

Jonne Enholm & Marco Perrotta

## XVI-kuvausprotokollat

Ohje Elektan lineaarikiihdyttimille

---

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Röntgenhoitaja (AMK)

Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

Opinnäytetyö

8.4.2015

Tekijät Otsikko  Sivumäärä Aika	Jonne Enholm, Marco Perrotta Kuvantaminen XVI-järjestelmällä 25 sivua + 2 liitettä 8.4.2015
Tutkinto	Röntgenhoitaja AMK
Koulutusohjelma	Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma
Ohjaajat	Lehtori Anne Kangas Lehtori Marjo Mannila Röntgenhoitaja Keijo Korhonen
<p>Projektin tarkoituksena oli tuottaa kuvausprotokolla-ohje Elektan XVI-järjestelmällä tehtäville kartiokeilatietokonetomografia-kohdentamiskuvauksille HYKS Syöpätautien klinikan sädehoito-osaston käyttöön. Tavoitteena oli selkeä, yksinkertainen ja visuaalisesti helposti hahmotettava ohje, joka tukee röntgenhoitajan tekemiä kuvausprotokollavalintoja. Ohjeen tavoitteena on auttaa ylläpitämään hoidon korkeaa laatua ja potilasturvallisuutta.</p> <p>HYKS Syöpätautien klinikan sädehoito-osastolla toivottiin selkeää ohjetta Elektan uusien lineaarikiihdyttimien kuvausjärjestelmänä toimivan X-ray Volume Imagerin kartiokeilatietokonetomografia-kuvausprotokollille. Tavoitteena oli ohje, jota voitaisiin käyttää kaikilla XVI-järjestelmää käyttävillä hoitokoneilla.</p> <p>Ohjeen teko aloitettiin tarpeellisimpien kuvausprotokollien kartoittamisella, joka toteutettiin sitä varten räätälöidyllä kyselylomakkeella, johon kolmen Elektan sädehoitokoneen röntgenhoitajat saivat kirjata käytössä olevia kuvausprotokollia. Lisäksi sairaalafyysikot tekivät omat lisäyksensä lomakkeeseen. Lomakkeelle päätyneet kuvausprotokollat tulivat ohjeeseen. Keräyksen jälkeen kuvausprotokollista mitattiin sädeannos käyttämällä tietokonetomografian annosmittauksiin tarkoitettua thorax fantomia ja kynänmallista ionisaatiokammiota, joiden keskikohta aseteltiin isosentriin. Jokainen kuvausprotokolla mitattiin fantomin keskeltä ja vähintään yhdestä kohdasta fantomin pinnalta. Mittausten tuloksista jokaiselle kuvausprotokollalle laskettiin painotettu CBDI-luku, joka kuvaa keskimääräistä volumetristä annosta fantomissa. Annoksen lisäksi ohjeeseen valikoitui vain oleellimmat kuvausprotokollan valintaan liittyvät tiedot kuten kuvausprotokollan käyttökohteet, kuvauksen aloitus- ja lopetuskulmat, kuvauslaitteen kiertosuunta ja kuvausaika. Tiedot kuvausprotokollien käyttökohteista kerättiin Elektan sädehoitokoneilta lomakkeella. Kuvausprotokolla-ohjeen runko annettiin hahmottelun jälkeen toteutettavaksi graafiselle suunnittelijalle.</p> <p>Työn idea oli potilasturvallisuuden edistäminen ja hoitohenkilökunnan XVI-järjestelmän hallinnan syventäminen. Työ tehtiin hyvin tiiviissä yhteistyössä HYKS Syöpätautien klinikan sädehoito-osaston kanssa. Ohjetta käytetään tukena kohdentamiskuvausten kuvausprotokollien valinnassa. Tulevaisuudessa ohjetta voidaan kehittää pitämään sisällään informaatiota kuvausprotokollien kuvanlaadusta ja ohjeita kohdennustekniikkaan eri kuvauskohteissa.</p>	
Avainsanat	kuvantaminen sädehoidossa, kartiokeilatografia, XVI-järjestelmä, hyvän ohjeen kriteerit ja projektityyppinen opinnäytetyö

Authors Title	Jonne Enholm, Marco Perrotta XVI imaging protocols
Number of Pages Date	25 pages + 2 appendices 8.4.2015
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Radiography and Radiotherapy
Instructors	Lecturer Anne Kangas Lecturer Marjo Mannila Radiotherapy Technologist Keijo Korhonen
<p>The purpose of this thesis was to create a cone-beam computed tomography imaging protocol guide for Elekta X-ray Volume imager, to be used during radiotherapy online registration in Helsinki University Central Hospital Department of Oncology. The aim was an articulate, simple and easily perceivable guide that supports radiotherapy technologists in the imaging protocol selecting process, furthermore to maintain the high quality of radiotherapy and improve patient safety.</p> <p>In 2014 HUCH Department of Oncology purchased two new Elekta linear accelerators and requested a simple guide for their CBCT imaging protocols. The guide was also meant to be used in one older linear accelerator using XVI system.</p> <p>The making of the guide began by sorting out the most essential imaging protocols. The staff of the three Elekta linear accelerators and a few medical physicists was asked to put together a list of the imaging protocols they had used. Imaging protocols that ended up into the list would be included in the guide. Next, the imaging dose of the remaining protocols was measured using a computed tomography body phantom and a pencil ion chamber that were aligned to the machine isocenter. Each protocol was measured once in the center of the phantom and at least at one point on the surface. A weighted Cone-beam Dose Index was calculated from the measured values for each protocol, to represent an average volumetric dose in the phantom. In addition to weighted dose, the main targets, imaging start angle and stop angle, gantry rotation direction and imaging time information were selected into the guide. The information of the main targets areas for each protocol was defined by the staff of the three Elekta linear accelerators. The framework of the guide was forwarded to a graphic designer after sketching to be produced and printed.</p> <p>The idea of the thesis was to improve patient safety and deepen radiotherapy treatment staffs knowledge on the XVI system. This thesis was made in close co-operation with the HUCH Department of Oncology. The guide is being used as a support in imaging protocol selecting process. In future the guide can be developed to include information about image quality of each protocol and instructions on matching different imaging objects.</p>	
Keywords	image-guided radiotherapy, cone-beam computed tomography, XVI system

## Sisällys

1	Johdanto	1
2	Työn tarkoitus ja tavoite	2
2.1	Tarkoitus ja tavoite	2
2.2	Nykytilanne	2
3	KKTT-kohdistuskuvaus sädehoidossa	3
3.1	Kuvantaminen sädehoidossa	4
3.2	Kuvien Offline- ja Online-tarkastelu	4
3.3	Potilasturvallisuus	5
3.4	Kartiokeilatietokonetomografia	5
3.5	KKTT ominaisuudet	7
3.6	KKTT annoksista	8
4	XVI-järjestelmä	9
4.1	XVI-järjestelmän kuvaustilat	10
4.1.1	PlanarView-kuvaus	10
4.1.2	MotionView-kuvaus	10
4.1.3	VolumeView-kuvaus	10
4.2	Kuvaustilojen esiasetukset	11
4.3	Hallintajärjestelmät	11
5	XVI-järjestelmän osat hoituhuoneessa	12
5.1	kV-lähde	12
5.2	Rajoittimen kasetti	14
5.3	Suodatin kasetti	15
5.4	kV-detektori	15
6	Projektimainen opinnäytetyö	16
6.1	Mitä projektit ovat?	16
6.2	Projektiviestintä	17
6.3	Projektityyppinen opinnäytetyö	17
7	Projektin aikataulu ja viestintä	18
7.1	Projektin aikataulu	18

7.2	Projektin viestintä	19
8	Hyvän ohjeen kriteerit	19
8.1	Ohjeen teon teoreettiset lähtökohdat	19
8.2	Ohjeen sisällön ja ulkomuodon määrittely	20
9	Ohjeen tekeminen	21
9.1	Ohjeen sisältö	21
9.2	Annosmittaukset	21
9.3	Ohjeen toteutus	23
10	Pohdinta	23
	Lähteet	26
	Liitteet	
	Liite 1. XVI annosmittaukset	
	Liite 2. XVI kuvausprotokollat	

## Terminologia- ja lyhenneluettelo

ALGORITMI	Ongelman ratkaisuun käytetty vaiheittainen menettely.
ARTEFAKTI	Kuvio, jonka kuvauksen tai rekonstruoinnin rajat muodostuvat kuvaan. Se ei näytä anatomiaa tai muita kohteita.
EPID	Electronic Portal Imaging Device. Elektroniset hoitokonekuvat.
FOV	Kuva-ala
kV	Kilovoltti (sähköinen jännite)
KKTT	Kartiokeilatietokonetomografia
Linac	Digitaalinen lineaarikiihdytin
mA	milliampeeri (sähkövirta)
MotionView	kV-kuvaustila, jossa XVI-järjestelmä ottaa kuvakehyssarjan kohteesta kanturin ollessa paikallaan
MRI	Magneettikuvaus
MV	Megavoltti (sähköinen jännite)
OBI	On-Board Imager (Varian)
PlanarView	kV-kuvaustila, jossa XVI-järjestelmä ottaa yhden staattisen kuvan
TT	Tietokonetomografia
XVI	X-ray Volume Imager (Elekta)
VOKSELI	Kolmiulotteinen kuva-alkio

VolumeView

kV-kuvaustila, jossa XVI-järjestelmä ottaa kuvakehyssarjan  
kanturin kiertäessä kuvattavaa kohdetta

## 1 Johdanto

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena on tuottaa kartiokeilatietokonetomografia kuvausprotokolla-ohje Elektan XVI-kuvausjärjestelmälle. Työn tilaajana on HYKS:n Syöpätautien klinikan sädehoidon osasto. HYKS:n Syöpätautien klinikka vastaa syövän onkologisesta hoidosta koko HUS:n alueella. Potilaita hoidetaan vuosittain noin 13 000 ja henkilökuntaa on noin 240. Klinikkan sädehoito-osasto on Suomen suurin sädehoitoyksikkö, jossa potilaita hoidetaan kymmenellä ulkoisen sädehoidon laitteella eli lineaarikiihdyttimellä (Sädehoito-osasto 2014.) Keväällä 2013 HYKS:n Medisiinisen tulosyksikön Syöpä-klinikkaryhmä sai luvan hankkia kaksi uutta lineaarikiihdytintä, joiden tilat valmistuivat keväällä 2014. Avoimen tarjouskilpailun perusteella päätettiin hankkia kaksi XVI-kuvantamisjärjestelmää käyttävää Elekta Instruments AB:n Versa HD lineaarikiihdytintä (HYKS-sairaanhoitoalueen lautakunta 2013.) Ennen uusien hoitokoneiden käyttöönottoa XVI-järjestelmä on ollut Syöpätautien klinikan sädehoito-osastolla käytössä Linac 6:lla. Uuden järjestelmän käyttöönotto vaatii röntgenhoitajien osaamisen vahvistamista.

Työn tärkeyttä perustellaan sillä, että röntgenhoitajien tulee hallita saumattomasti uusi kuvantamisjärjestelmä, joka mahdollistaa hoidon korkean laadun sekä potilasturvallisuuden toteuttamisen kohdentamiskuvauksen osalta.

Opinnäytetyön tuotoksen tavoitteena on edistää potilasturvallisuutta ja ylläpitäisi sädehoidon korkeaa laatua. Sädehoidon tehokkuus perustuu tarkan annoskoon lisäksi oikeaan kohdistukseen. Sädehoidon osuvuuden varmistamiseen voidaan käyttää erilaisia kuvausmenetelmiä (Jussila – Kangas – Haltamo 2010: 112-147.) Elektan XVI (X-ray Volume Imager) -järjestelmällä voidaan ottaa kaksi, - kolme- tai nelikulotteisia kuvia ennen hoitoa, sen aikana tai hoidon jälkeen (XVI R5.0. 2014.)

Opinnäytetyö tehtiin projektiluontoisena. Opinnäytetyön teoria- ja tietoperustaosiossa keskeisinä käsitteinä ovat kuvantaminen sädehoidossa, sädehoidon kohdistaminen, kartiokeilatietokonetomografia (KKTT), XVI-järjestelmä ja hyvän ohjeen kriteerit. Tietoa hankimme kirjallisuudesta, erityisesti laitevalmistajan manuaalista ja eri verkkolähteistä. Hyvän oppaan kriteerejä ja projektityön hallintaa selvitimme niin ikään kirjallisuuden kautta. Merkittävä osa tiedosta saatiin lukuisista yhteistyötahojen kanssa käydyistä palavereista. Tilaajataho oli vahvasti mukana suunnittelemassa ohjeen lopullista sisältöä ja julkaisumuotoa.



## 2 Työn tarkoitus ja tavoite

### 2.1 Tarkoitus ja tavoite

Opinnäytetyön tarkoitus on laatia Syöpätautien klinikan röntgenhoitajille kuvausprotokolla-ohje KKTT kohdentamiskuvauksiin Elektan XVI-kuvantamisjärjestelmällä, joka on tarkoitettu käytettäväksi yhdessä Elektan lineaarikiikhyttimien kanssa. Tavoitteena on selkeä, yksinkertainen ja visuaalisesti helposti hahmotettava ohje, joka nopeuttaa ja tukee röntgenhoitajien toimintaa sekä kuvausprotokolliin liittyviä valintoja. Yhdelle hoitokohteelle on valittavissa useita eri kuvausprotokollia, joiden potilaalle tuottamissa nimellisissä sädeannoksissa on huomattavia eroja. Tämä on asia, jonka haluamme ohjeen mukana tuoda esille. Toimintatapojen yhtenäistämisen lisäksi ohjeen tavoite on kuvantamisen osalta ylläpitää hoidon korkeaa laatua ja potilasturvallisuutta.

### 2.2 Nykytilanne

Kartiokeilakuvaus hoitokoneella on olennainen osa potilaan sädehoidon hoitopolkua. Hoitopolku Syöpätautien klinikalla alkaa uusien potilaiden vastaanotolla, jossa lääkärin kanssa tehdään periaatepäätös hoidosta. Tämän jälkeen potilas menee TT- tai MRI-simulaattoriin, jossa määritellään hoitoasento ja kohdealue. Potilaan on simulaatiokuvauksessa oltava täsmälleen samassa hoitoasennossa kun hän tulee olemaan hoitokoneella. Asennon toistettavuuteen käytetään vakioitua tasaista kuvauspöytää, sekä erilaisia hoitotelineitä, ulkoisia fiksaatiovälineitä kuten maskeja tai muotteja ja ihoon tatuoitavia referenssipisteitä, jotka kohdistetaan simulaattorissa olevien laservalojen avulla. Asennon toistettavuus lisää hoidon kohdentamistarkkuutta. Hoitokoneella potilas kohdistetaan taustointipisteisiin samanlaisilla valoilla kuin simulaattorissa. Tämän jälkeen tehdään annossuunnitelma johon lääkäri määrittelee hoitoalueen, halutun hoitoannoksen sekä hyväksyy valmiin suunnitelman. Annossuunnitelma sisältää tiedot hoitokenttien suunnasta, käytettävästä energiasta ja hoitokenttien koosta. Lisäksi määritellään kriittiset elimet joita pyritään mahdollisuuksien mukaan säästämään säteilyltä. Lopuksi suoritetaan vielä sädehoidon dokumentointi eli verifiointi, jossa sädehoitotiedot syötetään tietojärjestelmään ja tehdään tarvittavat kirjalliset dokumentit ja tulosteet. Annossuunnitelma lähetetään

hoitokoneelle jonka jälkeen sädehoito on valmis aloitettavaksi. (Jussila – Kangas – Haltamo. 2010: 78-79.)

Elektan laitteilla kohdistuskuvaus suoritetaan pääasiassa kartiokeilakuvauksena ennen jokaista hoitofraktiota. Tällaista toimintatapaa kutsutaan kuvien online-tarkasteluksi (Jussila ym. 2010: 150.) Joissakin tapauksissa kuvaus suoritetaan kaksiulotteisella Planar-View-kuvauksella. Ennen hoitoa otettuja kuvia verrataan päällekkäin annossuunnittelu- vaiheessa otettujen referenssikuvien kanssa ja ne pyritään fuusioimaan samaan linjaan kudosten tai ihoon tehtyjen merkkien avulla (Kouri – Kangasmäki 2009: 953). Tästä selviää kuvien asentojen välinen ero, josta voidaan laskea mahdollisesti tarvittavat hoitopöydän siirrot (XVI R5.0: 47). Kun siirrot on suoritettu järjestelmä antaa luvan hoidon aloittamiseen (Hammoud 2008: 20.)

Nykytilanteessa röntgenhoitajilla on käytettävissään XVI-järjestelmän käyttöopas sekä laitteeseen käyttökoulutuksen saaneiden hoitajien sekä fyysikoiden käytännön osaaminen. Tieto siirtyy järjestelmään perehtymättömille pääasiassa suusanallisesti ilman kirjallista ohjeistusta. Nykytilanteessa hoitajilla on valittavanaan yli 50 erilaista kuvausprotokollaa hoidon kohdistamiskuvauksiin. Kuitenkin vain osaa ohjelmista käytetään päivittäin. Lisäksi jokaisella XVI-järjestelmää käyttävällä hoitokoneella on omat käytäntönsä kuvausprotokollien valinnan suhteen. Tarkoituksenamme on sisällyttää ohjeeseen vain tarpeelliset ja toistuvassa käytössä olevat kuvausprotokollat sekä yhtenäistää hoitokoneiden välisiä toimintatapoja.

### **3 KKTT-kohdistuskuvaus sädehoidossa**

Opinnäytetyömme viitekehys muodostuu käsitteistä: kuvantaminen sädehoidossa, kartiokeilatografia, XVI-järjestelmä, hyvän ohjeen kriteerit ja projektityyppinen opinnäytetyö.

### 3.1 Kuvantaminen sädehoidossa

Potilaan tarkka asettelu ja kohdistus ovat erittäin tärkeitä haluttujen hoitotulosten saavuttamiseksi (Srinivasan – Muhammadi – Sheperd 2014: 181). Potilas asetellaan hoitopöydälle usein iholle tehtyjen ulkoisten referenssipisteiden avulla. Hoitokohde sijaitsee kuitenkin harvoin ihon pinnassa, joten sädehoidon tarkkuuden parantamiseksi otetaan varmistuskuvia (Jussila ym. 2010: 147.) Kuvantamishjausta voidaan käyttää sekä ennen hoitoa asennon korjaamiseksi että hoidon aikana sädetyksen kontrolloimiseksi (Arponen-Esteves 2013: 8.) Ennen hoitoa otettuja kuvia verrataan simulaatiovaiheessa otettuihin referenssikuviiin (Joensuu ym. 2002: 20). Tällä tavoin voidaan varmistaa hoitoasento ja hoidon osuminen oikeaan kohtaan (Jussila ym. 2010: 147). Kohdistustarkkuuden parantamiseksi voidaan käyttää myös ulkoisia fiksaatiovälineitä ja erilaisia keinoja sisäisen liikkeen minimoimiseksi (Arponen-Esteves 2013: 8).

Perinteisesti kuvantamiseen käytettiin filmejä, jotka asetettiin potilaan taakse kuvan tuottamiseksi. Tämä metodi oli kuitenkin hidas eikä sillä päästy kuin 5mm asettelutarkkuuteen. Myöhemmin käyttöön otettiin digitaalitekniikkaan perustuvat elektroniset hoitokonekuvat eli EPID:t (Electronic portal imaging device), jotka käyttävät filmin sijasta säteilyn ilmaisimia (Srinivasan ym. 2014: 181.) Yleisimmin käytössä on amorfinen puolijohdeilmaisim (Jussila ym. 2010: 117). Konekuvauslaitteet käyttävät kuvan muodostukseen lineaarikiihdyttimen megavoltti-alueella olevaa säteilyä, joka johtaa heikkoon kontrastiin kuvissa comptonin sironnan vallitsevuuden vuoksi. Yli 30 kiloelektronivoltin kvanttienergioilla comptonin sironta on merkittävin vuorovaikutusmekanismi pehmytkudoksissa. Comptonin sironnassa fotonin suunta ja energia muuttuvat (Salomaa ym. 2004: 28.)

### 3.2 Kuvien Offline- ja Online-tarkastelu

Offline-konekuvauksella tarkoitetaan kuvien tarkempaa analysointia ja mahdollisia pysyvien siirtojen tekemistä vasta sädehoitokäynnin jälkeen. Selvästi toleranssirajojen ylittävät virheet korjataan kuitenkin jo ennen varsinaista hoitoa. Moniammatillinen tiimi (lääkäri, röntgenhoitaja ja fyysikko) toteuttavat säännöllisen offline-kuvien tarkastelun ja arvioivat kuvien perusteella kohdealueen, sädehoitosuunnitelman sekä potilaan asettelun. Tämän säännöllisen tapaamisen etuna nähdään se, että kuvia voidaan analysoida kii-

reettömästi ja eri ammattiryhmien välisenä yhteistyönä. Offline-tarkastelun yhtenä merkittävänä etuna on sädehoidon systemaattisen virheen väheneminen (Jussila ym. 2010: 148.)

Online-konekuvauksella tarkoitetaan kuvien tarkempaa tarkastelua ennen jokaista sädehoitofraktiota. Otettuja konekuvia ja referenssikuvia verrataan tämän jälkeen toisiinsa ja näiden perusteella tehdään sitten tarvittavat siirrot hoitokohteeseen jo ennen varsinaista sädehoitoa. Online-kuvien tarkastelu minimoi systemaattisen ja satunnaisen virheen mahdollisuuden hoidossa. Online-tarkastelu vaatii huomattavan paljon enemmän kuvia sekä resursseja kuin offline-työtapa. Kuvien analysointi on pitkälti röntgenhoitajan vastuulla ja itse kuvien tarkastelu tapahtuu nopealla aikataululla samaan aikaan kun potilas odottaa sädehoidon alkua hoitopöydällä. Nämä asiat hidastavat online-työtavan maksimaalista käyttöä sädehoidon kohdentamisessa. Tämä työtapa on parhaimmillaan sellaisissa hoitokohteissa missä fiksaatio on riittämätön tai itse hoitoasennon toistaminen vaikeata toteuttaa. Online-kuvien luotettavuus voidaan taata vain, jos tarkastuskuvien laatu on riittävän hyvällä tasolla (Jussila ym. 2010: 150.)

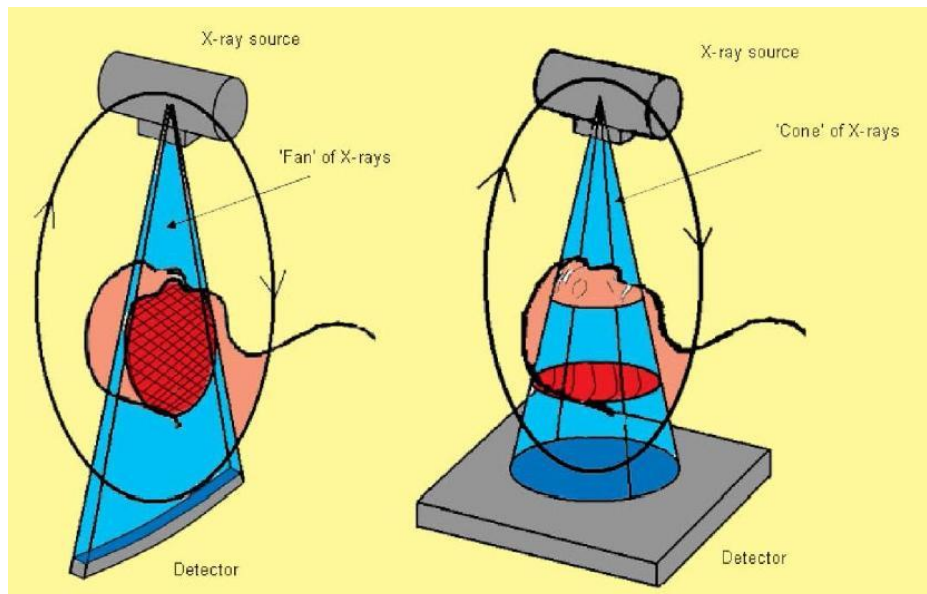
### 3.3 Potilasturvallisuus

Potilasturvallisuus on lyhyesti ilmaistuna sitä, että hoidosta tai tutkimuksesta ei aiheudu potilaalle haittaa, joka pystytään estämään kohtuullisia voimavaroja käyttämällä (Potilasturvallisuutta taidolla 2011: 12). Uuden Terveysturvalain (1326/2010) 8 § mukaan terveydenhuollon toiminnan tulee olla turvallista, laadukasta ja asianmukaisesti toteutettua. Toiminnan on myös perustuttava näyttöön ja hyviin käytäntöihin (Potilasturvallisuusopas 2011: 7).

### 3.4 Kartiokeilatietokonetomografia

Tietokonetomografia (TT) perustuu siihen, että kohteesta otetaan eri kulmista projektioita joiden avulla lasketaan kohdetta vastaava kolmiulotteinen kuva. Kolmiulotteinen kuva voidaan laskea kohteesta kuvauksessa käytetyn röntgensäteilyn vaimenemisen perusteella (Kortesiemi 2011: 35.)

Kartiokeilatietokonetomografiassa (KKTT) on joko kartiomainen tai pyramidimainen röntgensädekeila, joka läpäisee halutun kuvattavan kohteen. Säteilylähde ja potilaan vastakkaisella puolella oleva säteilyn ilmaisimien ovat kiinnitettynä samaan kuvaustelineeseen, joka pyörähtää kuvattavan kohteen ympäri. Kohteesta otetaan lukuisia kaksitasokuvia eli tavallisia röntgenkuvia yhden 180-360° pyörähdysajan aikana. Kaksiulotteisista projektiokuvista rakennetaan matemaattisen esikäsittelyn jälkeen kolmiulotteista tilavuusdataa, joka koostuu kolmiulotteisista kuva-alkioista eli vokseleista (Suomalainen - Koskinen 2013: 1037 – 1038; Scarfe – Farman 2008: 708.) Perinteisestä TT:stä poiketen KKTT:n vokselit ovat isotrooppisia eli kuva-alkion kaikki sivut ovat samankokoisia (Scarfe – Farman - Sukovic 2006: 76). Varsinainen kuvan rekonstruktio tapahtuu yleisimmin muokattun Feldkampin rekonstruktioalgoritmin avulla, joka koostuu suodatetusta takaisinprojektiosta (SEDEXCT 2015). KKTT kuvaa koko kuvakentän (FOV) kerralla, jonka ansiosta vain yksi pyörähdys riittää (Scarfe – Farman ym. 2008: 708). Kaksi yleistä, hyvin samalla periaatteella toimivaa ja laajasti sädehoidossa käytössä olevaa KKTT-järjestelmää ovat Varianin On-Board Imager (OBI) ja Elektan X-ray Volume Imager (XVI) (Kamath – Song – Chvetsov – Ozawa – 2011: 377; Hyer – Serago – Kim – Li – Hintenlang 2010: 182.) Alkujaan KKTT-kuvaukset kehitettiin angiografisiin käyttötarkoituksiin ja otettiin käyttöön jo vuonna 1982. Ensimmäinen lineaarikiihdyttimeen liitetty KKTT-laite ilmestyi vuonna 1999 ja markkinoiden ensimmäiset hammaslääketieteelliset kuvauslaitteet vuonna 2001 (Suomalainen - Koskinen 2013: 1037; Taylor – Ivanovic – Jewells - McClinck, Senior 2013: 4.) Uusimmat KKTT-laitteet käyttävät pulssitettua tekniikkaa, jossa röntgensäteily katkeaa ilmaisimen siirtäessä signaalin tietokoneelle. Tällä tavoin on saatu pienennettyä säteilyannoksia (Chau - Fung 2009: 563-564.)



© J Can Dent Assoc 2006; 72(1); 75-80

Kuvio 1. a. Tietokonetomografian viuhkamainen säteilykeila. b. Kartiokeilatietokonetomografian kartiomainen säteilykeila. Kuva. (SEDENTEXCT 2006).

### 3.5 KKTT ominaisuudet

Kartiokeilatietokonetomografia soveltuu erityisen hyvin korkean kontrastin rakenteiden tarkasteluun ja omaa varsin hyvän paikkaerotuskyvyn pienillä annoksilla. KKTT-kuvauks on myös melko nopea ja perinteiseen tietokonetomografiaan verrattuna varsin matala-annoksinen. On myös olemassa merkkejä siitä että KKTT:llä saataisiin perinteistä TT:ä vähemmän metalliartefakteja (Suomalainen – Koskinen 2013: 1038; Scarfe ym. 2006: 76 - 77.)

Pehmytkudoskontrasti on KKTT-kuvauksessa perinteistä TT:tä heikompi. Tämä johtuu KKTT:n säteilykeilan leveydestä z-akselilla, joka johtaa suurempaan sirontaan detektorilla (Miracle – Mukherji 2009: 1090.) Metallin lisäksi artefakteja aiheuttavat potilaan liike, laitteesta johtuvat rengasartefaktit ja keilan muodosta johtuvat vääristymät kuvakentän reuna-alueilla. Artefakteja saadaan vähennettyä käyttämällä siihen tarkoitettuja algoritmeja ja erityisesti sironnan aiheuttamien vääristymien korjaamiseen niitä onkin kehitelty jo useita (Suomalainen – Koskinen 2013: 1037; Li – Yao – Xiao – Yu 2013: 167.)

Yhteenveto KKTT-kuvanlaadusta:

Useiden valmistajien KKTT-laitteita verrattiin toisiinsa sekä monitoimi-TT-laitteisiin kliinisen kuvanlaadun osalta ja kaikkien KKTT-laitteiden kuvanlaatu oli täysin verrattavissa monitoimi-TT-laitteiden kliiniseen kuvanlaatuun ja yhdessä jopa parempi. Pienen FOV:n kollimaattoreilla saadaan parhaat kuvanlaadut pienille rakenteille mutta samalla alhaisimman resoluution laitteilla syntyy eniten kohinaa (Liang – Jacobs – Hassan – Li - Pauwels 2010: 4).

Suuren FOV:n kollimaattorilla saavutetaan hyvä kuvanlaatu, mutta säteilyannos suurenee. Virran puolitus vähensi säteilyannosta puoleen ja myös kuvanlaatu heikkeni (Suomalainen – Koskinen 2013.)

Alhaisilla annoksilla saavutetaan KKTT-laitteilla usein riittävän hyvä kuvanlaatu. Kuvausparametreista kV jännite pitäisi olla mahdollisimman alhainen ja suodattimen käyttöä tulisi suosia sironnan pienentämiseksi. Virta mA pitäisi valita FOV:n mukaan, mutta alhaisenkin virran arvo takaa riittävän kuvanlaadun (Kwong – Palomo – Landers – Figueroa – Hans 2008: 326.)

### 3.6 KKTT annoksista

Tulevaisuudessa potilaat todennäköisesti tullaan kuvaamaan KKTT:llä ennen jokaista hoitokertaa, mikä varsinkin monifraktioiduissa hoidoissa voi johtaa huomattaviin potilaalle aiheutuviin kumulatiivisiin sädeannoksiin (Peltonen – Ålander – Korhonen - Tenhunen - Keyriläinen 2013: 1; Shah – Aird – Shekdar 2012: 139). KKTT-kuvaus myös aiheuttaa annosta hoitokenttien ulkopuolelle (Moore). Tästä johtuen optimaalisen kuvanlaadun saavuttaminen mahdollisimman pienillä sädeannoksilla on tärkeää (Peltonen ym. 2013: 1). KKTT-kuvauksista aiheutuvat annokset ovat riippuvaisia laitteen asetuksista ja potilaasta. Laitteen osalta annokseen voidaan vaikuttaa kV-, mAs-, Bowtie-suodatin- ja kollimaattorivalinnoilla. Lisäksi annokseen vaikuttaa potilaan koko ja kuvattava kohde (Hammoud 2008: 13). Vuonna 2008 julkaistussa tutkimuksessa oli mitattu XVI-järjestelmän mukana toimitettavia neljää kuvausprotokollaa, jotka ovat ”head and neck”, ”prostate”, ”pelvis” ja ”chest”. Mittauksissa käytettiin kahta erikokoista sylinterimäistä päätä ja kehoa simuloivaa akryylista valmistettua fantomia, joissa oli sijoituspaikat ionisaatiokammioille keskellä ja periferiassa 2cm:n syvyydessä pinnasta. Keskimääräiset mittaustulok-

set vaihtelivat 1-35mGy:n välillä. Suurimman annoksen aiheutti ”prostate”-protokolla kehoa simuloivaa fantomia käytettäessä. Annokset olivat yleisesti 1,5-2 kertaa suurempia periferiassa kuin fantomin keskellä (Song ym. 2008: 480-484.) Hyer ym. (2010) toteavat tutkimuksessaan, että useissa tutkimuksissa käytetyillä akryylisilla fantomeilla saatuihin tuloksiin tulisi suhtautua varauksella niiden erotessa ihmiskehosta kooltaan, muodoltaan ja vaimennukseltaan. Vuonna 2013 julkaistussa tutkimuksessa todettiin XVI-järjestelmän uuden version kuvausten olevan annokseltaan matalampia kuin edeltäjänsä. Annosten kerrottiin myös olevan verrattavissa toimittajan ilmoittamien nimellisten annosten kanssa (Giaddui – Cui – Galvin – Yu – Xiao 2013: 11.)

#### **4 XVI-järjestelmä**

Elekta X-ray Volume Imaging (XVI) -järjestelmä on sähköinen kuvannuslaite, joka on käytettävissä Elektan digitaalisissa lineaarikiihdyttimissä. Elektan digitaalisilla lineaarikiihdyttimillä voidaan antaa sädehoitoa esimerkiksi hyvän- tai pahanlaatuisiin aivokasvaimiin, etäpesäkkeisiin aivoissa, pään ja kaulan alueen levyepiteelisyöpiin sekä kehon eri osien stereotaktisia hoitoja. XVI -järjestelmä mahdollistaa ajantasaisen moniulotteisen sädehoidon kuvantaohjauksen ennen hoitoa, sen aikana tai sen jälkeen. Järjestelmään sisältyy Symmetry -ohjelma, jolla voidaan ottaa ja näyttää volumetrisiä kuvia hengitysjakson peräkkäisistä vaiheista. Kuvilla voidaan arvioida hengityksen aiheuttamaa liikettä ja määrittää kohteen tarkka sijainti liikkuvissa anatomisissa rakenteissa (XVI R5.0. 2014: 36.)

Elekta XVI -järjestelmä ottaa KKTT-tekniikalla kuvia kV-alueella, joissa käytettävä kuvausjännite on 70-150kV. Röntgensäteiden lähde ja ilmaisimet ovat 90° kulmassa suhteessa hoitosäteeseen (Srinivasan ym. 2014: 183.) Kuva-alaa eli FOV:a (field of view) voidaan säätää seitsemällä erikokoisella lyijystä valmistetulla kollimaattorilla. Jokaisessa kollimaattorissa on merkitty kuvausalue ja akselin suuntainen kentän pituus. Esimerkiksi merkintä L20 tarkoittaa, että kollimaattori on tarkoitettu suurelle kuvausalueelle. Nimellinen kenttäkoko isosentrin GT-suunnassa on 20cm. Vakiona XVI:n mukana toimitetaan kaksi suodatinkasettia: F0 ja F1. F0-suodatinkasetti ei vaikuta röntgensäteilyyn (XVI R5.0. 2014: 64.), mutta F1 pienentää ihoannosta ja tasaa säteilyn intensiteetti eroja ilmaisimella (Srinivasan ym. 2014: 183)



## 4.1 XVI-järjestelmän kuvaustilat

### 4.1.1 PlanarView-kuvaus

PlanarView-kuvaus tarkoittaa kV-kuvaustilaa, jossa XVI-järjestelmä ottaa yhden kaksikulotteisen staattisen kuvan (röntgen kuva). Digitaalisen lineaarikiihdyttimen kanturi ei silloin liiku vaan XVI ottaa kehysarjan ja muodostaa niiden keskiarvosta kuvan. Esiasetukset määrittävät tämän röntgenkuvausta vastaavan tapahtuman. PlanarView-tilaa voi käyttää stereokuvien ottamiseen jyvistä, klipseistä ja luisista kehon osista potilaan asetelua varten ja Syöpätautien klinikan Elektan sädehoitolaitteilla käytetään PlanarView-kuvausta mm. Lasten kraniospinaalisädehoidossa, joissa tiedetään että kasvaimella on leviämistaipumusta selkäydinkanavaan (medulloblastooma) (Nordfors ym. 2013). Itse kuvia voidaan myös muuttaa XVI-järjestelmässä ja ne voidaan lähettää sitten MOSAIQ-kuvanhallintaohjelmistoon kuvien kohdistustoimintoja ja trendianalyysejä varten. Järjestelmällä voidaan luoda myös useita kV-kenttiä, jotka sitten yhdistyvät automaattisesti otettuihin kuviin ja toimivat erittäin hyvin tiedonsiirrossa XVI- ja MOSAIQ-järjestelmien välillä (XVI R5.0. 2014: 36.)

### 4.1.2 MotionView-kuvaus

XVI ottaa MotionView-kuvauksessa sarjan kaksikulotteisia kuvia kanturiin ollessa paikallaan tai haluttaessa sen liikkeessä. Sillä voidaan tarkkailla kehon liikettä kaksikulotteisesti ja havaita fraktion aikana tapahtuva liike potilaan ollessa hoitoasennossa (XVI R5.0. 2014: 75.)

### 4.1.3 VolumeView-kuvaus

VolumeView-tilassa XVI ottaa kaksikulotteisten kuvien sarjan kanturin liikkeessä ja rekonstruoi niiden avulla kolmiulotteisen anatomisen alueen. Rekonstruointiin XVI käyttää Feldkamp-takaisinprojektioalgoritmin optimointia. Feldkamp, David ja Kress algoritmi esiteltiin alun perin vuonna 1984, mutta se on edelleen laajasti käytössä alkuperäisessä tai laajennetussa muodossaan (Rodet – Noo - Defrise 2004: 1.) Kaksikulotteisten projektiokuvien määrää ja kanturin kiertonopeutta voidaan muuttaa esiasetuksissa. On kuitenkin huomioitava muutosten vaikutus kuvanlaatuun ja potilaalle aiheutuvaan annokseen. Kanturin vähimmäiskierto riippuu pitkälti kuva-alueen koosta. Pienellä kuva-alueella riittää 200° kierto, kun keskisuurella tai suurella kuva-alueella on kierrettävä 360° (XVI R5.0. 2014: 75.)

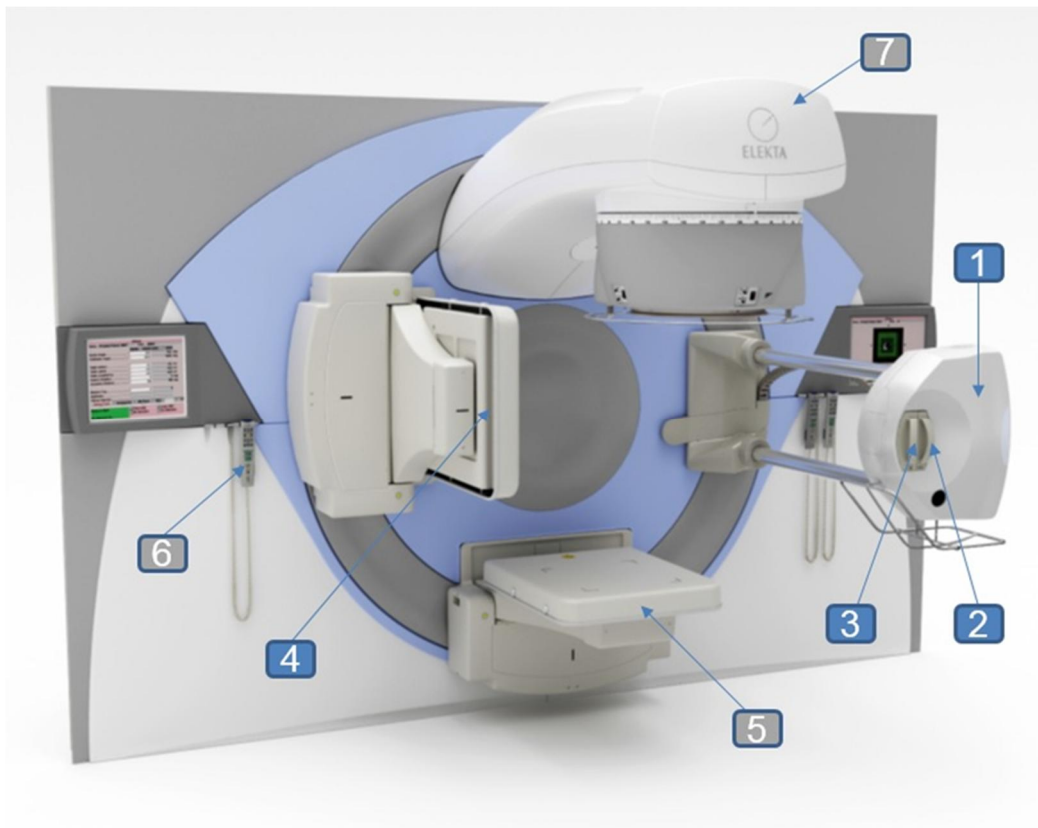
#### 4.2 Kuvaustilojen esiasetukset

Esiasetuksia kutsutaan myös kuvausprotokolliksi. Esiasetuksilla ohjataan XVI-järjestelmän tapaa ottaa ja rekonstruoida kV-kuvia. Esiasetus on tarkoin määritelty parametrijoukko, joka määrittää miten laite ottaa kuvia sekä jälkikäsittelee niitä. Esiasetuksia voidaan käyttää vasta silloin kun, XVI on tarkastanut parametrien olevan sallitun vaihteluvälin sisällä. Asetuksien tarkoituksena on säteilyannoksen ja kuvanlaadun tasapainottaminen. Käyttäjät voivat myös luoda uusia esiasetuksia muuttamalla tai lisäämällä valmiita esiasetuksia. Annokseen vaikuttavien asetusten muuttaminen vaikuttaa suoraan kuvanlaatuun (XVI R5.0. 2014: 201.)

#### 4.3 Hallintajärjestelmät

MOSAIQ on kuvia hyödyntävä lääketieteellinen tallennusjärjestelmä, jota käytetään onkologiassa työnkulun hallintaan. Järjestelmällä hallitaan annossuunnittelua ja hoidon toteutusta. MOSAIQ tukee tiedon kulkua hoitohenkilökunnan välillä ja sitä voidaan käyttää sädehoidon lisäksi myös kemoterapiassa. Järjestelmällä voidaan mm. muokata, hallita ja arkistoida kuvia, verrata hoitosuunnitelmia ja arvioida annoskatetta. Lisäksi MOSAIQ:lla voidaan tarkastella hoitoasettelua varten otettuja vertailukuvia ja tallentaa toteutuneet säteilyarvot potilaskertomukseen hoitoseuranta varten. (MOSAIQ 2.60 2014: 458-459.) SYNERGISTIQ on Elektan lineaarikiihdyttimille tarkoitettu työnkulun hallintajärjestelmä (Elekta 2011).

## 5 XVI-järjestelmän osat hoituhuoneessa



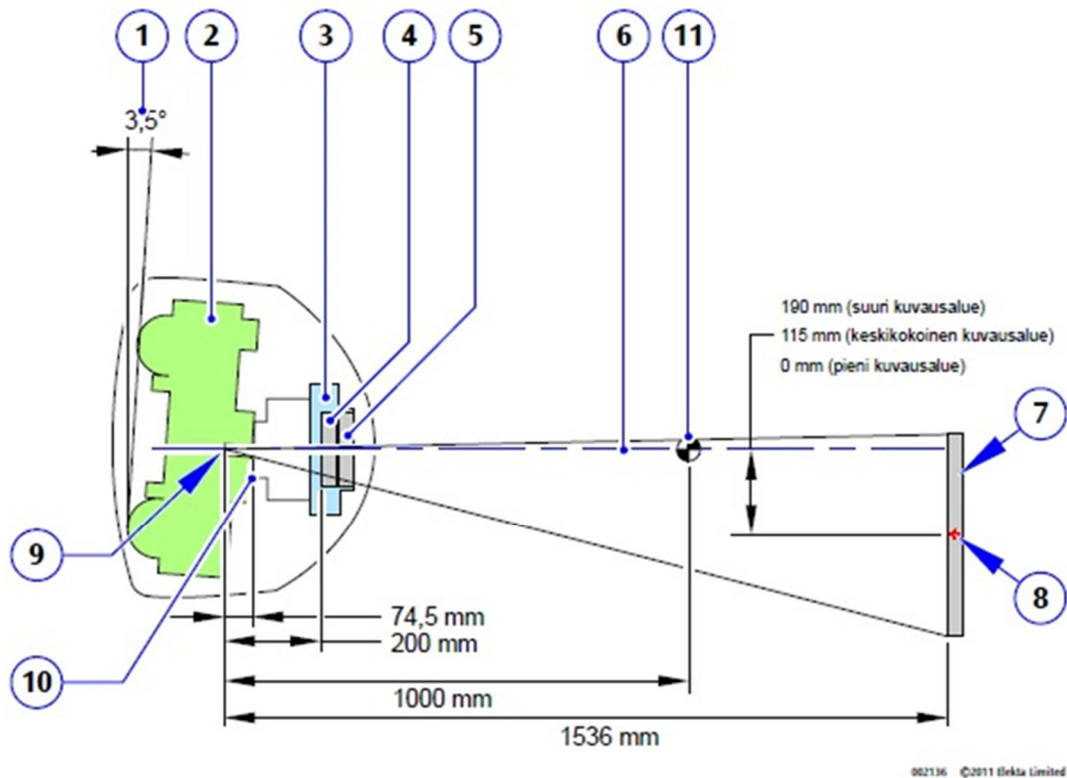
Kuvio 2. Elektan lineaarikiihdyttimen ja kuvantamislaitteen osat hoituhuoneessa. (Kuva. XVI R5.0 Käyttöohje.)

- (1) kV-lähde
- (2) Rajoittimen kasetti (S/M/L)
- (3) Suodatin kasetti (F0/F1)
- (4) kV-detektori
- (5) MV-detektori
- (6) XVI-järjestelmän käsiohjain
- (7) Digitaalinen kiihdytin

### 5.1 kV-lähde

kV-lähde on röntgenputki, jossa röntgensäteilyä syntyy suurinopeuksisten elektronien törmätessä aineeseen. Röntgensäteilyn synnyttämiseen tarvitaan aina suurjännite, joka

tuotetaan röntgengeneraattorilla. (Salomaa ym. 2004: 19.) XVI-järjestelmässä röntgenputken polttopiste sijaitsee 1000mm etäisyydellä isosentristä ja 1536 mm etäisyydellä kV-detektorista. Lähteen ulkomitat ovat 1614 mm x 526 mm x 643 mm (XVI R5.0. 2014: 325.) kV-lähteen varsi on oltava kuvaamista varten täysin ulos vedettynä, jotta kV-säteilyn antaminen on mahdollista. Lähteessä oleva törmäyssuoja on kytketty digitaalisen kiihdyttimen törmäyssuojan ketjuun joka aktivoituessaan pysäyttää kaikki liikkeet ja säteilytyksen (XVI R5.0. 2014: 61.)

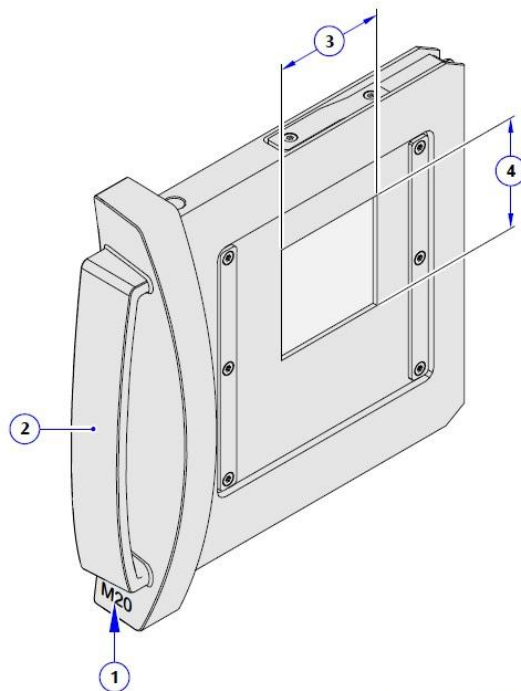


Kuvio 3. XVI-järjestelmän osat ja mitat. Kuva. (XVI R5.0. 2014: 325.)

- |                         |                                 |
|-------------------------|---------------------------------|
| (1) Siirtymäkulma       | (7) kV-detektori suuren kuvaus- |
| (2) Röntgenputki        | alueen ääriasennossa            |
| (3) Rajoittimen kotelo  | (8) kV-detektorin keskikohta    |
| (4) Rajoittimen kasetti | (9) Polttopiste                 |
| (5) Suodatinkasetti     | (10) Primäärirajaimen reuna     |
| (6) Kentän keskilinja   | (11) Isosentri                  |

## 5.2 Rajoittimen kasetti

Rajoittimen kasetti muodostuu kahvaosasta ja lyijylevystä. Lyijylevyssä olevan aukon avulla rajoitetaan röntgensäteilyn keilaa. Elekta toimittaa laitteen mukana seitsemän rajoittimen kasettia, joiden lyijylevyn aukon muoto, koko ja paikka ovat ennalta määriteltäviä. Jokaisen kasetin kahvan alla on merkintä josta selviää kuvausalue ja nimellisen akselin eli potilaan pituussuuntainen kentän pituus. Kuvausalueet ovat jaettu pieneen (S), keskisuureen (M) ja suureen (L). 15 x 15 kasettia lukuun ottamatta kaikki kasetit tuottavat nimellisen kentän leveyden 276,7 mm isosentrin kohdalla (XVI R5.0. 2014: 64.)



Kuvio 4. Rajoittimen kasetti. Kuva (XVI R5.0. 2014: 63).

- (1) Tunnistemerkinä
- (2) Kahva
- (3) Kuvausalue - Akselinsuuntainen pituus (GT-akseli)
- (4) Kuvausalueen leveys (AB-akseli)

### 5.3 Suodatin kasetti

Suodatin kasetteja toimitetaan kaksi: F0 ja F1. F0 ei vaikuta röntgensäteilyyn ja sitä käytetään PlanarView-kuvauksissa (XVI R5.0. 2014: 64). F1 on kuppimainen Bowtie-suodatin, joka asetetaan säteilylähteen ja potilaan väliin (Srinivasan ym. 2014). Bowtie-suodatin tuottaa potilaalle pienemmän ihoannoksen, vähentää artefakteja ja helpottaa potilaan ihon visualisointia (XVI R5.0. 2014: 64.) F1 suodatinta käytetään kaikissa XVI:llä suoritetuissa KKTT-kuvauksissa (Netherlands cancer institute Antoni Van Leeuwenhoek 2014: 7).

### 5.4 kV-detektori

kV-detektori on XVI-järjestelmän säteilyä vastaanottava taulukuvailmaisoin. Materiaaleina siinä on käytetty cesiumjodidia (CsI) ja amorfista piitä (aSi) (Kamath ym. 2011: 378; Hyer ym. 2010: 182). Cesiumjodidi toimii tuikeaineena, joka muuttaa säteilyn valoksi, mikä havaitaan amorfisessa piissä syntyvinä varauksina. Amorfisen piin alla olevien TFT-transistorien avulla varaukset muutetaan pikselikohtaiseksi tiedoksi (Saloheimo 2015:14.) Detektori koostuu 0,4mm elementeistä, jotka muodostavat 1024 x 1024 matriisin (Hyer ym. 2010: 182). Detektorin varsi voidaan sulkea ja avata moottoroidusti ja detektoria voidaan myös liikuttaa sivusuunnassa haluttuun kuvausalueen paikkaan, jotka on merkitty detektorin takapuolelle. Kuva-alueen kokoa voidaan muuttaa siirtämällä detektori small (S), medium (M) tai large (L) asentoon. Detektorin ja sen varren törmäyssuojat ovat myös kytkettyinä digitaalisen kiihdyttimen törmäyssuojaketjuun. kV-detektoria siirrellään järjestelmän mukana toimitettavalla käsiohjaimella (kuva 1. kohta 6.). kV-detektoria ja kanturia voidaan liikuttaa samanaikaisesti, jolla nopeutetaan hoidon valmistelua (XVI R5.0. 2014: 58.)



Kuvio 5. kV-detektori. Kuva (XVI 5.0. 2014: 58).

- (1) kV-detektori ja törmäyssuoja
- (2) kV-detektorin varren törmäyssuoja
- (3) kV-detektorin varsi

## 6 Projektimainen opinnäytetyö

### 6.1 Mitä projektit ovat?

Projektin synonyymejä ovat kehittämishanke, hanke, ohjelma, pilotti, reformi ja kehittämistyö. Kehittämishanke nähdään usein projektia isompana kokonaisuutena, joka voi koostua useista pienemmistä projekteista. Projektit ovat kertalaatuaisia eikä niiden ole tarkoitus toistua rutiininomaisesti. Projektin on oltava toimintana rajattua ja tarkoin määriteltyä ja sille on asetettava selkeät tavoitteet (Paasivaara – Suhonen – Nikkilä 2008: 7-8.) Tarkoitus, tavoite ja rajaukset selostetaan projektisuunnitelmassa taustojen ja lähtötilanteen lisäksi (Vilkkä - Airaksinen 2003: 49). Menestyvä projekti vaatii hyvän suunnitelman lisäksi sitoutumista ryhmätoimintaan ja projektityöntekijöitä, jotka pysyvät asetettujen aika- ja budjettiraamien sisällä. Onnistuneen projektin tulos, oli se sitten uusi asia

tai toimintamalli, jää osaksi normaalia käytäntöä. Projekteja voidaan jaotella niiden keston ja syvyyden perusteella lyhyt- ja pitkäkestoisiin tai pinnallisiin ja perusteellisiin. Projekti voi olla lyhyt- tai pitkäkestoinen riippumatta siitä onko se pinnallinen vai perusteellinen. Projektin kesto voi olla muutamasta kuukaudesta vuosiin (Paasivaara – Suhonen - Nikkilä 2008: 7-8.) Projektin taustoituksen laajuus ennen sen aloittamista riippuu projektin luonteesta. Uudishankkeessa pelkkä esiselvitys saattaa olla jo oma projektinsa, jonka pohjalta lopulliset tavoitteet määritellään. Parannushankkeessa lähtökohtaiset tavoitteet voivat olla valmiiksi hyvinkin konkreettisia ja koko tarve hankkeelle lähtöisin esimerkiksi lakimuutoksesta (Ruuska 2006: 29.)

## 6.2 Projektiviestintä

Viestintä on projektin voimavara ja väline, joka on rinnastettavissa muihin resursseihin kuten aikaan, rahaan, ihmisiin ja laitteisiin. Sen avulla muita resursseja voidaan käyttää tehokkaasti ja se kytkee projektin osat toisiinsa. Yleisimmät projektiviestinnän tavoitteet ovat toiminnan tukeminen, profiloiminen ja profiloituminen, informointi, perehdyttäminen ja vuorovaikutus. Profiloinnilla pyritään vaikuttamaan projektista syntyviin mielikuviin ja antamaan tilaaja- ja käyttäjäorganisaatiolle mahdollisimman luotettava kuva projektista (Ruuska 2006: 175-183.) Profilointi pitää sisällään tavoitteen ja pyrkimyksen, mutta tunnustaa monen muunkin asian vaikuttavan lopputulokseen ja näin ollen eroaa imagon rakentamisesta (Juholin 2009: 186.) Projekteilla on taipumus henkilöityä eniten ulkopuolisia kontakteja omaaviin työryhmän jäseniin, joihin liittyvät kielteiset tai myönteiset mielikuvat siirretään helposti koskemaan koko projektia. (Ruuska 2006: 175.) Virallisia viestintäkanavia ovat mm. erilaiset sähköiset viestintäpalvelut kuten sähköposti ja intranet sekä tilaisuudet kuten kokoukset, palaverit ja koulutustilaisuudet. Myös muistiot, raportit, dokumentit ja ohjeet toimivat virallisina viestintäväylinä (Ruuska 2006: 175,190.)

## 6.3 Projektityyppinen opinnäytetyö

Opinnäytetöitä tehdään kasvavissa määrin projektiluontoisina. Projektityypistä opinnäytetyötä voi tehdä yksin tai ryhmässä ja se sopii hyvin työelämälähtöisiin opinnäytetöihin. Jokaisessa projektissa tärkeiksi seikoiksi nousevat yhteiset pelisäännöt, aikataulu ja määritelty työskentelytapa. On myös suunniteltava etukäteen miten projektin tulokset esitetään. Työelämälähtöisessä projektissa tulisi toteutua kolmikantaperiaate, jolla



tarkoitetaan sitä, että heti alusta lähtien mukana olisi työelämän edustaja, ohjaaja ja opinnäytetyön tekijä tai tekijät (Vilkkä – Airaksinen 2003: 47-49.)

Johtoajatuksenamme oli toteuttaa työelämälähtöinen kehitystyö, joka edistäisi potilasturvallisuutta ja ylläpitäisi sädehoidon korkeaa laatua. Työmme tarjosi mahdollisuuden päästä tutustumaan alamme huipputekniikkaan, joka on molempien kiinnostuksen kohde. Mukana on alusta asti ollut työelämän edustaja, joka tässä tapauksessa on HYKS:n Syöpätautienklinikan sädehoidon osaston röntgenhoitaja. Laitevalmistaja on ollut mukana toimittamassa laitteeseen liittyvää teknistä tietoa manuaalien muodossa ja hoitanut projektiin liittyvää tiedustelua globaalisti. Projektin edetessä mukaan on tullut myös muita Syöpätautien klinikan röntgenhoitajia sekä sairaalafyysikoita, jotka ovat hahmotelleet kanssamme työn lopputulosta. Heiltä olemme saaneet myös lähdemateriaaleja sekä teknistä tietoa XVI-järjestelmästä. Idea kuvausohjelmien annosmittaukseen tuli sairaalafyysikoilta. Koulun puolelta ohjaajat ovat auttaneet rajaamaan opinnäytetyön sisältöä ja antaneet tärkeää palautetta projektin vaiheista.

## **7 Projektin aikataulu ja viestintä**

Aikataulusuunnitelma on välttämätön osa projektisuunnitelmaa ja se konkretisoi projektin toteuttamisen. Selkeä aikataulu helpottaa asioiden koordinoimista ja resurssien jakamista sekä vauhdittaa projektin etenemistä. Aluksi tehdään väljä aikataulu, johon sisältyy projektin aloitus- ja päättymisajankohta sekä välitavoitteet. Projektin edetessä aikataulu täsmentyy, kun tiedetään tarkasti millaisia tehtäväkokonaisuuksia projekti sisältää. Myöhemmässä vaiheessa voidaan tarkastella projektin aikataulun toteutumista saavutettujen väli-tappien näkökulmasta. Välitavoitteet toimivat motivoijina ja edistävät osallistujien sitoutumista projektissa (Paasivaara ym. 2008: 126.)

### **7.1 Projektin aikataulu**

Projektimme alkoi syyskuussa 2014 kun saimme toimeksiannon HYKS:n Syöpätautien klinikan sädehoito-osastolta. Päättymisajankohta on huhtikuu 2015. Ensimmäisenä välitavoitteena toiminut suunnitelmavaihe valmistui joulukuussa 2014. Opinnäytetyön teoriaosa saatiin kirjoitettua maaliskuussa 2015 ja ohjeen aineiston keräys ja suunnittelu

valmistui maaliskuun puolivälissä. Ohjetta varten tehdyt kuvausohjelmien annosmittaukset suoritettiin myös helmikuussa. Maaliskuun puoliväliin mennessä saimme tehtyä ohjeen sähköisessä muodossa olevan hahmotelman ja vietyä sen eteenpäin graafikolle. Opinnäytetyö saatiin kirjoitetuksi maaliskuun loppuun mennessä. Itse ohje painettiin huhtikuussa 2015.

## 7.2 Projektin viestintä

Olemme pitäneet kaikki projektin osapuolet tietoisina projektin etenemisestä ja informoineet tekemistämme päätöksistä aktiivisesti. Viestintä on hoidettu pääsääntöisesti sähköpostin välityksellä. Olemme myös järjestäneet palavereita, ajatushautomoita ja kirjoittaneet muistioita. Ajatushautomoita ja palavereita olemme pitäneet työelämän edustajien kanssa. Lisäksi meillä on ollut tapaamisia koulun ohjaajien kanssa, joissa olemme saaneet palautetta ja tukea työhömmme. Viestinnässä olemme pyrkineet selkeyteen ja tuomaan esille työmme ajatuksen ja tavoitteet sekä visiomme lopputuloksesta. Olemme käyttäneet keskinäiseen kommunikointiin sosiaalista mediaa, sähköpostia sekä puhelimia. Työskentelyssä käytimme hyödyksemme perustamaamme suljettua Facebook-ryhmää johon keskeneräinen työ tallennettiin aina työskentelyn päätteeksi. Työ oli näin aina molempien ulottuvilla ja haluttaessa muokattavissa. Käytimme työssämme paljon verkossa olevaa materiaalia, joten samainen Facebook-ryhmä toimi myös käteväenä lähde-materiaalien arkistona. Keskinäisten aikataulujen sovittamiseen käytimme älypuhelimille tarkoitettua Messenger sovellusta.

## 8 Hyvän ohjeen kriteerit

### 8.1 Ohjeen teon teoreettiset lähtökohdat

Hyvän ohjeen kirjoittaminen alkaa kohderyhmän määrittelemisellä. Lukijan tulisi ymmärtää kenelle ohje on kirjoitettu. Tärkeintä hyvässä ohjeessa on sen johdonmukaisuus sekä loogisuus. Selkeässä ohjeessa tärkeät asiat ovat ilmaistu hyvin lyhyesti ja ytimekkäästi, jopa katalogimaisesti. Tämän kaltainen ohje toimii röntgenhoitajan muistilistana, sekä auttaa röntgenhoitajaa toteuttamaan potilaan laadukkaan kuvantamisen riippumatta kuvauksen suorittajasta. Surakan (2009) mukaan hyvällä perehdytyksellä voidaan myös

parantaa työntekijän paineensietokykyä ja ehkäistä mahdollisia työssä tapahtuvia virheitä. Kirjallinen ohje edesauttaa röntgenhoitajaa keskittymään kuvauksiin paremmin sekä ennakoimaan mahdolliset muutokset tutkimuksen aikana. Valmis ohjepohja työn lähtökohtana helpottaa yksittäisen ohjeen kirjoittamista. (Torkkola – Heikkinen - Tiainen 2002: 34-40.)

Ohjeen tulisi olla hyvin perusteltu, jotta se kannustaa lukijaansa. Otsikot selkeyttävät ohjetta ja antavat lisätietoa sen sisällöstä. Väliotsikot helpottavat löytämään lukijan etsimiä asiakokonaisuuksia. Kappalejaolla osoitetaan mitkä asiat kuuluvat yhteen. Liian pitkiä kappaleita tulisi niiden raskaslukuisuuden takia välttää. Luetelmilla pitkät lauseet ja virkkeet saadaan paloitetua pienimmiksi. Luetelmatkaan eivät kuitenkaan saa olla liian pitkiä, sillä ne muuttavat tekstin helposti raskaaksi eikä luetelmaohje houkuttele ulkoasullaan. Virkkeiden ja lauseiden tulisi olla ymmärrettävissä kertalukemalla. Myös oikeinkirjoitus on ohjeen teossa huomioitava, sillä kirjoitusvirheet hankaloittavat ohjeen ymmärtämistä (Hyvärinen 2005.)

## 8.2 Ohjeen sisällön ja ulkomuodon määrittely

Lähtökohtana ohjeen tekemiseen on ollut käyttökelpoisuus ja hyödyllisyys röntgenhoitajan päivittäisessä sädehoitotyössä. Avaintermeinä ohjeen ulkomuotoa ja sisältöä suunniteltaessa käytettiin yksinkertaisuutta, selkeyttä ja visuaalisuutta. Ohjeesta haluttiin selkeä sen takia, että se olisi mahdollisimman helposti ja nopeasti röntgenhoitajan hahmotettavissa. Tämän takia halusimme ohjeen ”tauluna” hoitoa toteuttavan röntgenhoitajan nähtäville, eikä esimerkiksi sähköisenä versiona intranettiin tai vihkosena kaappiin pölytymään. Selkeyden edistämiseksi ohjeeseen laitettiin vain kuvauksen toteuttamisen kannalta tärkeimmät tiedot. Ohjeen loogisuutta korostettiin visuaalisin keinoin. Kuvausprotokollat on järjestetty anatomisten alueiden mukaan ryhmitettynä ohjeessa olevan anatomisen mallin viereen. Lisäksi kuvausprotokollien sädeannokset tuodaan esille numeroiden lisäksi värien kautta.

## 9 Ohjeen tekeminen

### 9.1 Ohjeen sisältö

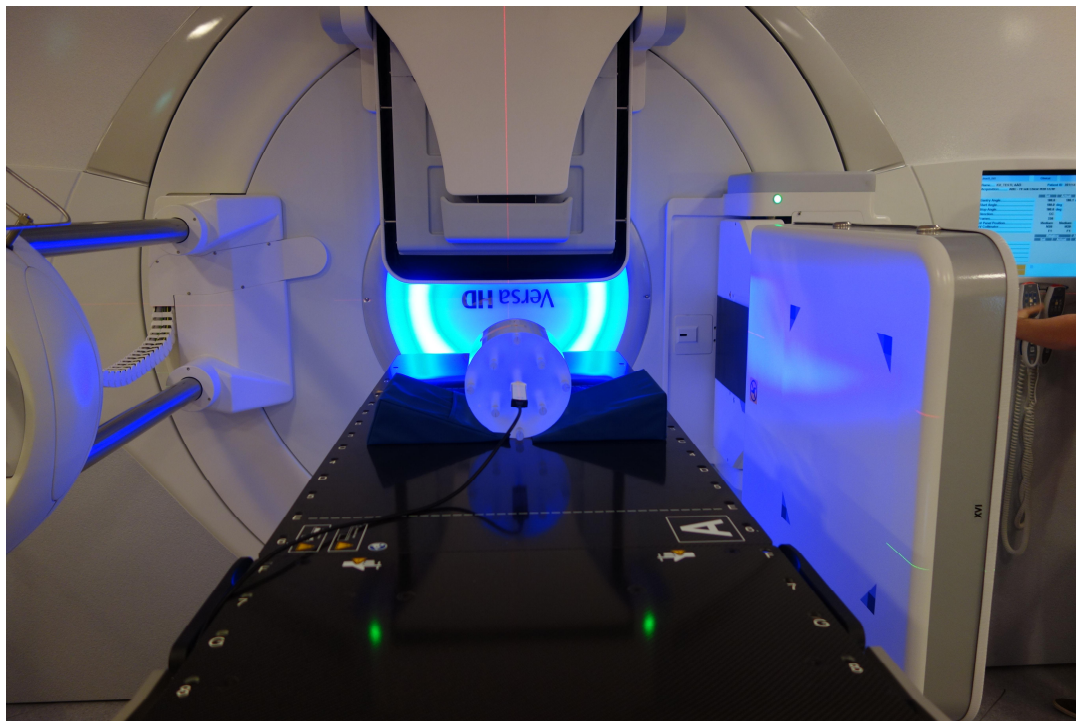
Ohjeen teko aloitettiin kartoittamalla koneiden käyttämät kuvausprotokollat ja niiden käyttökohteet. Alun perin kuvausprotokollia oli koneilla yli 50 ja tekemämme kartoituksen jälkeen jäljelle jäi 16. Jäljelle jääneistä kuvausprotokollista pyysimme röntgenhoitajia listaamaan niiden yleisimpiä käyttökohteita. Tämän jälkeen keskustelimme röntgenhoitajien ja sairaalafysikoiden kanssa ohjeen sisällöstä eli ohjeeseen tulevista tiedoista. Ohjeeseen valikoitui vain oleellimmat kuvaukseen ja protokollan valintaan vaikuttavat tiedot. Jokaisesta kuvausprotokollasta on nähtävillä nimi, käyttökohteet, kuvaussuunta, kuvauksen aloitus ja lopetuskulma, nimellinen sädeannos (mGy) sekä kuvauksen kesto sekunteina. Protokollan nimestä ilmenee myös sille tarkoitettu kollimaattori sekä keuhkojen tai rintojen kuvauksessa kuvattava puoli. Kaikille ohjeeseen valituille kuvausprotokollille ei ollut valmistajan ilmoittamaa nimellistä sädeannosta saatavilla, joten sairaalafysikoiden ehdotuksesta päädyimme mittaamaan ne itse.

### 9.2 Annosmittaukset

Pidimme kuvauksesta potilaalle aiheutuvaa sädeannosta yhtenä tärkeistä ohjeeseen tulevista kuvausprotokollan valintaperusteista. Haluamme, että ohjeen avulla kuvauksen suorittava röntgenhoitaja on paremmin tietoinen valittavissa olevista kuvausprotokollista ja niiden tuottamista nimellisistä sädeannoksista. Tällä tavoin hän voi toteuttaa säteilyn optimointiin liittyvää ALARA (As Low As Reasonably Achievable) -periaatetta, jonka mukaan säteilyaltistus on pidettävä mahdollisimman pienenä kuitenkin kuvanlaadun kärsimättä (STUK 2014). Riittävää kuvanlaatua pidettiin HYKS:n Syöpätautienklinikan sädehoidon osaston sairaalafysikoiden keskuudessa ensisijaisen tärkeänä. Ajatus annosmittauksista tuli sairaalafysikoiden puolelta.

Mittaukset suoritettiin käyttämällä tavallista, halkaisijaltaan 32cm akryylistä CT Body annosmittausfantomia ja mittarina kynänmallista RaySafe Xi CT ionisaationkammiota. Body fantomilla simuloidaan ihmiskehoa ja se asetellaan hoitopöydälle niin että fantomin keskikohta on isosentrissä. Kaikki kuvausprotokollat mitattiin ensiksi fantomin keskikohdasta ja yhdestä kohdasta fantomin pinnalta 1cm syvyydestä. Pintamittaukset pyrittiin

tekemään aina kohdasta, joka oli keskellä kuvauskaarta, jotta saisimme mahdollisimman vertailukelpoista tietoa. Lisäksi kahdesta kuvausprotokollasta tehtiin pintamittaus neljästä kohdasta fantomin pinnasta (Liite 1).



Kuvio 6. Ionisaatiokammio asetettuna fantomin isosentriin.

Isosentristä mitatuista annoksista pienimmät olivat luokkaa 0,9 mGy ja suurimmat yli 12 mGy. Uusista "Breast MD/LD"-protokollista oli jo aikaisemmin mitattu annokset isosentristä saman osaston toisella hoitokoneella (Linac 6) ja tuloksina oli saatu 0,7 mGy ja 0,4 mGy. Meidän mittaamamme pinta-annokset olivat kaikki suurempia kuin isosentristä mitatut pienimmän ollessa 2,4 mGy ja suurimman 20,90 mGy. Keskimääräinen isocenter/surface -annossuhde oli noin 1,7. Mittasimme vielä mainituista "Breast MD/LD"-protokollista pinta-annokset 0,6 mGy ja 0,3 mGy. Saadut mittaustulokset laskettiin yhteen niin, että isosentristä mitattu tulos sai painotuksen  $\frac{1}{3}$  ja pinnalta mitattu  $\frac{2}{3}$  jolloin saadaan painotettu CBDI (Cone-beam Dose Index). Kaava on nähtävissä kuvassa 7. On hyvä huomauttaa, että CBDI ei ole potilaan saama tarkka annos vaan numero, joka ilmaisee keskimääräisen volumetrisen annoksen CTDI-fantomissa 10cm matkalla. Mittauksen tulokset tarjoavat kuitenkin käytännöllisen ja nopean alustan eri protokollien nimellisten annosten vertailuun (Hyer – Hintelang 2010a: 4622.)

$$\text{CBDI}_{100}^w = \left(\frac{1}{3}\right)\text{CBDI}_{100}^{\text{center}} + \left(\frac{2}{3}\right)\text{CBDI}_{100}^{\text{periphery}}$$

Kuva 7. Cone-beam dose indexin painotuskaava. (Hyer, Hintelang 2010a: 4622).

### 9.3 Ohjeen toteutus

Keräsimme ohjetta varten kunkin kuvausprotokollan käyttökohteet kolmelta XVI-järjestelmää käyttävältä hoitokoneelta liitteenä olevan listan avulla. Kun sädeannokset oli mitattu ja kyselylomakkeet saatu takaisin pystyimme ottamaan muut tiedot Linac 10 saamastamme "volume.ini" tiedostosta. "Volume.ini" on XVI:n KKTT-kuvauksen toimintaa ohjaava konfiguraatitiedosto, joka sisältää kuvausprotokollien asetukset. Eri kuvausprotokollien tuottaman kuvauksen kestot laskimme kunkin protokollan kuvauskaaren pituudesta ja gantryn kääntymisnopeudesta.

Kaiken tiedon ollessa laskettuna, mitattuna ja muuten kerättynä teimme paperille ensimmäisen hahmotelman ohjeesta. Tämän jälkeen teimme vielä toisen hahmotelman sähköisessä muodossa Microsoftin Office-pakettiin kuuluvalla Publisher-ohjelmalla. Hahmotelma esiteltiin graafiselle suunnittelijalle, joka toteutti ohjeen lopullisen visuaalisen ilmeen (Liite 2.)

Ohje julkaistiin A3 kokoisena laminoituna julisteena. A3 kokoista julistetta pidettiin sopivana näkyvyyden ja hahmoteltavuuden kannalta. Ohjeen sähköisessä muodossa oleva tiedosto annettiin HYKS Syöpätautien klinikalle mahdollista päivittämistä varten.

## 10 Pohdinta

Tarkoitus oli toteuttaa työelämälähtöinen kehitystyö, joka edistäisi potilasturvallisuutta ja ylläpitäisi sädehoidon korkeaa laatua. Mielestämme työn lopputuloksena syntynyt ohje palvelee varsin hyvin etukäteen asettamaamme tarkoitusta. Tälle työlle oli ominaista se, että se tehtiin hyvin läheisessä yhteistyössä työelämän kanssa ja sen tavoitteena olikin tuotos joka palvelisi mahdollisimman hyvin työelämän tarpeita. Työelämän läheisyys projektissa on toisaalta ollut yksi suurimmista haasteista, mutta se on myös toiminut samalla yhtenä työn suurimmista motivoijista. Toivomme työmme herättävän röntgenhoitajia ajat-

telemaan kuvauksesta aiheutuvaa säderasitusta ja toimimaan kannustimena uusien pienempiä sädeannoksia tuottavien, mutta kuitenkin riittävän kuvanlaadun tuottavien protokollien kehittämiseen. Lisäksi yhtenäiset kuvausohjeet edesauttavat potilaiden turvallista siirtoa samaan kuvausjärjestelmää käyttävien hoitokoneiden välillä. Terveet kudokset toki saavat osansa myös itse hoitosäteistä, mutta niiden ylimääräistä sädettämistä ei voitane pitää tavoiteltavana. Uskomme myös työn tilaajana toimineen HYKS Syöpätautienklinikan sädehoidon osaston olevan tyytyväinen työn lopputulokseen ja siihen, että ohjeelle tulee olemaan käyttöä. Erityisen tyytyväisiä olemme siihen että saimme annosnäkökulman mukaan osaksi ohjetta, sillä se tuo mielestämme siihen paljon lisää tietoa ja eräänlaista uskottavuutta. Annosten mittaamista ei aluksi suunniteltu tehtäväksi, koska tietämättömyyttämme pidimme sitä liian hankalana toteuttaa. Suunnittelimme jonkin aikaa valmistajan ilmoittamien ”nominal scan dosien” käyttämistä ohjeessa, mutta ongelmaksi muodostui se, että kaikille kuvausprotokollille kyseistä lukemaa lukua ei ollut ilmoitettu. Myöskään sähköpostilla lähetetty kysely kuvausprotokollien tekijöille Netherlands Cancer Institute Antoni Van Leeuwenhoekin ei tuottanut mitään vastausta. Syöpätautienklinikan sairaalafyysikot kuitenkin lähtivät erittäin kiitettävällä innokkuudella mukaan projektiin ohjeen idean esittelyn jälkeen ja annokset saatiin mitattua.

Asioiden suunnittelu ja parempi valmistautuminen ovat ensimmäisiä asioita, jotka tulevat mieleen mietittäessä asioita jotka olisi voitu tehdä toisin. Työmme suunnittelu ei aina ollut aivan parhaalla mallilla ja asioita ja ongelmia ratkottiin usein tavallaan lennosta ja sitä mukaan kun niitä ilmeni. Paremmiin valmistautumalla ja miettimällä valmiiksi mahdollisesti eteen tulevia ongelmia olisimme luultavasti päätyneet kyllä tähän samaan lopputulokseen, mutta huomattavasti rivakammalla aikataululla. Annosmittaukset olisimme voineet tehdä tarkemmin. Tosin se olisi ollut hankala toteuttaa sillä uudet hoitokoneet ovat jatkuvasti aivan täynnä. Voidaan myös miettiä olisiko tarkemmista mittauksista ollut merkittävää hyötyä, sillä tulokset ovat joka tapauksessa hyvin suuntaa antavia eivätkä edusta tarkkaa potilaan saamaa annosta. Myös lähdemateriaalin etsinnän olisi voinut hoitaa toisella tavalla. Lähdimme etsimään laitteeseen liittyvää materiaalia ensimmäiseksi internetistä ja vasta myöhemmässä vaiheessa saimme erittäin oleellisia tietoja Syöpätautien klinikan sairaalafyysikoilta. Olisi siis pitänyt mennä ammattilaisten puheille heti alkumetreillä. Sairaalafyysikoita olisimme myös ohjeen sisältöä hahmoteltaessa voitu konsultoida jo aikaisemmassa vaiheessa.

Ohjeeseen olisi voitu sisällyttää tietoa kuvausprotokollien kuvanlaadusta. Se olisi kuitenkin vaatinut varsin mittavia testikuvauksia ja resursseja, joten se jää tulevaisuuden kehittystyöksi. Ohjeeseen toivottiin myös kohdistustekniikan ohjeistusta, mutta totesimme sen vaativan kuvanlaatuksia enemmän resursseja.

Projektin alku oli varsin vaikea, mutta olemme matkan varrella oppineet valtavasti asioita niin tieteellisen lähdemateriaalin etsinnästä, projekteista ja opinnäytetyön tyyppisen työn tekemisestä. Tämä opinnäytetyö on myös pakottanut kehittämään tietoteknisiä taitoja. Microsoft Word 2013 tekstinkäsittelyohjelman lisäksi käytimme Paintia kuvien käsittelyyn, Microsoft Visio 2013 piirustusohjelmaa suunnitelmavaiheen aikataulun Gantt-kaavion tekoon ja Microsoft Publisher 2013 julkaisuohjelmaa ohjeen hahmotteluun. Käytettyjä ohjelmia oli siis aika liuta ja niiden kanssa jouduttiin paikoin käyttämään huomattavia määriä aikaa. Lisäksi opimme suodattamaan työtämme koskevan oleellisen tiedon eri ammattiryhmien edustajien kanssa käydyistä keskusteluista ja lukemastamme lähdemateriaalista.

KKTT-tekniikka kehittyy jatkuvasti ja uudet ratkaisut ja ohjelmat mahdollistanevat tulevaisuudessa yhä pienemmät kuvausannokset ja tarkemmin rajatut kuvauskohteet. Tästä johtuen annamme ohjeen käyttöoikeudet HYKS Syöpätautien klinikan sädehoito-osastolle, jotta ohjetta voidaan tarvittaessa päivittää ja kehittää edelleen.

Haluamme kiittää kaikkia projektiin aikaansa käyttäneitä mahtavia henkilöitä, jotka jakoivat vastata epäselviin sähköposteihimme ja osallistua lukemattomiin keskusteluihin ja kyselyihin.



## Lähteet

Arponen-Esteves, Päivi 2013. Moderni sädehoito. Opetusmateriaali röntgenhoitajaopiskelijoille. Luettu 16.10.2014.

Chau, Anson C.M. - Fung, Karl 2009. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. Oral surgery, Oral Medicine, Oral pathology, Oral Radiology and Endodontology 107 (4). Verkkodokumentti. <[http://ac.els-cdn.com/S1079210408008421/1-s2.0-S1079210408008421-main.pdf?\\_tid=7837721c-a6d0-11e4-a867-00000aab0f02&ac-dnat=1422437682\\_6e5b48dc3dc40f809666e4f9a89343b3](http://ac.els-cdn.com/S1079210408008421/1-s2.0-S1079210408008421-main.pdf?_tid=7837721c-a6d0-11e4-a867-00000aab0f02&ac-dnat=1422437682_6e5b48dc3dc40f809666e4f9a89343b3)>. Luettu 28.01.2015.

Elekta 2011. Nottingham University Hospital is First U.K. User of Elekta's Electronic Medical Record Workspace for Image Guided Radiation Therapy. Verkkodokumentti. <<http://www.elekta.com/press/d4c542df-503d-4a34-b2ca-6a886079ef60/nottingham-university-hospital-is-first-u-k-user-of-elekta-s-electronic-medical-record-workspace-for-image-guided-radiation-therapy.html>>. Luettu 23.3.2015.

Giaddui, Tawfik – Cui, Yunfeng – Galvin, James – Yu, Yan – Xiao, Ying 2013. Comparative dose evaluations between XVI and OBI cone beam CT systems using Gafchromic XRQA2 film and nanoDot optical stimulated luminescence dosimeters. American association of physicist in medicine. Verkkodokumentti. <<http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/40/6/10.1118/1.4803466>>. Luettu 02.02.2015.

Hammoud, Rabih 2008. kV CBCT imaging Part 1. Henry Ford health system, Detroit, Michigan. Opetusmateriaali. Verkkodokumentti.<<http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/35-9847-20924-639.pdf>>. Luettu 20.1.2015.

Hyer, Daniel E. - Hintenlang, David E. 2010a. Estimation of organ doses from kilovoltage cone-beam CT imaging used during radiotherapy patient position verification. Medical physics 37 (9). 4622.

Hyer, Daniel E. – Serago, Chistopher F. – Kim, Siyong – Li, Jonathan G. Hintelang, David E. 2010. An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems. Department of nuclear and radiological engineering. University of Florida. Journal of applied clinical medical physics 11 (2). Luettu 15.2.2015.

HYKS-sairaanhoitoalueen lautakunta. 2013. Pöytäkirja. Verkkodokumentti. <http://hus01.tjhosting.com/kokous/20131648-3.HTM>. Luettu 30.9.2014.

Hyvärinen, Riitta 2005. Millainen on toimiva potilasohje? Hyvä kieliasu varmistaa sanoman perillemenon. Lääketieteellinen aikakausikirja Duodecim. Verkkodokumentti. [http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/haku?p\\_p\\_id=Article\\_WAR\\_DL6\\_Articleportlet&p\\_p\\_lifecycle=0&Article\\_WAR\\_DL6\\_Articleportlet\\_hakusana=Millainen+on+toimiva&Article\\_WAR\\_DL6\\_Articleportlet\\_p\\_frompage=haku&Article\\_WAR\\_DL6\\_Articleportlet\\_viewType=viewArticle&Article\\_WAR\\_DL6\\_Articleportlet\\_tunnus=duo95167](http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/haku?p_p_id=Article_WAR_DL6_Articleportlet&p_p_lifecycle=0&Article_WAR_DL6_Articleportlet_hakusana=Millainen+on+toimiva&Article_WAR_DL6_Articleportlet_p_frompage=haku&Article_WAR_DL6_Articleportlet_viewType=viewArticle&Article_WAR_DL6_Articleportlet_tunnus=duo95167) Luettu 17.10.2014.

Joensuu, Heikki – Kouri, Mauri – Ojala, Antti – Tenhunen, Mikko – Teppo, Lyly 2002. Kliininen sädehoito. 1.painos. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim.

Juholin, Elisa 2009. Communicare! Viestintä viestintä stratgiasta käytäntöön. 5. uudistettu painos. Porvoo. WS Bookwell Oy.

Jussila, Aino-Liisa – Kangas, Anne – Haltamo, Mikko 2010. Sädehoitotyö. 1.painos. Helsinki: WSOYpro Oy.

Kamath, Srijit - Song, William - Chvetsov, Alexei - Ozawa, Shuichi - Lu, Haibin - Samant, Sanjiv - Liu, Chihray - Li, Jonathan G. - Palta, Jatinder R. 2011. An image quality comparison study between XVI and OBI CBCT systems. Journal of applied clinical medical physics 12 (2). 377.

Kortesniemi, Mika 2011. Kartiokeila-TT hammaskuvauksissa ja angiokuvauksissa. Sädeturvapäivät. Verkkodokumentti. <[http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat\\_ids=x14xx85x](http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x14xx85x)>. Luettu 30.10.2014.

Kouri, Mauri – Kangasmäki, Aki. Moderni Sädehoito. 2009. Terveysportti. Verkkodokumentti. <<http://www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo98024.pdf>> Luettu 22.01.2015.

Kwong, Jeffrey C. – Palomo J. Martin - Landers, Michael A. – Figueroa, Alex – Hans, Mark G. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. 2008. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 133 (2). Verkkodokumentti. <[http://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(07\)00942-0/pdf](http://www.ajodo.org/article/S0889-5406(07)00942-0/pdf)> Luettu 10.02.2015.

Liang, Xin – Jacobs, Reinhilde – Hassan, Bassam – Li, Limin – Pauwels, Ruben - Corpas, Livia – Souza, Paulo – Martens, Wendy – Shahbazian, Maryam – Alonso, Arie – Lambrichts, Ivo. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. European Journal of Radiology. 2009. Jan. Verkkodokumentti. <<http://www.siebel.rs/Doc/Evropski%20Žurnal%20Radiologije%20-%20Morita%20CBCT.pdf>> Luettu 10.02.2015.

Li, Jun – Yao, Weiguang – Xiao, Ying – Yu, Yan 2013. Feasibility of improving cone-beam CT number consistency using a scatter correction algorithm. Department of radiation oncology. Thomas Jefferson University. Philadelphia. Journal of applied clinical medical physics 12 (2). 167. Verkkodokumentti. <<http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/viewFile/4346/3117>>. Luettu 20.3.2015.

Miracle, A.C. – Mukherji, S.K. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles. AJNR *Am J Neuroradiol* 30. 2009. Jun-Jul. Verkkodokumentti <<http://www.ajnr.org/content/30/6/1088.full.pdf+html>>. Luettu 03.02.2015.

Moore, Chris. Radiotherapy cone-beam CT research at the Christie. North Western Medical physics. Christie Hospital. Manchester. Verkkodokumentti. <[http://www.christie.nhs.uk/media/89562/Web\\_Megurath\\_DTRT.pdf](http://www.christie.nhs.uk/media/89562/Web_Megurath_DTRT.pdf)>. Luettu 27.01.2015.

MOSAIQ 2.60 2014. Käyttöopas. Elekta Limited.

Netherlands Cancer Institute Antoni Van Leeuwenhoek. 2014. XVI Protocols: Netherlands Cancer Institute. The Netherlands. Verkkodokumentti. <[http://www.avl.nl/media/291805/xvi\\_engelse\\_protocols\\_16\\_7\\_2014.pdf](http://www.avl.nl/media/291805/xvi_engelse_protocols_16_7_2014.pdf)>. Luettu 11.02.2015.

Nordfors, Kristiina – Lohi, Olli – Haapasalo, Hannu – Wigren, Tuija – Helen, Pauli – Vetenranta, Kim – Arola, Mikko. Lasten aivokasvaimet. Lääketieteellinen Aikakauskirja Duodecim. 2013. Verkkodokumentti.< [http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/artisto?p\\_p\\_id=Article\\_WAR\\_DL6\\_Articleportlet&p\\_p\\_action=1&p\\_p\\_state=maximized&p\\_p\\_mode=view&p\\_p\\_col\\_id=column-1&p\\_p\\_col\\_count=1&viewType=viewArticle&tunnus=duo10767](http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/artisto?p_p_id=Article_WAR_DL6_Articleportlet&p_p_action=1&p_p_state=maximized&p_p_mode=view&p_p_col_id=column-1&p_p_col_count=1&viewType=viewArticle&tunnus=duo10767)>. Luettu 12.01.2015.

Paasivaara, Leena - Suhonen, Marjo - Nikkilä, Juhani 2008. Innostavat projektit. Helsinki. Suomen sairaanhoitajaliitto ry.

Peltonen, J.I. – Ålander, E. – Korhonen, J. – Tenhunen, M. – Keyriläinen, J. 2013. A method to evaluate CBCT image quality versus radiation dose in a linear accelerator setup. HYKS Syöpätautien klinikka. HUS. Verkkodokumentti. < <http://physics.aalto.fi/pub/fp2013/absfiles/1103.pdf>>. Luettu 20.3.2015

Potilasturvallisuusopas 2011. Potilasturvallisuuslainsäädännön ja -strategian toimeenpanon tueksi. Terveyden- ja hyvinvoinninlaitos. Helsinki. Verkkodokumentti.< <http://www.thl.fi/documents/10531/104871/Opas%202011%2015.pdf>>. Luettu 25.2.2011.

Potilasturvallisuutta taidolla 2011. Työpaja laadun ja potilasturvallisuuden suunnittelun tueksi. Terveyden- ja hyvinvoinninlaitos. Helsinki. Verkkodokumentti.< [http://www.thl.fi/documents/584227/601353/Ty%C3%B6paja\\_laadun\\_ja\\_potilasturvallisuuden\\_suunnitteluun.pdf](http://www.thl.fi/documents/584227/601353/Ty%C3%B6paja_laadun_ja_potilasturvallisuuden_suunnitteluun.pdf)>. Luettu 25.2.2015.

Rodet, Thomas - Noo, Frederik - Defrise, Michel 2004. The Cone-Beam algorithm of Feldkamp, David and Kress preserves oblique line integrals. Dept. of nuclear medicine, Vrije Universiteit Brussel ja Dept. of Radiology, University of Utah. verkkodokumentti. <[http://www.lss.supelec.fr/files/TWfY2VsIFNFVNSUM=FDK\\_oblique\\_rev.pdf](http://www.lss.supelec.fr/files/TWfY2VsIFNFVNSUM=FDK_oblique_rev.pdf)>. Luettu 13.1.2015.

Ruuska, Kai 2006. Terveydenhuollon projektinhallinta. Helsinki. Talentum

Saloheimo, Tuomo 2015. Digitaaliset kuvantamismenetelmät: Kuvalevy- ja taulukuva-tekniikat. Opetusmateriaali. Metropolia.

Salomaa, Sisko - Pukkila, Olavi - Ikäheimonen, Tarja - Pöllänen, Roy - Weltner, Anne - Paile, Wendla - Sandberg, Jorma - Nyberg, Heidi - Marttila, Olli - Lehtinen, Jarmo - Karvinen, Hilikka 2004. Säteilys- ja ydinturvallisuus. Säteilyskeskus. Hämeenlinna. Verkkodokumentti. <[http://www.stuk.fi/julkaisut/maaraykset/kirjasarja/fi\\_FI/kirjasarja3/files/12222632510021001/default/kirja3\\_1.pdf](http://www.stuk.fi/julkaisut/maaraykset/kirjasarja/fi_FI/kirjasarja3/files/12222632510021001/default/kirja3_1.pdf)>.

Scarfe, William C. - Farman, Allan G. - Sukovic, Predag 2006. Clinical Application of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. Clinical Practice 72 (1). 76. Verkkodokumentti. < <http://www.orthodont3d.com/news-resources/Clinical%20Applications%20of%20Cone-Beam%20Computed%20Tomography.pdf>>. Luettu 26.01.2015.

Scarfe, William C. - Farman, Allan G. 2008. What is Cone-Beam CT and How Does it Work?. The dental clinics of north America. <<http://www.perfendo.org/docs/CBCT/CBC-HowdoesitworkScarfeetal2008.pdf>>. Luettu 30.10.2014.

SEDEXCT 2006. Technical Description of CBCT. 2015. Verkkodokumentti. <<http://www.sedentexct.eu/content/technical-description-cbct>>. Luettu 03.02.2015

Shah, Andrew – Aird, Edwin – Shekdar, Jane 2012. Contribution to normal tissue dose from concomitant radiation for two common kV-CBCT systems and one MVCT system used in radiotherapy. Mount Vernon Hospital. Northwood. UK. Radiotherapy and Oncology 108 (1). 139. Verkkodokumentti. <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167814012002216>>. Luettu 17.2.2015.

Song, William Y. – Kamath, Srijit – Ozawa, Shuichi – Al Ani, Shlomi – Chvetsov, Alexei – Bhandare, Niranjana – Palta, Jatinder R. – Liu, Chihray – Li, Jonathan G. 2008. A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. Department of Radiation Oncology. University of Florida. Medical physics 35 (2). 378. Luettu 20.3.2015.

Srinivasan, Kavitha - Mohammadi, Mohammad - Sheperd, Justin 2014. Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A review. Polish Journal of Radiology 79. 181-193. Verkkodokumentti. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4085117/pdf/poljradiol-79-181.pdf>>. Luettu 20.3.2015.

STUK 2014. Terveystietojen ehkäiseminen säteilysuojelulla. Säteilysuojelun periaatteet. Helsinki. Verkkodokumentti. <[http://www.stuk.fi/ihminen-ja-sateily/fi\\_FI/sateilysuojelu/](http://www.stuk.fi/ihminen-ja-sateily/fi_FI/sateilysuojelu/)>. Päivitetty 19.9.2014. Luettu 2.3.2015.

Suomalainen, Anni - Koskinen, Seppo K. 2013. Kartiokeilatietokonetomografia ja sen kliiniset sovellukset. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim. Helsinki. Suomalainen lääkärisseura Duodecim. Verkkodokumentti. <[http://www.terveysportti.fi/dtk/ltk/koti?p\\_artikkeli=duo10979&p\\_haku=kkt](http://www.terveysportti.fi/dtk/ltk/koti?p_artikkeli=duo10979&p_haku=kkt)>. Luettu 26.01.2015.

Surakka, Tuula 2009. Hyvä työpaikka hoitoalalla. Helsinki. Kustannusyhtiö Tammi.

Sädehoito-osasto 2014. Helsingin- ja uudenmaan sairaanhoitopiiri. Verkkodokumentti. <<http://www.hus.fi/sairaanhoito/sairaalat/syopatautien-klinikka/Osastot/Sivut/S%C3%A4dehoito-osasto.aspx>>. Luettu 30.9.2014.

Taylor, B – Ivanovic, M – Jewells, V – McClintock, B – Senor, B 2013. Image quality and dose comparison between cone-beam and spiral CT for sinus evaluation. University of North Carolina Hospitals. Chapel Hill. NA. Verkkodokumentti. <<http://hpschapters.org/northcarolina/spring2013/Taylor,%20Bradford%20-%20NCHPS%20Spring%202013.pdf>>. Luettu 23.01.2015.

Terveystietolaki 30.12.2010/1326. 8 §. Luettavissa myös verkossa. <<http://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/2010/20101326>>. Luettu 25.2.2015

Torkkola, S.; Heikkinen, H. & Tiainen, S, 2002. Potilasohjeet ymmärrettäväksi. Opas potilasohjeiden tekijöille. Tampere: Tammer-Paino Oy. Tammi.

Vilkkä, H. & Airaksinen T. 2003. Toiminnallinen opinnäytetyö. Jyväskylä: Gummerus kirjapaino Oy.

XVI R5.0. 2014.Käyttöohje. Elekta Limited.

**XVI Annosmittaukset**

**27.2.2015**

**HYKS Linac 9**

XVI Protocols	CT Thorax Phantom	CT Thorax Phantom	CBDI (mGy)
	Dose at Isocenter (mGy)	Dose at Surface (mGy)	weighted dose
<b>[ABC - 70 sek Chest M20 CCW] (NSD 13,5mGy)</b>	6,35		<b>8,13</b>
<b>0°</b>			
<b>90°</b>		9,01	
<b>180°</b>			
<b>270°</b>			
<b>[Bladder M15 Low Dose CCW] (NSD 10,1mGy)</b>	6,08		<b>8,61</b>
<b>0°</b>			
<b>90°</b>		9,87	
<b>180°</b>			
<b>270°</b>			
<b>[Bladder M20 Low Dose CCW] (NSD 11,0mGy)</b>	6,26		<b>8,60</b>
<b>0°</b>			
<b>90°</b>		9,77	

180°			
270°			
[Brain L S20 Fast CCW - 43 sek] (NSD 0,6mGy)		Täysin sama kuin Head and Neck L S20 Fast CCW	
0°			
90°			
180°			
270°			
[Breast R LD S20 CCW (L6 0,43mGy)	0,43 (L6)		0,33
0°		0,29	
90°			
180°			
270°			
[Breast R MD S20 CCW (L6 0,74mGy)	0,74 (L6)		0,64
0°		0,59	
90°			
180°			
270°			
<b>XVI Protocols</b>	<b>CT Thorax Phantom</b>	<b>CT Thorax Phantom</b>	<b>CBDI (mGy)</b>
	Dose at Isocenter (mGy)	Dose at Surface (mGy)	weighted dose
[Chest M20 CCW] (NSD 22,0mGy)	12,78		18,19
0°			
90°		20,90	
180°			
270°			

<b>[Head and Neck L S20 Fast</b>			
<b>CCW] (NSD 0,6mGy)</b>	ei lukemaa		ei lukemaa
0°			
90°		0,21	
180°			
270°			
<b>[Lung R S20 CW Fast - 40 sek]</b>	0,91		1,89
0°		2,95	
90°		2,42	
180°		ei lukemaa	
270°		1,78	
<b>[Lung R S20 CCW Fast - 40 sek]</b>	0,91		2,19
0°			
90°			
180°		2,84	
270°			
<b>[Lung L S20 CW Fast - 40 sek]</b>	0,88		2,06
0°			
90°			
180°		2,66	
270°			
<b>[Pelvis Fast M15 CCW] (NSD 10,0mGy)</b>	6,24		8,11
0°			
90°		9,04	
180°			
270°			



[Pelvis Fast M20 CCW] (NSD 11,0mGy)	6,11		8,51
0°			
90°		9,70	
180°			
270°			
<b>XVI Protocols</b>	<b>CT Thorax Phantom</b>	<b>CT Thorax Phantom</b>	<b>CBDI (mGy)</b>
	Dose at Isocenter (mGy)	Dose at Surface (mGy)	weighted dose
[Prostate Seed L S10 CCW] (NSD 3,8mGy)	1,23		3,10
0°			
90°		4,04	
180°			
270°			
[Hypo Lung R CW - 266 sek]	5,21	ei mitattu	
0°			
90°			
180°			
270°			
[Hypo Lung L CW - 266 sek]	5,21		10,74
0°			
90°			
180°		13,50	
270°			

<b>[Prostate M10 Fast CCW](NSD 18,0mGy)</b>	8,92		<b>13,04</b>
<b>0°</b>		15,22	
<b>90°</b>		15,06	
<b>180°</b>		15,51	
<b>270°</b>		14,60	

Tässä ovat mittauksemme tulokset. Päätimme mitata pinta-annokset siten, että mittauskohta oli mahdollisimman keskellä kuvauskaarta. Esim. kaikki M-kollimaattoria käyttävät ohjelmat mitattiin 90° kulmasta (kello 3), koska niissä röntgenputken lähtö- ja lopetuskulma on 270°. Mittasimme neljästä eri kohdasta pinta-annokset (kello 12, 3, 6, 9) Lung R S20 CW Fast - 40sek. ja Prostate M10 Fast CCW -ohjelmilta. Saatiin mitattua myös Head and Neck L S20 Fast CCW:stä ja uusista Breasteista pinta-annos, mutta ei saatu lukemia isosentristä.

## XVI Kuvausprotokollat

