2844,71	85,56
95	74	913,327	42,512	3421,484	84,517	2697,183	92,734	2844,386	85,869
95	75	916,22	42,297	3426,499	86,22	2702,191	93,059	2840,549	84,206
100	76	897,096	43,213	3409,828	82,749	2687,022	96,89	2852,464	86,948
100	77	911,819	42,243	3413,061	84,597	2692,68	93,95	2849,751	83,931
100	78	894,527	42,628	3408,12	83,515	2684,181	97,099	2852,509	86,903
100	79	897,308	41,611	3413,292	88,221	2686,215	94,83	2847,934	84,636
100	80	895,727	43,215	3409,13	82,564	2685,627	97,537	2852,369	84,098
105	81	908,166	42,761	3402,218	85,067	2684,59	97,638	2857,868	84,999
105	82	914,417	43,302	3398,841	84,082	2689,622	96,608	2859,774	85,652
105	83	905,036	42,66	3403,787	83,91	2685,43	99,181	2856,196	83,278
105	84	905,351	43,675	3405,758	84,677	2681,864	99,803	2857,988	84,254
105	85	902,458	41,75	3403,553	82,562	2685,539	97,269	2856,332	84,956
110	86	913,409	43,451	3396,123	84,526	2684,79	97,057	2865,282	82,628
110	87	912,466	42,977	3395,454	84,117	2685,349	97,182	2863,268	84,894
110	88	909,411	43,456	3395,168	84,252	2683,414	98,062	2863,702	82,898
110	89	911,524	42,762	3396,062	84,229	2686,021	97,663	2864,962	84,179

110	90	909,557	42,11	3395,447	85,407	2683,542	98,403	2864,431	82,634
115	91	917,606	44,682	3388,153	84,353	2687,468	98,631	2869,719	83,216
115	92	913,669	42,494	3392,743	84,339	2685,269	98,5	2870,753	84,59
115	93	917,292	42,994	3387,717	84,016	2687,575	99,376	2869,849	82,35
115	94	917,915	42,212	3388,069	82,89	2686,048	97,271	2869,339	83,053
115	95	918,396	43,608	3389,627	83,13	2687,691	98,949	2869,034	82,917
120	96	920,589	43,065	3386,334	82,187	2683,295	99,291	2875,278	83,608
120	97	923,338	43,623	3387,885	85,039	2686,226	100,381	2873,157	83,417
120	98	922,261	44,161	3384,57	81,32	2686,898	98,839	2876,313	84,614
120	99	916,932	43,733	3385,304	82,476	2687,623	99,512	2876,572	83,731
120	100	921,894	44,237	3388,328	84,492	2689,281	99,374	2874,606	84,108
125	101	925,116	43,284	3379,277	82,073	2688,497	99,569	2881,896	83,096
125	102	923,981	42,656	3378,646	80,726	2689,667	100,348	2881,903	81,92
125	103	921,771	45,081	3378,382	82,988	2687,02	97,837	2881,68	82,494
125	104	928,311	43,567	3383,969	80,211	2692,851	96,887	2877,766	84,253
125	105	925,597	44,098	3381,814	81,136	2690,113	99,443	2881,355	82,474
130	106	931,062	43,745	3378,987	84,933	2688,349	99,815	2880,113	82,09
130	107	926,868	44,383	3375,401	81,744	2685,656	101,35	2886,412	83,826
130	108	929,308	43,459	3378,988	84,702	2688,909	98,6	2881,622	82,418
130	109	930,86	44,837	3374,459	80,726	2691,635	99,833	2885,077	82,526
130	110	928,093	44,046	3375,782	80,478	2686,57	100,319	2885,888	81,259

kV	kuva	Mean	StDev	Mean	StDev	Mean	StDev	Mean	StDev
80	1	1350,078	47,591	3238,225	40,836	3015,738	42,967	3109,984	44,806
80	2	1348,06	47,244	3234,99	34,909	3019,729	42,387	3111,051	43,603
80	3	1348,118	49,332	3235,635	38,185	3013,617	41,546	3111,541	43,378
80	4	1347,465	47,999	3234,398	38,278	3019,167	41,628	3110,212	43,547
80	5	1346,348	47,08	3231,095	38,605	3014,831	43,054	3110,344	43,982
85	6	1348,72	50,527	3225,835	38,667	3007,742	43,693	3115,675	42,792
85	7	1348,445	47,686	3224,095	40,018	3009,499	42,777	3113,639	42,325
85	8	1346,829	48,179	3232,755	38,455	3006,22	43,469	3115,25	43,766
85	9	1354,391	49,347	3225,182	38,395	3012,706	44,876	3114,831	43,745
85	10	1349,523	48,69	3227,298	37,19	3008,829	42,869	3114,878	43,875
90	11	1346,196	48,775	3219,072	38,799	3007,146	44,573	3121,936	43,757
90	12	1353,93	48,926	3224,122	37,61	3005,303	43,607	3120,024	44,211
90	13	1350,032	48,275	3220,372	38,703	3009,354	43,498	3120,684	44,093
90	14	1346,236	49	3220,735	36,974	2999,161	43,571	3117,285	43,92
90	15	1349,928	49,131	3225,52	40,969	3008,553	42,768	3120,428	42,645
95	16	1349,822	49,647	3213,428	40,474	3004,242	45,828	3125,924	42,286
95	17	1355,006	48,705	3218,882	35,131	3006,249	46,052	3122,942	44,282
95	18	1353,245	48,975	3214,22	41,352	3005,111	46,306	3127,568	43,443
95	19	1349,401	49,411	3213,458	40,456	3004,799	44,992	3123,213	44,041
95	20	1357,472	50,151	3221,148	38,49	3007,277	44,774	3126,286	43,442
100	21	1358,66	49,118	3216,29	40,279	3007,26	46,511	3127,736	43,968
100	22	1354,876	51,497	3213,36	38,515	3005,881	47,068	3130,117	43,04
100	23	1352,614	50,549	3214,07	41,158	3000,502	44,974	3129,219	43,197
100	24	1359,902	48,792	3217,695	38,71	3003,216	47,21	3128,761	44,443
100	25	1354,715	51,562	3211,528	39,522	3000,15	47,606	3129,712	42,697
105	26	1359,751	48,358	3214,63	41,827	3000,711	45,967	3132,061	43,967
105	27	1357,108	49,801	3209,265	40,191	2999,08	47,685	3132,235	44,007
105	28	1362,407	48,844	3212,778	42,465	3002,78	45,42	3132,035	43,638
105	29	1367,776	50,596	3217,132	38,994	3008,307	45,747	3129,825	43,801
105	30	1357,991	50,431	3211,192	37,301	3000,072	46,882	3130,723	43,16
110	31	1358,219	50,115	3208,942	39,668	3002,338	45,583	3135,562	44,538
110	32	1363,678	48,819	3214,162	40,69	2996,812	48,561	3137,499	43,431
110	33	1359,003	49,723	3209,29	40,177	3000,128	45,765	3135,115	44,198
110	34	1357,811	49,707	3210,358	37,242	3005,49	47,875	3136,752	44,336
110	35	1358,037	50,516	3213,008	39,512	3005,888	46,515	3136,818	43,885
115	36	1364,582	49,251	3205,335	43,618	3002,357	44,708	3138,339	43,927
115	37	1370,844	48,026	3208,46	40,308	3007,472	48,892	3136,739	43,919
115	111	1364,354	48,09	3205,455	40,026	2995,206	46,236	3140,399	43,008
115	39	1362,892	49,433	3208,755	40,225	3004,084	45,103	3135,218	45
115	40	1370,939	47,515	3210,138	37,102	3006,717	47,044	3135,77	42,888
120	41	1371,746	46,477	3206,855	41,285	3004,718	48,168	3138,246	43,775
120	42	1369,232	47,451	3209,132	41,997	3007,381	46,322	3140,597	43,303
120	43	1361,994	48,005	3206,318	41,685	3003,113	48,687	3141,299	42,62
120	44	1365,496	45,851	3207,002	39,491	3001,186	46,103	3141,389	43,009

120	45	1365,891	46,866	3208,752	39,811	3005,189	45,755	3140,643	43,913
125	46	1367,229	48,501	3203,342	37,789	3003,657	47,665	3142,552	42,885
125	47	1367,902	47,078	3206,138	40,912	3004,358	46,722	3140,849	43,593
125	48	1364,406	48,783	3202,682	41,087	2999,621	47,663	3143,271	43,495
125	49	1363,764	51,597	3200,578	42,201	2997,116	48,33	3140,609	43,834
125	50	1367,444	49,09	3206,835	41,784	3004,623	48,55	3138,875	44,804
130	51	1369,182	46,617	3201,625	41,327	2998,959	48,218	3142,763	44,376
130	52	1363,368	49,28	3202,55	39,846	2998,832	45,223	3143,741	42,77
130	53	1371,735	46,649	3203,718	41,159	3004,008	44,718	3140,294	44,065
130	54	1368,675	46,42	3210,138	40,755	3003,647	45,657	3143,623	43,748
130	55	1368,565	48,062	3200,57	40,248	2996,447	48,115	3142,15	43,753
80	56	1275,829	44,795	3627,825	36,172	3100,11	44,485	2673,67	57,252
80	57	1279,747	44,059	3632,825	33,243	3104,563	43,474	2676,623	56,533
80	58	1276,058	45,931	3637,035	38,927	3099,901	43,164	2675,517	55,601
80	59	1281,604	45,265	3628,4	36,486	3098,914	45,516	2671,991	56,732
80	60	1277,029	44,885	3625,365	37,306	3102,424	45,414	2672,274	56,247
85	61	1298,881	44,817	3620,71	38,791	3111,448	47,763	2695,078	55,378
85	62	1294,456	46,129	3613,68	38,65	3108,688	43,217	2694,408	55,956
85	63	1297,961	47,165	3610,155	40,376	3109,481	43,846	2691,157	54,778
85	64	1300,253	45,117	3624,255	41,52	3111,537	44,448	2696,042	56,422
85	65	1295,006	44,113	3610,145	39,8	3111,663	46,487	2695,978	56,448
90	66	1293,56	45,799	3597,032	38,718	3117,909	43,794	2707,634	55,868
90	67	1297,791	45,669	3603,498	39,724	3123,587	43,892	2715,576	57,501
90	68	1295,557	48,244	3593,28	38,176	3121,771	43,999	2711,67	57,545
90	69	1292,882	47,901	3595,805	38,782	3119,011	46,114	2709,3	54,811
90	70	1294,239	45,185	3603,31	39,463	3116,593	47,321	2708,289	55,493
95	71	1301,954	47,046	3579,13	39,579	3123,476	46,345	2720,574	54,311
95	72	1315,209	47,567	3588,132	38,79	3131,954	44,39	2723,194	55,38
95	73	1306,812	47,656	3589,358	40,305	3121,287	47,025	2726,126	55,093
95	74	1306,569	47,841	3583,25	37,123	3123,161	50,524	2724,981	56,535
95	75	1313,496	45,477	3581,365	35,912	3131,129	46,274	2724,915	55,787
100	76	1297,276	48,379	3572,748	38,148	3129,006	49,25	2732,708	56,306
100	77	1309,584	49,239	3569,745	36,784	3131,138	47,762	2733,282	54,572
100	78	1299,283	46,534	3570,492	41,488	3125,272	45,615	2730,158	55,526
100	79	1301,939	48,78	3571,938	38,496	3130,549	48,477	2727,878	55,867
100	80	1298,358	47,964	3578,185	37,744	3129,636	46,889	2732,583	56,175
105	81	1309,042	48,586	3559,792	39,014	3130,897	46,603	2740,144	54,883
105	82	1318,194	49,507	3562,315	39,378	3128,963	51,324	2742,746	56,755
105	83	1307,916	46,607	3565,74	37,674	3135,103	48,442	2739,323	55,345
105	84	1312,23	48,5	3564,692	38,958	3126,88	48,569	2738,33	54,385
105	85	1311,97	49,523	3560,428	39,38	3129,749	47,36	2735,33	54,583
110	86	1318,944	48,051	3551,968	38,377	3136,164	46,085	2751,085	55,553
110	87	1317,596	48,293	3552,95	42,357	3132,482	47,379	2746,445	57,212
110	88	1316,648	46,837	3555,388	38,216	3128,369	45,952	2746,056	55,353
110	89	1313,119	47,155	3558,465	41,043	3133,468	47,854	2749,144	56,459

110	90	1315,788	48,861	3560,552	39,799	3133,803	49,799	2749,379	55,478
115	91	1323,722	48,68	3553,785	40,836	3134,468	48,501	2755,284	57,691
115	92	1322,986	48,641	3545,595	38,635	3135,996	49,399	2757,022	56,124
115	93	1322,409	48,28	3547,042	37,376	3136,32	47,105	2757,805	56,27
115	94	1324,429	49,427	3554,02	39,201	3129,151	49,423	2754,906	55,206
115	95	1321,102	48,819	3548,608	39,934	3135,659	48,98	2756,835	55,879
120	96	1327,724	49,512	3552,955	39,798	3139,452	47,409	2760,649	54,904
120	97	1330,702	49,085	3547,598	39,232	3140,351	49,008	2760,608	55,924
120	98	1325,091	49,428	3539,925	41,242	3140,954	50,555	2761,123	57,431
120	99	1318,139	50,618	3546,132	37,744	3138,95	50,081	2763,616	56,026
120	100	1323,896	48,635	3549,34	38,083	3139,63	48,52	2760,907	55,52
125	101	1329,524	49,946	3543,522	40,61	3143,347	47,872	2766,944	57,657
125	102	1330,197	50,681	3539,555	41,403	3138,182	43,618	2768,518	57,222
125	103	1320,279	51,029	3549,005	40,656	3142,653	51,406	2768,779	56,105
125	104	1332,392	48,818	3538,328	37,922	3142,803	49,285	2765,812	57,215
125	105	1332,126	50,403	3540,562	38,7	3139,338	48,722	2769,117	56,492
130	106	1341,091	51,953	3538,4	41,633	3143,436	50,2	2768,708	56,577
130	107	1331,622	50,081	3531,778	39,548	3141,346	46,432	2771,038	55,486
130	108	1335,994	51,351	3541,87	36,603	3147,532	48,502	2769,503	55,991
130	109	1331,94	50,768	3540,715	36,242	3147,446	47,499	2771,443	56,907
130	110	1334,054	50,016	3539,108	39,537	3143,724	52,197	2772,566	54,909

ROI	1	1	2	2	3	3	4	4									DAP, μGym ²
kV	Mean	StDev	Mean	StDev	Mean	StDev	Mean	StDev	Hila	CNR 21	CNR 31	CNR 41	CNR 23	CNR 24	CNR 34		
80	1348	47,8492	3234,869	38,1626	3016,616	42,3164	3110,626	43,8632	Ei	43,87432	37,01196	38,43783	5,42383	3,029344	2,181723		12,074
85	1349,6	48,8858	3227,033	38,545	3008,999	43,5368	3114,855	43,3006	Ei	42,94714	35,90935	38,29791	5,312598	2,74122	2,438014		10,526
90	1349,3	48,8214	3221,964	38,611	3005,903	43,6034	3120,071	43,7252	Ei	42,83766	35,84837	38,26844	5,256033	2,475043	2,614676		9,732
95	1353	49,3778	3216,227	39,1806	3005,536	45,5904	3125,187	43,4988	Ei	42,07931	34,8021	38,16241	4,970841	2,202256	2,686094		9,124
100	1356,2	50,3036	3214,589	39,6368	3003,402	46,6738	3129,109	43,469	Ei	41,32593	33,9718	37,81394	4,893647	2,057127	2,789068		8,272
105	1361	49,606	3212,999	40,1556	3002,19	46,3402	3131,376	43,7146	Ei	41,2647	34,21049	37,94166	4,874442	1,946427	2,869049		8,072
110	1359,3	49,776	3211,152	39,4578	3002,131	46,8598	3136,349	44,0776	Ei	41,50451	33,99944	37,86748	4,843063	1,790925	2,951877		7,636
115	1366,7	48,463	3207,629	40,2558	3003,167	46,3966	3137,293	43,7484	Ei	41,4998	34,50246	38,40243	4,719117	1,674573	2,975779		7,758
120	1366,9	46,93	3207,612	40,8538	3004,317	47,007	3140,435	43,324	Ei	41,93803	34,86263	39,30159	4,627647	1,596074	3,013747		8,118
125	1366,1	49,0098	3203,915	40,7546	3001,875	47,786	3141,231	43,7222	Ei	40,94643	33,79746	38,28413	4,563782	1,484048	3,045764		7,738
130	1368,3	47,4056	3203,72	40,667	3000,379	46,3862	3142,514	43,7424	Ei	41,6796	34,80205	38,93029	4,671663	1,450218	3,154062		7,722
80	1278,1	44,987	3630,29	36,4268	3101,182	44,4106	2674,015	56,473	Kyllä	57,78471	40,78698	27,51748	13,09066	20,58723	-8,46852		30,118
85	1297,3	45,4682	3615,789	39,8274	3110,563	45,1522	2694,533	55,7964	Kyllä	54,36336	40,01863	27,59545	11,89051	19,26835	-8,24243		26,158
90	1294,8	46,5596	3598,585	38,9726	3119,774	45,024	2710,494	56,2436	Kyllä	53,86928	39,85361	27,54171	11,40072	18,6542	-8,08315		22,74
95	1308,8	47,1174	3584,247	38,3418	3126,201	46,9116	2723,958	55,4212	Kyllä	53,25205	38,65602	27,60229	10,74551	18,35029	-7,86148		20,698
100	1301,3	48,1792	3572,622	38,532	3129,12	47,5986	2731,322	55,6892	Kyllä	52,38847	38,16818	27,53549	10,29835	17,85797	-7,70272		18,896
105	1311,9	48,5446	3562,593	38,8808	3130,318	48,4596	2739,175	55,1902	Kyllä	51,489	37,49215	27,51833	9,898627	17,50633	-7,54741		17,408
110	1316,4	47,8394	3555,865	39,9584	3132,857	47,4138	2748,422	56,011	Kyllä	51,01371	38,13915	27,57819	9,682883	16,82709	-7,4341		16,416
115	1322,9	48,7694	3549,81	39,1964	3134,319	48,6816	2756,37	56,234	Kyllä	50,6306	37,17538	27,30275	9,456091	16,62866	-7,20481		15,348
120	1325,1	49,4556	3547,19	39,2198	3139,867	49,1146	2761,381	55,961	Kyllä	50,11716	36,82162	27,24941	9,222287	16,51193	-7,20409		14,548
125	1328,9	50,1754	3542,194	39,8582	3141,265	48,1806	2767,834	56,9382	Kyllä	49,16588	36,85308	26,86737	9,108025	15,99978	-7,10493		13,796
130	1334,9	50,8338	3538,374	38,7126	3144,697	48,966	2770,652	55,974	Kyllä	49,21323	36,26774	26,88402	8,980011	16,21608	-7,12874		13,442