

Minna Väänänen

**KASVOJEN ALUEEN SÄTEILYANNOKSET JA SÄTEILYN SIRONTA KARTIO-
KEILATIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSISSA**

**KASVOJEN ALUEEN SÄTEILYANNOKSET JA SÄTEILYN SIRONTA KARTIO-
KEILATIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUKSISSA**

Minna Väänänen
Opinnäytetyö
Kevät 2014
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

Tekijä(t): Minna Väänänen

Opinnäytetyön nimi: Kasvojen alueen säteilyannokset ja säteilyn sironta kartiokeilatietokonetomografiatutkimuksissa

Työn ohjaaja(t): Anja Henner, Anna-Leena Manninen

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2014

Sivumäärä: 40 + 3 liitesivua

Kartiokeilatietokonetomografiatutkimukset (KKTT) kasvattavat suosiotaan kasvojen alueen kuvantamisessa kaiken aikaa. Tämä kuvantamismenetelmä mahdollistaa kovien kudosten tarkan 3D-kuvantamisen. Säteilyaltistus potilaalle on KKTT -tutkimuksessa huomattavasti suurempi kuin perinteisessä hammasröntgentutkimuksessa, mutta pienempi kuin perinteisessä TT-tutkimuksessa. Kilpirauhanen ja silmät ovat säteilylle herkkiä kudoksia ja joutuvat alttiiksi säteilylle KKTT-tutkimuksissa.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää kasvojen alueen kartiokeilatutkimusten annosarviot kilpirauhaselle ja silmälle pinta-annosmittauksilla, vismuttisuojan hyödyllisyys sekä siroavan säteilyn jakautuminen ympäristöön. Tutkimuksen tavoitteena oli annosmittausten avulla antaa KKTT-tutkimuksissa työskenteleville sellaista tietoa, jolla voidaan parantaa annosoptimointia ja säteilysuojainten käyttöä. Vismuttisuojan tuoma hyöty kilpirauhaselle haluttiin erityisesti tuoda esille. Silmien pinta-annoksiin haluttiin kiinnittää huomiota, jotta jatkossa voitaisiin harkita niiden suojaamista kyseisissä tutkimuksissa. Siroavan säteilyn jakautuminen ympäristöön on kiinnostavaa tietoa etenkin KKTT-tutkimuksissa työskentelevälle henkilökunnalle.

Mittaukset tehtiin Oulun yliopistollisen keskussairaalan Hammas- ja suusairauksien röntgenissä KKTT-laitteella. Mittaukset tehtiin käyttäen apuna pääfantomia ja DoseAware-annosmittausjärjestelmää. Mittausjärjestelyt rakennettiin vastaamaan todellisia kuvantamistilanteita.

Mittaustulosten mukaan vismuttisuojia vähentää kilpirauhasen pinta-annosta 35–48 % kuvauskohdeesta, kartiokoosta ja resoluutiosta riippuen. Silmien pinta-annokset olivat suurimmat, kun silmät olivat primaarikeilassa. Toissijainen annoksen suuruuteen vaikuttava tekijä oli kartiokoko. Tulosten mukaan on hyödyllistä käyttää säteilysuojaa sekä kilpirauhasen että silmien päällä. Ympäristöön siroavan säteilyn mittausannokset olivat suhteellisen pienet verrattuna silmien ja kilpirauhasen annoksiin. Silmien ja kilpirauhasen säteilyherkkyyden vuoksi on hyvä käyttää säteilysuojia näillä alueilla. Jatkotutkimusaiheena voisi olla säteilysuojien vaikutus kuvanlaatuun. Ympäristöön siroavan säteilyn määrät olivat pienet, mutta stokastisten haittojen vuoksi on aina järkevämpää pysyä säätöhuoneen puolella tai lyijylasiseinän takana säteilyltä suojassa.

Asiasanat: kartiokeila, kasvojen alue, annosmittaus, säteilyannos, kilpirauhanen, vismuttisuojia

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree Programme in Radiography and Radiation Therapy

Author(s): Minna Väänänen

Title of thesis: Radiation doses and scattering in facial area cone beam computed tomography examinations

Supervisor(s): Anja Henner and Anna-Leena Manninen

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2014

Number of pages: 40 + 3 appendices

The use of a cone beam computed tomography (CBCT) for facial area imaging is increasing continuously. This imaging method has become more available in past years especially in facial area examinations. It enables accurate and three-dimensional bone tissue imaging. The radiation dose of CBCT is lower in comparison with a conventional CT but higher in comparison with a panoramic radiograph. Thyroid gland and eyes are very radiosensitive tissue and are exposed to radiation in CBCT facial imaging. Information about scattered radiation is useful for staff working in CBCT examinations especially in a case when somebody needs to stay in the examination room to oversee the patient.

Purpose of this thesis was to find out the level of the radiation surface doses for the eyes and thyroid gland caused by a facial CBCT examination, test the usefulness of bismuth shield for thyroid gland and measure the scattered radiation around the CBCT device. The aim of this thesis was to provide information of facial area radiation doses and scattering to staff working in CBCT examinations to allow dose optimization and radiation protection. The bismuth shield was tested to find out the potential surface dose reduction for the thyroid gland. Also the scattered radiation was measured near the patient for the purpose of the radiation protection for the staff. This study used a quantitative method for data collection.

Measurements of this study were done at the Oulu University Hospital in the department of Dental and Oral Diseases Radiology with CBCT. The phantom head and DoseAware system were used in the measurements of the radiation doses. The radiation doses were measured from the eye level, thyroid level under and over the bismuth shield and nearby the phantom for the scattered radiation. The measurement conditions simulated the real imaging situations. To verify the reliability of the study every measurement was repeated three times and mean doses were calculated. The results of the measurements were presented in Excel tables and clarified with charts.

The measurement results indicated that bismuth shield reduces the surface dose of the thyroid gland. Dose reduction using bismuth shield was between 35–48 % depending on the imaging area and also the field of view (FOV). The measurement of the scattered radiation to the environment doesn't seem to be that high. The results of this study allow the optimization of CBCT examinations.

Keywords: cone beam, facial area, measurement, radiation dose, thyroid gland, bismuth shield

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

ABSTRACT

1 JOHDANTO	7
2 KARTIOKEILAKUVANTAMINEN KASVOJEN ALUEEN TUTKIMUKSISSA ...	8
2.1 Kartiokeilatietokonetomografialaitteen toimintaperiaate.....	8
2.2 Tutkimusindikaatiot kasvojen alueen KKTT-tutkimuksissa	9
2.3 Säteilysuojainten käyttö kasvojen alueen tutkimuksissa	11
2.4 Annosmääritysmenetelmät aikaisemmissa KKTT-tutkimuksissa	12
3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT	18
3.1 Tutkimuksen tarkoitus ja tavoite.....	18
3.2 Tutkimusongelmat.....	18
3.3 Tutkimusmenetelmä.....	18
4 AINEISTON KERUU	20
4.1 Tutkimussuunnitelma	20
4.2 Aineiston keruu	20
4.3 Mittausten suorittaminen	21
4.4 Tutkimusaineiston käsittely	24
5 TUTKIMUSTULOKSET	25
5.1 Kilpirauhasen ja silmän pinta-annokset.....	25
5.2 Kilpirauhasen pinta-annokset vismuttisuojan kanssa ja ilman	27
5.3 Siroavan säteilyn annokset	30
5.4 Tulosten yhteenveto.....	32
6 POHDINTA.....	34
6.1 Tulosten tarkastelu	34
6.2 Tutkimuksen luotettavuus	36

6.3 Omat oppimiskokemukset ja jatkokehitysideat	38
LÄHTEET.....	39
LIITTEET.....	41

1 JOHDANTO

Kartiokeilatietokonetomografialaite (KKTT) on suhteellisen uusi laite kasvojen alueen kuvantamisessa. Laite on tuonut uusia mahdollisuuksia hammaskuvantamiseen, mutta sen käytön hyödyntäminen vaatii erityisosaamista. (KKTT-laitteen käyttö 2011, 3.) KKTT-laitetta käytetään hampaiston kuvantamisen lisäksi muun muassa poskionteloiden ja sellan kuvantamisessa. (Suomalainen 2010, 16). Säteilyaltistus potilaalle on KKTT-laitteilla huomattavasti suurempi kuin perinteisissä hammasröntgentutkimuksissa, mutta pienempi kuin perinteisessä TT-kuvauksessa. Kartiokeilalaitteella tehtävät tutkimukset ovat yleensä lisätutkimuksia, joihin muut hammasröntgentutkimukset eivät sovellu niin hyvin. (KKTT-laitteen käyttö 2011, 4.) KKTT-laite mahdollistaa kovien kudosten tarkan 3D-kuvantamisen. Näin ollen se soveltuu hyvin kasvojen alueen kuvantamiseen. Perinteiseen TT-kuvantamiseen verrattuna KKTT:n etuja ovat pienemmät kustannukset, laitteen pienempi koko ja alhaisempi säteilyannos. (Suomalainen 2010, 8.) Hammaslääketieteellinen kuvantaminen kohdistuu usein lapsiin ja nuoriin aikuisiin, joten tutkimuksen oikeutusta pitää tarkoin harkita. (Sedentext 2011, 17).

Yksi kartiokeilakuvauksesta saatu annos vastaa kenttäkoosta riippuen noin 2–40 kertaista panoraamatomografiakuvauksesta (PTG) aiheutuvaa annosta. Säteilyturvakeskus suosittelee tutkimuksissa käytettävän kilpirauhassuojia, jos kilpirauhanen sijaitsee säteilykeilan alueella tai lähellä sitä. Muita säteilynsuojia ei ole nähty tarpeellisiksi. (KKTT-laitteen käyttö 2011, 9.) Kuitenkin, kasvojen aluetta kuvattaessa ovat myös säteilylle herkät silmän mykiöt lähellä kuvausaluetta. Säteily voi edesauttaa kaihin kehittymistä silmiin. Kun silmät ovat lähellä kuvausaluetta, olisi syytä harkita suojalasien käyttöä. (Prins, Dauer, Colosi, Quinn, Kleiman, Bohle, Holohan, Al-Najjar, Fernandez, Bonvento, Faber, Ching ja Goren 2011, 502.) Joskus potilaan avustajaksi kuvaushuoneeseen joutuu jäämään henkilö, joka voi myös itse altistua säteilylle. Siroava säteily kartiokeilalaitteen ympäristössä on yksi tämän tutkimuksen kiinnostuksen kohteista, sillä mittaukselliset siroavasta säteilystä antavat tiedon avustavan henkilön parhaimmasta sijainnista säteilyaltistuksen välttämiseksi.

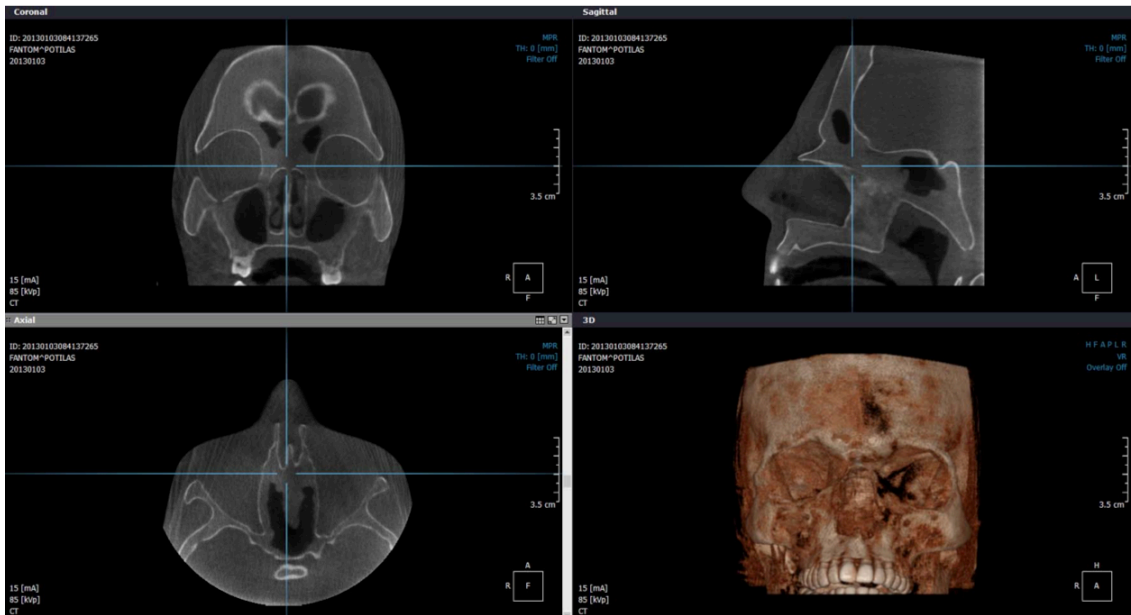
2 KARTIOKEILAKUVANTAMINEN KASVOJEN ALUEEN TUTKIMUKSISSA

Kartiokeilatietokonetomografialaitteiden käyttö kasvattaa suosiotaan kaiken aikaa. Tämä röntgenkuvantamisen menetelmä mahdollistaa erityisesti luukudosten tarkan ja kolmiulotteisen kuvaamisen. Pehmytkudosten ongelmien kuvantamiseen sitä ei suositella. Laitetta on käytetty kasvojen alueen kuvantamisessa jo yli kymmenen vuotta ja sen käyttö on lisääntynyt koko ajan. (Suomalainen 2010, 8–9.) Vuonna 2010 Suomessa oli käytössä 30–40 kartiokeilalaitetta (Hammasröntgentoiminta 2011, hakupäivä 15.3.2013).

2.1 Kartiokeilatietokonetomografialaitteen toimintaperiaate

Kartiokeilalaitteessa säteilylähde ja ilmaisimet ovat kytketty samaan kuvaustelineeseen. Kuvausteline pyörähtää akselinsa ympäri kuvauksen aikana niin, että kuvattava kohde sijaitsee rotaation keskipisteessä. Laitteen säteilykeila on kartiomallinen ja kuvakenttä (kuvattava tilavuusalue) sylinterin muotoinen. Kuvakentän koko (FOV, Field of View) voi vaihdella pienestä kentästä (hampaan kuvaus, halkaisija tai korkeus < 10cm) suureen kenttään (muu kasvojen alueen kuvaus, halkaisija tai korkeus > 15cm). Laitteesta riippuen potilas joko istuu, seisoo tai makaa selällään tutkimuksen aikaan. Skannausaika tutkimuksen aikana laitteissa on noin 20 sekuntia, mutta kokonaissäteilytysaika on lyhyempi. Se määräytyy kuvausprojektioiden lukumäärän ja projektion säteilytysajan (10ms/projektio) mukaan. Ennen varsinaista kuvausta voidaan ottaa suunnitelukuva, jotta saadaan tarkempi tieto kuvattavan kohteen sijainnista. Varsinaisessa kuvauksessa yhdellä pyörähdyksellä saadaan tarpeeksi tietoa kuvanmuodostusta varten. Pyörähdyksen aikana otetaan 150-600 peräkkäistä taso-projektiota kuvattavasta kohteesta. Yhden pyörähdyksen aikana saaduista 2D-projektiokuvista rekonstruoidaan 3D-kuva (volyymikuva), joita voidaan katsella aksiaali-, sagittaali- ja koronaalisuunnissa (kuvio 1). Volyymikuvasta voidaan rekonstruoida halutun paksuiset 2D-leikekuvat eri suunnissa. Suosituin rekonstruktioalgoritmi on Feldkampin algoritmi, joka on kolmiulotteinen sovellus viuhkakeilaisten 2D-rekonstruktioiden käyttämästä suodatetusta takaisinprojektios-

ta. Rekonstruktio tuottaa tilavuusdataa, jossa on kolmiulotteiset kuva-alkiot (isotrooppiset vokselit). (Suomalainen 2010, 14.)



KUVIO 1. KKT-laitteella otettu kuva poskionteloista (Minna Väänänen 2013)

2.2 Tutkimusindikaatiot kasvojen alueen KKT-tutkimuksissa

Euratom (European Atomic Energy Community) on perustanut Sedentext-projektin tuottamaan luotettavaa ja tieteellisesti tutkittua tietoa KKT-laitteen kliinistä käyttöä varten (Sedentext 2011, 3). Projektin yhteydessä luotiin 20 periaatetta KKT-laitteen turvalliselle käytölle. Näissä periaatteissa sanotaan muun muassa, että kartiokeilatutkimuksia ei pidä tehdä ilman kliinistä tutkimusta ja hoitohistoriaa. Tutkimuksen täytyy olla oikeutettu ja sen täytyy antaa uutta tietoa, josta on hyötyä potilaan hoidossa. Kartiokeilatutkimusta ei pidä käyttää, jos tutkittavaan ongelmaan saadaan vastaus riittävällä tarkkuudella myös perinteisellä alemman annostason röntgenkuvauslaitteella. (Sedentext 2011, 36–38.)

Kartiokeilakuvausta hyödynnetään hammasröntgentoiminnassa muun muassa hammasimplanttien suunnittelussa ennen leikkausta, leukanivelten arvioinnissa, hampaiston ja kasvorakenteiden tutkimuksissa suunniteltaessa oikomishoitoa, viisaudenhampaan poiston suunnittelussa ja kraniofasiaalisten poikkeamien

tutkimisessa. (Suomalainen 2010, 16.) Sedentext:n suositukset KKTT-kuvantamisen käytöstä perustuvat tieteelliseen tutkimukseen. Ennen KKTT-tutkimuksen suoritusta, tulee hammaslääkärin huolellisesti arvioida potilaalle koituvat hyödyt sekä haitat tutkimuksesta. Suositusten mukaan KKTT-tutkimukset soveltuvat hyvin muun muassa implanttihoitojen suunnitteluun, leukojen alueen kystojen kuvantamiseen, alaviisaudenhampaan ja mandibulaarikanavan keskinäisen suhteen selvittämiseen, hammas- ja alveolimurtumien kuvantamiseen ja särkytilojen selvittämiseen, joihin ei perinteisillä kuvantamiskeinoilla saada selvyyttä. (Sedentext 2011, 39.)

Oikomishoidossa laajan kuvankentän kartiokeilakuvausta voidaan käyttää luuston laajojen poikkeavuuksien tutkimiseen. KKTT on etenkin silloin parempi valinta, jos vaihtoehtona on TT. Laajan kuvankentän rutiininomainen käyttö ei kuitenkaan ole suositeltavaa. Hampaaseen tai hammasharjanteeseen liittyvissä traumatapauksissa KKTT:aa voidaan käyttää, kun tavanomaiset hammaskuvausmenetelmät eivät anna tarpeeksi tietoa diagnostiikkaan tai hoidon suunnittelua varten. KKTT on yleisesti käytössä hampaiden poiston suunnittelussa erityisesti alaviisaudenhampaiden osalta. Sitä voidaan käyttää myös puhkeamattomien hampaiden arviointiin, kun tavalliset hammaskuvaukset eivät riitä diagnostisesti. Hammasimplanttien suunnittelussa KKTT on laaja-alaisessa käytössä, mutta siinäkin sitä ei pidä käyttää rutiininomaisesti. KKTT soveltuu hyvin luustomuutosten kuvantamiseen. Sitä hyödynnetään varsin yleisesti leukojen alueen kystojen ja hammasperäisten kasvainten diagnostiikassa ja seurannassa. Leukanivelten luisten rakenteiden kuvantaminen kartiokeilakuvaus on sädeannoksen kannalta parempi, jos muutoin käytettäisiin TT-kuvausta. Leikkausta suunniteltaessa tai toimenpiteen yhteydessä KKTT soveltuu nenän sivuonteloiden tutkimiseen. Myös temporaalialueiden kuvantamisessa se on käytökelpoinen. Sitä voidaan hyödyntää muun muassa sisä- tai välikorvaimplanttien sijainnin arvioinnissa, temporaalialueen kirurgiassa toimenpiteen aikaan ja patologisten luumuutosten osoittamisessa. (Suomalainen & Koskinen 2013, 1039–1040.) Yksi KKTT:n kuvauskohteista on sella eli turkin satula. Sella muodostaa silmien takana luukuopan, jossa sijaitsee aivolisäke. Kasvaimet aivolisäkkeen alueella voivat vaikuttaa sellan kokoon. (Miles 2012, 24.)

2.3 Säteilysuojainten käyttö kasvojen alueen tutkimuksissa

Tietokonetomografiatutkimuksissa voidaan käyttää kuvausalueen sisällä *vismuttisuoja*, joiden tarkoitus on suojata säteilylle herkkiä pinnallisia elimiä kuten silmiä ja kilpirauhasta. Vismuttisuojat suodattavat haitalliset kudoksiin absorboituvat matalan säteilyn energiat pois. Vismuttisuoja ei käytetä suunnittelukuvassa vaan vasta varsinaisessa kuvauksessa. Pinnallisten elinten säteilyannoksen lasku vismuttisuoja käytettäessä voi olla jopa 30–70 %. Artefaktojen estämiseksi ihon ja suojan väliin on hyvä laittaa noin senttimetrin paksuinen puuvillaväli tai vaahtomuovi. *Lyijysuoja* käytetään kuvausalueen ulkopuolella. Ne on tarkoitettu asettaa aivan kuvausalueen reunaan kiinni. (Jartti, Lantto, Rinta-Kiikka ja Vuorte 2012, 6.)

Yhdestä kartiokeilatutkimuksesta saatava efektiivinen säteilyannos tutkimuksen laajuudesta ja kuvausarvoista riippuen on välillä 0,01 ja 0,65 mSv (Hammasröntgentoiminta 2011, hakupäivä 15.3.2013). OYS Kuvantamisen toimesta tehdyissä mittauksissa on päästy hieman alhaisimpiin tuloksiin Scanoran 3D-laitteella. (Manninen, Kotiaho ja Nikkinen 2013, sähköpostiviesti 9.1.2014.) Nämä säteilyannokset vastaavat pienimmillään yhden vuorokauden ja suurimmillaan kahden kuukauden taustasäteilyannoksia. Potilaan säteilynsuojauksen kannalta tärkein suojattava elin kasvojen alueen kuvauksissa on kilpirauhanen. (Hammasröntgentoiminta 2011, hakupäivä 15.3.2013.) Rush ja Thompson (2005, 217–218) toteavat tutkimuksessaan, että hammaskuvantamisessa kilpirauhanen altistuu merkittävässä määrin säteilylle; sekä siroavalle että primäärikeilan säteilylle. Sen takia mitä tahansa menetelmää tämän säteilylle alttiin elimen säteilyaltistuksen pienentämiseksi pitäisi käyttää. Annoksen minimointi on tärkeää etenkin kuvattaessa lapsia ja nuoria, jotka ovat herkempiä säteilylle (Qu, Li, Zhang ja Ma 2012, 376). Qu ym. (2012, 376–379) mukaan kasvojen alueen kuvauksissa eri kartiokokoa (Field of view, FOV) käytettäessä, lyijysuoja kaulalla pienentää huomattavasti kilpirauhaseen absorboitunutta annosta etenkin käytettäessä pientä tai keskisuurta kartiokokoa. Annos pieneni lyijysuojaa ja pientä kartiokokoa käytettäessä 38,7 % verrattuna annokseen ilman lyijysuojaa. Huomioitava on kuitenkin se, että lyijysuoja huonontaa kuvanlaatua osuessaan kuvausalueelle.

Sedentext:n raportissa (2011, 86) kehoitetaan myös suojaamaan kilpirauhanen KKTT-tutkimuksissa, koska sen suojaamatta jättäminen kasvattaa efektiivistä annosta. Kilpirauhanen voi altistua siroavan säteilyn lisäksi primäärikeilan säteilylle tietyissä KKTT-tutkimuksissa. Iso-Britannian Terveystieteiden tutkimuskeskuksen (HPA) mukaan kilpirauhanen ei joudu primäärikeilaan eikä siten tarvitse säteilynsuojausta. Joissain KKTT-laitteissa on käytössä myös iso kartiokoko, jonka vuoksi kilpirauhanen voi joutua primäärikeilaan tai ainakin aivan rajalle altistuen siroavalle säteilylle. Poikkeavia mielipiteitä löytyy siis suojainten käytöstä.

Lyijylasien käyttöä silmien suojaamiseksi ja kaihin estämiseksi on tutkittu. Niiden on todettu alentavan silmän mykiön annosta jopa 67 %. Tällä yksinkertaisella tavalla voidaan vähentää silmien annosta ja näin ehkäistä kaihin syntymistä. Lyijylaseja ei kuitenkaan voi käyttää tutkimuksissa, joissa silmät ovat kuvausalueella. (Prins ym. 2011, 502, 506.)

2.4 Annosmäärittäminen aikaisemmissa KKTT-tutkimuksissa

Koska KKTT-laite on suhteellisen uusi, ei kunnan ohjeistuksia vielä annosmäärittämismenetelmiin ole saatavilla. Hammaskuvantamisessa yleensäkin on ollut ongelmana efektiivisen annoksen määrittäminen. Efektiivistä annosta voidaan käyttää eri tutkimusten välisten annosten vertailuun eri kuvantamismenetelmissä sekä verrattaessa saman laitteen kuvausohjelmia keskenään. (Suomalainen 2010, 28–29.) Tilanteet, joissa efektiivistä annosta kannattaa käyttää, tulee tarkoin harkita. Joissain tilanteissa ekvivalenttiansos tai kudokseen absorboitunut annos ovat sopivampia suureita. (Mustonen, Sjöblom, Havukainen, Ikäheimo, Kosunen, Markkanen ja Paile 2007, 22.) Yleisesti käytetyt annosuureet hammaskuvantamisessa ovat ESD (entrance surface dose, pinta-annos) ja DAP (annoksen ja pinta-alan tulo, dose area product). ESD ottaa huomioon sekä ilmaan absorboituneen annoksen että takaisinsironnan ja sitä käytetään intraaaliikuvantamisessa. ESD voidaan mitata joko passiivisilla dosimetreilla kuten termoluminesenssidosimetreilla (TLD), radiofotoluminesenssidosimetreilla (RPLD) tai se voidaan määrittää laskennallisesti tutkimusparametreista. DAP-mittaria käytetään hampaiston PTG-kuvauksissa. Useissa PTG-laitteissa on

DAP-mittari, josta DAP-arvo voidaan nähdä suoraan. (Suomalainen 2010, 28–29.)

STUK on antanut eri röntgentutkimuksille vertailutasoja, joihin voidaan verrata oman röntgentoiminnan potilasannoksia. Vertailutasoja on käytettävä, jos niitä on saatavilla. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2006, 7.) KKTT-tutkimuksille vertailutasoja ei vielä ole. KKTT-kuvantamisessa aiheutuva potilasannoksen määrittäminen ja sen seuraaminen ovat turvallisuusluvan haltijan velvollisuuksia. Potilaan säteilyaltistuksen määrittämisestä ja tulosten tulkinnasta (vertailutasot) on julkaistu STUK:n toimesta erillinen opas, mikä ei kuitenkaan sisällä KKTT-laitteen annosmittausta. (Niemelä 2009, 91.) Niemelän (2009, 91) mukaan pinta-alan ja annoksen tulon (DAP) mittauksia KKTT-laitteelle voidaan kuitenkin tehdä kuten panoraamalaitteelle oppaan kuvaamalla tavalla.

Sedentext:n (2011, 93) raportissa pidetään DAP:n käyttöä KKTT-tutkimuksissa lupaavana, koska se antaa annostason koko säteilytysalueella. Valitettavasti DAP-mittareita ei monista KKTT-laitteista vielä löydy. Raportissa kehoitetaan käyttämään annosrajana 250 mGy cm^2 yläposkihampaan implanttihoidon suunnittelun kuvantamisessa aikuisilla, kunnes vertailutasot saadaan käyttöön. Tämä suositus on peräisin Iso-Britannian Terveysturvavirastolta (HPA), joka toteutti DAP-auditoinnin yli 41 yksikössä, joissa oli käytössä kartiokeilalaite.

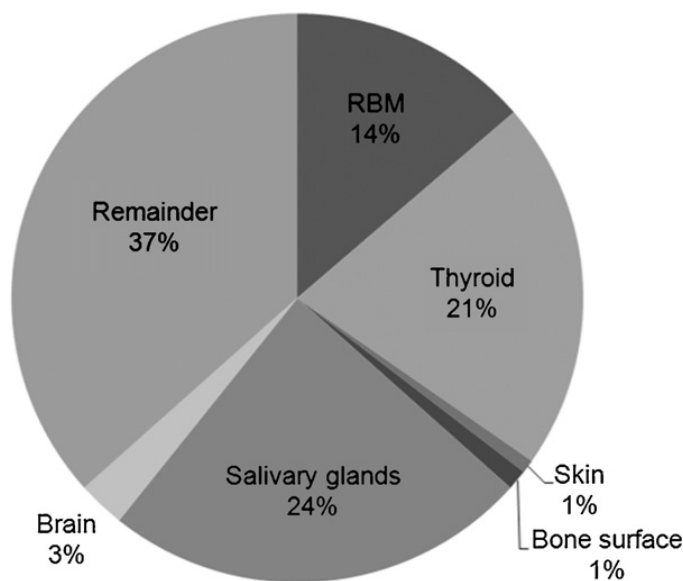
Philipsin DoseAware-järjestelmä on reaaliaikainen annos seuranta järjestelmä. DoseAware-järjestelmä koostuu henkilökohtaisista dosimetreista ja tukiasemasta. Dosimetrit (puolijohdediodeja röntgensäteilyn havaitsemiseen) mittaavat annosnopeutta ja kumulatiivista annosta ja ne ovat langattomasti yhteydessä tukiasemaan. Philips on ilmoittanut dosimetrien annosepäätarkkuudeksi 5 %. Dosimetrit mittaavat henkilöannosekvivalenttia Hp(10) 10 millimetrin syvyydellä tietyistä kehon pinnan kohdasta. Henkilöannosekvivalentin yksikkö on sievert (Sv). (Philips 2013, hakupäivä 18.12.2013.) Henkilöannosekvivalenttia käytetään, kun halutaan arvioida kehon pehmytkudokseen absorboituneen ulkoisen säteilyn annos tai annosekvivalentin enimmäismäärä pallonmuotoiseen fantomiin absorboituneesta annoksesta (Marttila 2002, 84). Tukiasema näyttää annostasot eri värein; punainen väri tarkoittaa, että annosnopeus on yli 2 mSv/h ,

keltainen väri merkitsee 0,2 mSv/h–2 mSv/h välillä olevaa annosnopeutta ja vihreä tarkoittaa alle 0,2 mSv/h annosnopeutta. Dosimetrit pystyvät mittaamaan annoksia, jotka ovat välillä 1 µSv–10 Sv. Ne soveltuvat siroavan säteilyn mittaamiseen 33 keV–118 keV energioilla jopa hyvin alhaisilla annostasooilla. (Hener & Manninen 2011, hakupäivä 10.4.2013.)

Kasvojen alueen kartiokeilatutkimuksissa saatuja säteilyannoksia on määritelty aikaisemmissa tutkimuksissa muun muassa DAP-mittarin, TLD-mittarien tai CT-annosindeksien avulla. Näiden soveltuvuus kartiokeilakuvausten annosmittauksiin vaihtelee. DAP-annos kertoo vain pinta-annoksen ja CT-annosindeksi arvioi karkeasti säteilyn jakautumisen potilaan sisällä. Parhaiten näistä KKTT-annosten mittauksiin soveltuu TLD-mittaukset, joissa fantomin avulla saadaan säteilyn jakautuminen mitattua tarkasti sekä absorboituneet annokset määriteltyä. Useissa eri tutkimuksissa on mitattu efektiivisiä annoksia asettaen TLD-dosimetreja pääfantomin sisään. On tärkeä huomioida, että KKTT-säteilyannokset vaihtelevat oleellisesti riippuen käytetystä kartiokoosta, kuvattavasta alueesta, kuvausparametreista, kuvien lukumäärästä ja itse kuvauslaitteesta sekä tietysti käytössä olleista säteilysuojista. (Suomalainen 2010, 33–34; Kiljunen 2008, 27–28.)

Kiljunen (2008, 31, 35, 47) on tutkimuksessaan tehnyt KKTT-annosmittauksia käyttäen TLD-dosimetreja. Oikean pään rakennetta ja vaimenemista vastaavan fantomin (RANDO) sisään sijoitettiin useita TLD-siruja ja näin saatiin mitattua absorboitunut annos, josta laskettiin efektiivinen annos. Myös silmien mykiöiden annos huomioitiin mittauksissa. Korkeimmat kudosaannokset todettiin sylkirauhasissa. Lopuksi todettiin, että koska dosimetrit ovat fantomin sisällä, aiheuttaa se tulosepävarmuutta, koska TLD-dosimetrien tulokset ovat riippuvaisia säteilygeometriasta. Suuria annoseroja ilman eroja kuvanlaadussa huomattiin eri KKTT-laitteiden välillä. Tämä on merkki optimoinnin tarpeesta KKTT-laitteille. Myös Ludlow, Davies-Ludlow, Brooks ja Howerton (2006, 1) ovat tehneet vastaavanlaisia annosmittauksia pari vuotta Kiljusta aiemmin TLD-dosimetreilla ja RANDO-fantomilla laskien efektiivistä annosta. Annokset pienenevät heidän mittauksissaan pienentämällä kartiokokoa, putkivirtaa ja putkijännitettä. Myös he totesivat, että annokset vaihtelivat laitteen mukaan.

Pauwels, Beinsberger, Collaert, Theodorakou, Rogers, Walker, Cockmartin, Bosmans, Jacobs, Bogaerts, Horner ja SEDENTEXCT Project Consortium (2010, 1–3) ovat myös tutkineet efektiivisiä sekä absorboituneita annoksia eri KKTT-laitteilla ja eri kuvausprotokollilla. Annosmääritysmenetelmänä heillä oli TLD-sirut, jotka aseteltiin antropomorfisen (kudosekvivalentti) fantomin sisään. Efektiivinen annos vaihteli välillä 19 ja 368 μSv : ä. Suurin vaikutus efektiivisen annoksen kasvuun oli muilla kudoksilla (37 %), sylkirauhasilla (24 %) ja kilpirauhasella (21 %) (kuvio 2).



KUVIO 2. Efektiiviseen annokseen vaikuttavien kudosten prosentuaalinen jakauminen vaikuttavuuden mukaan (Pauwels ym. 2010, 4)

Suurin kudokset (ICRP 2007) näistä on muilla kudoksilla/elimillä, joita ovat eturauhanen, kohtu, haima, imusolmukkeet, kateenkorva, lihakset, lisämunuaiset, munuaiset, ohutsuoli, perna, rintakehän ulkopuoliset hengitystiet, sappirakko, suun limakalvot ja sydän. Näiden kaikkien (kilpirauhasen, sylkirauhasen ja muut) elinten/kudosten mitatut annokset vaihtelivat laajasti kuvausparametrien ja kartiokoon mukaan sekä asetelun suhteesta säteilylle herkkiin elimiin. Suurin absorboitunut annos oli sylkirauhasilla. Tuloksia ei voi verrata muiden samankaltaisten tutkimusten tuloksiin, koska käytetty fantomi voi olla eri ja sen sisälle aseteltujen TLD-sirujen määrä ja sijainti voi vaihdella. Luotettavan absorboitu-

neen annoksen määrittämiseksi eri elimille TLD-siruja pitäisi olla paljon mitattavan elimen ympärillä. (Pauwels ym. 2010, 1–3.)

Helmrot ja Klang (2010, 2–5) ehdottavat ilmakerma-arvoja kaikkien hammasröntgentutkimusten säteilyannosten mittaamiseen. He mainitsevat kuitenkin, että KKTT- ja TT-tutkimusten kohdalla perusteellinen tutkimus asiaan liittyen täytyy ensin tehdä. Suure, jota he ehdottavat säteilyn mittaamiseen, on ilmakerman ja säteilytysalueen tulo (P_{KA}), joka mitataan siihen soveltuvalla kalibroidulla P_{KA} –mittarilla (KAP-mittari). Tämä vaatisi mittarin asentamista laitteeseen tai arvo voitaisiin laskea automaattisesti kuvausarvojen (jännite, putkivirta, kuvausaika, suodatus) perusteella.

Monissa ohjeistuksissa, kuten Sedentext:n, on neuvottu käyttämään säteilysuojainta vain kilpirauhasen alueella KKTT-tutkimuksissa. Prins ym. (2011, 502) ovat tutkineet lyijylasien antamaa suojaa silmille KKTT-tutkimuksissa. Myös silmät ovat säteilylle herkät ja säteilyaltistus voi aiheuttaa silmän mykiössä samentumaa, joka voi johtaa kaihiin. Tutkimus suoritettiin fantom-tutkimuksena käyttäen TLD-annosmittareita sekä optisesti stimuloituun luminesenssiin perustuvia mittareita (OSL, Optically Stimulated Luminescence). Tutkimustulosten pohjalta lyijylasien käytöllä voidaan pienentää absorboituneen annoksen määrää silmän mykiölle huomattavasti. Heidän mukaansa lyijylasit ovat lisäksi suhteellisen halpoja ja niitä on paljon tarjolla eri valmistajilla.

Siroavaa säteilyä on mitattu Sedentext-projektin toimesta. He mittasivat siroavaa säteilyä kymmenellä eri KKTT-laitteella, joiden joukossa on myös Scanoran laite. Mittaukset suoritettiin käyttämällä kahta eri tekniikkaa. Aktiivisessa mittausmenetelmässä käytettiin maksimikuvausparametreja ja mittausetäisyys oli yhden metrin kuvauslaitteen isosentristä. Annokset vaihtelivat 4,1 ja 46,8 μSv :n välillä kuvauslaitteesta riippuen. Keskiarvo näissä mittauksissa oli 11,3 μSv . Scanoran laitteessa siroavan säteilyn annos oli 6,8 μSv metrin etäisyydellä yhdessä kuvauksessa. Kuvausjännitteenä oli 85 kV ja kartiokoko 130 * 145 mm. Passiivisessa mittausmenetelmässä dosimetrit oli kiinnitetty seinään eri kohtiin metrin etäisyydelle. Dosimetrit olivat tutkimushuoneessa parin kuukauden ajan. Nämä mittaukset tehtiin neljällä eri KKTT-laitteella. Annokset olivat 2,0 ja 8,1

μSv :n välillä. Scanoran laitteella keskimääräinen siroavan säteilyn annos yhdessä kuvauksesta, kun mittarit olivat huoneessa kolmen viikon ajan, oli $2 \mu\text{Sv}$. Passiivisella mittauksella saatiin tietää keskimääräinen sironna laitteen rutiinikäytössä, kun taas aktiivisessa menetelmässä siroavaa säteilyä mitattiin maksimumikuvauksarvoja käyttäen. Siroavan säteilyn määrän todettiin olevan riippuvainen kartiokoosta, kuvausajasta, säteilytysalueesta (esim. 360° vs. 200°) sekä siitä käytetäänkö jatkuvaa vai pulsattua säteilyä. Tutkimustulosten perusteella todetaan, että etäisyys ainoana keinona suojautua säteilyaltistukselta ei riitä, kun käytetään isoja kuvausparametreja. (Sedentext Project 2010, 2, 14–21, 27.)

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

3.1 Tutkimuksen tarkoitus ja tavoite

Tämän tutkimuksen **tarkoituksena** on selvittää kasvojen alueen kartiokeilatutkimusten annosarviot kilpirauhaselle ja silmälle pinta-annosmittauksilla, vismutisuojan hyödyllisyys sekä siroavan säteilyn jakautuminen ympäristöön.

Tutkimuksen **tavoitteena** on annosmittausten avulla antaa tietoa KKTT-tutkimuksissa työskentelevälle henkilökunnalle kasvojen alueen säteilyannoksista, vismuttisuojan hyödyllisyydestä annosoptimoinnin parantamiseksi sekä siroavan säteilyn annoksista säteilysuojelun edistämiseksi. Vismuttisuojan hyödyllisyyttä tutkitaan, jotta saadaan tietoa, kannattaako kilpirauhanen suojata KKTT-tutkimuksissa. Silmien annoksiin halutaan kiinnittää huomiota, jotta jatkossa voitaisiin harkita niiden suojaamista kyseisissä tutkimuksissa. Tutkimustuloksista on hyötyä kartiokeilakuvauksissa toimivalle henkilökunnalle sekä potilaan että henkilökunnan säteilysuojauksessa.

3.2 Tutkimusongelmat

Tutkimus pyrkii vastaamaan seuraaviin kysymyksiin:

1. Millaiset ovat kilpirauhasen ja silmän pinta-annokset KKTT-tutkimuksissa?
2. Millainen on vismuttisuojan käytön hyöty kilpirauhasen suojaajana kasvojen alueen KKTT-tutkimuksissa?
3. Miten siroava säteily jakautuu ympäristöön kasvojen alueen KKTT-tutkimuksissa?

3.3 Tutkimusmenetelmä

Tutkimusmenetelmänä tässä tutkimuksessa käytetään kvantitatiivista tutkimusta. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa keskeistä ovat johtopäätökset aiemmista tutkimuksista ja aineiston keruun suunnitelmat. Havaintoaineisto kvantitatiivisessa tutkimuksessa perustuu numeeriseen mittaamiseen. Muuttujat esitetään

taulukkomuodossa ja aineisto saatetaan lopuksi tilastollisesti käsiteltävään muotoon. (Hirsjärvi, Remes ja Sajavaara 2007, 136.) Mittaustulokset analysoidaan taulukoimalla ne ja muodostamalla niistä kuvaajia.

Teorian ja empirian yhteys on olennainen. Teoreettinen tausta ohjaa empiirisen osan valintoja, kuten ongelmanasettelua, metodien valintaa ja tulosten tulkintaa. Näkökulmana *teoriassa* voivat olla teorian testaaminen, teorian luominen tai teorian käyttäminen tutkimuksen apuvälineenä. Ennen empiirisen osuuden tekemistä on tärkeä perehtyä huolella teoriataustaan tutkimuskirjallisuuden avulla. (Hirsjärvi ym. 2007, 138–142.) Tässä tutkimuksessa teoriaa käytetään tutkimuksen apuvälineenä, sillä aikaisemmillä tutkimuksilla on olennainen rooli tutkimustulosten analysoinnissa. Lisäksi teorian avulla lukijalle selvitetään KKTT-tutkimusten käyttöaiheita ja annosmääritysmenetelmiä. Tässä työssä luodaan myös uutta tietoa, sillä KKTT-tutkimusten silmien säteilyannoksista ei löytynyt aiempaa tietoa.

Aineistoa voidaan käsitellä monin eri tavoin. Analyysitavat voidaan karkeasti jakaa *selittämiseen* ja *ymmärtämiseen*. Selittämiseen pyrkivässä lähestymistavassa käytetään yleensä tilastollista analyysiä ja päätelmien tekoa. Ymmärtämiseen pyrkivässä lähestymistavassa puolestaan käytetään laadullista analyysiä ja päätelmien tekoa. (Hirsjärvi ym. 2007, 219.) Tässä tutkimuksessa käytetään selittämiseen pyrkivää lähestymistapaa. Jokaisesta neljästä tutkimuksesta mitataan annokset kolmeen kertaan. Tulokset taulukoidaan niihin varatuille lomakkeille ja siirretään sähköiseen muotoon. Jokaisesta tutkimuksesta, jotka on toistettu kolmeen kertaan, lasketaan keskiarvot. Kaikki tutkimukset mitataan sekä normaalilla että korkealla resoluutiolla kilpirauhasen pinnalta vismuttisuojan kanssa ja ilman. Säteilyannosta kilpirauhasen pinnalla ilman vismuttisuoja ja vismuttisuojan kanssa verrataan toisiinsa. Siroava säteily mitatulla etäisyydellä taulukoidaan. Siroavaa säteilyä mitataan samalla etäisyydellä muuttaen dosimetrien paikkoja eri kohtiin suhteessa fantomiin (esim. suoraan eteen ja taakse). Henkilökunnalle saadaan tästä tietoa säteilyn määrästä laitteen lähistöllä. Silmien säteilyannokset taulukoidaan eri tutkimuksissa. Myös ne toistetaan kolme kertaa ja niistä lasketaan keskiarvot. Tuloksista tehdään tulkinnat ja kirjoitetaan johtopäätökset.

4 AINEISTON KERUU

Aineiston keruu suoritettiin OYS:n Hammas- ja suusairauksien röntgenissä KKTT-laitteella marraskuussa 2013. Hamsun KKTT-laite on merkiltään Scanora 3D. Pääfantomi on CIRS ATOM malli 711-HN. Se on oikeaa kudosta jäljittelevää kovaa epoksihartsia. Säteilyn vaimeneminen pääfantomissa vastaa vaimenemista oikean ihmisen päässä energiavälillä 50 keV–25 MeV. Se sisältää aivot, kaikki luiset rakenteet, kurkunpään, henkitorven, sinuksen, nenäontelot ja hampaat juurineen. (Model 711-HN User guide 2012.)

4.1 Tutkimussuunnitelma

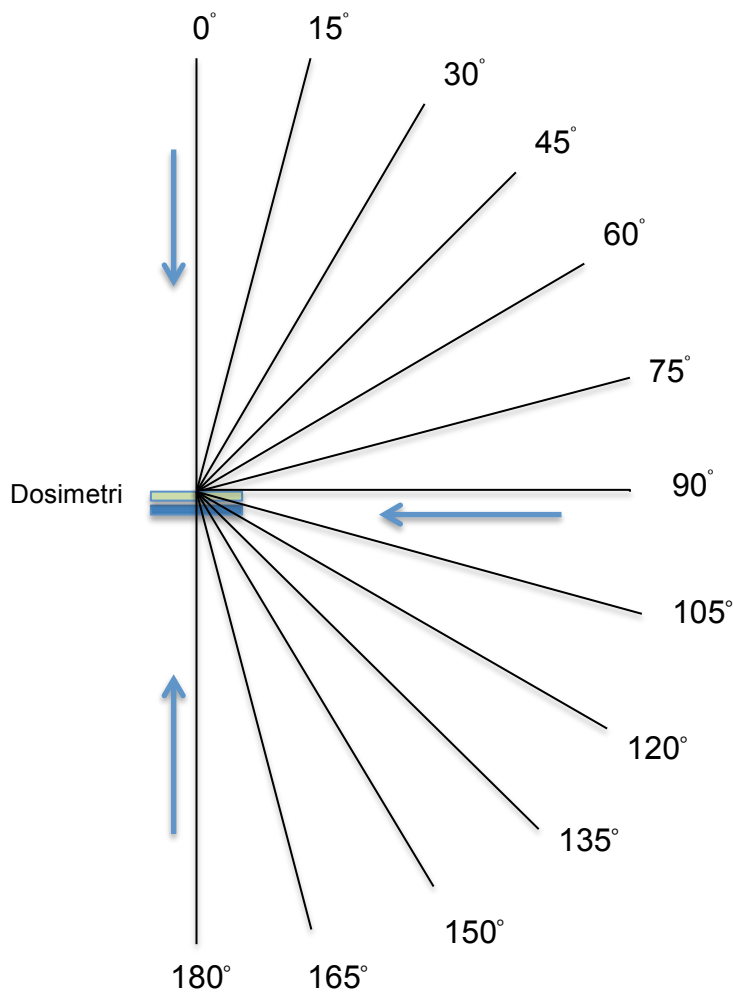
Tutkimuslupaa mittauksille haettiin tutkimussuunnitelmalla lokakuussa 2013 ja se hyväksyttiin. Tutkimusluvan allekirjoittivat OYS:n kuvantamisalueen ylihoitaja Kirsi Rannisto sekä opinnäytetyön tekijä. Lisäksi tehtiin opinnäytetyön yhteistyösopimus, jonka allekirjoittivat opinnäytetyön tekijän lisäksi ylihoitaja Kirsi Rannisto ja ohjaava opettaja Anja Henner.

4.2 Aineiston keruu

Ennen mittauksen suorittamista suunniteltiin tiedonkeruulomakkeet tulosten keräämistä varten. Lomakkeita oli kaksi, joista ensimmäinen oli silmien ja kilpirauhasen annosmittauksia (liite 2) ja toinen siroavalle säteilyn annosmittauksille (liite 3). Taulukossa on kohdat silmien pinta-annoksille, kilpirauhasen pinta-annoksille ilman vismuttisuojaa ja vismuttisuojan kanssa. Resoluutio oli joko normaali tai korkea resoluutio. Korkealla resoluutiolla kuvausparametrit, kuten jännite ja kuvausvirta, ovat hieman suuremmat, joten annoksetkin ovat sen mukaiset. Jokaiselle kuvauskohteelle oli varattu lomakkeessa kolme riviä, jotta mitaus voidaan tehdä kolme kertaa mittaustulosten luotettavuuden varmistamiseksi. Lomakkeet ovat esitetty liitteissä 2 ja 3 mittaustuloksilla täytettyinä.

4.3 Mittausten suorittaminen

Ennen mittausten suorittamista testattiin OAMK:n röntgenluokassa DoseAwaren dosimetriä kulmariippuvuutta. Kulmariippuvuus on otettava huomioon, koska säteilyn absorboituminen dosimetriin riippuu säteen tulokulmasta. Käytössä dosimetri ei koskaan ole aivan kohtisuorassa säteilylähteeseen. Tämän takia kulmariippuvuus on otettava huomioon mittausepävarmuudessa. (Nissilä 2005, 13.) Taulukossa 1 on esitetty kulmariippuvuuden mittaustulosten keskiarvot. Kulmariippuvuutta mitattiin samalla etäisyydellä 15 asteen välein 0–180 asteen välillä (kuvio 3). Mittauksissa 0-kulma oli kohtisuorassa dosimetrin säteilyherkkää pintaa. OAMK:n röntgenlaite on Philips Digital Diagnost. Siinä putken säteilytyskulmaa pystyi tarkemmin muuttamaan 15 asteen välein.



KUVIO 3. Dosimetrin säteilytyskulmat kulmariippuvuuden mittaamisessa (Minna Väänänen 2014)

Jokaisen mittauksen kuvausparametrit olivat samat: kenttäkoko 10*10 cm, etäisyys (SID) 110 cm, jännite 80 kV, putkivirta 25 mAs ja iso fokus. Jokainen mitaus toistettiin vähintään kolme kertaa. Yksi dosimetri testattiin perusteellisesti eri säteilytyskulmilla asteikolla 0–180 15 asteen välein. Muut kolme dosimetria testattiin 0-kulmassa jokainen vähintään kolme kertaa. Mittausten perusteella valittiin annosmittausten suorittamiseen neljästä dosimetristä kaksi dosimetria käyttöön. Näissä valituissa dosimetreissa annokset pysyivät suurin piirtein samoina eri mittauskerroilla. Taulukosta 1 voi nähdä eri kulmista säteilytysten prosentuaaliset erot annoksissa suhteessa 0-kulmaan. Suurin ero annoksessa (48,1 %) suhteessa 0-kulmaan on, kun dosimetria on säteilytetty 105-asteen kulmasta eli hieman takaviistosta. Mittausten perusteella voidaan todeta, että annoksen suuruus riippuu siitä, mistä kulmasta säteet tulevat. Tässä tutkimuksessa 20 %:n tarkkuus on hyväksyttävää, koska mittauksissa on kyse pienistä annoksista (IAEA 2007, 10). Kokonaisuuden kannalta ei ole merkitystä, vaikka kahdessa tapauksessa 20 %:n tarkkuusvaatimus ylitetään. Lisäksi tässä tutkimuksessa tarkastellaan pääasiassa suhteellisia säteilyannoksia, joten kulma-riippuvuuden merkittävyyden voidaan ajatella olevan pieni.

TAULUKKO 1. Annokset kulmariippuvuuden mittauksissa

Kulma-aste	0	15	30	45	60	75	90	105	120	135	150	165	180
Annos, μSv	16	15	15	16,3	16,7	14	11	8,3	13	14	18,3	14	14
%-ero 0-kulmaan		6,3	6,3	1,9	4,4	12,5	31,3	48,1	18,8	12,5	14,4	12,5	12,5

Annosmittaukset tehtiin Hamsulla OYS:ssa Scanora 3D KKTT-laitteella (kuvio 4). Liitteessä 1 on Hamsun kartiokeilalaitteen eri kuvausohjelmien kuvausparametrit, jotka ovat vakiot. KKTT-laitteessa on neljä eri kuvausohjelmaa, jotka menevät kartiokoon mukaan. Pienin kartiokoko on Hamsun yleisin käytetty kuvausohjelma. Sillä kuvataan mm. yksittäisiä hampaita. Keskikokoista kartiota käytetään harvemmin, mutta sitä voidaan käyttää esimerkiksi toisen puolen ylä- ja alaleuan kuvantamiseen. Iso kartiokokoa voidaan käyttää esimerkiksi mandi-

bulan (alaleuan) kuvaamiseen. DUAL-kuvausta käytetään muun muassa sinus-ten kuvantamiseen. Siinä kuvaus tapahtuu kahdessa osassa. Ensin laite kuvaa alaosan kuvausalueesta ja sen jälkeen penkki laskeutuu n. 7 cm alaspäin ja laite kuvaa yläosan kuvausalueesta. Laitteella voidaan myös valita, kuvataanko normaalilla vai korkealla resoluutiolla. Korkeaa resoluutiota Hamsulla ei yleensä käytetä, poikkeuksena sinusten kuvantaminen. Kuvauskohteiksi annosmittauk-siin valittiin sellaiset kohteet, joissa kaikissa on eri kartiokoko. Pienimmällä kar-tiokoolla kuvattiin sella, keskikokoisella kartiolla oikea puoli leuoista, isolla kar-tiokoolla mandibula ja DUAL-ohjelmalla sinukset. Eri kuvauskohteiden asette-lussa käytettiin apuna Hamsun asetteluopasta, jossa oli selkeät ohjeet, miten laservalot sijoitetaan eri kuvauskohteissa.



KUVIO 4. Hamsun kartiokeilatietokonetomografialaite Scanora 3D (Minna Väänänen 2013)

Mittausten suorittamisessa käytettiin pääfantomia, johon aseteltiin DoseAwaren dosimetrit. Käytössä oli kaksi dosimetriä, joilla mittaukset suoritettiin. Silmän

pinta-annoksien mittausta varten yksi dosimetri asetettiin toisen silmän päälle. Toinen dosimetri asetettiin kilpirauhasen kohdalle. Koska dosimetreja oli vain kaksi, jouduttiin samoilla kuvausohjelmilla tekemään useita mittauksia, jolloin dosimetreja siirrettiin eri paikkoihin siroavan säteilyn mittauksessa. Kun mittaukset ilman kilpirauhassuojaa oli tehty toistettiin mittaukset laittamalla vismuttisuojaa kilpirauhasen päälle. Jokaisella neljällä eri asettelulla tehtiin kolme toistoa a, b ja c. Lisäksi mittaukset suoritettiin sekä korkealla että normaalilla resoluutiolla. Siroava säteily mitattiin vain normaalilla resoluutiolla. Kuvausohjelmassa siroavan säteilyn mittauksessa käytettiin sellaista ohjelmaa, jossa on korkeimmat kuvausarvot ja suurin kenttäkoko. Siroavan säteilyn mittauksissa dosimetri oli aina metrin etäisyydellä fantomista. Dosimetrit olivat noin 140 cm:n korkeudella eli suurin piirtein rinnan korkeudella. Dosimetrit sijoitettiin neljään eri kohtaan: suoraan fantomin taakse, suoraan fantomin eteen ja etuviistoon sekä oikealle että vasemmalle. Tyypillinen paikka mahdolliselle kiinnipitäjälle on potilaan takana, ja yhdessä mittauksessa dosimetri asetettiin fantomin taakse metrin päähän.

4.4 Tutkimusaineiston käsittely

Tutkimusaineiston analysointi ja käsittely on hyvä aloittaa pian aineiston keruun jälkeen. Aineiston analysointi voidaan jakaa karkeasti selittämiseen ja ymmärtämiseen. Analysointitapa valitaan tutkimusongelman mukaan. Tilastollisessa tutkimuksessa analysointiin käytetään selittämiseen pyrkivää lähestymistapaa. (Hirsjärvi ym. 2007, 219.)

Heti mittausten suorittamisen jälkeen lomakkeille käsin kirjatut tulokset siirrettiin tietokoneelle Excel-taulukoihin. Mittaustuloksista laskettiin ensin keskiarvot. Tämän jälkeen keskiarvoista muodostettiin kuvaajia, joiden avulla voitiin visuaalisesti havainnoida ja vertailla mittaustuloksia eri asetteluissa. Kuvaajien avulla oli helpompi nähdä erot kilpirauhasen pinta-annoksissa ilman vismuttisuojaa ja vismuttisuojan kanssa. Vertailua helpottamaan laskettiin myös prosentuaaliset erot kilpirauhasten pinta-annoksissa vismuttisuojan kanssa ja ilman. Myös silmän pinta-annoksista ja siroavasta säteilystä muodostettiin kuvaajat.

5 TUTKIMUSTULOKSET

Annosmittauksissa eri kuvauskohteet on valittu niin, että kaikki eri kartiokoot KKTT-laitteesta tulee testattua. Toisin sanoen sellan tutkimuksessa kartiokoko on pieni, toisen puolen leukojen tutkimuksessa keskikokoinen, mandibulan tutkimuksessa iso ja sinusten tutkimuksessa suurin (DUAL). Kuvausparametrit vaihtelevat kartiokoon mukaan.

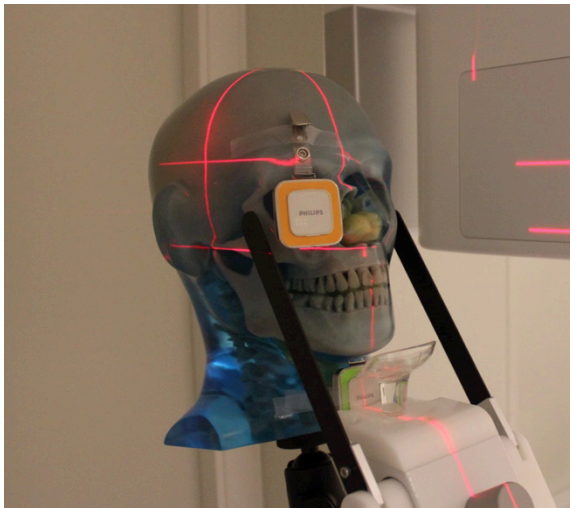
5.1 Kilpirauhasen ja silmän pinta-annokset

Kilpirauhasen pinta-annosten mittauksissa dosimetri asetettiin fantomin kaulalle niin alas kuin mahdollista. Fantomin kaula ei ollut kovin pitkä, joten ei ollut mahdollista asettaa dosimetriä tarkalleen kilpirauhasen kohdalle. Sekä kilpirauhasen että silmän pinta-annokset on mitattu ihon pinnalta. Mitattu pinta-annos on arvio kilpirauhasen ja silmän annoksesta, joka todellisuudessa muodostuu potilaan sisältä ja ihon pinnalta siroavasta säteilystä. Tässä mitattu pinta-annos on kuitenkin suuntaa antava tulos kilpirauhasen ja silmän annoksesta. Mittaustulosten keskiarvot ovat esitetty taulukossa 2.

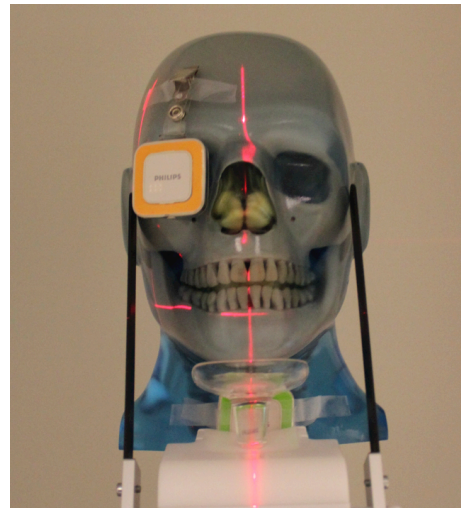
TAULUKKO 2. Kilpirauhasen ja silmän pinta-annokset eri tutkimuksissa

Tutkimus	Resoluutio	Kilpirauhasen annos ilman vismutisuoja (µSv)	Silmäannokset (µSv)
Sella	Normaali	7,7	198,7
Sella	Korkea	11,7	340
Oikea puoli leuoista	Normaali	77,7	128,3
Oikea puoli leuoista	Korkea	114,7	195
Mandibula	Normaali	365,3	38,7
Mandibula	Korkea	467,3	53,3
Sinus	Normaali	35	610
Sinus	Korkea	45,7	803

Kilpirauhasen pinta-annokset vaihtelivat kuvattavan kohteen ja kartiokoon mukaan välillä 7,7–365,3 μSv normaalilla resoluutiolla ja välillä 11,7–467,3 μSv korkealla resoluutiolla. Suurin pinta-annos kilpirauhaselle tuli mandibulan tutkimuksesta, jossa kuvausalue on lähellä kilpirauhasta ja kartiokoko iso. Pienin pinta-annos on puolestaan sellan tutkimuksessa, jossa kuvauskohde on ylempänä päässä ja kartiokoko pieni. Sellan kuvauksessa Hamsulla käytetään yleensä korkeaa resoluutiota. Kuviossa 5 on nähtävissä dosimetrin sijainti fantomissa ilman vismuttisuojaa sellan tutkimuksessa. Kuviossa 6 kuvauskohteena ovat sinukset. Kuvioista voi nähdä, että sekä sellan että sinusten tutkimuksessa silmät ovat kuvausalueella.



KUVIO 5. Dosimetrit kilpirauhasen ja silmän kohdalla sellan tutkimuksessa (Minna Väänänen 2013)

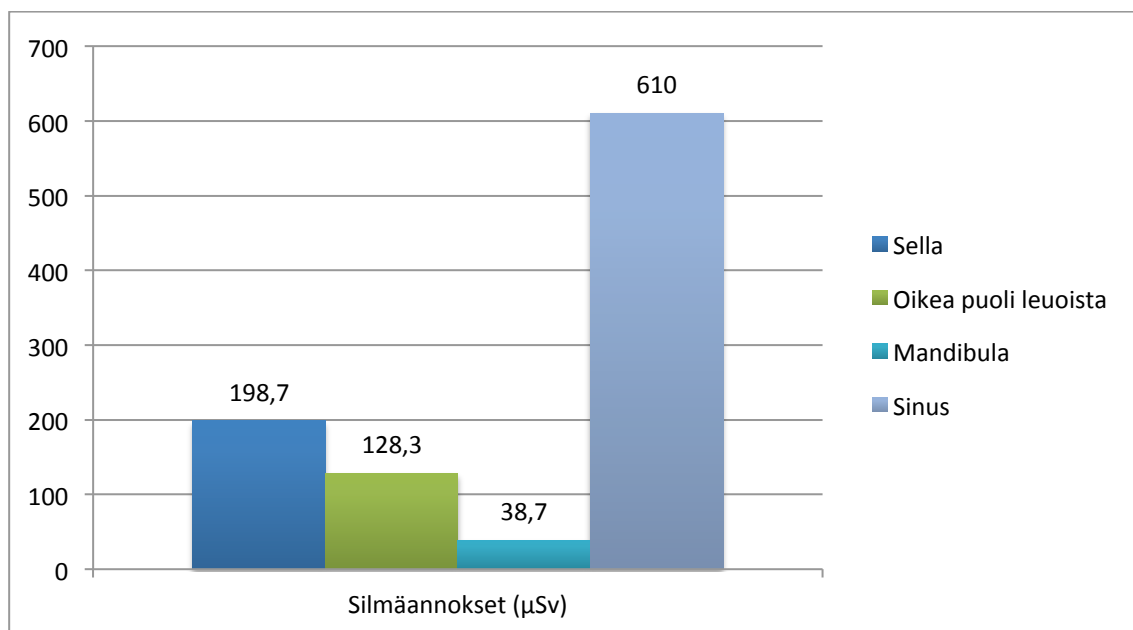


KUVIO 6. Silmäannoksen mittaus sinusten tutkimuksessa (Minna Väänänen 2013)

Silmän pinta-annokset eri tutkimuksissa mitattiin asettamalla dosimetri oikean silmän kohdalle. Taulukossa 2 on esitetty silmän mittaustulokset eri tutkimuksissa. Vaihteluväli silmän tutkimuksissa oli 38,7–610 μSv normaalilla resoluutiolla ja 53,3–803 μSv korkealla resoluutiolla. Korkealla resoluutiolla kuvattaessa arvot ovat suuremmat isompien kuvausarvojen vuoksi. Silmän pinta-annokset ovat suurimmat sinusten tutkimuksessa. Siinä kartiokoko on suurin, kuvausaika pisin ja silmät kuvausalueella. Pienin pinta-annos on puolestaan mandibulan

tutkimuksessa. Se sijaitsee kauimpana silmistä, kun verrataan muihin kuvauskohteisiin. Kuviossa 6 on fantomin silmän päälle asetettu dosimetri sinusten tutkimuksessa.

Pylväsdiagrammista havaitaan, että sinusten kuvauksessa pinta-annos on huomattavasti suurempi kuin muiden kuvausten annokset (kuvio 7). Pienin pinta-annos on mandibulan kuvauksessa, missä silmät ovat kauimpana kuvauskohteesta ja eivät ole kuvausalueella. Kuvauskohteen sijainti suhteessa silmiin näyttää olevan suurin vaikuttava seikka pinta-annoksen suuruuteen.



KUVIO 7. Silmän pinta-annokset normaalilla resoluutiolla

5.2 Kilpirauhasen pinta-annokset vismuttisuojan kanssa ja ilman

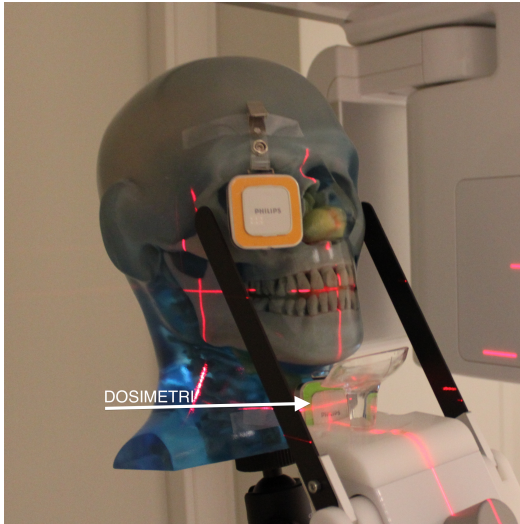
Taulukossa 3 on esitetty kilpirauhasen pinta-annokset vismuttisuojan kanssa ja ilman. Vismuttisuojan tuoman annossäästön voi nähdä mittaustuloksista selvästi. Pinta-annos pienenee vismuttisuojaa käyttämällä kuvauskohteen mukaan 35–48 %. Mandibulan kuvauksessa kilpirauhanen on kaikista lähimpänä kuvausaluetta ja tämä näkyy annoksen suuruudessa. Siinä kilpirauhasen pinta-annos on vismuttisuojan ansiosta 41 % pienempi normaalilla resoluutiolla. Sinusten tutkimuksessa, jossa kartiokoko on suurin ja kuvausparametrit kuten jännite,

kuvausaika ja putkivirta suurimmat, on annossäästö 38 % normaalilla resoluutiolla. Pienin annossäästö tuli leukojen oikean puolen kuvauksesta, jossa kartiokoko on keskikokoinen. Kilpirauhanen on toisen puolen leukojen kuvauksessa aika lähellä kuvausaluetta, mutta kuvausalue sijoittuu vain toiselle puolelle kasvojen aluetta.

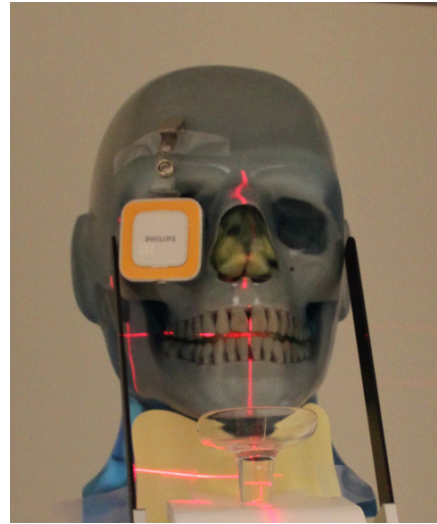
TAULUKKO 3. Kilpirauhasen mittaustulosten keskiarvot vismuttisuojan kanssa ja ilman

Tutkimus	Resoluutio	Pinta-annos ilman vismuttisuojaa (μSv)	Pinta-annos vismuttisuojan alta (μSv)	Annossäästö (%)
Sella	Normaali	7,7	4	48
Sella	Korkea	11,7	6,3	46
Oikea puoli leuoista	Normaali	77,7	50	36
Oikea puoli leuoista	Korkea	114,7	74,3	35
Mandibula	Normaali	365,3	214,7	41
Mandibula	Korkea	467,3	293,7	37
Sinus	Normaali	35	21,7	38
Sinus	Korkea	45,7	29	37

Kuviossa 8 on dosimetri kilpirauhasen kohdalla mandibulan tutkimuksessa, ja kuviossa 9 dosimetri on vismuttisuojan alla mandibulan tutkimuksessa. Kuvioista voi nähdä kuvausalueen sijoittuvan kilpirauhasen alueelle.

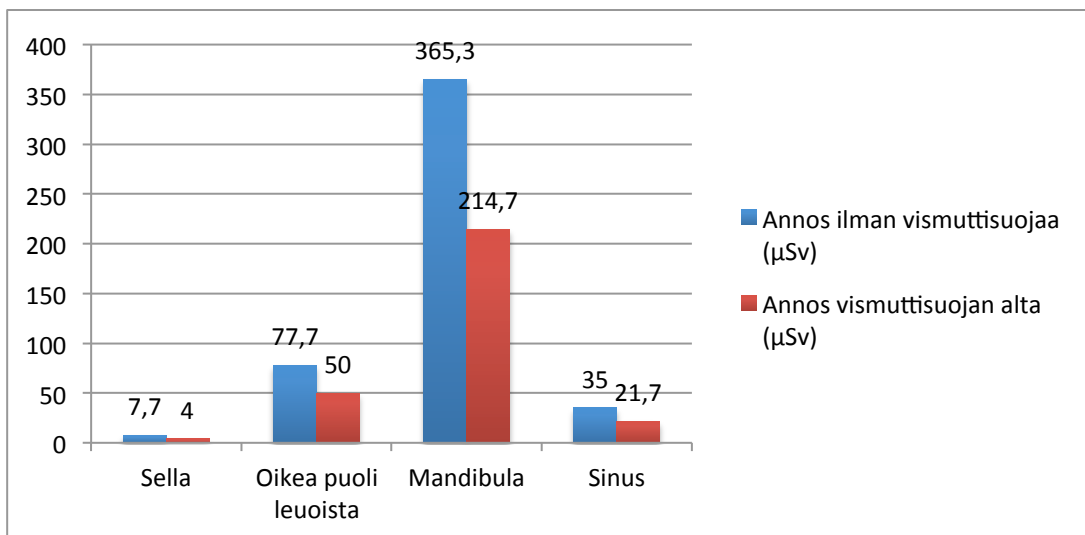


KUVIO 8. Dosimetri kilpirauhasen kohdalla ilman vismuttisuojaa mandibulan tutkimuksessa (Minna Väänänen 2013)



KUVIO 9. Dosimetri vismuttisuojan alla mandibulan tutkimuksessa (Minna Väänänen 2013)

Kuviossa 10 on havainnollistettu annoseroja pylväsdigrammin avulla. Siniset pylväät kuvaavat pinta-annoksia ilman vismuttisuojaa ja punaiset pylväät pinta-annoksia vismuttisuojan kanssa. Kaikissa tutkimuksissa kilpirauhasen pinta-annos on suurempi ilman vismuttisuojaa.



KUVIO 10. Pylväsdigrammista näkee vismuttisuojan tuomat annoserot kilpirauhasen alueelle

5.3 Siroavan säteilyn annokset

Siroavan säteilyn mittaukset tehtiin sinusten tutkimuksessa. Tässä tutkimuksessa kartiokoko on vaihtoehdoista suurin. Taulukossa 4 on esitetty siroavan säteilyn annokset KKTT-laitteen ympärillä metrin etäisyydellä. Pienin annos on laitteen takana metrin päässä fantomista. Annokset ovat tasaisesti samat laitteen etupuolella. Pienintä sironna vaikuttaa olevan laitteen takana.

TAULUKKO 4. Siroavan säteilyn mittaustulokset

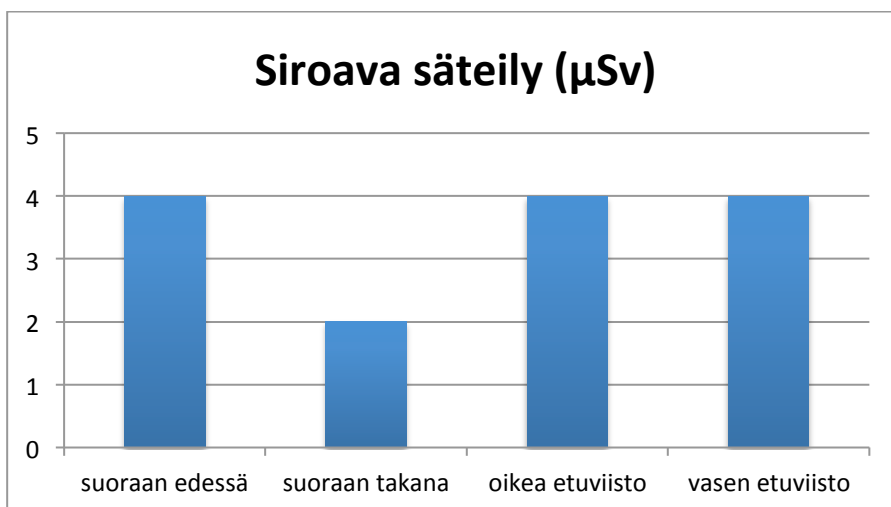
Tutkimus	Resoluutio	Etäisyys fantomista (cm)	Dosimetrin sijainti suhteessa fantomiin	Sironnut säteily (μSv)
Sinus	Normaali	100	Suoraan edessä	4
Sinus	Normaali	100	Suoraan takana	2
Sinus	Normaali	100	Oikea etuviisto	4
Sinus	Normaali	100	Vasen etuviisto	4

Kuviossa 11 on asetettu yksi dosimetri fantomin eteen yhden metrin etäisyydelle fantomin pääläestä 140 cm:n korkeudelle tippatelineeseen ja toinen taakse vastaavalla tavalla takaseinään. Dosimetrit on merkitty kuvaan punaisilla ympyröillä.



KUVIO 11. Siroavan säteilyn mittaus (Minna Väänänen 2013)

Kuviossa 12 on havainnollistettu pylväsdiagrammin avulla siroavan säteilyn annokset eri kohdissa. Etäisyyden neliön lain mukaan säteilyn määrä vaimenee neljäsosaan etäisyyden kaksinkertaistuessa. Henkilön siirtyessä kahden metrin päähän fantomista laitteen etupuolella on annos tällöin etäisyyden neliön lain mukaisesti vain 1 μSv . Tämän perusteella annokset muuttuvat melko pieniksi etäisyyden kasvaessa kuvauskohteeseen.



KUVIO 12. Siroava säteily eri mittauspisteissä

5.4 Tulosten yhteenveto

Kilpirauhasen pinta-annokset vaihtelivat kuvattavan kohteen ja kartiokoon mukaan välillä 7,7–467,3 μSv . Suurin pinta-annos kilpirauhaselle tuli mandibulan ja pienin sellan tutkimuksessa. Silmän pinta-annokset ovat mittausten perusteella suurimmat sinusten kuvauksessa, jossa silmät ovat kuvausalueella ja kartiokoko on suurin mahdollinen. Pienin pinta-annos on mandibulan kuvauksessa, jossa silmät ovat kauimpana kuvauskohteesta.

Tämän tutkimuksen tulokset osoittavat, että vismuttisuojan käyttö kilpirauhasen suojana vähensi kilpirauhasen pinta-annosta huomattavasti. Annossäästön suuruus oli riippuvainen kartiokoosta ja kuvauskohteesta. Korkealla resoluutiolla kuvattaessa pinta-annokset olivat suurempia, mikä johtui suuremmista kuvausarvoista. Suurimmat pinta-annokset kilpirauhaselle tuli mandibulan kuvauksessa, jossa kilpirauhanen on lähinnä kuvausaluetta. Pienin pinta-annos tuli sellan tutkimuksessa, jossa kilpirauhanen sijaitsee kauimpana kuvausalueesta ja kartiokoko on pienin. Vismuttisuojan tuoma suhteellinen annossäästö oli suurin (48 %) sellan tutkimuksessa. Absoluuttinen annossäästö oli suurin (150,6 μSv) mandibulan tutkimuksessa. Absoluuttista annossäästöä tarkasteltaessa voi huomata, että annossäästö ei muutu johdonmukaisesti kartiokoon muuttuessa, vaan annossäästön suuruuteen vaikuttaa ensisijaisesti kuvausalueen sijainti. Qu ym. (2012, 376–379) ovat aikaisemmassa tutkimuksessaan havainneet kaulalle asetettavan lyijysuojan pienentävän kilpirauhasen annosta etenkin pientä ja keskikokoista kartiokokoä käytettäessä. Lyijysuojaa tosin ei voi käyttää sen ulottuessa kuvausalueelle, koska tällöin kuvanlaatu voi heikentyä. Mandibulan tutkimuksessa primaarikeila voi hieman yltää kilpirauhasen alueelle. Vismuttisuojan vaikutusta kuvanlaatuun ei tässä tutkittu. Taulukossa 5 on esitetty annossäästöt, jotka vismuttisuojaa on tuonut kilpirauhaselle eri tutkimuksissa normaalilla resoluutiolla kuvattaessa.

TAULUKKO 5. Vismuttisuojaajan tuoma hyöty kilpirauhaselle eri tutkimuksissa normaalilla resoluutiolla

Tutkimus	Suhteellinen annos-säästö %	Absoluuttinen annos-säästö μSv
Sella	48	3,7
Oikea puoli leuoista	36	27,7
Mandibula	41	150,6
Sinus	38	13,3

Ympäristöön siroavaa säteilyä mitattiin neljästä eri kohtaa KKTT-laitteen ympärillä. Siroavan säteilyn annokset olivat suhteellisen pieniä, kun niitä verrataan silmän ja kilpirauhasen annoksiin. Tässä tutkimuksessa annokset vaikuttavat aika pieniltä. Järkevin paikka mittausten perusteella kiinnipitäjälle on KKTT-laitteen takana. Lisäksi tuolin takana on helpointa pitää kiinni potilaan hartioista.

6 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää kasvojen alueen kartiokeilatutkimusten annosarviot kilpirauhaselle ja silmälle pinta-annosmittauksilla, vismuttisuojan hyödyllisyys sekä siroavan säteilyn jakautuminen ympäristöön. Tutkimuksen tavoitteena oli annosmittausten avulla antaa KKTT-tutkimuksissa työskenteleville sellaista tietoa, jolla voidaan parantaa annosoptimointia ja säteilysuojainten käyttöä.

Mittaustulokset antoivat tärkeää tietoa vismuttisuojan hyödyllisyydestä kilpirauhaselle. Silmien pinta-annokset eri tutkimuksissa olivat myös mielenkiintoista tietoa, ja näiden perusteella silmien suojausta voidaan harkita mahdollisuuksien mukaan. Siroavan säteilyn määrässä ei ollut juuri vaihtelua eri kohdissa mitattuna eivätkä annokset olleet kovin suuret.

6.1 Tulosten tarkastelu

Säteilyannosta silmille ja kilpirauhaselle mitattiin ihmisen pään anatomiaa jäljittelevän pääfantomin avulla fantomin pinnalta. Siroavaa säteilyä mitattiin samalta etäisyydeltä eri kohdissa laitteen ympärillä. Samaan etäisyyteen päädyttiin sillä perusteella, että annos muilla etäisyyksillä voidaan laskea etäisyyden neliön lain perusteella.

Kyseessä oli kvantitatiivinen tutkimus, jossa tuloksia havainnollistettiin taulukoin ja kuvaajin. Ensimmäinen tutkimuskohde oli kilpirauhasen ja silmän pinta-annokset. Mittauksissa dosimetrit sijaitsivat pääfantomin pinnalla, joten tulokset ovat arvioita kilpirauhasen ja silmän annoksista. Sekä kilpirauhasen että silmän pinta-annokset vaihtelivat kartiokoon ja kuvauskohteen mukaan. Suurimmat pinta-annokset olivat kilpirauhasen tai silmän sijaitessa kuvausalueella. Kartiokoon vaikutus oli toissijainen. KKTT-tutkimuksille ei ole asetettu vielä vertailuarvoja, joten vertailua ei tässä voitu tehdä. Toisaalta ottaen huomioon stokastiset haitat, joilla ei ole mitään kynnystasoa, pienikin säteilyannos voi olla ihmisen DNA:lle haitallista. Prins ym. (2011, 502) ovat todenneet omissa tutkimuk-

sessaan, että lyijylasit antavat suojaa silmille KKTT-tutkimuksissa. Niiden käyttö on perusteltua, koska säteilyaltistus silmille voi aiheuttaa kaihia. Heidän tutkimuksessaan niiden vaikutusta kuvanlaatuun lasien sijaitessa kuvausalueella ei kuitenkaan ole otettu huomioon. Välttääkseen mahdolliset haitat kuvanlaadulle lyijylaseja olisi hyödyllistä käyttää kuvattaessa kasvojen aluetta silmien alapuolelta esimerkiksi mandibulan kuvauksessa. Tämä suojaisi säteilylle herkkiä silmiä. Kun silmät ovat kuvausalueella, on perinteisissä TT-tutkimuksissa käytetty vismuttisuojan ja puuvillavanun yhdistelmä silmien suojaksi vartenotettava vaihtoehto.

Toisena tutkimuskohteena tässä tutkimuksessa oli vismuttisuojan hyödyllisyyden selvittäminen. Tulokset osoittivat, että vismuttisuoja vähentää selvästi kilpirauhasen pinta-annosta KKTT-tutkimuksissa. Pinta-annokset vaihtelivat kuvattavan kohteen ja kartiokoon mukaan jopa 48 %. Suurimmat pinta-annokset olivat, kun kilpirauhanen sijaitsi kuvausalueella tai lähellä kuvauskohdetta. Kilpirauhasen sijainnilla suhteessa primaarikeilaan oli suurempi vaikutus pinta-annokseen kuin kartiokoolla. Tämän osoitti muun muassa se, että suurimman kartiokoon eli sinusten kuvauksessa kilpirauhasen pinta-annos oli pienempi kuin pienemmän kartiokoon mandibulan kuvauksessa. Erona näissä oli kartiokoon lisäksi kuvauskohteen sijainti suhteessa kilpirauhaseen. Sedentexct:n (2011, 86) ohjeissa kehoitetaan suojaamaan kilpirauhanen KKTT-tutkimuksissa. Tämän tutkimuksen perusteella voidaan sanoa suojaamisen olevan hyödyllistä.

Kolmas tutkittava asia oli siroava säteily. Siroavan säteilyn mittaustulokset olivat suhteessa silmien ja kilpirauhasen pinta-annoksiin pienet. Pienin annos oli laitteen takana. KKTT-tutkimuksissa potilaan pitää pystyä itse istumaan paikoillaan tutkimuksen ajan. Jos välttämättä tarvitaan kiinnipitäjä, on paras paikka hänelle potilaan takana, missä siroavan säteilyn määrä on pienin. Iso-Britannian Terveystieteiden tutkimuskeskuksen HPA:n raportissa sanotaan, että siroava säteily on KKTT-tutkimuksissa suurempi kuin perinteisissä hammastutkimuksissa. Jos potilaan avuksi joudutaan jäämään tutkimushuoneeseen, kehoitetaan tällöin pukeutamaan lyijysuojat päälle. Henkilökuntaan kuuluvan työntekijän vuosiansios ei saa ylittää 20 mSv:ä ja muiden henkilöiden 1 mSv:ä. (HPA 2010, 5, 7, 9.) Sedentexct:n projektissa (2010, 10–11, 40) oli mitattu siroavaa säteilyä muun mu-

assa Scanoran 3D XL-laitteella. Projektissa oli mitattu sirontaa laitteen edessä kolmesta eri kohtaa metrin päästä laitteen isosentripisteestä. Suoraan edessä annos oli 6,8 μSv . Tämä on suurempi kuin tässä tutkimuksessa mitattu 4 μSv . Kuvausparametrit olivat muuten samat kuin tässä tutkimuksessa, mutta putkivirta heillä oli 8 mA tämän tutkimuksen 15 mA:n sijaan. Tutkimuksessa käytetty mittari ja fantomi eivät olleet samat kuin tässä tutkimuksessa, mikä on saattanut vaikuttaa erilaisiin tuloksiin. Sedentext:n projektissa oli mitattu siroavaa säteilyä useammalla eri laitteella ja vaihteluväli annoksissa oli 4,1-46,8 μSv . Scanoran mittaustulos oli alhaisemman annostason puolelta niin Sedentext:n projektissa kuin tässä tutkimuksessa.

Tässä tutkimuksessa todettiin, että säteilyannoksen suuruuteen kasvojen alueen kuvantamisessa vaikuttavat kuvauskohde ja kartiokoko. Liitteessä 1 olevien Scanoran KKTT-laitteen DAP-annokset suurenevat myös kartiokoon mukaan. DAP-annokset kuvaavat pinta-annosta, ja ne soveltuvat stokastisten haittojen riskin kuvaamiseen, koska ne ottavat huomioon koko säteilytysalueen. Mitä suurempi DAP-annos on, sitä suurempi on haitan todennäköisyys. (Suomalainen 2010, 29.)

6.2 Tutkimuksen luotettavuus

Kvantitatiivisessa tutkimuksessa tutkimuksen luotettavuutta kuvataan käsitteillä *reliabiliteetti* ja *validiteetti*. Reliabiliteetilla tarkoitetaan käytetyn tutkimusmenetelmän kykyä tuottaa tarkoitettuja tuloksia. Tutkimustulosten on oltava toistettavia, ei sattumanvaraisia. (Hirsjärvi ym. 2007, 226.) Annosmittaukset toteutettiin OYS:n Hammas- ja suusairauksien röntgenissä, joten mittaukset ovat hyvin toistettavissa samanlaisissa mittausoloissa. Luotettaviin mittaustuloksiin pyrittiin toistamalla mittaukset kolme kertaa ja laskemalla näistä keskiarvo. Tulokset kirjattiin huolellisesti muistiin niille laadittuihin lomakkeisiin ja siirrettiin sähköiseen muotoon pian mittausten jälkeen. Annosmittausten tekeminen on kuvattu mahdollisimman tarkasti ja havainnollistettu kuvin, mikä osaltaan lisää tutkimuksen luotettavuutta. *Validiteetti* tarkoittaa tutkimusmenetelmän kykyä mitata mitattavaa asiaa (Hirsjärvi ym. 2007, 226). Käytössä oli mittauksiin soveltuva ihmisen pään anatomiaa jäljittelevä pääfantomi. Mittauslaitteisto oli annosmitta-

uksiin soveltuva Philipsin DoseAware-annosseurantajärjestelmä. Annokset on ilmoitettu yhden desimaalin tarkkuudella yksikkönä μSv . Tutkimus on validi myös siinä mielessä, että tulokset antavat vastaukset tutkimusongelmiin.

Aikaisempien tutkimusten (mm. Ludlow ym. 2006, 1; Pauwels ym. 2010, 2) perusteella mittauksissa käytetyllä KKTT-laitteella on vaikutuksia saatuihin annoksiin. Tämän tutkimuksen mittausannokset eivät ole tämän perusteella vertailtavissa eri laitteella saatuihin annoksiin. Annosmittauksiin on myös olemassa erilaisia fantomeja ja mittauslaitteita, joten tämä on otettava huomioon mittausten annosvertailuja tehtäessä. Esimerkiksi fantomin pään sisään asetettujen TLD-sirujen määrä ja asettelu voivat vaihdella eri tutkimuksissa. Myös säteilygeometrialla on merkitystä, kun halutaan vertailla eri tutkimusten mittaustuloksia (Kiljunen 2008, 40). Tällä tarkoitetaan esimerkiksi dosimetrin ja fantomin välisiä etäisyyksiä ja säteilyn kulmaa suhteessa dosimetriin.

Suomalainen (2010, 33) ja Kiljunen (2008, 28) totesivat omissa tutkimuksissaan, että parhaiten KKTT-annosten mittauksiin soveltuvat TLD-mittaukset, joissa fantomin sisälle asetettujen TLD-sirujen avulla saadaan säteilyn jakautuminen mitattua tarkasti sekä absorboituneet annokset määriteltä. Tähän tutkimukseen ei kyselyistä huolimatta saatu TLD-siruja eikä pääfantomia, jonka sisään TLD-sirut olisi voinut asettaa. Tässä tutkimuksessa käytetyt Philipsin dosimetrit mittaavat vain pinta-annosta, joten tutkimuksen annokset ovat arvioita silmän ja kilpirauhasen annoksista. Ne ovat kuitenkin suuntaa antavia. Pauwels ym. (2010, 4) totesivat omassa tutkimuksessaan, että luotettavan absorboituneen annoksen saamiseksi tarvitaan suuri määrä TLD-siruja, jotka asetetaan fantomin sisään. Tämä on erityisen tärkeää, koska primaarikeilan sijainnin vaikutus annokseen on suuri ja sen paikka voi vaihdella riippuen käytetystä kartiokoosta ja asettelusta. Jo yhden senttimetrin ero asettelussa vaikuttaa paljon annokseen primaarikeilan siirtyessä eri kohtaan.

KKTT-tutkimuksiin täydellisesti soveltuvan annosmääritysmenetelmän puuttuminen on tiedostettu (Suomalainen 2010, 28). Eri tutkimuksissa on usein käytetty TLD-sirujen ja antropomorfisen fantomin yhdistelmää. Tutkijat ovat kuitenkin todenneet, että tulokset eivät ole vertailtavissa keskenään, koska mittaukset

voidaan tehdä eri tavalla samoista mittausvälineistä huolimatta. Myös vertailuarvot KKTT-tutkimuksille puuttuvat. Hyväksyttävän ylärajan puuttuminen KKTT-tutkimuksille vaikeuttaa annosoptimointia. Erityisesti ne olisivat tärkeitä silloin, kun potilaina on paljon lapsia tai samaa potilasta kuvataan usein. (Suomalainen 2010, 28.)

6.3 Omat oppimiskokemukset ja jatkokehitysideat

Tämän tutkimuksen ansiosta pääsin opettelemaan paljon uusia asioita. Ennen tutkimuksen tekoa olin Hamsulla harjoittelussa, jossa harjoittelin KKTT-laitteen käyttöä. Harjoittelujakso oli lyhyt ja mittausten onnistuminen jännittikin etukäteen, sillä KKTT-laitteen käyttökokemus oli niin vähäinen. Fantomin asettelu eri tutkimuksiin oli haastavaa, sillä myös tästä kokemukseni oli vähäinen. Asettelun apuna olivat Hamsun kirjalliset asetteluohjeet, jotka eivät kuitenkaan kattaneet esimerkiksi mandibulan asetteluohjeita. DoseAware-järjestelmän käyttöä puolestaan harjoittelin OAMK:n röntgenluokassa. Mittasin koululla dosimetrien kulumariippuvuudet ja opin käyttämään järjestelmää. Olen aikaisemmin tehnyt kaksi laadullista tutkimusta, mutta kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä oli minulle uusi. Tämä tutkimus oli paljon konkreettisempi ja haastavampi kuin laadullinen tutkimus. Säteilyannosten mittaaminen oli minulle uutta ja mittaustilanteiden etukäteissuunnittelu oli hyvin tärkeää.

Tutkimustulosten pohjalta on helppo sanoa, että vismutti- tai lyijysuojaa on suositeltava käyttää. Tutkimukseni ei kuitenkaan sisältänyt säteilysuojien vaikutuksen arviointia kuvanlaatuun. Tämä olisi hyvä jatkotutkimusaihe.

LÄHTEET

Hammasröntgentoiminta. 2011. Säteilyturvakeskus. http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/terveydenhuolto/fi_FI/hammasrontgen/. Hakupäivä 15.3.2013.

Henner, A. & Manninen, A-L. 2011. DoseAware. http://www.nordiccongress.fi/Doc/abstraktit/DoseAware_henner_manninen.pdf Hakupäivä 10.4.2013.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2007. Tutki ja kirjoita. 13., osin uudistettu painos, Helsinki: Tammi.

HPA. 2010. Guidance on the safe use of dental cone beam CT (computed tomography) equipment. HPA-CRCE-010. Health Protection Agency.

IAEA 2007. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical report series no. 457. International atomic energy agency. Vienna.

Kiljunen, T. 2008. Patient doses in CT, dental cone beam CT and projection radiography in Finland, with emphasis on paediatric patients. STUK-A232. Helsinki.

KKTT-laitteen käyttö. 2011. STUK opastaa. Säteilyturvakeskus.

Ludlow, JB., Davies-Ludlow, LE., Brooks, SL. & Howerton, HB. 2006. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofacial Radiology 35, 219-226.

Manninen, A-L. apulaisfyysikko, Kotiaho, A. apulaisfyysikko & Nikkinen, J. apulaisfyysikko. OYS kuvantaminen. Loppuraportti. Sähköpostiviesti o1vami00@students.oamk.fi 9.1.2014.

Marttila, O. J. 2002. Suureet ja yksiköt. Teoksessa Ikäheimonen, Tarja K. (toim.). Säteily ja sen havaitseminen. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus.

Miles, D. A. 2012. Interpreting the CBCT data volume in orthodontic cases: "You should see what you may be missing". <http://learndigital.net/articles/2012/Assessment-CBCT-Data-Volume-Orthodontic-Cases.pdf>. Hakupäivä 11.1.2014.

Model 711-HN User guide. 2012. Dental & Diagnostic Head Phantom. www.cirsinc.com.

Mustonen, R., Sjöblom, K-L., Bly, R., Havukainen, R., Ikäheimonen, T.K., Kosunen, A., Markkanen, M. & Paile, W. 2007. Säteilysuojelun perussuositukset 2007. Suomenkielinen lyhennelmä julkaisusta ICRP-103.

Niemelä, J. 2009. Hammas-TT:n laadunvalvonta ja vastuullinen käyttö. Sädeturvapäivät. Abstrakti. http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x67x#cat67. Hakupäivä 22.4.2013.

Nissilä, T. 2005. Suurten ftoniannosten mittaaminen termoloistemenetelmällä. Pro Gradu-tutkielma. Jyväskylän yliopisto.

Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., Theodorakou, C., Rogers, J., Walker, A., Cockmartin, L., Bosmans, H., Jacobs, R., Bogaerts, R., Horner, K. & SED-ENTEXCT Project Consortium. 2010. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology*.

Philips. 2013. Making the difference where it really matters. http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/Assets/Documents/Solutions/DoseAware_Product_Overview_v7.pdf. Hakupäivä 17.12.2013.

Prins, R., Dauer, L.T., Colosi, D.C., Quinn, B., Kleiman, N.J., Bohle, G.C., Holohan, B., Al-Najjar, A., Fernandez, T., Bonvento, M., Faber, R.D., Ching, H. & Goren, A.D. 2011. Significant reduction in dental cone beam computed tomography (CBCT) eye dose through the use of leaded glasses. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 112(4), 502-507.

Qu, X., Li, G., Zhang, Z. & Ma, X. 2012. Thyroid shields for radiation dose reduction during cone beam computed tomography scanning for different oral and maxillofacial regions. *European Journal of Radiology* 81(3), e376-e380.

Rush, E. R., Thompson, N. A. 2007. Dental radiography technique and equipment: How they influence the radiation dose received at the level of the thyroid gland. *Radiography* 13(3), 214-220.

Röntgentutkimukset terveydenhuollossa. 20.3.2006/ST3.3. Säteilyturvakeskus. <http://www.finlex.fi/data/normit/25457-ST3-3.pdf>. Hakupäivä 22.4.2013.

Sedentext. 2011. Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence Based guidelines. European Commission. Radiation Protection No 172.

Sedentext Project. 2010. D2.2: Completion of scatter dose measurements around CBCTs and recommendations for protective measurements and positioning of CBCT units in dental offices.

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

Suomalainen, A. 2010. Cone beam computed tomography in oral radiology. Helsinki: University of Helsinki.

Suomalainen, A. 2008. Hammaskuvausten indikaatiot. Abstrakti. http://www.sadeturvapaivat.fi/index.php?id=688&cat_ids=x82xx67xx14x#cat14. Hakupäivä 15.3.2013.

Kuvausparametrit normaalilla resoluutiolla

Kenttäkoko	Jännite (kV)	Kuvausvirta (mA)	Kuvausaika (s)	DAP (mGycm ²)
60*60mm	85	15	3	207
75*100mm	85	15	2.5	327
75*145mm	85	15	2.25	405
130*145mm	85	15	4.5	811

Kuvausparametrit korkealla resoluutiolla

Kenttäkoko	Jännite (kV)	Kuvausvirta (mA)	Kuvausaika (s)	DAP (mGycm ²)
60*60mm	85	15	4.5	311
75*100mm	85	15	3.75	491
75*145mm	85	15	3	540
130*145mm	85	15	6	1081

Mittaustulokset kilpirauhasen ja silmän pinta-annoksista

Tutkimus	Resoluutio	Pinta-annos ilman vismuttisuojaa (μSv)	Pinta-annos vismuttisuojan alta (μSv)	Silmän pinta-annos (μSv)
Sella 1A	Normaali	8	4	174
Sella 2A	Normaali	8	4	178
Sella 3A	Normaali	7	4	244
Sella 1B	Korkea	12	6	389
Sella 2B	Korkea	12	6	292
Sella 3B	Korkea	11	7	339
Oikean puolen leuka 1A	Normaali	78	51	127
Oikean puolen leuka 2A	Normaali	78	50	127
Oikean puolen leuka 3A	Normaali	77	49	131
Oikean puolen leuka 1B	Korkea	115	75	196
Oikean puolen leuka 2B	Korkea	115	74	193
Oikean puolen leuka 3B	Korkea	114	74	196
Mandibula 1A	Normaali	365	221	36
Mandibula 2A	Normaali	362	224	40
Mandibula 3A	Normaali	369	199	40
Mandibula 1B	Korkea	467	286	53
Mandibula 2B	Korkea	473	294	53
Mandibula 3B	Korkea	462	301	54
Sinus 1A	Normaali	35	22	622
Sinus 2A	Normaali	35	21	573
Sinus 3A	Normaali	35	22	635
Sinus 1B	Korkea	46	29	793
Sinus 2B	Korkea	46	29	781
Sinus 3B	Korkea	45	29	835

Siroavan säteilyn mittaustulokset normaalilla resoluutiolla

Tutkimus	Etäisyys fantomista (cm)	Dosimetrin sijainti suhteessa fantomiin	Säteilyannos (μSv)
Sinus 1A	100	Suoraan edessä	4
Sinus 2A	100	Suoraan edessä	4
Sinus 3A	100	Suoraan edessä	4
Sinus 1B	100	Suoraan takana	2
Sinus 2B	100	Suoraan takana	2
Sinus 3B	100	Suoraan takana	2
Sinus 1A	100	Oikea viisto edessä	4
Sinus 2A	100	Oikea viisto edessä	4
Sinus 3A	100	Oikea viisto edessä	4
Sinus 1B	100	Vasen viisto edessä	4
Sinus 2B	100	Vasen viisto edessä	4
Sinus 3B	100	Vasen viisto edessä	4