

Juha Heikkinen ja Pasi Sepponen

SIRONTA KARTIOKEILATIETOKONETOMOGRFIATUTKIMUKSISSA

SIRONTA KARTIOKEILATIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSISSA

Juha Heikkinen
Pasi Sepponen
Opinnäytetyö
Syksy 2017
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma

Tekijät: Juha Heikkinen ja Pasi Sepponen
Opinnäytetyön nimi: Sironta kartiokeilatietokonetomografiatutkimuksissa
Työn ohjaajat: Anja Henner ja Karoliina Paalimäki-Paakki
Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Syksy 2017 Sivumäärä: 47 + 14 liitesivua

Joissakin tilanteissa henkilökunta tai potilaan mahdollinen saattaja voivat joutua olemaan valvonta-alueella tutkimuksen aikana. Valvonta-alueella olevat henkilöt altistuvat siroavalle röntgensäteilylle, joten on tärkeää kartoittaa siroavan säteilyn annokset, annosnopeudet ja suunta laitteen ympärillä tutkimuksen aikana, jotta siltä osataan suojautua oikein.

Tutkimuksen tavoitteena on tuottaa tietoa röntgensäteilyn sironnasta annos- ja annosnopeusmitausten avulla, jota voidaan hyödyntää edellä mainituissa tilanteissa jo käytössä olevien laitteiden, mutta myös tulevaisuudessa kehitettävien KKTT-sovellutusten yhteydessä ja niihin liittyvissä säteilyturvallisuusasioissa. Tässä tutkimuksessa käytettyä mittaussäteilyjärjestelyä ja tulosten esittämistapaa voi hyödyntää yleisesti röntgensäteilyn sirontamittauksia tehtäessä.

Tutkimus toteutettiin kevään ja kesän 2017 aikana Oamkin röntgensimulaatiotiloissa. Mittaukset suoritettiin Soredexin valmistamalla Scanora 3D –kartiokeilatietokonetomografialaitteella. Sirontamittaukset tehtiin RaySafe X2 –mittausjärjestelmällä, Survey-sensoria käyttäen. Tutkimuksessa potilasta mallintamaan käytettiin antropomorfasta CIRS ATOM 711-HN –pääfantomia. Mittauksia tehtiin kolmella eri korkeudella infektiotutkimusta vastaavilla kuvausarvoilla ja yhdellä korkeudella suurimmalla kuvakentän koolla ja korkeimmalla resoluutiolla.

Tutkimuksen tuloksena saatiin neljä sirontakarttaa, jotka kuvaavat röntgensäteilyn sironnan aiheuttamaa annosta röntgensimulaatiotilassa. Suurimmat annokset olivat luonnollisesti KKTT-laitteen välittömässä läheisyydessä, säteilykeilan keskipisteen korkeudella. Kenttäkoon ja resoluution nostaminen lisäsivät siroavan säteilyn määrää.

Tutkimuksessamme tutkimme annoksen ja maksimiannosnopeuden ohella annosnopeutta laitteen eri pyörähdyksen vaiheissa. Jatkossa voitaisiin tutkia myös sitä, mikä tai mitkä tekijät vaikuttavat annosnopeuden vaihteluun pyörähdyksen aikana. Tuloksena saamamme sirontakartat havainnollistavat hyvin sirontaa röntgensimulaatiotilassa. Saarakkalan ym. tekemää sirontakarttojen laatimiseen tarkoitettua työkalua voitaisiin käyttää enemmänkin havainnollistamaan röntgensäteilyn sirontaa tutkimushuoneissa erilaisissa tilanteissa.

Asiasanat: kartiokeilatietokonetomografia, kkt, säteily, sironta, annos, annosnopeus

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree programme of radiography and radiation therapy

Authors: Juha Heikkinen ja Pasi Sepponen
Title of thesis: Scattering in cone-beam computed tomography
Supervisor: Anja Henner and Karolina Paalimäki-Paakki
Term and year when the thesis was submitted: Autumn 2017 Number of pages: 47 + 14

In some situations personnel or patients possible escort have to be in the controlled area during the examination. People in the controlled area are exposed to scattered radiation and therefore it's important to figure out doses, dose rates and directions of scattered radiation around the CBCT machine during the examination to be able to protect oneself from scattering.

The aim of this research is to produce information of scattered radiation that can be utilized in aforementioned situations and possibly with future CBCT applications and radiation protection. The information was produced by dose and dose rate measurements. Also the measurement system and the presentation of the results can be commonly utilized on scattering measurements.

This research was executed during spring and summer of 2017 in the x-ray simulation room of Ouas. The scattering measurements were performed by RaySafe X2 x-ray measurement system and its survey-sensor. The CBCT machine used was Scanora 3D by Soredex. Antropomorphic CIRS ATOM 711-HN was used as patient-phantom. Measurements were performed on three different heights with normal dental imaging parameters (dental infection) and on one height with the largest FOV and highest resolution.

As a result we got four scattering maps that represent the x-ray scattering in the x-ray simulation room. The highest doses were naturally measured in the vicinity of the CBCT machine on the height of the isocenter of the x-ray beam. Increasing FOV and resolution led to increased scattered radiation.

In addition to dose and dose rate measurements we examined the dose rate as a function of time during the rotation of the gantry. The factors that affect the dose rate variation during the rotation of the gantry could be researched further in the future. The scattering maps represent well the x-ray scattering in the x-ray simulation room. The tool for creating scattering maps made by Saarakkala et al. could be used more to demonstrate the scattered radiation in different examination rooms and situations.

Keywords: cone-beam computed tomography, cbct, radiation, scattering, dose, dose rate

SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	6
2	RÖNTGENSÄTEILYN SIRONTA KKTT-LAITTEESSA.....	7
2.1	Röntgensäteilyn vuorovaikutus aineen kanssa.....	7
2.2	Sironneen säteilyn mittaaminen.....	8
2.3	KKTT-laitteen käyttö.....	10
2.4	KKTT-laitteen toiminta.....	11
2.5	KKTT-laitteen tekniset ominaisuudet.....	13
2.6	Henkilökunnan säteilyaltistus ja säteily suojele.....	16
2.7	Pään alueen KKTT-tutkimusten säteilyannokset ja vertailutasot.....	18
2.8	Aiempiä tutkimuksia.....	20
3	TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA TUTKIMUSONGELMA.....	21
4	TUTKIMUSMETODOLOGIA.....	22
5	TUTKIMUKSEN TOTEUTTAMINEN.....	23
5.1	Aineiston keruu.....	24
5.2	Aineiston analysointi.....	29
6	TULOKSET.....	31
7	TULOSTEN YHTEENVETO.....	37
8	POHDINTA.....	38
8.1	Tulosten tarkastelu.....	38
8.2	Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys.....	40
8.3	Oma oppiminen ja jatkokehitysideoita.....	41
	LÄHTEET.....	43
	LIITEET.....	48

1 JOHDANTO

Kartiokeilatietokonetomografia (KKT) on kolmiulotteinen, tarkka kovakudosrakenteiden kuvantamismenetelmä, jota hyödynnetään etenkin hammaslääketieteellisessä kuvaamisessa. (Suomalainen & Koskinen 2013, 1037.) Sen lisäksi sitä voidaan käyttää pään ja kaulan alueen kovakudoksia sekä tuki- ja liikuntaelimiä kuvattaessa ja se soveltuu myös toimenpideradiologiaan sekä sädehoidon suunnitteluun ja rintojen kuvaamiseen. KKT-kuvaamisen etuja ovat pieni säteilyaltistus, halpa hinta sekä pieni koko. KKT-tekniikka kehittyy jatkuvasti ja siihen liittyvää tutkimus- ja kehitystyötä tehdään runsaasti. Tutkimustiedon lisääntyessä KKT:n käyttöindikaatioita voidaan lisätä ja laitekehityksen myötä kuvanlaatua saataneen parannettua, artefaktoja vähennettyä ja säteilyannoksia pienennettyä. (Suomalainen, Korttesniemi & Koskinen 2015, 1063-1070.)

Kartiokeilatietokonetomografialaitteiden ja -tutkimusten määrä on viime vuosina lisääntynyt ja kartiokeilatietokonetomografia on noussut perinteisten leikekuvantamismenetelmien, kuten tietokonetomografian ja magneettikuvauksen rinnalle. (Suomalainen & Koskinen 2013, 1037.) Vuonna 2011 Suomessa kirjattiin 2 916 KKT-tutkimusta ja vuonna 2015 tutkimuksia kirjattiin 28 417 eli neljässä vuodessa tutkimusten määrä on lähes yhdeksänkertaistunut. KKT-laitteiden määrä Suomessa on myös kasvanut noin neljästäkymmenestä laitteesta lähes sataan laitteeseen näiden neljän vuoden aikana. Laitekannan kasvu ja lisääntyneet käyttötarkoitukset varmasti selittävät osaltaan tutkimusmäärien nopeaa kasvua. (Suutari 2016, 16, 37.)

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla säteilyn sirontaa hampaiston kuvaamiseen tarkoitettun KKT-laitteen ympäristössä. Joissakin tilanteissa henkilökunta tai potilaan mahdollinen saattaja voivat joutua olemaan valvonta-alueella tutkimuksen aikana. Valvonta-alueella olevat henkilöt altistuvat siroavalle röntgensäteilylle, joten on tärkeää kartoittaa siroavan säteilyn annokset, annosnopeudet ja suunta laitteen ympärillä tutkimuksen aikana, jotta siltä osataan suojautua oikein. Tutkimustuloksia voidaan hyödyntää jo käytössä olevien laitteiden, mutta myös tulevaisuudessa kehitettävien KKT-sovellutusten yhteydessä.

KKT-laitteesta aiheutuvan siroavan säteilyn annokset ja annosnopeudet laitteen ympärillä selvitettiin mittausten avulla. Aiempia kansainvälisiä tutkimuksia aiheesta ei löytynyt. Tutkimuksen tuloksena saatiin sirontakartat, jotka kuvaavat sironneen säteilyn annosta laitteen ympärillä.

2 RÖNTGENSÄTEILYN SIRONTA KKTT-LAITTEESSA

2.1 Röntgensäteilyn vuorovaikutus aineen kanssa

Kvanttimekaniikan mukaan kaikki hiukkaset omaavat sekä hiukkas- että aalto-ominaisuuksia. Fotoneilla tämä ilmiö ilmenee selvästi. Pienillä fotonien energioilla esim. radiotaajuisella säteilyllä, sen aalto-ominaisuudet korostuvat. Suurilla fotonien energioilla, kuten röntgensäteily, taas sen hiukkasominaisuudet korostuvat. Röntgendiagnostiikan fysiikassa voidaankin ajatella röntgensäteilyn koostuvan yksittäisistä hiukkasista eli fotoneista. Fotonit kokevat sattumanvaraisia vuorovaikutuksia aineen kanssa, jolloin ne siroavat tai absorboituvat. Sironnut säteily on säteilyä, joka kohteeseen osuessaan on poikennut alkuperäisestä suunnastaan tai menettänyt osan alkuperäisestä energiastaan (Säteilylähteiden käyttötilojen suunnittelu 2011, 23). Suurin osa röntgensäteilyn aiheuttamista ionisaatio-, viritys-, ja molekyyllisidosten katkeamisista ei tapahdu fotonin ja aineen välillä, vaan näissä vuorovaikutuksissa irronneiden sekundaarielektronien kautta. Fotonin energia ja kaantuu yhden vuorovaikutuksen jälkeen suurelle elektronijoukolle vuorovaikutuskohdan läheisyydessä aiheuttaen esimerkiksi vahingon biologiseen kudokseen tai säteilynlmaisimen loisteaineen valontuikahduksen. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 26-27.)

Röntgensäteilyn aalto-ominaisuudet ilmenevät selvimmin koherentissa sironnassa (Rayleighin sironta). Siinä fotonin energia säilyy lähes muuttumattomana sen sirotessa aineesta. Koherentti sironta ei ole pääasiallinen vuorovaikutusmekanismi millään röntgensäteilyn energialla ja se jätetään huomioimatta monissa tarkasteluissa. Röntgendiagnostiikassa käytettävillä energia-alueilla merkittävimmät vuorovaikutusilmiöt ovat fotosähköilmiö sekä Comptonin ilmiö. (Tapiovaara ym. 2004, 27-28.)

Fotosähköilmiössä fotonin luovuttaa koko energiansa atomin elektronille, joka sinkoutuu ulos atomista ja saa liike-energiakseen fotonin energian vähennettynä elektronin sidosenergialla. Fotosähköilmiö on merkittävin vuorovaikutus pienillä energioilla (kudoksessa alle 30 keV). Comptonin ilmiössä fotonin siroaa löyhästi sitoutuneesta elektronista, jolloin fotonin menettämä energia siirtyy elektronin liike-energiaksi. Ilmiön seurauksena on aina sekä sironneena jatkava fotonin, sekä elektroni. Elektronin energia absorboituu väliaineessa. (Sandberg & Paltemaa 2002, 44-48.) Comptonin ilmiö on merkittävin sirontaprosessi röntgendiagnostiikassa käytettävillä energia-alueilla ja tärkein vuorovaikutusmekanismi pehmytkudoksessa yli 30 keV:n energioilla. Luun sisältämien alkuaineiden

järjestysluku on korkeampi kuin pehmytkudoksessa ja fotosähköinen ilmiö onkin luussa tärkein vuorovaikutus muutaman kymmenen keV:n energioihin saakka. (Tapiovaara ym. 2004, 28.)

Comptonin sironnassa suurienergiset fotonit menettävät suhteessa enemmän energiaansa kuin pienienergiset. Siroavan fotonin energia riippuu myös sirontakulmasta. Mitä suurempi sirontakulma on, sitä pienempi on siroavan säteilyn energia. Comptonin sirontaa voi tapahtua kaikkiin suuntiin. (Dowsett, Kenny & Johnston 2001, 118-120.)

Potilaan iholta sironneen röntgensäteilyn spektri on erilainen kuin primaarisäteilyn. Sironnut säteily on ”pehmeämpää” kun taas potilaan läpi mennyt säteily on ”kovempaa”, mutta vaikutukseltaan heikompi kuin primaarisäteily. (Martin, Sutton, Magee, McVey, Williams & Peet 2012, 374.)

Diagnostisessa radiologiassa röntgensäteilyn energia vaihtelee 20 ja 150 keV:n välillä, jolloin takaisinsironnan määrä voi olla jopa 40 % kohteeseen osuvan säteilyn energiasta (Julkunen 2008, viitattu 18.5.2017).

2.2 Sironneen säteilyn mittaus

Säteilyn ilmaiseminen perustuu säteilyn ja aineen vuorovaikutukseen ja sitä voidaan mitata useilla erilaisilla mittareilla. Kun säteily joutuu vuorovaikutukseen aineen kanssa, se menettää energiaa ionisoimalla ja virittämällä väliaineen (kaasu, neste tai kiinteä aine) atomeja sekä tuottamalla lämpöä. Aineessa täytyy syntyä havaittavia muutoksia, jotta säteilyn ilmaiseminen olisi mahdollista. Havaitut muutokset lasketaan, kerätään tai lajitellaan signaalinkäsittelyllä sen mukaan, millaista tietoa säteilystä halutaan saada. (Klemola 2002, 116.)

Kaasutäytteisissä ilmaisimissa on kaasun täyttämä tila kahden elektrodin välisessä sähkökentässä, johon osuessaan ionisoiva säteily synnyttää ionipareja, jotka saavat virran aikaan ilmaisimen elektrodien välille. Ionisaatiokammio, verrannollisuuslaskuri ja geigerputki ovat kaasutäytteisiä ilmaisimia. Ionisaatiokammioilla voidaan määrittää säteilytys tai absorboitunut annos mittaamalla ionisaatiosta aiheutunutta keskimääräistä virtaa, joka on verrannollinen syntyvien ioniparien lukumäärään. Ionisaatiokammion yleisin täytekaasu on ilma, mutta myös argonin tai argonin ja metaanin seosta käytetään. Ionisaatiokammio soveltuu hyvin röntgen- ja gammasäteilyn mittaamiseen. Verrannollisuuslaskurin ilmaisimen korkeampi keräysjännite nostaa ionien ja elektronien energiaa, mikä lisää ionisaatiota ilmaisimen kaasumolekyyleissä. Syntyvä elektronivyöry moninkertaistaa

elektrodille syntyvän varauksen, joka on verrannollinen alkuperäiseen ioniparien lukumäärään. Verrannollisuuslaskureita käytetään lähinnä alfa- ja beetasäteilyn mittaamiseen. Geigerputki on yksi vanhimmista säteilyn ilmaisimista ja se on yleisin kannettava säteilysuojelumittari. Geigerputkessa tapahtuvat elektronivyöryt aiheuttavat aina yhtä suuren pulssin säteilyn ominaisuuksista riippumatta. (Klemola 2002, 116-122.) Geigerputki toimii yksinkertaisena laskurina, joka laskee ionisaatiotapahtumien lukumäärää. Geigerputkea ei voida käyttää säteilyn spektroskopiassa, koska laite ei mittaa alkuperäisen säteilyn energiaa. (Koll 2000, 201.)

Tuikeilmaisimien toiminta perustuu tuikeaineeseen (skintillaattori) ja valomonistinputkeen. Tuikeaineessa (kaasu, neste tai kiinteä aine) säteilyenergian absorptio virittää tuikeaineen ja tämän energiatilan purkautuminen emittoi näkyvää valoa tai ultraviolettifotoneja. Syntynyt valo mitataan valomonistinputken, fotodiodin tai hybridivalomonistinputken avulla. (Klemola 2002, 122-125.)

Termoloisteilmaisimissa tietynlaista kiteistä ainetta, esimerkiksi litiumfluoridia tai kalsiumsulfaattia, säteilytetään ja osa säteilyn energiasta sitoutuu materiaalin metastabiileihin energiatiloihin, joista se vapautuu valona kun materiaalia myöhemmin lämmitetään. Kuten tuikeilmaisimissa, tämä syntynyt valo mitataan valomonistinputken avulla. Valon voimakkuus on verrannollinen absorboituneeseen annokseen. Termoloisteilmaisimet ovat passiivisia, jälkeinpäin luettavia mittareita ja niitä käytetään lähinnä dosimetriassa. (Kauppinen 2008, 22; Klemola 2002, 132-133.)

Puolijohdeilmaisimen toimintaperiaate on sama kuin ionisaatiokammion, mutta se on 10 000 kertaa herkempi kuin saman kokoinen ionisaatiokammio. Puolijohdeilmaisimessa väliaine on yleensä kiinteä, yleensä pii tai germanium pohjainen puolijohde, jossa säteily tuottaa elektroni-aukko-pareja. Säteilyn vaikutuksesta elektroni siirtyy puolijohdeessa valenssivyöltä johtavuusvyölle. Johtavuusvyön elektronit ja valenssivyön aukot liikkuvat vastakkaisiin suuntiin kohti elektrodeja aiheuttaen diodiin kytkettyyn piiriin sähkövirran. Syntynyt virtapulssi on verrannollinen säteilyn puolijohdeelle jättämälle energialle. (Lilley 2001, 159; Klemola 2002, 126.)

Raysafe X2 on Unforsin kehittämä mittausjärjestelmä, jolla voidaan laitteeseen liitettävillä erilaisilla sensoreilla tehdä mammografia-, röntgen-, läpivalaisu-, sironta- ja vuotomittauksia. Laitteella voidaan mitata kuvausjännitettä (kVp), säteilyannosta (mGy), annosnopeutta (mGy/s), säteilyaika (s), säteilyn puoliintumispaksuutta (mm Al), kokonaissuodatusta (mm Al), pulssien lukumäärää, pulssausnopeutta sekä säteilyannosta pulssia kohden (mGy/pulse). Laitteen Survey-sensori on tarkoitettu erityisesti sironta- ja vuotomittauksiin. Sen toiminta perustuu puolijohdetekniikkaan ja

lisäksi siinä käytetään Active Compensation –tekniikkaa, joka automaattisesti määrittelee säteilyn laadun, joten esivalintoja säteilylajien tai suodatuksien suhteen ei tarvitse tehdä. (RaySafe, 2017, viitattu 17.5.2017.)

2.3 KKTT-laitteen käyttö

KKTT-tutkimus on uudehko röntgenkuvausmenetelmä, joka on alun perin suunniteltu angiografisia tutkimuksia varten. Nykyisin se on yleisessä käytössä hammaslääketieteellisissä radiologiassa, pään ja kaulan alueen kovakudoksia sekä tuki- ja liikuntaelimiä kuvattaessa. KKTT-tekniikka soveltuu myös toimenpideradiologiaan sekä sädehoidon suunnitteluun ja rintojen kuvaamiseen. Laittekohtaiset erot ovat suuria ja KKTT-laitteet on suunniteltu tyypillisesti tietynlaisista kuvaamistarkoituksista varten. KKTT-kuvaamisen etuna verrattuna perinteiseen TT-kuvaamiseen on pienempi säteilyaltistus, laitteiston halvempi hinta, pienempi koko ja helpompi saatavuus hammaslääketieteelliseen käyttöön. KKTT-kuvaamisen haittoja verrattuna perinteiseen TT-kuvaamiseen ovat artefaktat ja huonompi pehmytkudoskontrasti. Huonompi pehmytkudoskontrasti johtuu mm. sironnasta, keulan koventumisesta sekä osittaisesta säteilytyksestä. Osittaisen säteilytyksen vuoksi kuvanlaskennassa ei ole käytettävissä täydellistä vaimennusdataa. Huonommasta pehmytkudoskontrastista huolimatta KKTT-kuvan näkymä vastaa luualgoritmilla lasketun tavallisen TT-tutkimuksen näkymää. KKTT-laitteiston erilaisella suunnittelulla on mahdollista saavuttaa parempi kontrastiresoluutio, jolloin se soveltuu myös kardiologisiin tutkimuksiin sekä mammografiaan. Kuten yllä on mainittu, artefaktat aiheuttavat ongelmia KKTT-tutkimuksissa. Eniten ongelmia aiheuttavat potilaan liikkeestä ja metallista johtuvat artefaktat. Tutkimustiedon lisääntyessä KKTT:n käyttöindikaatioita voidaan lisätä ja laitekehityksen myötä kuvanlaatua saataneen parannettua, artefaktoja vähennettyä ja säteilyannoksia pienennettyä. (Suomalainen, Kortesniemi & Koskinen 2015, 1063-1070.)

Kliiniset näkökohdat ja ohjeet

Sedentext on julkaissut eurooppalaisen ohjeistuksen KKTT-laitteen käytöstä hammaslääketieteellisessä kuvaamisessa (Radiation Protection No. 172.) Ohjeistuksen tarkoituksena on kehittää kattava, kokemusperäinen ohjeistus KKTT:n käyttöön ja se sisältää ohjeet lähettävälle lääkäreille, laadunvarmistusohjeet sekä optimointimenetelmät. Uusia tutkimustuloksia, joiden perusteella tutkimusindikaatioita ja KKTT:n hyötyjä voidaan tarkentaa, tulee jatkuvasti ja sen vuoksi myös ohjeis-

tusta täytyy päivittää. Sedentexctin lisäksi KKTT:n käytöstä on olemassa myös muitakin ohjeistuksia esimerkiksi Yhdysvalloista, Iso-Britanniasta sekä eurooppalaisilta säätiöiltä ja organisaatioilta. (Kiljunen ym. 2015, 857.)

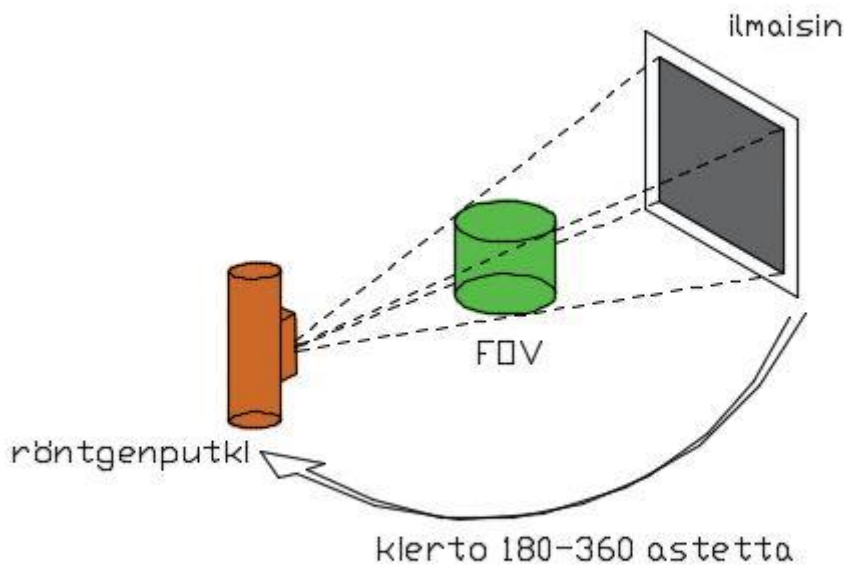
Laadunvarmistus

Laadunvarmistus on tärkeä osa KKTT-laitteen käyttöä. Sen tarkoituksena on varmistaa, että laitteen tekniset ominaisuudet ja suorituskyky pysyvät yllä koko laitteen käyttöiän ajan. Käyttöönoton yhteydessä valmistaja suorittaa yleensä laadunvarmistustoimenpiteet, mutta sen jälkeen käyttäjän pitää huolehtia säännöllisistä laadunvarmistustesteistä. Laadunvarmistus on tärkeä osa myös Sedentexct-projektia ja sen ohjeistus sisältää ohjeet laadunvarmistusohjelman laatimista varten. On tärkeää, että hammaslääketieteellistä kuvaamista suorittava henkilökunta on pätevää myös laadunvarmistusasioissa. (Kiljunen ym. 2015, 858.)

Sedetexctin mukaan hyvin suunniteltu laadunvarmistusohjelma on kattava, mutta edullinen ja helpposti henkilökunnan toteutettavissa. Laadunvarmistusohjelmassa seurataan kuvanlaatua, kliinistä kuvaustekniikkaa, potilasannosta, laitteiston kuntoa sekä kuvankatselun olosuhteita. Laadunvarmistusohjelman tulee sisältää tarkistuksia, jotka suoritetaan aikataulun mukaan ja jotka kirjataan ylös. Laadunvarmistusohjelmalle tulisi nimetä vastuuhenkilö. (Sedentexct 2017, viitattu 25.4.2017.)

2.4 KKTT-laitteen toiminta

KKTT-laitteen röntgensäteilykeila on kartiomainen tai pyramidimainen. Säteilylähde ja kuvailmaisim ovat kytketty samaan kuvaustelineeseen, joka pyörittää kuvauksen aikana 180-360 astetta. Laite ottaa kuvauksen aikana kuvattavasta kohteesta useita kaksitasoprojektio kuvia eli tavallisia röntgenkuvia, joista rekonstruoidaan kolmiulotteista tilavuusdataa. Kolmiulotteista tilavuusdataa pystytään tarkastelemaan halutussa suunnassa ja lisäksi on mahdollista luoda erilaisia tasokuvia, kuten tavallisessa TT:ssä. (Suomalainen & Koskinen 2013, 1037.)



KUVIO 1. KKTT-laitteen toimintaperiaate. Kuva: Juha Heikkinen.

Kuviossa 1 näkyy KKTT-laitteen toimintaperiaate. Kuvioon on piirretty nuolet kuvaamaan röntgenputken ja detektorin liikkumista vertikaalisuunnassa kohteen ympäri sekä säteilykeilan pyramidi-mainen muoto. Kuvausalue näkyy lieriönä putken ja detektorin välillä kuvattavassa kohteessa. (Scarfe, Farman & Sukovic 2006, 76.)

KKTT-laitteessa röntgenputki toimii suhteellisen matalilla energioilla ja tyypillisin kuvausjännite vaihtelee 40-120 kVp:n ja putkivirta 1-32 mA:n välillä. KKTT-laitteissa käytetään kuvanmuodostukseen yleisimmin taulukuvailmaisinta. Sen vuoksi röntgensäteilyn tuotto on pulssattu ja synkronoitu taulukuvailmaisimen kanssa. Pulssattua säteilyä käyttävillä laitteilla potilaan säteilyannos on pienempi kuin jatkuvaa säteilyä käyttävillä laitteilla. (Pauwels, Araki, Siewerdsen & Thongvigitmanee 2015; Turnbull-Smith 2016, 6-7.)

KKTT-laitteissa ilmaisimina käytetään CCD-kenno-kuvanvahvistinyhdistelmää tai taulukuvailmaisinta. Uusissa KKTT-laitteissa käytetään pääasiassa taulukuvailmaisinta. Taulukuvailmaisimissa

käytetään joko TFT-tekniikkaa (thin-film transistor) amorfisen piin, cesiumjodidin tai gadoliniumoksisulfidin kanssa tai CMOS-tekniikkaa (complementary metal oxide semiconductor). (Turnbull-Smith 2016, 8.)

2.5 KKTT-laitteen tekniset ominaisuudet

KKTT-laite voidaan valita käyttötarkoituksen mukaan sen teknisten ominaisuuksien perusteella. KKTT-laitteet jaetaan tyypillisesti kolmeen ryhmään kuvakentän (FOV) korkeuden mukaan, jotka ovat suuri (yli 15 cm), keskikokoinen (10-15 cm) ja pieni (alle 10 cm). Joissakin laitteissa on mahdollisuus myös digitaalisiin 2D panoraama ja kefalometriin (kallon mittaus röntgenillä) kuvauksiin. Lisäksi joissakin laitteissa on mahdollisuus tuottaa myös 3D valokuvia. KKTT-laitteiden koko ja rakenne vaihtelee enimmäkseen potilaan asettelutavan mukaan. Laitteen paino vaihtelee 128 ja 600 kg:n välillä. Tutkimus voidaan suorittaa siten, että potilas seisoo, istuu tai makaa selällään, joista seisten suoritettu tutkimus on yleisin. Maaten tehdyssä tutkimuksessa kuvanlaatu on yleensä paras, koska potilaan liikkeestä aiheutuva artefakta on vähäisin, mutta tällaiset laitteet vievät paljon tilaa, minkä takia ne eivät sovellu hyvin ahtaisiin tiloihin. Kuvakentän koon rajoittaminen on toteutettu useissa laitteissa säädettävillä lyijysuojilla, jotka rajoittavat primaarikeilan kokoa. Laitteissa on usein muutama ennalta asetettu kuvakentän koko, joista voidaan valita sopivin kulloiseenkin käyttötarkoitukseen. Joissakin laitteissa kuvakentän kokoa voidaan muokata yhdistämällä useita tilavuusalueita toisiinsa. KKTT-laitteen pyörähdyskulma vaihtelee tyypillisesti 180 ° ja 360 ° välillä. Riittävän tilavuusdatan saamiseksi pyörähdyskulman täytyy olla vähintään 180 °. Pyörähdysten aikana otettujen kuvien määrä vaihtelee 128 ja 1024 kuvan välillä, mikä riippuu ilmaisimen virkistystaajuudesta, pyörähdyskulmasta ja pyörähdysnopeudesta. KKTT-laitteissa on yleensä mahdollisuus valita vokselikoko käyttötarkoituksen mukaan. Nykyään pienimmät vokselikoot ovat 75 µm ja suurimmat 600 µm. KKTT:ssa käytetään isotrooppisia vokseleita ja niistä saadaan pienempiä, kuin perinteisessä monileiketietokonetomografiassa (Suomalainen 2010, 15). Kuvausaika vaihtelee 5 sekunnin ja 40 sekunnin välillä riippuen mm. projektioiden määrästä. Säteilytysajat ovat yleensä lyhempiä kuin itse kuvausaika pulssatun säteilytyksen ansiosta. Rekonstruktioajat vaihtelevat muutamista sekunneista muutama minuuttiin kuvausparametreista, laitteistosta ja ohjelmistosta sekä käytetyistä algoritmeista riippuen. Kuvan rekonstruktio on matemaattinen prosessi, jossa käsitellään mitattua raakadataa. Mitattu raakadata kuvaa säteilyn vaimenemista kuvattavassa kohteessa käytetyllä röntgensäteilyn energialla ja keilan muodolla. Säteilyn vaimeneminen kohteessa kuvataan kunkin vokselin harmaasävyyn arvolla. Useimmin käytetty rekonstruktio-tekniikka on 3D suodatettu takaisinprojektio (filtered back projection - FBP) Feldkamp-Davis-Kress –

algoritmillä. Kuvausindikaatio ja käytettävä protokolla ratkaisevat rekonstruktiossa käytettävän suodatuksen. Monileiketietokonetomografiassa vokselien harmaasävyt on kalibroitu Hounsfieldin asteikolle, joka kuvaa röntgensäteilyn suhteellista vaimenemista vokselissa suhteessa vaimenemiseen ilmassa ja vedessä. Ilman arvo on -1000 HU ja veden 0 HU. Koko Hounsfieldin asteikko kattaa arvot välillä -1000 HU ja 3096 HU (Jauhiainen 2003, 43). Hounsfieldin asteikon käyttömahdollisuus KKTT-kuvissa on rajallinen, koska säteilyn sironta on voimakasta ja käytettävää kuvadataa on vähän, mikä aiheuttaa virheitä ja rajoittaa matalan kontrastin (pehmytkudos) resoluutiota. Tämän vuoksi Hounsfieldin asteikkoa tulisi käyttää harkiten KKTT:ssä. (Kiljunen, Kaasalainen, Suomalainen & Kortnesniemi 2015, 847-854.)

Kuvanlaatu

Kuvanlaatua voidaan ajatella kokonaisuutena, joka koostuu useista osatekijöistä, joita ovat paikkaerotuskyky, kontrasti, kohina ja artefaktat. Osalla näistä on keskinäinen riippuvuussuhde toisiinsa. Paikkaerotuskyky kuvaa sitä kuinka pienet yksityiskohdat voidaan erottaa toisistaan. Kontrasti kuvaa sitä kuinka alueet, joilla on eri tiheys, voidaan erottaa toisistaan. Kohina ja artefaktat ovat kuvassa näkyviä, ei-toivottuja tekijöitä. Kohina on ei-toivottua satunnaista vaihtelua kuvasignaalissa ja artefaktat ovat elementtejä, joilla ei ole yhteyttä varsinaiseen kuvattavaan kohteeseen. Merkittävä artefaktajen aiheuttaja KKTT:ssä on potilaasta sironnut säteily, joka tulee ilmaisimelle ja osallistuu virheellisesti kuvanmuodostukseen. Kuvanlaatua arvioitaessa nämä kaikki edellä mainitut osatekijät on otettava yhdessä huomioon. Seuraavilla kuvausparametreilla voidaan vaikuttaa kuvanlaatuun: kuvakentän koko, putkivirta ja –jännite sekä vokselikoko.

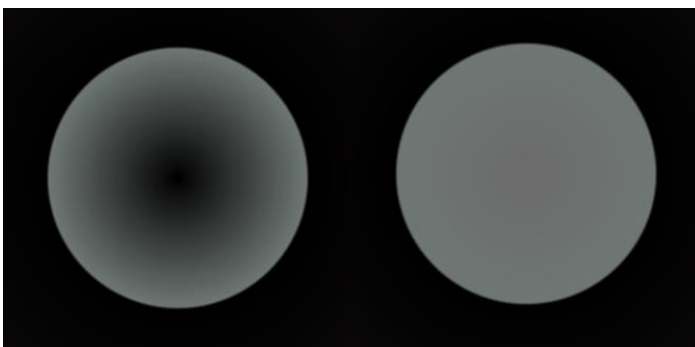
TAULUKKO 1. Kuvausparametrien vaikutukset potilasannokseen ja kuvanlaatuun.

Kuvausparametri	Paikka-resoluutio	Kontrasti	Kohina	Artefaktat	Potilasannos
Kuvakentän koko ↑	-	↓	↑	↑	↑
Putkivirta ↑	-	-	↓	-	↑
Putkijännite ↑	-	↓	↓	-	↑
Vokselin koko ↓	↑	-	↑	-	-

Kuten taulukossa 1 on esitetty, putkivirtaa nostamalla, kuvassa olevaa kohinaa voidaan vaimentaa. Putkivirta on kuitenkin suoraan verrannollinen röntgenputkesta lähtevien fotonien määrään ja näin

ollen putkivirran nostaminen kasvattaa myös potilasannosta. Myös putkijännitteen nostaminen vähentää kohinaa, mutta samalla pienentää kontrastia ja kasvattaa putkivirran tavoin potilasannosta. Kuvakentän koon suurentaminen ei paranna kuvanlaatua vaan päinvastoin suuri kuvakentän koko pienentää kontrastia ja lisää kohinaa ja artefaktoja sironneen säteilyn vuoksi. Lisäksi suuri kuvakenttä suurentaa potilasannosta. Pieni vokselikoko parantaa paikkaresoluutiota, mutta samalla kuvasta tulee kohinaisempi. Vokselikoko ei itsessään vaikuta potilasannokseen, mutta pieniä vokselikokoja käytettäessä kohinaisempaa kuvaa joskus kompensoidaan suuremmalla putkivirralla, mikä luonnollisesti kasvattaa potilasannosta. (Turnbull-Smith 2016, 9-10.)

Artefaktat ovat kuvassa olevia virheitä, jotka eivät liity tutkittavaan kohteeseen. Artefaktat voidaan luokitella aiheuttajan mukaan potilaasta, fysiikasta, laitteesta ja kartiokeilasta johtuviin artefaktihin. Säteilyn osuessa kohteeseen matalaenergisistä fotonit absorboituvat korkeaaenergiaa enemmän, joten kohteen läpäisseen säteilyn keskimääräinen energia on korkeampi. Tätä kutsutaan säteilyn kovenemiseksi. Säteilyn koveneminen aiheuttaa kahdenlaisia artefaktoja eli ns. ”cupping” –artefaktoja (kuvio 2) sekä mustien raitojen ilmestymistä kuvaan. Säteilyn kovenemista pyritään vähentämään suodatuksella, kalibrointikorjauksella tai ohjelmistolla, joka korjaa säteilyn kovenemisen aiheuttamia virheitä. Osittaistilavuusartefakta syntyy kun vokselin koko on suurempi kuin kuvattavassa kohteessa oleva yksityiskohta. Tällaisia artefaktoja esiintyy mm. ohimoluuta kuvattaessa, koska luun pinnan muoto muuttuu nopeasti vokselikokoon nähden. Fotonivaje aiheuttaa raitoja kuvaan varsinkin sellaisilla alueilla joilla säteily vaimenee paljon. Jos rekonstruktiota varten on liian vähän kuvadataa, niin kuvanlaatu kärsii. Tällöin puhutaan alinäytteistyksestä. Kuvadatan määrä vaikuttaa eniten kontrastiin ja kohinaan, mutta vähemmän paikkaerotuskykyyn. Korkeakontrastisia kohteita kuvattaessa alinäytteistyksestä ei ole niin suurta merkitystä kuin matalakontrastisia kohteita kuvattaessa. (Suomalainen 2010, 22-23.)



KUVIO 2. Vasemmalla ”cupping” –artefakta ja oikealla laskennallisesti korjattu kuva. Kuva on havainnollinen. Kuva: Pasi Sepponen.

Kuviossa 2 nähdään kuinka sylinterin muotoisessa kohteessa kohteen keskeltä menevä säteily vaimenee enemmän kuin reunoilta menevä säteily. Kohteen keskeltä menevä säteily siis kovenee enemmän. (Barret & Keaton 2004, 1680.)

Potilaan liike kuvauksen aikana voi aiheuttaa epätarkkuutta kuvaan. Liikettä voidaan vähentää hyvällä pään tuennalla ja kuvausajan minimoinnilla. Liikkuvia kohteita, kuten sydäntä tai keuhkoja, kuvattaessa voidaan myös KKTT:ssa käyttää 4D tekniikkaa, esimerkiksi hengitystahdistettua kuvaamista. Metalliset kohteet kuva-alueella voivat aiheuttaa raita-artefaktaa. Metallin tiheys on suurempi kuin normaalin kudoksen, mikä aiheuttaa epätäydellisiä vaimenemisprofileja. Myös muita artefaktoja esiintyy enemmän kun kuvataan todella tiheitä kohteita. Artefaktojen välttämiseksi metalliset esineet poistetaan kuvattavalta alueelta, jos mahdollista. Myös kuvaa rajaamalla metalliset kohteet voidaan välttää. Metallin aiheuttamia artefaktoja voidaan korjata käyttämällä siihen tarkoitettuja laskenta-algoritmeja. Jos osa potilaasta jää kuvattavan alueen ulkopuolelle, se aiheuttaa kuvaan raita- ja varjoartefaktoja, koska kuvattavasta kohteesta saadaan epätäydellistä tietoa tietokoneelle. (Suomalainen 2010, 23-24.)

Laitteiston puutteet tai huono kalibrointi aiheuttavat tyypillisesti pyöreitä tai renkaanmuotoisia artefaktoja kuvaan. Ilmaisimen kalibroinnilla ja ohjelmistopohjaisilla korjauksilla voidaan vähentää näitä artefaktoja. Kartiokeilasta johtuviin kuvavirheisiin vaikuttaa keilan muodosta johtuva informaation väheneminen reuna-alueilla sekä sironta. (Suomalainen 2010, 25.)

2.6 Henkilökunnan säteilyaltistus ja säteilysuojelu

Säteilyn haittavaikutukset voidaan jakaa kahteen ryhmään: deterministisiin ja stokastisiin. **Deterministiset** vaikutukset ovat suoria, varmoja haittavaikutuksia, jotka johtuvat laajasta solujen tuhoutumisesta, kun taas stokastiset haitat ovat satunnaisia, tilastollisia haittavaikutuksia, jotka johtuvat geneettisestä muutoksesta yhdessä solussa. Deterministiset haitat johtuvat suurista kerta-annoksista. Haittoja voivat olla säteily sairaus, säteily palovamma, sädepneumoniitti, harmaakaihi ja sikiövaurio. Deterministisille haitoille voidaan määrittää kynnyksarvo, jonka alapuolelle jäänyt säteilyannos ei aiheuta tällaisia haittoja lainkaan. Annoksen kasvaessa, sen aiheuttama haitta-aste kasvaa jyrkästi. Annosnopeus vaikuttaa sekä kynnyksarvoon, että haitta-asteeseen. Kynnyksarvo haitan kehittymiselle on korkeampi ja haitta pienempi, jos suuri säteilyannos saadaan pitemmällä aika välillä. Säteilyn aiheuttamia **stokastisia** haittoja ei voi ennustaa. Ne voivat saada alkunsa miten pienestä

altistuksesta tahansa. Säteilyannoksen suuruus ei vaikuta mahdollisen haitan suuruuteen vaan ainoastaan haitan todennäköisyys kasvaa annoksen kasvaessa. Annosnopeus ei vaikuta stokastisen haitan riskiin kovin paljon. (Paile 2002, 44-45.)

Suomessa terveydenhuollossa säteilytyötä tekee noin 5000 ihmistä. Säteilytyöstä työntekijälle aiheutuva efektiivinen annos ei saa ylittää keskiarvoa 20 millisieverttiä (mSv) vuodessa viiden vuoden aikana eikä minkään vuoden aikana arvoa 50 mSv. Silmän mykiön ekvivalenttiannos ei saa ylittää arvoa 150 mSv vuodessa eikä käsien, jalkojen tai ihon minkään kohdan ekvivalenttiannos arvoa 500 mSv vuodessa. (Säteilyturvakeskus 2015, viitattu 17.5.2017; Säteilyasetus 20.12.1991/1512 2.3 §.) Säteilytyötä tekevät työntekijät jaetaan säteilytyöluokkiin A ja B. Säteilytyöluokkaan A kuuluvat sellaiset työntekijät, joille työstä aiheutuva efektiivinen annos on tai voi olla suurempi kuin 6 mSv vuodessa tai ekvivalenttiannos suurempi kuin kolme kymmenesosaa silmän mykiölle, iholle, käsille ja jaloille säädetyistä annosrajoista, kun otetaan huomioon työhön liittyvä poikkeavan säteilyaltistukseen johtavan tapahtuman mahdollisuus. Säteilytyöluokkaan B kuuluvat sellaiset säteilytyöntekijät, jotka eivät kuulu säteilytyöluokkaan A. (Säteilyasetus 20.12.1991/1512 3.10 §.) Euroopan unionin neuvosto on antanut uuden direktiivin, jossa määritellään säteilytyöntekijöiden uudet annosrajat. Tämä direktiivi asettaa säteilysuojelulle vähimmäisvaatimukset, jotka Euroopan unionin jäsenmaiden on tuotava osaksi kansallista lainsäädäntöä 6.2.2018 mennessä. Työperäisen altistuksen efektiivinen annos ei saa ylittää 20 mSv minään yksittäisenä vuotena, silmän mykiön ekvivalenttiannos ei saa ylittää 20 mSv vuodessa tai 100 mSv viidessä vuodessa eikä yksittäisenä vuonna olla yli 50 mSv. (Direktiivi 2013/59/Euratom.)

Säteilytyöntekijän säteilyaltistus on pidettävä niin pienenä kuin käytännöllisin toimin on mahdollista. Työntekijöitä koskevat säteilyasetuksessa annetut säteilyaltistuksen enimmäisarvot. Röntgentutkimuksen aikana tutkimushuoneessa ovat potilaan lisäksi ainoastaan ne henkilöt, joiden läsnäolo on tutkimuksen tai potilaan turvallisuuden kannalta välttämätöntä. Heidän suojauksestaan on huolehdittava myös säteilysuojaimin eikä mikään osa heistä saa joutua primaarisäteilykeilaan. Röntgenputken läheisyydessä oleskelua on vältettävä ja suurta säteilyaltistusta aiheuttavissa toimenpiteissä käytetään laitteeseen kuuluvia tai siirrettäviä säteilysuojuksia. Tällöin on suositeltava käyttää myös suojalaseja ja kilpirauhasen säteilysuojainta sekä erillisiä päätä ja ylävartaloa suojaavia katoikiinnitteisiä suojalevyjä. Raskaana olevan naisen työ on järjestettävä siten, että sikiön säteilyaltistus on niin vähäistä kuin mahdollista. Säteilysuojelukoulutuksessa on kiinnitettävä huomiota työtapoihin, jotta turhalta säteilylle altistumiselta vältyttäisiin. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa

2014, 7-8.) Suurin osa säteilytyöntekijän säteilyaltistuksesta aiheutuu potilaasta sironneesta säteilystä ja pieneltä osin röntgenputkesta tulevasta vuotosäteilystä. Sironneen säteilyn määrä on likimain verrannollinen kenttäkokoon ja se on voimakkainta potilaasta takaisin röntgenputken suuntaan. (Tapiovaara ym. 2004, 156.)

Säteilyturvakeskus pitää tiedostoa eli annosrekisteriä säteilytyössä toimivien työntekijöiden säteilyaltistuksesta. Sinne tallennetaan työntekijöiden tunnistetiedot sekä tiedot säteilytyön laadusta, käytetyistä säteilyaltistuksen seurantamenetelmistä ja säteilyaltistukseen vaikuttavasti tekijöistä sekä tiedot säteilyaltistuksen määrityksen tuloksista. Pienintä rekisteriin tallennettavaa annosta kutsutaan kirjauskynnykseksi. (Parviainen 2008, 44, 46.) Ulkoisesta säteilystä aiheutunut annos ilmoitetaan annosrekisteriin käyttäen suureita syväannos $H_p(10)$ ja pinta-annos $H_p(0,07)$. Ulkoiselle fotonisäteilylle kirjauskynnykset ovat yhden kuukauden mittausjaksolla 0,1 mSv ja kolmen kuukauden mittausjaksolla 0,3 mSv. (Annosrekisteri ja tietojen ilmoittaminen 2014, 4.)

Stukin ohjeessa ST 7.2 on esitetty säteilysuojelusuureet, joita käytetään säteilyn haittavaikutusten arvioimiseen ja joiden avulla on annettu säteilyaltistuksen enimmäisarvot (ekvivalenttiannos ja efektiivinen annos). Työntekijöiden säteilysojelumittauksissa käytetään yleensä suureena henkilöannosekvivalenttia ($H_p(d)$), joka on annosekvivalentti syvyydellä d olevassa pisteessä kehon pehmytkudoksessa. (Säteilytoiminta ja säteilymittaukset 2016, 3, 17.)

2.7 Pään alueen KKTT-tutkimusten säteilyannokset ja vertailutasot

Hampaiston KKTT-tutkimuksista potilaalle aiheutuva säteilyrasitus vaihtelee huomattavasti käytetyn laitteen, kuvausalueen sekä säteilytysparametrien mukaan. Kuvankentän koko vaikuttaa potilaan säteilyannokseen siten, että suuremmat kuvakentän koot aiheuttavat myös suuremman annoksen potilaalle ja tämän takia kuvakentän koko tulee valita tarkasti tutkimusindikaation mukaan. Kuvakentän koolla ja asettelulla voidaan myös vaikuttaa esimerkiksi kilpirauhasen saamaan ekvivalenttiannokseen. Kilpirauhasen saamaa annosta voidaan myös pienentää käyttämällä erillisiä kilpirauhasuojia. Myös putkijännitteellä ja -virralla voidaan vaikuttaa potilaan saamaan säteilyannokseen, joskin niiden säätömahdollisuudet ovat nykyisissä KKTT-laitteissa varsin rajalliset. Tulevaisuudessa automaattiset putkivirran moduloinnit varmaankin yleistyvät myös KKTT-laitteissa. (Kaasalainen 2015, viitattu 22.5.2017; Ludlow, Timothy, Walker, Hunter, Benavides, Samuelson & Scheske 2015, 1-2.)

Sedentexct-projektissa on tehty kattava kirjallisuuskatsaus KKTT-annoksista, joka käsittää 13 eri tutkimusta. Tutkimuksissa efektiivinen annos on laskettu käyttäen ICRP:n (2007) kudosten painotuskertoimia. Annokset vaihtelevat eri valmistajien KKTT-laitteiden välillä. Kuitenkin on myös huomattava, että tutkimusmetodologia poikkesi koottujen tutkimusten välillä esimerkiksi käytetyn fantomin ja käytettyjen dosimetrien määrän ja sijainnin suhteen. Aikuista ihmistä vastaavalla fantomilla pienellä ja keskiuurella kuvakentän koolla mediaaniannos oli 61 μSv , vaihteluvälin ollessa 11-674 μSv . Suurella kuvakentän koolla mediaaniannos oli 87 μSv ja vaihteluväli 30-1073 μSv . On havaittu, että mittaustulokset ovat vääristyneet suurimpien annosten osalta, koska muutamissa tutkimuksissa tietyillä laitteilla ei ole päästy niin pieniin annoksiin kuin käytännössä olisi mahdollista. Tämä aiheuttaa merkittävää vääristymistä tutkimustuloksiin. Tutkimuksia on tehty myös lasta vastaavilla fantomeilla, joista on myös koottu katsaus Sedentexct-projektissa. Projektissa on tehty myös vertailuja perinteisiin hammaskuvausmenetelmiin. Yhteenvetona voidaan mainita, että KKTT-laitteilla tehdyissä hammastutkimuksissa annokset ovat hieman suurempia kuin intraoraali- ja panoraamatutkimuksissa, mutta pienempiä kuin hampaiston alueen monileiketietokonetomografiatutkimuksissa. Annokset riippuvat käytetystä laitteistosta ja kuvausarvoista, erityisesti käytetystä kuvakentän koosta. Erityisesti nykyaikaisissa monileiketietokonetomografiatutkimuksissa käytettävät matala-annosprotokollat voivat laskea annoksia merkittävästi. (Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines), 28-32; Guerrero, Jacobs, Loubele, Schutyser, Suetens & van Steenberghe, 4.)

STUK on 7.11.2016 asettanut pään alueen KKTT-tutkimuksille vertailutasot. Vertailutasolla tarkoitetaan etukäteen määriteltä röntgentutkimuksen säteilyannostasoa, jonka ei oleteta ylittyvät normaalikokoiselle potilaalle tehdyssä tutkimuksessa. STUK on ilmoittanut vertailutasot säteilyannoksen ja pinta-alan tulona (DAP) ja ne ovat implanttihoitojen preoperatiivisessa kuvauksessa 360 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$, viisaudenhampaan ja mandibulaarikanavan keskinäisen suhteen arvioinnissa 380 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$, hampaan periapikaalialueen ja juurikanavamorfologian arvioinnissa 550 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ sekä nenän sivuonteloiden kuvauksessa 1150 $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$. Myös muitakin kuin STUKin antamia vertailutasoja voidaan käyttää, kunhan ne eivät ole lukuarvoltaan suurempia. (Päätös 12/3020/2016; Hammasaröntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014, 10.)

2.8 Aiempia tutkimuksia

OAMK:n opiskelija Minna Väänänen on vuonna 2014 osana opinnäytetyötään mitannut siroavan säteilyn jakautumista Scanora 3D –laitteen ympäristössä Philipsin DoseAware-annosmittausjärjestelmällä. Tutkimuksessa oli mitattu siroavan säteilyn annoksia metrin etäisyydellä fantomista horisontaalitasossa. (Väänänen 2014.) Tästä poiketen me mittaamme omassa tutkimuksessamme annoksia ja annosnopeuksia tarkemmalla mittalaitteistolla useammassa mittapisteissä ja tasoissa.

OAMK:n opiskelijat Elli Keskinarkaus ja Minna Kärnä ovat opinnäytetyössään 2016 mitanneet siroavan säteilyn annosnopeuksia simuloitussa TT-ohjatussa toimenpiteessä. Tuloksena on saatu sirontakartat laitteen ympäristössä. (Keskinarkaus & Kärnä 2016.)

Daly, Siewerdsen, Moseley, Jaffray ja Irish (2006, 3774) ovat tutkineet säteilyn sirontaa pään ja kaulan alueen toimenpiteessä, jossa käytetään KKTT-tekniikkaa hyödyntävää C-kaarta. Hammas-tutkimuksista poiketen potilas makaa toimenpidepöydällä. Eniten sironnutta säteilyä oli potilaan pään puoleisessa tutkimuspöydän päädyssä. Tutkimuksessa todettiin, että pöydän päädyssä työskentelevä henkilökunta altistuu eniten siroavalle säteilylle.

Olemme tehneet kattavan kirjallisuushaun aiheesta ja samanlaisia tutkimuksia aiheesta ei löydy.

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA TUTKIMUSONGELMA

Tutkimuksella on tarkoitus tai tehtävä, joka ohjaa tutkimusstrategisia valintoja. Tutkimusongelma esitetään usein kysymysmuodossa. Tutkimuksen tarkoituksena voidaan pitää neljää seikkaa. Tutkimus voi olla *kartoittava*, *kuvaileva*, *selittävä* tai *ennustava*. Kuvailevassa tutkimuksessa esitetään tarkkoja kuvauksia tapahtumista tai tilanteista ja dokumentoidaan ilmiön keskeisiä piirteitä. (Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 2009, 125–129, 137.)

Tämän tutkimuksen **tarkoituksena** oli kuvailla säteilyn sirontaa hampaiston kuvaamiseen tarkoitettun KKTT-laitteen ympäristössä tutkimuksen aikana pääfantomia käytettäessä. Joissakin tilanteissa henkilökunta tai potilaan mahdollinen saattaja voivat joutua olemaan valvonta-alueella tutkimuksen aikana. Valvonta-alueella olevat henkilöt altistuvat siroavalle röntgensäteilylle, joten on tärkeää kartoittaa siroavan säteilyn annokset, annosnopeudet ja suunta laitteen ympärillä tutkimuksen aikana, jotta siltä osataan suojautua oikein. Tutkimuksen **tavoitteena** oli tuottaa tietoa annos- ja annosnopeusmittausten avulla, jota voidaan hyödyntää edellä mainituissa tilanteissa jo käytössä olevien laitteiden, mutta myös tulevaisuudessa kehitettävien KKTT-sovellutusten yhteydessä ja niihin liittyvissä säteilyturvallisuusasioissa.

Tutkimus pyrki vastaamaan seuraavaan kysymykseen: Millaisia siroavan säteilyn annokset ja annosnopeudet ovat KKTT-laitteen ympäristössä.

4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Tässä tutkimuksessa käytettiin kvantitatiivista eli määrällistä tutkimusmenetelmää. Kvantitatiivisessa tutkimustavassa tietoa tarkastellaan numeerisesti. Tutkittavia asioita ja niiden ominaisuuksia käsitellään kuvaillen numeroiden avulla ja se vastaa kysymyksiin *kuinka moni, kuinka paljon ja kuinka usein*. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa tutkija saa tutkimustiedon numeroina ja esittää tutkimustulokset taulukoiden, kuvioiden ja tekstin avulla. Taulukko on hyvä esitystapa kun tutkimus tuottaa paljon numerotietoa ja tämä tieto halutaan esittää yksityiskohtaisesti. Erilaisia kuvioita voidaan käyttää tutkitun tiedon havainnollistamiseen. Tutkija tulkitsee ja selittää tulokset sanallisesti sillä tavalla, että lukija ymmärtää tutkimuksen sisällön ja laadun. Tavoitteena on mahdollisimman objektiivinen tutkimusprosessi, jolloin tutkimustulos on objektiivinen eli tutkijasta riippumaton. (Vilka 2007, 13-14, 135.)

Kvantitatiivista tutkimusta käytetään melko paljon sosiaali- ja yhteiskuntatieteissä. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa keskeisiä asioita ovat johtopäätökset, teoriat, hypoteesit ja käsitteiden määrittely. Koejärjestelyistä ja aineiston keruusta tehdään suunnitelmat. Muuttujat muodostetaan taulukkomuotoon ja aineisto saatetaan tilastollisesti käsiteltävään muotoon. Tutkimuksesta tehdään päätelmiä havaintoaineiston tilastolliseen analysointiin perustuen. (Hirsjärvi ym. 2009, 139-140.)

Tutkimuksen muuttujina olivat siroavan säteilyn annos ja annosnopeus eri puolilla tutkimushuonetta KKTT-laitteen ympärillä. Mitattujen annosten ja annosnopeuksien avulla pyrittiin havainnollistamaan missä kohdissa laitteen ympäristössä oli eniten sironnutta säteilyä. Mittaukset suoritettiin Raysafe X2 –mittauslaitteiston avulla ja mittaustulokset kirjattiin ennalta suunniteltuun mittauspöytäkirjaan, jonka perusteella tutkimustuloksia pyrittiin selittämään. Tiedot esitettiin taulukoiden, kuvioiden ja tekstin avulla.

5 TUTKIMUKSEN TOTEUTTAMINEN

Tutkimus toteutettiin käyttäen Scanora 3D –kartiokeilatietokonetomografialaitetta. Scanora 3D on kartiokeilatietokonetomografialaite, joka on tarkoitettu digitaalisten röntgenkuvien ottamiseen ihmisen hampaiston ja pään alueilta. Taulukossa 2 on esitetty Scanora 3D –laitteen kuvakentän koot sekä muut tekniset tiedot. 3D-kuvauksessa ilmaisimena käytetään CMOS-paneelisenoria ja panoraamakuvaamisessa CCD-sensoria. 3D-kuvauksessa on käytössä vakio putkijännite 85 kVp sekä säädettävä putkivirta, maksimissaan 15 mA. Laitteen kokonaissuodatus 3D-kuvauksessa on 7,7 mm Al. 3D-valotuksen aikana gantry (röntgenputki ja ilmaisim) pyörähtää potilaan pään ympäri ottaen samalla lukuisia 2D-kuvia valitusta kiinnostuksen kohteesta, 225-450 kpl riippuen valitusta ohjelmasta ja valitusta resoluutiosta. (Soredex.)

TAULUKKO 2. Scanora 3D –laitteen tekniset tiedot.

FOV (korkeus x halkaisija)	Resoluutio	Vokselin koko (mm)	Pyörähdys/säteilytysaika (s)	Kuvan kokonaisprosessointiaika
Small 60 x 60 mm	Normaali	0,20	13/3	1
	Korkea	0,133	20/4,5	2
Medium 75 x 100 mm	Normaali	0,30	11/2,5	1
	Korkea	0,20	16/3,75	2
Large 75 x 145 mm	Normaali	0,35	10/2,25	1
	Korkea	0,25	13/3	2
XL 130 x 145 mm	Normaali	0,35	20/4,5	2
	Korkea	0,25	26/6	4

Potilasvasteena käytettiin CIRS ATOM 711-HN –pääfantomia, joka vastaa radiografisilta ominaisuuksiltaan ihmisen päässä olevia kudoksia. Mittauspisteet ovat sekä horisontaali- että vertikaalitasoissa. Horisontaalitasossa perusmittauspisteiden etäisyydet laitteen pyörähdysakselista ovat 60 cm, 90 cm ja 120 cm ja vertikaalitasossa mittauspisteet ovat isosentripisteen korkeudella sekä 40 cm sen ylä- ja alapuolella. Isosentripiste on 141 cm:n korkeudella lattian tasosta. Horisontaalita-

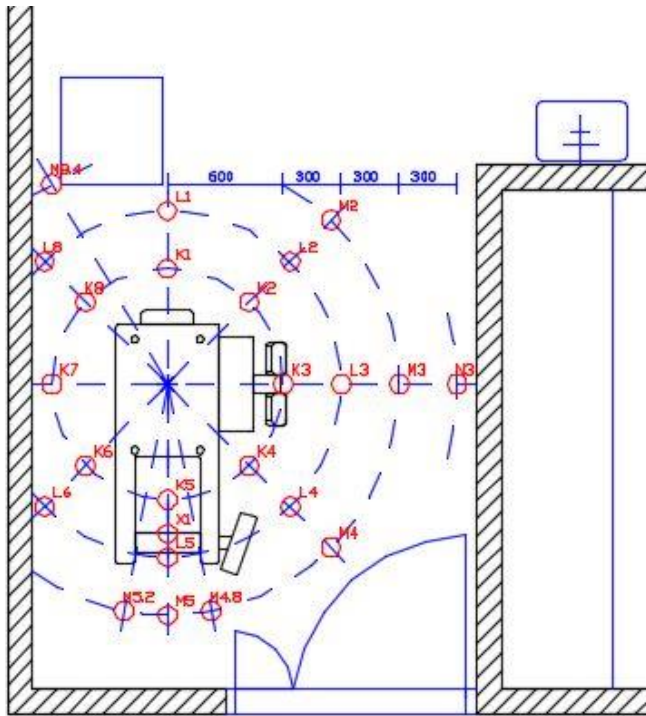
sossa perusmittauspisteet valittiin laitteen ympäriltä 45 asteen välein. Perusmittauspisteet muodostavat lähes lieriön muotoisen tilavuusalueen. Perusmittauspisteiden lisäksi mittausaluetta on täydennetty muutamilla lisämittauspisteillä. Mittauspisteet on piirretty korkeudella 141 cm kuviossa 3. Kustakin mittauspisteestä mitattiin annos ja annosnopeuden maksimi-arvo laitteen koko pyörähdysaikana. Siroavan säteilyn määrä on riippuvainen kuva-alan koosta, kuvausajasta, säteilytysalueesta sekä siitä käytetäänkö jatkuvaa vai pulssattua säteilyä (Väänänen 2014, 17). Maksimiannosnopeuden lisäksi tutkimme annosnopeutta ajan funktiona.

Käytössämme ollut Scanora 3D KKTT-laite on ollut ennen käytössä OYS:n hammas- ja suusairauksien röntgenissä ja me selvitimme sieltä, millainen on ollut tyypillisin kuvausindikaatio hampaiston KKTT-kuvauksessa ja siinä käytetyt kuvausarvot. Tyypillisin tutkimus on ollut hampaiston infektiotutkimus, jota on kuvattu 75 mm x 100 mm:n kokoisella kuvakentällä ja normaaliresoluutiolla, 15 mA:n putkivirralla. Tällä perusteella valitsimme vastaavan tutkimuksen suoritettavaksi pääfantomilla sirontamittauksia varten. Lisäksi tutkimme sirontaa isolla kuvakentällä (75 mm x 145 mm) ja korkealla resoluutiolla. Tällä halusimme selvittää millaisia ovat suurimmat sironneen säteilyn annokset ja annosnopeudet laitteen ympärillä.

5.1 Aineiston keruu

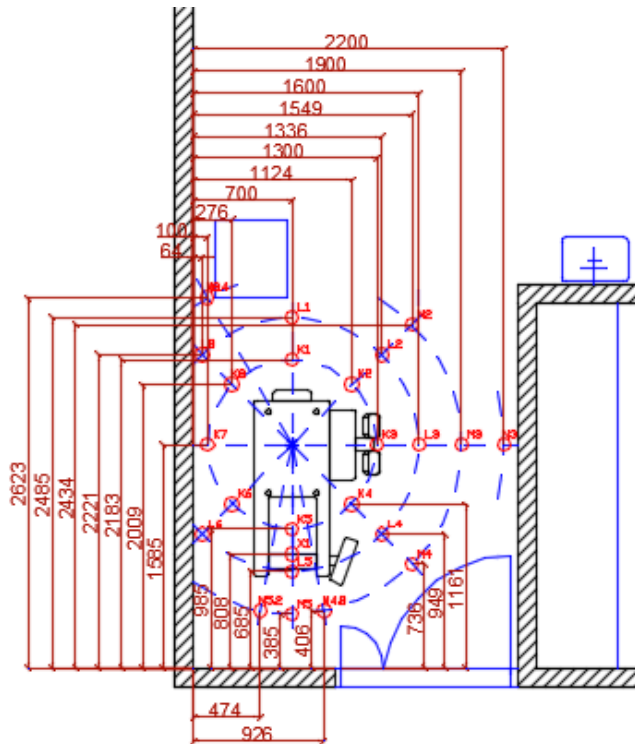
Sirontamittauksissa käytettiin Raysafe X2 –mittauslaitteistoa ja siihen kuuluvaa Survey-sensoria, joka on tarkoitettu vuoto- ja sirontamittausten tekemiseen. Survey-sensorin toiminta-alue on keskimääräisen energian osalta 30-120 keV, annosnopeuden osalta 0-150 $\mu\text{Sv/h}$ (annosekvivalentti $H^*(10)$) ja annoksen osalta 0 μSv -9999 Sv (annosekvivalentti $H^*(10)$). Pienin annosnopeus jonka laite pystyy mittaamaan on 10 $\mu\text{Sv/h}$ (minimiannosnopeus). Mittaustulokset voi tuoda PC:lle RaySafen X2 View –ohjelmiston avulla. Mittaustuloksia voi käsitellä esimerkiksi taulukkolaskentaohjelmalla. (Unfors RaySafe 2016.) Laitteiston toimintakunto on tarkistettu suorittamalla OAMK:lle laaditun laadunvarmistusohjeen mukaiset testit.

Pohjapiirustus (kuvio 3), johon suunnittelimme mittauspisteiden paikat on piirretty AutoCAD LT 2018 –ohjelmistoa (AutoCAD LT, Autodesk Inc., San Rafael, CA, 2018) käyttäen.



KUVIO 3. Mittauspisteet punaisella merkittynä Scanora 3D –laitteen ympärillä. Kuva: Juha Heikkinen.

Säteilylähteen sijainnin ja kiintopisteen määrittäminen pohjapiirustukseen, sekä mittapisteiden määrittäminen tutkimushuoneeseen on tehty AutoCAD LT:n avulla (kuvio 4).



KUVIO 4. Mittauspisteiden sijainnit pohjapiirustuksessa. Kuva: Juha Heikkinen.

Mittasimme mittauspisteiden sijainnit tutkimushuoneessa mittanauhalla ja merkitsimme ne lattiaan helpottaaksemme mittaussensorin sijoittelua (kuvio 5).

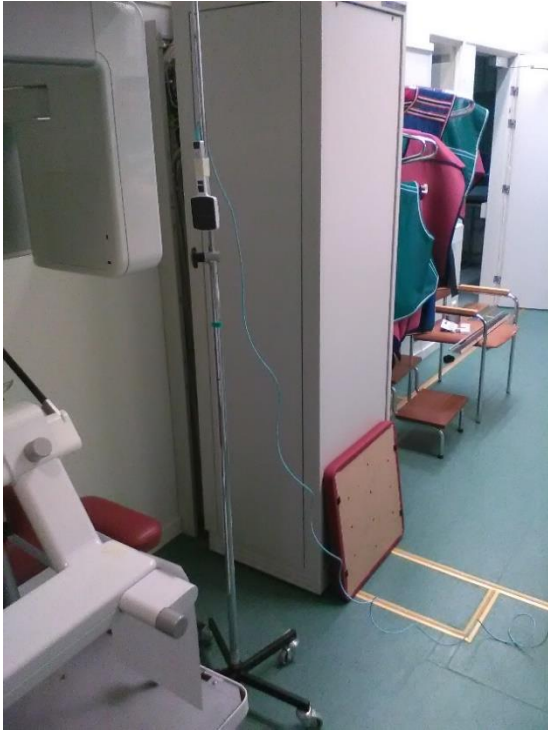


KUVIO 5. Mittauspisteet merkittynä lattiaan. Kuva: Pasi Sepponen.



KUVIO 6. Pääfantomi aseteltuna tutkimusta varten. Kuva: Pasi Sepponen.

Kuviossa 6 pääfantomi on aseteltuna infektiokokustutkimusta vastaavaan asentoon. Mittausensensorin telineenä toimi tippateline (kuvio 7), johon sensori kiinnitettiin teipillä halutulle korkeudelle. Telineitä oli helppo liikuttaa lattiaan merkittyjen mittauspisteiden välillä.



KUVIO 7. RaySafe X2 Survey-sensori aseteltuna mittauspisteeseen. Kuva: Pasi Sepponen.

Ennen varsinaisia mittauksia testasimme mittalaitteiston, mittausjärjestelyn sekä mittauspöytäkirjan toimivuutta yhdessä mittauspisteessä. Raysafe X2 mittaa annosta sekä annosnopeutta ajan funktiona, mutta laitteen ilmoittama annosnopeuden liukuva keskiarvo "auto trig" tilassa ei ollut käyttökelpoinen tutkimuksessa. Annosnopeus vaihtelee tutkimuksessa ajan funktiona, joten lasimme kunkin mittauksen annosnopeuden keskiarvon laitteen mittaamasta annoksesta ja valotusajasta. Varsinaiset mittaukset toistettiin kolme kertaa jokaisessa mittauspisteessä infektiotutkimusta vastaavassa tilanteessa. Mittari sijoitettiin siten, että sensoripinta osoitti kohtisuoraan säteilykeilan isosentripisteeseen. Kirjasimme ylös annoksen sekä annosnopeuden maksimiaron mittauspöytäkirjaan (liitteet 1, 2, 3 ja 4). Käytimme mittauksiin esivalmisteluineen noin kuusi päivää.

5.2 Aineiston analysointi

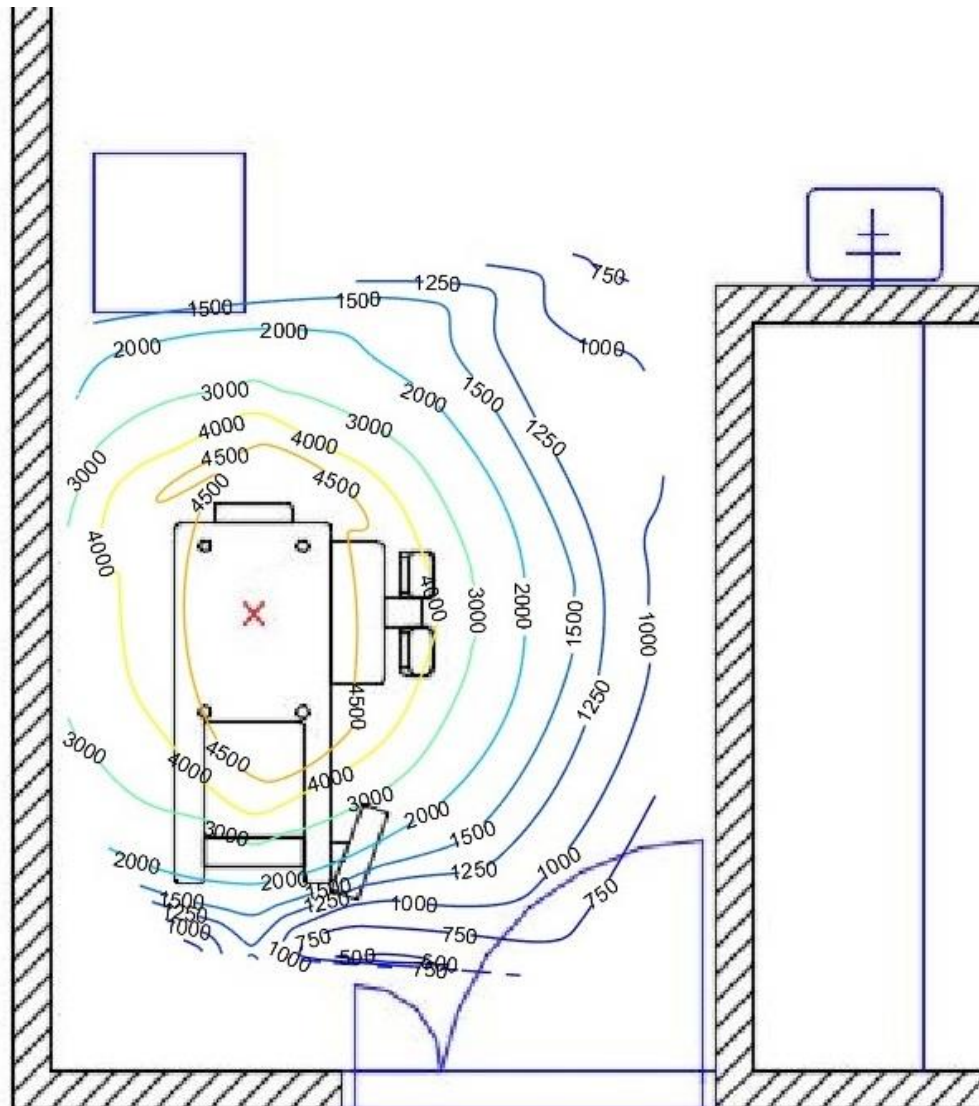
Usein tutkimusongelmat ohjaavat analyysitavan valintaa. Kerätyn aineiston analysointi, tulkinta ja johtopäätösten teko muodostavat yhden tutkimuksen tärkeimmistä vaiheista. Tähän vaiheeseen tähdätään jo tutkimuksen alussa. Analyysivaiheessa tutkija saa vastauksia ongelmiinsa. Analyysivaiheessa ongelmien asettelu voi tarkentua. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa yleensä käytetään selittämiseen pyrkivää lähestymistapaa, jossa käytetään usein tilastollista analyysia ja päätelmien

tekoa. Tutkimus ei ole valmis vielä tulosten analysoinnin jälkeen vaan tulokset on selitettävä ja tulkittava. Tulkinnassa pohditaan analyysin tuloksia, tehdään niistä johtopäätöksiä ja selkiytetään analyysissa esiin nousevia merkityksiä. (Hirsjärvi ym. 2009, 209-212.)

Saatujen mittaustulosten keskiarvojen perusteella muodostettiin horisontaalitason sirontakartat, jotka havainnollistavat annoksia laitteen ympärillä. Jokaisen mittauspisteen kolmesta annos- ja annosnopeusmittauksesta laskettiin aritmeettinen keskiarvo infektiokokusta vastaavissa mittauksissa. Tutkimustulosten perusteella voidaan arvioida valvonta-alueella työskentelevän henkilökunnan säteilyaltistusta. Esitämme laskennallisen esimerkin sellaisen henkilön säteilyaltistuksesta, joka joutuu työskentelemään päivittäin laitteen läheisyydessä.

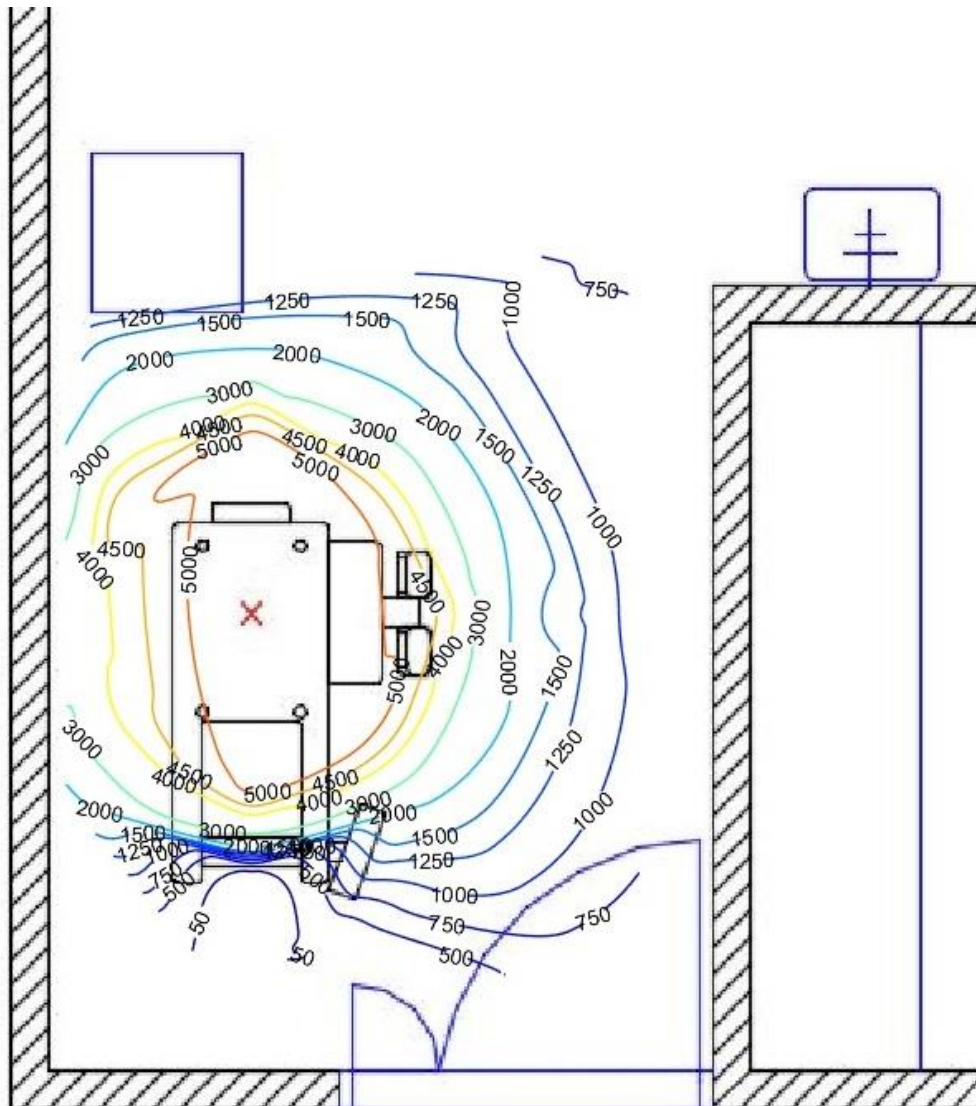
6 TULOKSET

Sirontakartat on laadittu MATLAB-ohjelmistolla (MATLAB, The MathWorks Inc., Natick, MA, R2017a), Saarakkalan ym. tekemällä työkalulla (X-Ray Scattering Tool for Examination Rooms v. 1.0), joka on tarkoitettu sirontakarttojen laatimiseen. Kuviossa 13 oleva diagrammi on laadittu Microsoft Excel –ohjelmistolla (Microsoft Corporation, Redmond, WA, 2013).



KUVIO 8. Sirontakartta 101 cm:n korkeudella lattiasta kuvakentän koolla 75x100 mm ja normaalilla resoluutiolla. Annoksen yksikkö on nSv.

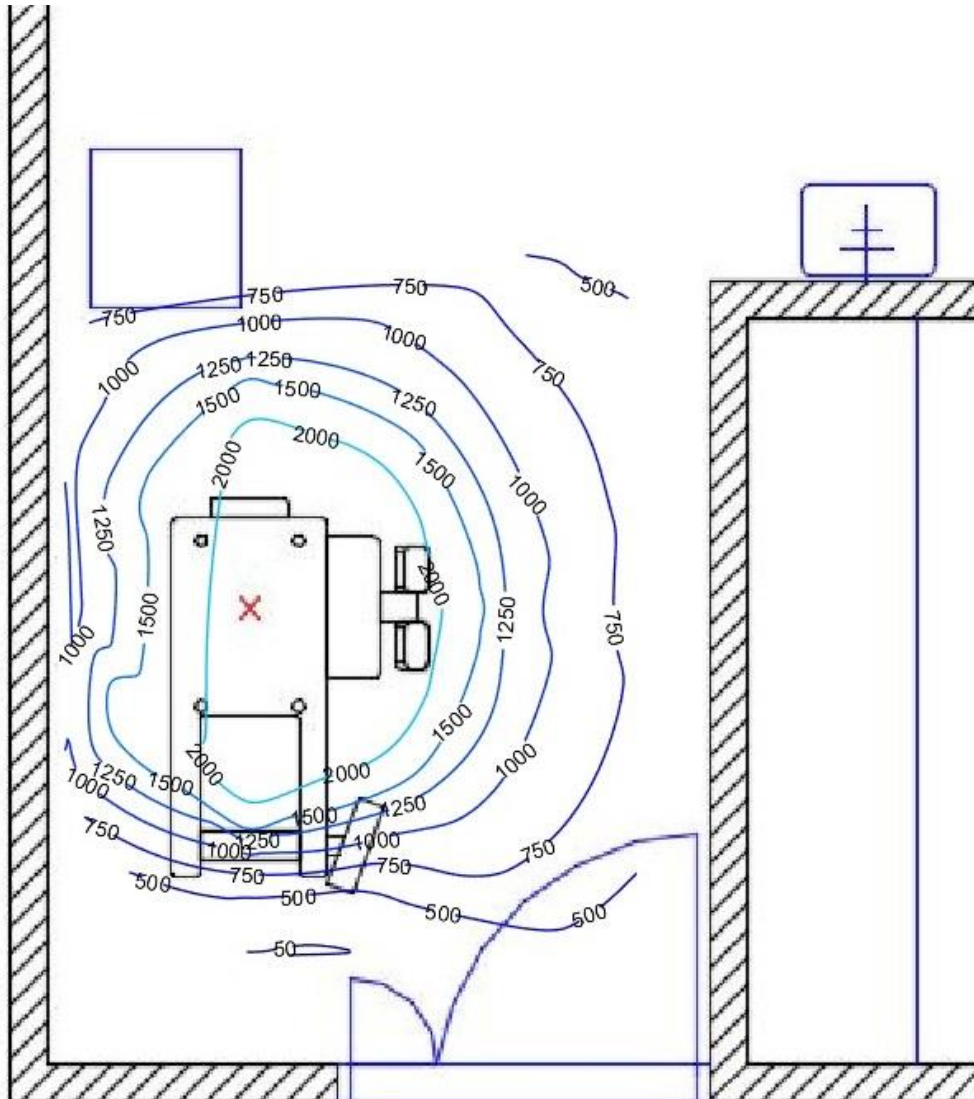
Hampaiston infektiotokustutkimusta vastaavassa tutkimuksessa, 101 cm:n korkeudella, suurin annos oli 4,5 μSv mittauspisteessä K1 ja maksimiannosnopeus 1469 $\mu\text{Sv/h}$ mittauspisteessä K1.



KUVIO 9. Sironnakartta 141 cm:n korkeudella lattiasta kuvakentän koolla 75x100 mm ja normaalilla resoluutiolla. Annoksen yksikkö on nSv.

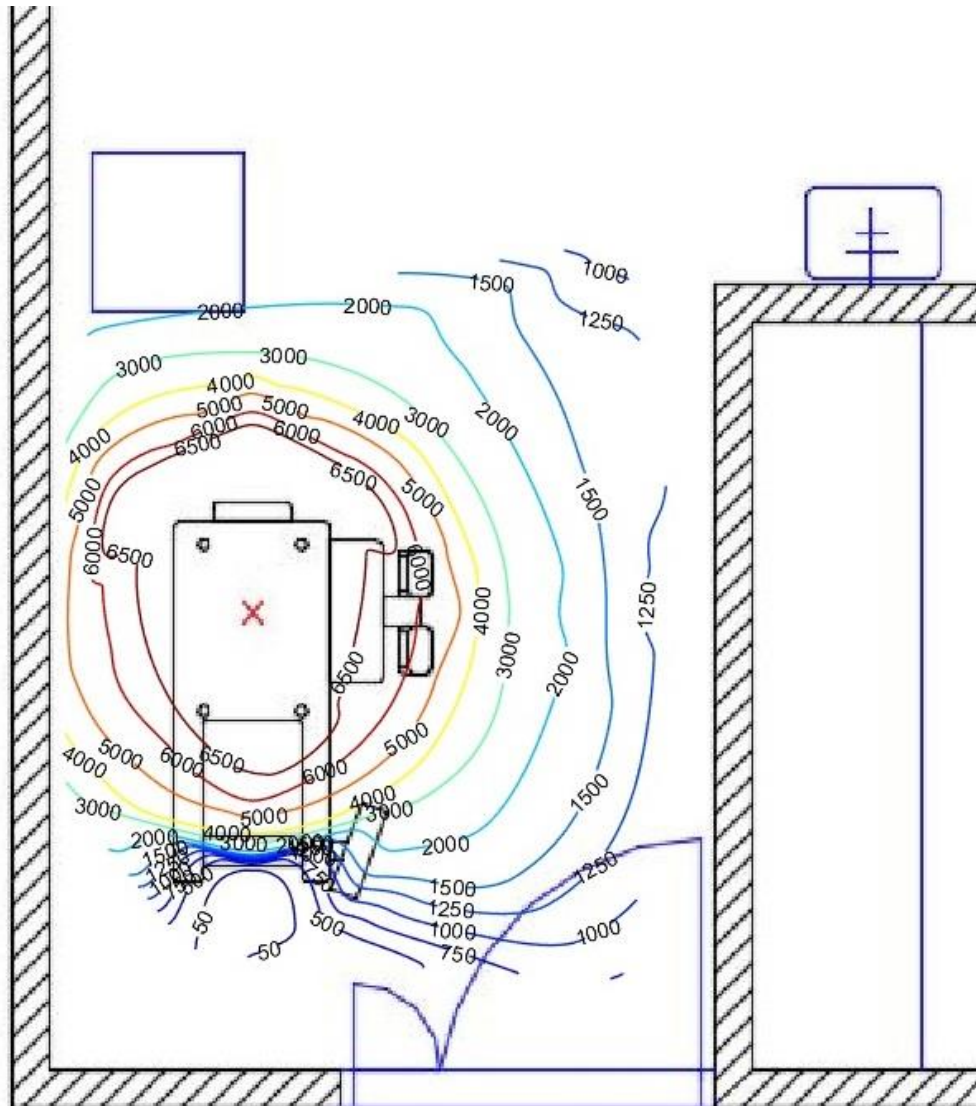
Hampaiston infektiotokustutkimusta vastaavassa tutkimuksessa, 141 cm:n korkeudella, suurin annos oli 5,1 μSv mittauspisteessä K1 ja maksimiannosnopeus 1678 $\mu\text{Sv/h}$ mittauspisteessä K1. Laitteen takana sironneen säteilyn määrä on pienempi kuin laitteen edessä tai sivuilla. Laitteen toisella sivulla olevan moottorikotelon takana annos oli mittauskynnyksen alapuolella eli alle 1 nSv. Tällä korkeudella mitattiin kaikkein suurimmat annokset ja ne olivat luonnollisesti laitetta lähimpänä

olevissa mittauspisteissä. Toisaalta etäisyyden kasvaessa (yli 90 cm) havaittiin, että 101 cm:n korkeudella saatiin hieman suuremmat annokset kuin tällä 141 cm:n korkeudella. Maksimiannosnopeudet olivat kuitenkin 141 cm:n korkeudella suurempia näilläkin etäisyyksillä.



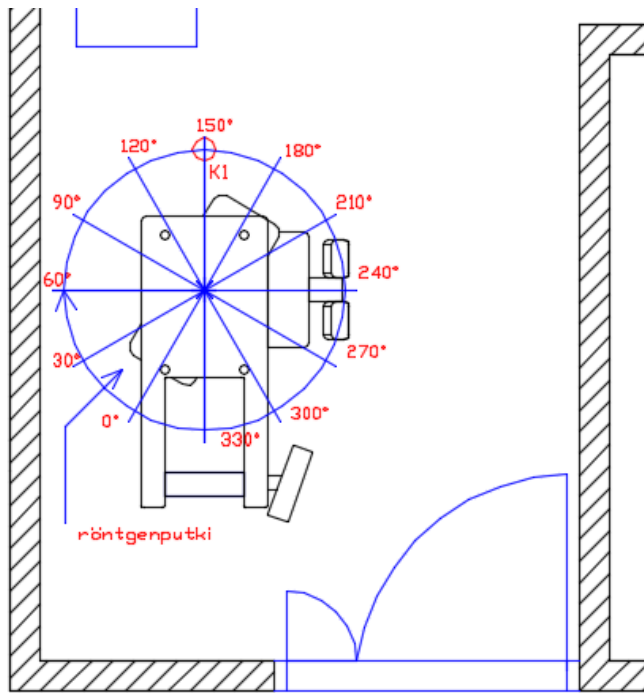
KUVIO 10. Sironnakartta 181 cm:n korkeudella lattiasta kuvakentän koolla 75x100 mm ja normaalilla resoluutiolla. Annoksen yksikkö on nSv.

Hampaiston infektiotokustutkimusta vastaavassa tutkimuksessa, 181 cm:n korkeudella, suurin annos oli 2,3 μSv mittauspisteessä K4 ja maksimiannosnopeus 743 $\mu\text{Sv/h}$ mittauspisteessä K4. Tällä korkeudella annokset olivat huomattavasti pienempiä kuin muilla korkeuksilla. Myös tällä korkeudella sironneen säteilyn määrä oli pienempi laitteen takana kuin edessä ja sivuilla.



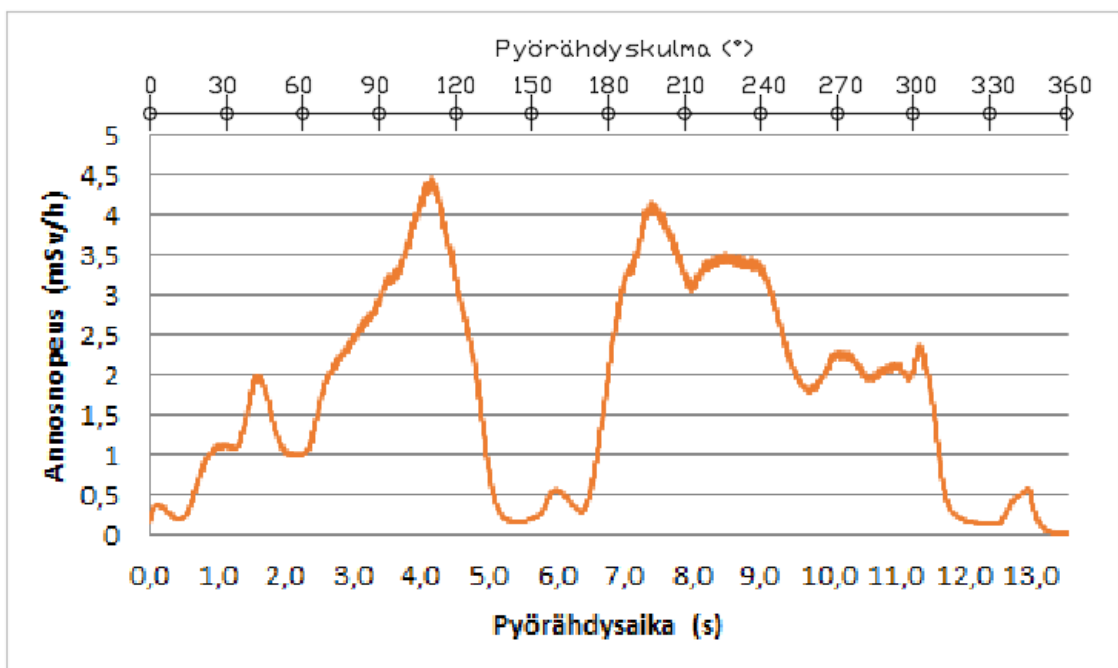
KUVIO 11. Sirontakartta 141 cm:n korkeudella lattiasta kuvakentän koolla 75x145 mm ja korkealla resoluutiolla. Annoksen yksikkö on nSv.

Suurimmalla kuvakentän koolla ja korkeimmalla resoluutiolla, 141 cm:n korkeudella, suurin annos oli 6,7 μSv mittauspisteessä K1 ja maksimiannosnopeus 5362 $\mu\text{Sv/h}$ mittauspisteessä K6. Annos on n. 30 % suurempi kuin vastaavalla korkeudella infektiokustutkimuksessa. Suurimmalla kuvakentän koolla ja korkeimmalla resoluutiolla mittaukset tehtiin ainoastaan tältä korkeudelta, koska infektiokustutkimusta vastaavissa mittauksissa totesimme suurimpien annosten olevan tällä korkeudella. Nämä mittaukset suoritettiin kerran kustakin mittauspisteestä, koska aiemmissa mittauksissa havaitsimme mittaustulosten keskinäisen vaihtelun olevan erittäin pientä, maksimissaan 2,5 %.



KUVIO 12. Laitteen pyörähdys säteilytyksen aikana.

Kuviossa 12 on esitetty gantryn asento säteilytyksen alkaessa sekä pyörähdysuunta. Laite pyörähtää säteilytyksen aikana 360 °. Pyörähdyskulmat on määritetty suhteessa röntgenputkeen. Säteilytyksen alkamis- ja loppumisajankohdat ovat määritetty silmämääräisesti käyttäen apuna International Medcomin valmistamaa Radalert 100X säteilymittaria.



KUVIO 13. Annosnopeus ajan ja pyörähdysskylman funktiona mittauspisteessä K1. Yksikköinä mSv/h, s ja °.

Kuviossa 13 esitettyä annosnopeus ajan ja pyörähdysskylman funktiona laitteen pyörähdyksen aikana mittauspisteessä K1 (kuvio 12), suurimmalla kuvakentän koolla ja korkeimmalla resoluutiolla. Annosnopeus mittauspisteessä vaihtelee voimakkaasti laitteen pyörähdyksen aikana.

7 TULOSTEN YHTEENVETO

Tutkimustulosten mukaan suurimmat sironneen säteilyn annokset olivat 141 cm:n (isosentripisteen) korkeudella. Toisaalta 101 cm:n korkeudella, yli 90 cm:n etäisyydellä olevissa mittauspisteissä annokset olivat suurempia kuin 141 cm:n korkeudella, maksimiannosnopeuksien ollessa kuitenkin suurempia 141 cm:n korkeudella. 181 cm:n korkeudella annokset olivat pienimpiä. Laitteen takana annokset ja maksimiannosnopeudet olivat pienempiä kuin laitteen edessä ja sivuilla kaikilla mittauskorkeuksilla infektiokokosta vastaavassa tutkimuksessa. Suurimmalla kenttäkoolla ja resoluutiolla ilmiö ei ollut yhtä selkeästi havaittavissa. Moottorikotelo vaimensi säteilyä voimakkaasti. Pääsääntöisesti suurin annos ja maksimiannosnopeus olivat samassa mittauspisteessä. Gantryn asento laitteen pyörähdysten aikana vaikuttaa voimakkaasti annosnopeuteen mittauspisteessä. Laitteen etupuolella vapaassa tilassa säteily vaimenee etäisyyden neliölain mukaisesti. Taulukkoon 3 olemme koonneet mitattujen annosten keskiarvoja laitteen etupuolella 60 ja 120 cm:n etäisyydellä ja isosentripisteen korkeudella sijaitsevista mittauspisteistä. Lisäksi olemme laskeneet etäisyyden neliölain perusteella teoreettiset annokset 120 cm:n etäisyydelle 60 cm:n päästä saaduista mittaus tuloksista. Etäisyyden neliölain mukaan säteily vaimenee kaavan $1/r^2$ mukaan (Physico-Medicae, viitattu 30.8.2017). Etäisyyden kaksinkertaistuessa annoksen tulisi siis pienentyä neljäsosaan alkuperäisestä arvostaan. Laskettujen ja mitattujen tulosten välinen poikkeama 120 cm:n etäisyydellä on alle 5 %.

TAULUKKO 3. Säteilyn vaimeneminen KKTT-laitteen ympäristössä

Mittauspiste	Etäisyys (cm)	Annos, mitattu (ka) ($\mu\text{Sv/h}$)	Annos, laskettu ($\mu\text{Sv/h}$)	Poikkeama %
K2	60	4,94		
K3	60	4,676		
K4	60	4,883		
M2	120	1,188	1,235	3,96
M3	120	1,134	1,169	3,09
M4	120	1,189	1,221	2,67

8 POHDINTA

8.1 Tulosten tarkastelu

Henkilökunnan säteilysuojelun kannalta on tärkeää pitää etäisyys sirottavaan kohteeseen ja röntgenputkeen mahdollisimman suurena. Tutkimuksessamme havaitsimme selvästi, että säteily vapaassa tilassa noudattaa etäisyyden neliö lakia ja etäisyyden kasvattamien sirottavaan kohteeseen vähentää tutkimuhuoneessa mahdollisesti olevien henkilöiden säteilyaltistusta merkittävästi (Tapiovaara ym., 1966; Physico-Medicae, viitattu 30.8.2017). Laitteen takana sironneen säteilyn määrä oli infektiotutkimusta vastaavissa mittauksissa pienempi kuin laitteen sivuilla ja edessä. Tämä johtune siitä, että hampaistoa kuvattaessa kuvakenttä sijaitsee epäsymmetrisesti pääfantomin etupuolella, sekä fantomin epäsymmetrisestä muodosta. Fantomi on takaa leveämpi kuin edestä, joten sen takaosa aiheuttaa enemmän vaimennusta sironneeseen säteilyyn. Hampaiston tutkimuksessa mahdollisen kiinnipitäjän tai henkilökunnan turvallisin paikka on siis potilaan takana. Suurempaa kuvakenttää käytettäessä, kuvakenttä ulottuu takana pitemmälle, jolloin kuvassa näkyvät myös leukanivelet. Tällöin fantomi ei enää itsessään vaimenna sironnutta säteilyä niin voimakkaasti ja laitteen takana mitatut annokset eivät poikkea enää edessä ja sivuilla mitatuista annoksista niin paljon kuin pienempää kuvakenttää käytettäessä. Laitteen toisella sivulla oleva moottorikotelo vaimentaa sironnutta säteilyä voimakkaasti erityisesti 141 cm:n korkeudella. (CIRS, viitattu 30.8.2017.)

Suurimmat annokset mitattiin 141 cm:n korkeudella, joka on säteilykeilan keskipisteen korkeus. Suurimmat annokset olivat laitetta lähimpinä olevissa mittauspisteissä. Etäisyyden kasvaessa 101 cm:n korkeudella mitattiin hieman suurempia annoksia kuin 141 cm:n korkeudella maksimiannosnopeuksien kuitenkin ollessa korkeampia 141 cm:n korkeudella. Tämä johtune siitä, että mittauspisteen ollessa säteilykeilan keskipisteen korkeudella, gantry itsessään vaimentaa voimakkaammin säteilyä sen osuessa pyörähdyksen aikana samalle linjalle mittauspisteen ja fantomin kanssa. (Soredex.)

181 cm:n korkeudella annokset olivat huomattavasti pienempiä kuin matalammilla korkeuksilla. KKTT-laitteen rakenteet (gantry + runkopalkit) vaimentavat sironnutta säteilyä huomattavasti.

Suuremmalla kuvakentän koolla (75 x 145 mm) ja korkeammalla resoluutiolla, mitatut annokset olivat (n. 30 %) suurempia kuin pienemmällä kuvakentän koolla (75 x 100 mm) ja normaalilla resoluutiolla. Suurempi kuvakenttä aiheuttaa enemmän sironnutta säteilyä (Turnbull-Smith 2016, 9). Lisäksi korkeammalla resoluutiolla kuvia otetaan pyörähdysten aikana enemmän (Soredex).

Eniten sironnutta säteilyä tulee takaisin röntgenputken suuntaan (kuvio 12 ja kuvio 13), mutta suoraan röntgenputken takana sironnut säteily vaimenee voimakkaasti, koska röntgenputki ja sen rakenteet itsessään vaimentavat sironnutta säteilyä. Kuviosta 13 nähdään, että hieman ennen ja jälkeen kun röntgenputki ohittaa mittauspisteen annosnopeus saavuttaa maksimiarvonsa. Myös detektorin takana sironnut säteily vaimenee voimakkaasti, koska detektori itsessään vaimentaa säteilyä. (Rehn 2015, 28.)

Työntekijän altistuminen sironneelle säteilylle

Jos henkilö työskentelisi päivittäin 7,5 tuntia mittauspisteessä K1, 60 cm:n etäisyydellä sirottavasta kohteesta (potilaasta) ja tunnissa ehdittäisiin tehdä 5 tutkimusta (infektiofokustutkimus), niin henkilön päivittäin saama säteilyannos olisi: $7,5 \text{ h} \cdot 5 \text{ kpl/h} \cdot 5,1 \text{ } \mu\text{Sv} = 191,25 \text{ } \mu\text{Sv} = 0,19 \text{ mSv/päivä}$. $5,1 \text{ } \mu\text{Sv}$ on siis mitattu säteilyannos pisteessä K1 (ks. liite 2).

Fotonisäteilystä aiheutuneen syväannoksen kirjauskynnys (0,10 mSv/kk) ylittyisi siis jo yhdessä päivässä. Efektiiiviselle säteilyannokselle annettu vuotuinen annosraja (20 mSv/vuosi) ylittyisi siis: $20 \text{ mSv} / 0,19 \text{ mSv/päivä} = 105,263 \text{ päivää} \approx 105 \text{ päivässä}$, jos ajatellaan, että dosimetrin mittaama annosekvivalentti olisi efektiivisen annoksen likiarvo.

Tuloksista ja esimerkkilaskusta voidaan päätellä, että tutkimuksen aikana tutkimushuoneessa olevan henkilön on asianmukaista suojautua siroavalta säteilyltä henkilökohtaisten säteilysuojien ja säteilysuojaseinien avulla. Tämän tutkimuksen tuloksena saatujen sirontakarttojen perusteella voidaan arvioida mahdollisesti toimenpiteen aikana tutkimushuoneessa olevan henkilökunnan tai saattajan säteilyaltistusta, oikeaa sijoittumista tutkimuksen aikana sekä suunnitella mahdollisten säteilysuojainten ja suojien käyttöä ja sijoittelua. Sirontakartoissa on esitetty tutkimuksesta aiheutuvan siroavan säteilyn annos sekä annoksen isodoosikäyrä, joka havainnollistaa säteilyn jakautumista tutkimushuoneessa. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014, 7.)

Tulevaisuudessa KKTT-laitteiden käyttö hammaskuvauksissa tulee lisääntymään, joka lisää potilaiden saamaa säteilyannosta (perinteisiin kuvausmenetelmiin verrattuna) sekä aiheuttaa enemmän säteilyaltistusta siroavan säteilyn muodossa. Terveystieteiden henkilökunnan on siis hallittava entistä paremmin digitaalisen kuvaamiseen, laadunvarmistukseen ja säteilyturvallisuuteen liittyvät tekijät sekä huolehdittava oman osaamisensa jatkuvasta kehittämisestä. Henkilökunnan osaamisella luodaan edellytykset hyvän turvallisuuskulttuurin luomiselle ja ylläpitämiselle, johon kuuluvat toimintatavat, joilla varmistetaan säteilyaltistuksen pitäminen niin vähäisenä kuin kohtuudella mahdollista. (Metsälä, Henner & Ekholm 2014, 362-371.)

8.2 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys

Tutkimuksen *reliabelius* ja *validius* muodostavat yhdessä tutkimuksen kokonaisluotettavuuden. Tehdyt tutkimuksen kokonaisluotettavuus on hyvä, kun mittaamisessa on mahdollisimman vähän satunnaisvirheitä. Tutkimuksen reliabelius tarkoittaa tutkimuksen kykyä antaa ei-sattumanvaraisia tuloksia. Tämän tutkimuksen tulisi olla mahdollisimman luotettava ja toistettava, koska se on perusteltu ihmisen terveyteen liittyvillä tekijöillä eli tutkimushuoneessa tutkimuksen aikana mahdollisesti olevan henkilön säteilyaltistuksella. Tutkimuksemme mittaukset suoritettiin kolme kertaa jokaisessa mittauspisteessä, jonka tarkoituksena oli poistaa tuloksista satunnaisvirheet ja parantaa tutkimuksen kokonaisluotettavuutta. Saman mittauspisteen tulokset eivät saa poiketa toisistaan yli 10 %. Mittauspöytäkirjaan kirjassimme mittauksien päivämäärät, tekijät sekä mittauspisteet huolellisesti. Tutkimuksen validius tarkoittaa tutkimuksen kykyä mitata sitä, mitä tutkimuksessa oli tarkoituskin mitata. Mittauksissa käytettiin kalibroituja mittalaitteita, jotka on suunniteltu mittaamaan siroavan säteilyn annosta ja annosnopeutta. Suoritimme mittalaitteelle vaaditut laadunvarmistustestit ennen tutkimuksen aloittamista. Laadunvarmistustestien ohjeet löytyvät Oamkin röntgenlaitteiden sähköisestä laadunvarmistuskansiosta. Laadunvarmistusohjeet on laadittu mukaillen Stukin ohjeita (Terveystieteiden röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas, 7-16). Laadunvarmistustestien tekemisellä pyrittiin poistamaan mittalaitteistosta johtuvat virheet. Tutkimus on luotettava ja tarkka, kun toistetussa mittauksessa saadaan täsmälleen sama tulos riippumatta tutkijasta. Tässä raportissa pyrimme kuvaamaan tutkimuksen toteutuksen yksinkertaisesti ja selkeästi, jotta se on mahdollisimman hyvin toistettavissa. Olemme kuvanneet kattavasti tutkimuksen perustiedot, mikä on tärkeää tutkimuksen luotettavuuden kannalta. Mittauksien aikana otimme valokuvia mittausjärjestelyistä. Mittauspisteiden suunnittelu ja merkintä suoritettiin etukäteen ja testasimme mittalaitteiston ja mittausjärjestelyn toimivuuden yhdessä mittauspisteessä ennen varsinaista tutkimusta. (ks. Vilkkä 2007, 149-152; Kuula 2006, 226.)

Tieteellinen tutkimus voi olla eettisesti luotettava ja sen tulokset uskottavia, jos tutkimus on suoritettu hyvän tieteellisen käytännön edellyttämällä tavalla. Pyrimme tutkimustyössämme olemaan rehellisiä, tarkkoja ja avoimia. Lähteiksi olemme hyväksyneet vain luotettavia julkaisuja ja tuomme työssämme esille muiden tutkijoiden saavutukset niille kuuluvan arvon mukaisesti. Lääketieteelliset tutkimukset aiheuttavat usein haittaa tai vähintäänkin epämiellyttävää tunnetta tutkittavalle. Jos tutkimus altistaa ihmisiä säteilylle, olisi kiinnitettävä erityistä huomiota siihen, kuka tai ketkä säteilylle altistuisivat. Olisiko perusteltua kohdella esimerkiksi nuoria naistutkijoita eri tavoin? Meidän tutkimuksemme ei osallistunut ulkopuolisia ihmisiä eikä siinä altistettu ketään röntgensäteilylle. Tutkimusryhmässä kummankin jäsenen oikeudet, vastuut sekä velvollisuudet sovittiin ennen tutkimuksen aloittamista. Vastasimme sekä ryhmänä että yksilöinä hyvän tieteellisen käytännön noudattamisesta. (ks. Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2014, viitattu 21.4.2017; Vilka 2007, 91; Clarkeburn & Mustajoki 200, 77.)

Tutkimuksen toimeksiantaja oli OAMK ja tutkimus toteutettiin OAMK:n röntgensimulaatiotiloissa. Tutkimusta varten haettiin ja saatiin tutkimuslupa OAMK:lta koulutus- ja Tki-johtaja Annikki Savolaiselta. Tutkimus liittyy Sydämen asialla –projektiin ja suurena apuna ohjauksessa toimivat Oulun yliopistolta projektiryhmään kuuluvat Miika Nieminen, Juuso Ketola ja Mikael Juntunen. Perehdyimme aiheeseen lukemalla aiheeseen liittyvää kirjallisuutta ja useita kansainvälisiä tutkimusartikkeleita. Tutkimustulokset havainnollistavat millaisia siroavan säteilyn annoksia ja annosnopeuksia tutkimushuoneessa on tutkimuksen aikana ja tuloksista on hyötyä henkilökunnalle, avustaville työntekijöille sekä mahdollisesti muille tutkimushuoneessa tutkimuksen aikana oleville henkilöille.

8.3 Oma oppiminen ja jatkokehitysideoita

Tutkimusta tehdessämme olemme oppineet KKTT-laitteen teoriasta, tekniikasta ja laitteen käyttämisestä paljon uutta. Säteilysuojeluun ja säteilyn siroamiseen liittyvä teoretieto on syventynyt tutkimusta tehtäessä. Olemme perehtyneet RaySafe X2 –mittauslaitteistoon sekä yleisesti säteilymittareihin ja säteilymittauksiin. Olemme perehtyneet myös AutoCAD LT ja Matlab-ohjelmistojen käyttöön. Tutkimuksen koimme erittäin mielenkiintoisena, koska vastaavaa tutkimusta ei ole aiemmin tehty ja olemme kiinnostuneita säteilyfysiikasta, siihen liittyvistä ilmiöistä ja laitteista.

Mieleemme tuli opinnäytetyön eri vaiheissa muutamia jatkokehitys- ja jatkotutkimusideoita. Tutkimuksessamme tutkimme annoksen ja maksimiannosnopeuden ohella annosnopeutta laitteen eri pyörähdysten vaiheissa kts. kuvio 12 ja kuvio 13. Jatkossa voitaisiin tutkia lisää mitkä tekijät vaikuttavat annosnopeuden vaihteluun eri mittauspisteissä laitteen pyörähdysten aikana. Oletettavasti gantryn asento suhteessa mittauspisteeseen vaikuttaa sen hetkiseen annosnopeuteen samalla tavalla kaikissa mittauspisteissä. Tutkimusta voi tarkentaa ja laajentaa lisäämällä mittauspisteiden määrää laitteen ympärillä ja muualla tutkimushuoneessa. Aivan selvää syytä siihen, miksi annokset olivat yli 90 cm:n etäisyydellä suurempia 101 cm:n korkeudella kuin 141 cm:n korkeudella, ei ole selvitetty. Oletamme tämän johtuvan siitä, että laitteen gantry tai muutkaan rakenteet eivät osu sirottavan kohteen ja mittauspisteen väliselle linjalle, vaan jäävät tämän linjan yläpuolelle. Tätäkin voisi tarkentaa tekemällä lisää mittauksia laitteen ympärillä eri korkeuksilla ja etäisyyksillä. Käyttämämme fantomi oli pelkkä pääfantomi. Erityisesti säteilykeilan alapuolelle tulevaa sirontaa ja sen vaimenemista potilaan omassa vartalossa voisi tutkia tarkemmin fantomilla, jossa on myös ylävartalo. Saarakkalan ym. tekemää sirontakarttojen laatimiseen tarkoitettua työkalua voisi käyttää enemmänkin, kun halutaan havainnollistaa röntgensäteilyn sirontaa tutkimushuoneissa. Sirontakarttojen laatiminen myös vertikaalitasossa voisi havainnollistaa säteilyn siroamista tutkimushuoneessa.

LÄHTEET

Annosrekisteri ja tietojen ilmoittaminen 2014. ST-ohje 7.4. Säteilyturvakeskus.

Barrett, J. F. & Keat, N. 2004. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics* 24 (6), 1680.

CIRS. 2017. ATOM Dosimetry Verification Phantoms. Viitattu 30.8.2017, http://www.cir-sinc.com/file/Products/701_706/701%20706%20ATOM%20PB%20041717.pdf.

Clarkeburn, H. & Mustajoki, A. 2007. Tutkijan arkipäivän etiikka. Tampere: Osuuskunta Vastapaino, 77.

Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (Evidence-based guidelines) 2012. Radiation Protection No 172. European Commission.

Daly, M. J., Siewerdsen, J. H., Moseley, D. J., Jaffray D. A. & Irish, J. C. 2006. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. *Medical Physics* 33 (10), 3774.

Direktiivi 2013/59/Euratom. Neuvoston direktiivi 2013/59/Euratom turvallisuutta koskevien perusnormien vahvistamisesta ionisoivasta säteilystä aiheutuville vaaroille suojelemiseksi ja direktiivien 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom ja 2003/122/Euratom kumoamisesta.

Dowsett, D.J., Kenny, A.P. & Johnston, R.E. 2001. *The Physics of Diagnostic Imaging*. London: Arnold.

Guerrero, M. E., Jacobs, R., Loubele, M., Schutyser, F., Suetens, P. & van Steenberghe, D. 2006. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations* 10 (1), 4.

Hammasröntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014. ST-ohje 3.1. Säteilyturvakeskus. Helsinki.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara P. 2009. Tutki ja kirjoita. Jyväskylä: Tammi.

Jauhiainen, J. 2003. Röntgenkuvaus, digitaalinen kuvaus ja tietokonetomografia. Oulun ammattikorkeakoulu. Tekniikan yksikkö. Viitattu 11.7.2017. <http://www.tekniikka.oamk.fi/~jjauhai/opetus/mittalaitteet/mittalaitteet-v11.pdf>.

Julkunen, P. 2008. Esittely mittauksista – Röntgensäteilyn sironta tutkimushuoneissa. Viitattu 18.5.2017. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?249>.

Kaasalainen, T. 2015. Hampaiston ja leukojen alueen KKTT-tutkimusten tekniikka ja sädeannokset. Viitattu 22.5.2017. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?970>.

Kauppinen, E. 2008. Annoksen määrittäminen mammografiassa digitaalisesta kuvainformaatiosta. Licensiaattityö. Jyväskylän yliopisto. Fysiikan laitos.

Keskinarkaus, E. & Kärnä, M. 2016. Säteilyn sironta simuloitussa TT-ohjatussa toimenpiteessä. Opinnäytetyö. Oulun ammattikorkeakoulu. Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma.

Kiljunen, T., Kaasalainen, T., Suomalainen, A. & Kortensniemi, M. 2015. Dental cone beam CT: A review. *Physica Medica* 31 (8), 847-854, 857-858.

Klemola, S. 2002. Säteilyn ilmaisimet. Teoksessa T. K. Ikäheimo (toim.) Säteily ja sen havaitseminen. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus, 116-133.

Koll, G. F. 2000. *Radiation Detection and Measurement*, Third Edition. John Wiley & Sons, Inc.

Kuula, A. 2006. Tutkimusetiikka: Aineistojen hankinta, käyttö ja säilytys. Tampere: Osuuskunta Vastapaino, 226.

Lilley, J. 2001. *Nuclear Physics*. Chichester: Wiley.

Ludlow, J. B., Timothy, R., Walker, C., Hunter, R., Benavides, E., Samuelson, D. B. & Scheske, M. J. 2015. Effective dose of dental CBCT – a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44 (1), 1-2.

Martin, C. J., Sutton, D. G., Magee, J., McVey, S., Williams, J.R. & Peet, D. 2012. Derivation of factors for estimating the scatter of diagnostic x-rays from walls and ceiling slabs. *Journal of Radiological Protection*, 32 (4), 374.

Metsälä, E., Henner, A. & Ekholm, M. 2014. Quality assurance in digital dental imaging: a systematic review. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72 (5), 362-371.

Paile, W. 2002. Säteilyn haittavaikutusten luokittelu. Teoksessa W. Paile (toim.) Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuus -sarja, osa 4., Hämeenlinna: Karisto, 44- 45.

Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J.H. & Thongvigitmanee, S.S. 2015. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology* 44 (1).

Parviainen, T. 2008. Henkilökunnan säteilyannokset kardiologisissa röntgentutkimuksissa ja toimenpiteissä. Pro gradu –tutkielma. Kuopion yliopisto. Terveystieteiden ja –talouden laitos.

Physico-Medicae 2017. Säteilyturvallisuus. Viitattu 30.8.2017. <http://www.physicomedicae.fi/palvelut/sateilyturvallisuus/>.

Päätös 12/3020/2016. Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten pään alueen kartiokeilatiotokometografiatutkimuksissa. Säteilyturvakeskuksen päätös.

RaySafe 2017. RaySafe X2. Viitattu 17.5.2017, <http://raysafe.com/Products/Equipment/RaySafe%20X2>.

Rehn, E. 2015. Modeling of scatter radiation during interventional X-ray procedures. Master Thesis. Linköping University. Department of Medical and Health Sciences.

Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014. ST-ohje 3.3. Säteilyturvakeskus.

Sandberg, J. & Paltemaa, R. 2002. Ydin- ja säteilyfysiikan perusteet. Teoksessa T. K. Ikäheimonen (toim.) Säteily ja sen havaitseminen. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus, 44-48.

Scarfe, W.C., Farman, A. G. & Sukovic, P. 2006. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. Journal of the Canadian Dental Association 72 (1), 76.

Schulze, R., Heil, U., Groß, D., Bruellmann, DD., Dranischnikow, E., Schwanecke, U. & Schoemer, E. 2011. Artefacts in CBCT: a review. Dentomaxillofacial Radiology 40 (5), 265-273.

Sedentext. 2017. CBCT Quality Assurance Plan. Viitattu 25.4.2017, <http://www.sedentext.eu/content/cbct-quality-assurance-plan>.

Soredex. Scanora 3D Hampaiston kuvantamislaitte. Käyttöohje. (ei julkaisuvuotta.)

Suomalainen, A. 2010. Cone beam computed tomography in oral radiology. Väitöskirja. Helsingin yliopisto. Hammaslääketieteen laitos.

Suomalainen, A. & Koskinen S. K. 2013. Kartiokeilatietokonetomografia ja sen kliiniset sovellukset. Duodecim 129, 1037-1043.

Suomalainen, A., Korttesniemi, M. & Koskinen, S. K. 2015. Kartiokeila-TT:n käyttö kliinisessä lääketieteessä. Suomen lääkärilehti 70 (16), 1063-1070.

Suutari, J. 2016. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2015. Säteilyturvakeskus.

Säteilyasetus 20.12.1991/1512.

Säteilylähteiden käyttötilojen suunnittelu. 2011. ST-ohje 1.10. Säteilyturvakeskus. Helsinki.

Säteilytoiminta ja säteilymittaukset. 2016. ST-ohje 1.9. Säteilyturvakeskus. Helsinki.

Säteilyturvakeskus 2015. Henkilökunnan altistus. Viitattu 17.5.2017, <http://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/henkilokunnan-altistus>.

Tapiovaara, M., Pukkila, O. & Miettinen, A. 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa O. Pukkila (toim.) Säteilyn käyttö. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus, 26-28, 156, 166.

Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. 2008. Opas. Säteilyturvakeskus. Helsinki.

Turnbull-Smith, S. 2016. Cone-beam computed tomography examinations of the head and neck region in Finland: Indications and patient radiation dose. Diplomityö. Tampereen yliopisto. Biotekniikan DI-tutkinto-ohjelma.

Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2014. Hyvä tieteellinen käytäntö. Viitattu 21.4.2017, <http://www.tenk.fi/fi/htk-ohje/hyva-tieteellinen-kaytanta>.

Unfors RaySafe 2016. RaySafe X2 User Manual. Käyttöohje. (ei julkaisupaikkaa.)

Vilka, H. 2007. Tutki ja mittaa. Helsinki: Tammi.

Väänänen, M. 2014. Kasvojen alueen säteilyannokset ja säteilyn sironta kartiokeilatietokonetomografiatutkimuksissa. Opinnäytetyö. Oulun Ammattikorkeakoulu. Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma.

MITTAUSPÖYTÄKIRJA

LIITE 1

Päivämäärä: 14.6.2017

Tekijä(t): Juha Heikkinen, Pasi Sepponen

Paikka: OAMK, röntgenluokka

Kuvantamislaitte: Scanora 3D

Kuvausarvot: 85 kV, 15 mA, FOV 75 x 100 mm, 0.3 mm vokselikoko

Pyörähdysaika: 11 s

Mittalaite: Unfors Raysafe X2, Survey-sensori

Korkeus: 101 cm lattian pinnasta

Mittauspiste no.	Etäisyys (cm)	Annosnopeus max (μSv/h)	Annosnopeus ka (μSv/h)	Annos (μSv)
K1	60	3303	1470,764	4,494
K1	60	3289	1468,473	4,487
K1	60	3306	1466,509	4,481
K1 ka			1468,582	4,487
K2	60	2984	1370,291	4,187
K2	60	2977	1369,964	4,186
K2	60	2958	1369,636	4,185
K2 ka			1369,964	4,186
K3	60	2929	1348,691	4,121
K3	60	2905	1348,036	4,119
K3	60	2907	1342,800	4,103
K3 ka			1346,509	4,114
K4	60	2846	1352,945	4,134
K4	60	2834	1350,655	4,127
K4	60	2834	1349,018	4,122
K4 ka			1350,873	4,128
K5	60	3183	1464,873	4,476
K5	60	3164	1459,636	4,46

K5	60	3145	1457,018	4,452
K5 ka			1460,509	4,463
K6	60	3272	1165,091	3,56
K6	60	3238	1157,891	3,538
K6	60	3225	1152,327	3,521
K6 ka			1158,436	3,540
K7	60	4192	1164,764	3,559
K7	60	4210	1160,182	3,545
K7	60	4215	1154,618	3,528
K7 ka			1159,855	3,544
K8	60	3740	1388,945	4,244
K8	60	3786	1386,982	4,238
K8	60	3706	1385,345	4,233
K8 ka			1387,091	4,238
L1	60	1288	784,800	2,398
L1	60	1282	784,145	2,396
L1	60	1290	783,818	2,395
L1 ka			784,255	2,396
L2	90	1067	725,236	2,216
L2	90	1086	724,582	2,214
L2	90	1072	722,618	2,208
L2 ka			724,145	2,213
L3	90	959,3	715,418	2,186
L3	90	943,7	714,109	2,182
L3	90	960	712,473	2,177
L3 ka			714,000	2,182
L4	90	1074	679,091	2,075
L4	90	1067	676,800	2,068
L4	90	1064	673,527	2,058
L4 ka			676,473	2,067
L8	90	1187	702,000	2,145
L8	90	1208	701,345	2,143
L8	90	1187	699,055	2,136

L8 ka			700,800	2,141
M2	120	648,2	429,055	1,311
M2	120	634,4	425,455	1,3
M2	120	644,2	425,782	1,301
M2 ka			426,764	1,304
M3	120	553,2	419,236	1,281
M3	120	543,5	416,618	1,273
M3	120	557,9	414,982	1,268
M3 ka			416,945	1,274
M4	120	697,5	407,127	1,244
M4	120	702,9	405,491	1,239
M4	120	688	403,200	1,232
M4 ka			405,273	1,238
M5	120	787,5	415,309	1,269
M5	120	792,3	415,636	1,27
M5	120	786,2	412,036	1,259
M5 ka			414,327	1,266
L5	90	1296	719,673	2,199
L5	90	1298	719,345	2,198
L5	90	1292	717,382	2,192
L5 ka			718,800	2,196
L6	90	1611	741,600	2,266
L6	90	1628	738,982	2,258
L6	90	1616	738,327	2,256
L6 ka			739,636	2,260
M4.8	120	656,7	199,636	0,61
M4.8	120	660,8	199,636	0,61
M4.8	120	648,9	199,964	0,611
M4.8 ka			199,745	0,610
M5.2	120	364,2	202,582	0,619
M5.2	120	368,6	205,855	0,629
M5.2	120	371,1	205,855	0,629
M5.2 ka			204,764	0,626

M8.4	120	690,2	457,527	1,398
M8.4	120	682,4	450,000	1,375
M8.4	120	669,8	449,018	1,372
M8.4 ka			452,182	1,382
N3	150	385,7	273,927	0,837
N3	150	385	274,255	0,838
N3	150	382,6	273,927	0,837
N3 ka			274,036	0,837

MITTAUSPÖYTÄKIRJA

LIITE 2

Päivämäärä: 13.6.2017

Tekijä(t): Juha Heikkinen, Pasi Sepponen

Paikka: OAMK, röntgenluokka

Kuvantamislaitte: Scanora 3D

Kuvausarvot: 85 kV, 15 mA, FOV 75 x 100 mm, 0.3 mm vokselikoko

Pyörähdysaika: 11 s

Mittalaite: Unfors Raysafe X2, Survey-sensori

Korkeus: 141 cm lattian pinnasta

Mittauspiste no.	Etäisyys (cm)	Annosnopeus max (μSv/h)	Annosnopeus ka (μSv/h)	Annos (μSv)
K1	60	3924	1682,509	5,141
K1	60	3928	1676,945	5,124
K1	60	3922	1675,964	5,121
K1 ka			1678,473	5,129
K2	60	3540	1617,709	4,943
K2	60	3541	1616,073	4,938
K2	60	3561	1616,400	4,939
K2 ka			1616,727	4,940
K3	60	3333	1531,636	4,68
K3	60	3307	1530,655	4,677
K3	60	3332	1529,018	4,672
K3 ka			1530,436	4,676
K4	60	3342	1600,036	4,889
K4	60	3302	1598,073	4,883
K4	60	3317	1596,436	4,878
K4 ka			1598,182	4,883
K5	60	4055	1666,145	5,091

K5	60	4010	1659,600	5,071
K5	60	4037	1655,673	5,059
K5 ka			1660,473	5,074
K6	60	4123	1254,109	3,832
K6	60	4089	1250,509	3,821
K6	60	4140	1250,182	3,82
K6 ka			1251,600	3,824
K7	60	3554	1134,327	3,466
K7	60	3525	1128,436	3,448
K7	60	3434	1114,036	3,404
K7 ka			1125,600	3,439
K8	60	3639	1515,600	4,631
K8	60	3634	1513,964	4,626
K8	60	3665	1511,673	4,619
K8 ka			1513,745	4,625
L1	60	1411	690,218	2,109
L1	60	1425	690,873	2,111
L1	60	1431	690,218	2,109
L1 ka			690,436	2,110
L2	90	1484	687,927	2,102
L2	90	1472	687,600	2,101
L2	90	1477	685,309	2,094
L2 ka			686,945	2,099
L3	90	1565	646,364	1,975
L3	90	1572	645,382	1,972
L3	90	1550	645,055	1,971
L3 ka			645,600	1,973
L4	90	1476	657,491	2,009
L4	90	1459	655,200	2,002
L4	90	1466	654,218	1,999
L4 ka			655,636	2,003
L8	90	1254	590,727	1,805
L8	90	1240	590,073	1,803

L8	90	1259	588,109	1,797
L8 ka			589,636	1,802
M2	120	867,1	390,109	1,192
M2	120	870,8	388,473	1,187
M2	120	865,4	387,491	1,184
M2 ka			388,691	1,188
M3	120	935,4	371,455	1,135
M3	120	945	371,782	1,136
M3	120	941,9	369,818	1,13
M3 ka			371,018	1,134
M4	120	894	390,436	1,193
M4	120	887,5	389,455	1,19
M4	120	876,6	387,491	1,184
M4 ka			389,127	1,189
M5	120	18,2	11,782	0,036
M5	120	18,9	12,109	0,037
M5	120	19,5	11,782	0,036
M5 ka			11,891	0,036
L5	90	0	0,000	0
L5	90	0	0,000	0
L5	90	0	0,000	0
L5 ka			0,000	0,000
L6	90	1593	570,109	1,742
L6	90	1575	569,782	1,741
L6	90	1582	567,491	1,734
L6 ka			569,127	1,739
M4.8	120	122,3	29,782	0,091
M4.8	120	118,5	30,436	0,093
M4.8	120	120,4	30,109	0,092
M4.8 ka			30,109	0,092
M5.2	120	71,5	24,545	0,075
M5.2	120	66,5	23,891	0,073
M5.2	120	69,6	23,891	0,073

M5.2 ka			24,109	0,074
M8.4	120	812,4	361,309	1,104
M8.4	120	814,4	360,327	1,101
M8.4	120	813,5	359,673	1,099
M8.4 ka			360,436	1,101
N3	150	643,9	246,109	0,752
N3	150	640,6	246,436	0,753
N3	150	632,6	245,455	0,75
N3 ka			246,000	0,752
X1	76	2398	988,036	3,019
X1	76	2391	989,018	3,022
X1	76	2382	987,382	3,017
X1 ka			988,145	3,019

MITTAUSPÖYTÄKIRJA

LIITE 3

Päivämäärä: 15.6.2017

Tekijä(t): Juha Heikkinen, Pasi Sepponen

Paikka: OAMK, röntgenluokka

Kuvantamislaitte: Scanora 3D

Kuvausarvot: 85 kV, 15 mA, FOV 75 x 100 mm, 0.3 mm vokselikoko

Pyörähdysaika: 11 s

Mittalaite: Unfors Raysafe X2, Survey-sensori

Korkeus: 181 cm lattian pinnasta

Mittauspiste no.	Etäisyys (cm)	Annosnopeus max (μSv/h)	Annosnopeus ka (μSv/h)	Annos (μSv)
K1	60	1585	681,709	2,083
K1	60	1587	681,709	2,083
K1	60	1598	679,745	2,077
K1 ka			681,055	2,081
K2	60	1391	717,382	2,192
K2	60	1383	714,764	2,184
K2	60	1426	732,109	2,237
K2 ka			721,418	2,204
K3	60	1248	688,582	2,104
K3	60	1233	687,600	2,101
K3	60	1240	687,273	2,1
K3 ka			687,818	2,102
K4	60	1537	743,564	2,272
K4	60	1542	742,582	2,269
K4	60	1542	742,582	2,269
K4 ka			742,909	2,270
K5	60	1837	713,455	2,18

K5	60	1839	712,800	2,178
K5	60	1824	711,164	2,173
K5 ka			712,473	2,177
K6	60	2139	526,582	1,609
K6	60	2179	526,255	1,608
K6	60	2199	526,255	1,608
K6 ka			526,364	1,608
K7	60	884,6	315,491	0,964
K7	60	873,5	315,164	0,963
K7	60	862,1	315,164	0,963
K7 ka			315,273	0,963
K8	60	982,5	451,309	1,379
K8	60	963,4	451,309	1,379
K8	60	969,3	449,673	1,374
K8 ka			450,764	1,377
L1	60	917,5	393,709	1,203
L1	60	908,5	392,400	1,199
L1	60	902,8	391,418	1,196
L1 ka			392,509	1,199
L2	90	785,4	418,255	1,278
L2	90	786,4	417,273	1,275
L2	90	792,5	417,273	1,275
L2 ka			417,600	1,276
L3	90	665,1	398,291	1,217
L3	90	663,2	397,309	1,214
L3	90	666,7	396,000	1,21
L3 ka			397,200	1,214
L4	90	769,5	396,000	1,21
L4	90	783,8	397,309	1,214
L4	90	784	396,327	1,211
L4 ka			396,545	1,212
L8	90	580,9	283,745	0,867
L8	90	580,1	283,091	0,865

L8	90	586,2	282,109	0,862
L8 ka			282,982	0,865
M2	120	515,2	281,782	0,861
M2	120	502,7	281,455	0,86
M2	120	508	280,145	0,856
M2 ka			281,127	0,859
M3	120	508	265,091	0,81
M3	120	498,4	263,782	0,806
M3	120	498,5	264,764	0,809
M3 ka			264,545	0,808
M4	120	536,6	270,655	0,827
M4	120	533,6	269,345	0,823
M4	120	540,9	269,345	0,823
M4 ka			269,782	0,824
M5	120	21	14,400	0,044
M5	120	21	13,745	0,042
M5	120	22,3	14,073	0,043
M5 ka			14,073	0,043
L5	90	652,2	268,691	0,821
L5	90	665,2	270,655	0,827
L5	90	668,2	272,618	0,833
L5 ka			270,655	0,827
L6	90	919,3	261,164	0,798
L6	90	915,7	260,509	0,796
L6	90	913,4	259,200	0,792
L6 ka			260,291	0,795
M4.8	120	46	18,000	0,055
M4.8	120	40,5	17,345	0,053
M4.8	120	38,6	17,345	0,053
M4.8 ka			17,564	0,054
M5.2	120	41,2	18,982	0,058
M5.2	120	43,5	19,636	0,06
M5.2	120	43,7	19,309	0,059

M5.2 ka			19,309	0,059
M8.4	120	435,3	220,909	0,675
M8.4	120	431,4	220,582	0,674
M8.4	120	426,6	220,582	0,674
M8.4 ka			220,691	0,674
N3	150	404,4	192,436	0,588
N3	150	396,6	191,127	0,584
N3	150	404	192,109	0,587
N3 ka			191,891	0,586

MITTAUSPÖYTÄKIRJA

LIITE 4

Päivämäärä: 19.6.2017

Tekijä(t): Juha Heikkinen, Pasi Sepponen

Paikka: OAMK, röntgenluokka

Kuvantamislaitte: Scanora 3D

Kuvausarvot: 85 kV, 15 mA, FOV 75 x 145 mm, 0.25 mm vokselikoko

Pyörähdysaika: 13 s

Mittalaite: Unfors Raysafe X2, Survey-sensori

Korkeus: 141 cm lattian pinnasta

Mittauspiste no.	Etäisyys (cm)	Annosnopeus max ($\mu\text{Sv/h}$)	Annosnopeus ka ($\mu\text{Sv/h}$)	Annos (μSv)
K1	60	4426	1865,631	6,737
K2	60	3630	1753,754	6,333
K3	60	3002	1637,446	5,913
K4	60	3038	1606,708	5,802
K5	60	4251	1783,385	6,44
K6	60	5362	1508,400	5,447
K7	60	5012	1516,708	5,477
K8	60	4306	1849,292	6,678
L1	90	1681	825,508	2,981
L2	90	1469	803,908	2,903
L3	90	1328	742,708	2,682
L4	90	1592	783,415	2,829
L5	90	0	0,000	0
L6	90	2192	726,923	2,625
L8	90	1497	738,554	2,667
M2	120	836,4	479,631	1,732
M3	120	805,6	430,892	1,556

M4	120	955,6	464,954	1,679
M4.8	120	162,1	47,077	0,17
M5	120	23,8	15,508	0,056
M5.2	120	76,7	27,692	0,1
M8.4	120	919,7	446,954	1,614
N3	150	556	287,723	1,039
X1	76	2662	1142,308	4,125