

SAVONIA

ammattikorkeakoulu

OPINNÄYTETYÖ - AMMATTIKORKEAKOULUTUTKINTO
SOSIAALI-, TERVEYS- JA LIIKUNTA-ALA

EFEKTIIVISET SÄTEILYANNOKSET PÄÄN, KAULARANGAN JA LANNEN RANGAN KERROSKUVANTAMIS- TUTKIMUKSISSA

O-kaaren, tietokonetomografian ja kartiokeilatomografian annosver-
tailu

TEKIJÄT Johanna Kaunisto

Mila Laitinen

Mia Turtiainen

Koulutusala Sosiaali-, terveys- ja liikunta-ala	
Tutkinto-ohjelma Röntgenhoitajan tutkinto-ohjelma	
Työn tekijä(t) Johanna Kaunisto, Mila Laitinen & Mia Turtainen	
Työn nimi Efektiiviset säteilyannokset pään, kaularangan ja lannerangan kerroskuvantamistutkimuksissa: O-kaaren, tietokonetomografian ja kartiokeilatografian annosvertailu	
Päiväys	28.11.2021
Sivumäärä/Liitteet	38/0
Toimeksiantaja/Yhteistyökumppani(t) Kuopion yliopistollinen sairaala, KYS-Kuvantamiskeskus	
<p>Tiivistelmä</p> <p>Opinnäytetyössä tutkittiin, kuinka tietokonetomografialla (TT), kartiokeilatografialla (KKTT) ja O-kaarella suoritettujen kuvantamistutkimusten säteilyannokset eroavat toisistaan. Tarkasteltavia kohteita olivat O-kaarella, TT:llä ja KKTT:llä suoritettujen pään kuvantamistutkimusten sekä O-kaarella ja TT:llä suoritettujen kaularangan ja lannerangan efektiiviset annokset. TT, KKTT ja O-kaari ovat kerroskuvausmenetelmiä, jotka hyödyntävät ionisoivaa säteilyä kuvanmuodostuksessa. Kerroskuvaustutkimusten määrät kasvavat vuosittain, ja koska ionisoiva säteily on haitallista terveydelle, tutkimuksen tavoitteena oli konkretisoida säteilyannosten tutkimuskohtaisia eroavaisuuksia annosvertailun muodossa.</p> <p>Tutkimus toteutettiin kvantitatiivisella tutkimusmenetelmällä, ja tuloksia tarkasteltiin varianssianalyysin keinoin. Toimeksiantajana opinnäytetyössä oli Kuopion yliopistollinen sairaala (KYS). Tutkimuksen otannat perustuivat KYSin yhteyshenkilöiden kautta saatuun anonymiin potilasannosdataan. Annosdata kerättiin KY-Sissä lääketieteellisessä käytössä olevilta Siemensin Somatom Definition Edge- ja Somatom Definition Flash -TT-laitteilta, Planmegan Promax 3D MAX -KKTT-laitteelta ja MedTronicin O-kaarelta. Tarkasteltavan aineiston laite- ja tutkimuskohtaiset otannat vaihtelivat riippuen toteutuneista tutkimusmääristä. KKTT- ja O-kaaritutkimusten annosdata muutettiin kirjallisuudesta löytyvien kertoimien avulla efektiivisiksi annoksiksi vertailun toteuttamiseksi.</p> <p>Tutkimuksessa ei havaittu pään tutkimusten efektiivisten annosten keskiarvoissa merkittävää eroa TT:n ja O-kaaren välillä (1,09 mSv ja 1,10 mSv). KKTT:n pään tutkimukset suoritettiin kahdella eli kuvausohjelmalla, joiden efektiivisten annosten keskiarvo oli 0,60 mSv. Kaularangan TT- ja O-kaaritutkimusten osalta TT:n tutkimusten efektiivisten annosten keskiarvo oli hieman suurempi. Merkittävin ero havaittiin TT:n ja O-kaaren lannerangan tutkimusten välillä, joissa O-kaaren tutkimusten efektiivisten annosten keskiarvo (17,31 mSv) oli liki kaksikertainen verrattuna TT:hen (9,87 mSv).</p> <p>Tulosten pohjalta voidaan tehdä vertailua eri kerroskuvantamismenetelmien välillä esimerkiksi oikeutusarvioinnin ja potilasannoksen optimoinnin kannalta. Jatkotutkimustyötä voitaisiin toteuttaa potilasfantomitutkimuksen avulla, jossa kyseisillä kerroskuvantamismenetelmillä saatuja säteilyannoskeskiarvoja vertailtaisiin keskenään. Lisäksi opinnäytetyön tuloksia voisi vertailla kansallisiin ja kansainvälisiin säteilyannosten vertailutasoihin.</p>	
Avainsanat tomografia, röntgentutkimus, säteilyannokset, tietokonetomografia, kartiokeilatografia, röntgenlaitteet	

Field of Study Social Services, Health and Sports	
Degree Programme Degree Programme in Radiography and Radiation Therapy	
Author(s) Johanna Kaunisto, Mila Laitinen & Mia Turtiainen	
Title of Thesis Effective radiation doses in tomographic imaging studies of head, cervical spine, and lumbar spine: dose comparison between O-arm, computed tomography and cone beam computed tomography	
Date November 28, 2021	Pages/Appendices 38/0
Client Organisation /Partners Kuopio University Hospital, KUH Diagnostic Imaging Center	
<p>Abstract</p> <p>The purpose of this thesis was to investigate how the radiation doses of imaging studies performed by computed tomography (CT), cone-beam computed tomography (CBCT) and O-arm differ from each other. The considered subjects were the effective doses of the O-arm, CT and CBCT scans of the head and the effective doses of the O-arm and CT scans of the cervical and lumbar spine. CT, CBCT, and O-arm are tomographic imaging methods that utilize ionizing radiation for imaging. The number of tomographic imaging studies is increasing every year, and because ionizing radiation is harmful to health, the aim of the study was to concretize the differences in radiation doses between the imaging methods in the form of a dose comparison.</p> <p>The quantitative research method was applied in this study, and the results were examined by means of analysis of variance. The client of the thesis was Kuopio University Hospital (KUH). The samples of the study were based on anonymous patient dose data obtained through the liaisons in KUH. Dose data were collected from Siemens' Somatom Definition Edge and Somatom Definition Flash CT devices, Planmeca's Promax 3D MAX CBCT device, and MedTronic's O-arm. The device- and study-specific sampling of the material under review varied depending on the number of imaging studies performed. The dose data from CBCT and O-arm studies were converted to effective doses using the conversion coefficients found in the literature for comparison purposes.</p> <p>The study did not find a significant difference between the mean effective doses in the CT and O-arm head studies (1.09 mSv and 1.10 mSv). The CBCT studies of the head were performed with two imaging programs with the mean effective dose of 0.60 mSv. For the cervical spine CT and O-arm studies, the mean effective doses of CT were slightly higher. The most significant difference was observed between the CT and O-arm studies of lumbar spine, where the mean effective dose of the O-arm studies (17.31 mSv) was almost double when compared that to the CT studies (9.87 mSv).</p> <p>Based on the results, a comparison can be made between different tomographic imaging methods for example in terms of justification assessment and patient dose optimization. Further research could be carried out with the help of a patient phantom study comparing the radiation doses obtained with these imaging devices. In addition, the results of the thesis could be compared to national and international radiation dose reference levels.</p>	
<p>Keywords</p> <p>tomography, x-ray examination, radiation doses, computed tomography, cone beam computed tomography, x-ray equipment</p>	

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	5
2	IONISOIVA SÄTEILY JA SÄTEILYANNOS	6
2.1	Ionisoiva säteily	6
2.2	Säteilyannos	6
2.2.1	Säteilyannossuureita	7
2.2.2	Säteilyannoksen mittaaminen kerroskuvantamisessa	9
2.3	Säteilyn käyttöä ohjaava säännöstö.....	9
3	KERROSKUVAUSMENETELMÄT	10
3.1	Tietokonetomografia	10
3.2	Kartiokeilatografia	11
3.3	O-kaari.....	13
4	SÄTEILYSUOJELU JA OPTIMOINTI KERROSKUVAUSMENETELMISSÄ	15
4.1	Säteilysuojelu ja annostarkkailu	15
4.2	Säteilyannos ja kuvanlaatu	16
4.3	Kerroskuvausmenetelmien optimointikeinoja.....	17
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TAVOITE	18
6	TUTKIMUKSEN TOTEUTUS	19
6.1	Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä	19
6.2	Tutkimusaineiston keruu	20
6.3	Tutkimusaineiston käsittely	21
7	TUTKIMUKSEN TULOKSET	24
7.1	Pään säteilyannokset.....	24
7.2	Kaularangan säteilyannokset.....	25
7.3	Lannerangan säteilyannokset.....	26
7.4	Yhteenveto ja johtopäätökset	27
8	POHDINTA.....	29
8.1	Tutkimuksen eettisyys ja luotettavuus	29
8.2	Ammatillinen kasvu	31
8.3	Tutkimuksen hyödynnettävyys ja jatkotutkimusideat	32
	LÄHTEET	33

1 JOHDANTO

Ionisoivaa säteilyä hyödyntävät, kolmiulotteista kuvainformaatiota antavat kerros- eli tomografiakuvaustutkimukset lisääntyvät jatkuvasti. Suomessa tehtiin vuonna 2018 yhteensä 566 870 tietokonetomografiatutkimusta, 51 004 läpivalaisu- tai TT-ohjattua toimenpidettä ja 44 158 kartiokeilatomografiatutkimusta mukaan lukien hammas-KKTT-kuvaukset. Kaikkiin saman vuoden röntgentutkimuksiin ja -toimenpiteisiin verrattuna tietokonetomografiatutkimusten osuus oli 9,5 %, läpivalaisu-/TT-ohjattujen toimenpiteiden 0,9 % ja kartiokeilatomografiatutkimusten 0,7 %. Pään alueen tutkimukset ovat olleet yleisimpiä tutkimuksia tietokonetomografiassa jo vuonna 2011, jonka jälkeen kasvu on ollut tasaista. Myös kaulanrangan tutkimukset olivat kahdeksaksi yleisin TT-tutkimus vuonna 2018. Kartiokeilatomografialla yleisin tutkimus oli sinusten eli nenän sivuonteloiden kuvantaminen. Tutkimuksemme vertailukohteena olevaa lannerankaa kuvataan eniten magneettitutkimuksen avulla, mikä voi olla syynä siihen, ettei se noussut yleisimpien TT-tutkimusten joukkoon. Myöskään O-kaari-ohjatut toimenpiteet eivät päässeet yleisimpien radiologisten toimenpiteiden listalle. (Ruonala 2019.)

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on tutkia ja vertailla potilaiden saamia säteilyannoksia tietokonetomografialla, kartiokeilatomografialla ja O-kaarella suoritetuista pään kuvantamistutkimuksista ja tietokonetomografialla ja O-kaarella suoritetuista kaula- ja lannerangan kuvantamistutkimuksista. Lisäksi avaamme lukijalle säteilyyn ja säteilyannokseen liittyviä käsitteitä, kuvantamismenetelmien tekniikkaa ja kuinka potilaan annosta voidaan optimoida kyseisillä menetelmillä. Tavoitteenamme on lisätä tietoutta potilaiden saamista säteilyannoksista ja niiden eroavaisuuksista eri kuvantamismodaliteeteilla. Koemme, että tutkimuksen toteuttamisesta ja sen myötä saatavasta tiedosta tulee olemaan hyötyä myös säteilytyön ammattilaisiksi kasvamisessa.

Työn tilaajana toimii Kuopion yliopistollisen sairaalan Kuvantamiskeskus. KYS-Kuvantamiskeskus on jaettu neljään eri yksikköön, joita ovat radiologia, kliininen fysiologia ja isotooppilääketiede, kliininen neurofysiologia sekä patologia. Vuonna 2020 Kuvantamiskeskuksessa suoritettiin yhteensä noin 196 000 tutkimusta ja siellä työskenteli tuolloin 261 henkilöä. (PSSHP 2021b.) Tutkimukselle on tilaajan mielestä tarvetta, koska vastaavanlaisia annosvertailututkimuksia kyseisten kuvantamismenetelmien välillä on tehty Suomessa vain vähän, saati aiemmin tilaajaorganisaation taholta.

2 IONISOIVA SÄTEILY JA SÄTEILYANNOS

2.1 Ionisoiva säteily

Ionisoiva säteily on suurienergistä sähkömagneettista säteilyä ja haitallista eläville soluille. Se pystyy muokkaamaan aineessa olevien atomien sähkövarauksia eli ionisoimaan niitä, sekä rikkomaan aineen molekyyliarakenteita. (Lammentausta 2017; STUK 2020a.) Ionisoivan säteilyn vaikutuksia on hankala havaita arkielämässä, koska ihminen ei kykene aistimaan sitä (Salminen 2018; STUK 2020a). Kuitenkin jo pienet säteilyannokset aiheuttavat soluissa muutoksia, jotka voivat johtaa perimävaikutuksiin ja syövän kehittymiseen (STUK 2020a). Lyhyen aikavälin akuutteja muutoksia kutsutaan deterministisiksi haitoiksi ja pidemmän aikavälin satunnaisia vaikutuksia stokastisiksi. Äkillinen suuri altistus johtaa moninasiin taudinkulultaan tunnettuihin oireisiin ja voi aiheuttaa vaikeasti hoidettavan säteily sairauden. (Salminen 2018.) Ionisoivaa säteilyä havaitaan hiukkassäteilyn (alfa-, beeta- ja neutronisäteily) ja aaltomaisesti etenevän sähkömagneettisen säteilyn (röntgen- ja gammasäteily) muodoissa (STUK 2020a).

Tutkimuksessa tarkasteltavat modaliteetit eli kuvantamismenetelmät hyödyntävät röntgensäteilyä kuvanmuodostusprosessissa. Röntgensäteilyä syntyy, kun varatun hiukkasen energiatila muuttuu, jolloin se emittoi sähkömagneettista säteilyä, mikä voidaan jakaa syntymekanisminsa perusteella kahteen eri ilmiöön: karakteriseen röntgensäteilyyn ja jarrutussäteilyyn (Sandberg & Paltemaa 2002, 15). Karakteristista säteilyä aiheuttavat atomin elektronikuorilla tapahtuvat siirtymät korkeammista energiatiiloista matalammille. Jarrutussäteilyssä sen sijaan vapaan elektronin reitti muuttuu ja hidastuu raskaamman alkuaineen ytimen sähkökentässä, jolloin elektronin liike-energian muutos tuottaa jarrutussäteilyä. (Sandberg & Paltemaa 2002, 15–16; Lammentausta 2017.)

Lääketieteellisessä röntgenkuvantamisessa käytettävillä säteilyenergioilla oleellisimpia säteilyn ja aineen vuorovaikutusmenetelmiä ovat ionisaatio eli valosähköinen ilmiö ja Compton-sironna. Ionisaatiossa röntgenfotoni törmää aineen atomin elektroniin, jolloin fotoni häviää siirtäen koko energiansa elektronin irrottamiseen elektronikuorelta ja elektronin liike-energiaksi. Valosähköisen ilmiön todennäköisyys kasvaa fotonien energioiden pienetessä ja kohdeaineen järjestysluvun kasvaessa. (Perry 2009, 113; Lammentausta 2017.) Myös Compton-sironnassa fotoni irrottaa elektronin kuoreltaan, mutta fotonin liike-energia on sen verran suuri verraten elektronin sidosenergiaan, ettei fotoni käytä kaikkea energiaansa elektronin irrotukseen, vaan jatkaa matkaansa pienenergisempänä ja kulku-suuntaansa muuttaneena (Martin 2013, 273; Lammentausta 2017). Osuessaan kuvailmaisimmelle sironnut fotoni huonontaa kuvanlaatua aiheuttamalla kuvaan epätarkkuutta. Lisäksi se aiheuttaa säteilyaltistusta kuva-alan ulkopuolelle sekä ympäröiville henkilöille. (Perry 2009, 115.)

2.2 Säteilyannos

Säteilyannoksella viitataan ionisoivasta säteilystä aiheutuneeseen säteilyaltistuksen määrään. Säteilyannosta osoitetaan yksiköllä sievert (Sv), mikä kuvaa säteilyn aiheuttamia biologisia haittavaikutuksia. Annosta voi aiheuttaa sekä kehon sisä- että ulkopuolella sijaitseva säteilylähde. (STUK 2020a.)

Ekvivalenttiannoksella tarkoitetaan säteilystä tiettyyn kudokseen tai elimeen massayksikköä kohti keskimäärin siirtyneen energian ja säteilyn painotuskertoimen tuloa. Ekvivalenttiannosta ei voida suoraan

mitata säteilymittareilla, vaan se johdetaan absorboituneesta annoksesta huomioiden käytetylle säteilylajille määritetty painokerroin. (STUK 2019.) Eri säteilylajeilla on erilainen kyky jakaa energia kulkureitilleen, ja mitä lineaarisempaa kokonaisenergian jakautuminen on, sen todennäköisempiä ovat säteilystä aiheutuvat biologiset haitat (Martin 2013, 246).

Efektiivinen annos koostuu säteilylle altistuneiden elinten ekvivalenttiannosten summasta, eikä se ekvivalenttiannoksen tavoin ole suoraan mitattavissa. Sen laskennassa huomioidaan ennalta määritetyt painotuskertoimet, jotka ilmaisevat eri kudosten ja elinten herkkyyttä säteilylle. Efektiivinen annos kuvaa ionisoivan säteilyn aiheuttamaa biologista kokonaishaittaa. (STUK 2019.)

Suomessa väestön yksilön vuosittainen keskimääräinen säteilyannos on noin 5,9 mSv, mikä koostuu pääasiassa sisäilman radonista ja luonnon taustasäteilystä. Säteilyn lääketieteellisen käytön, kuten kuvantamistutkimusten, osuus tästä annoksesta on keskimäärin 0,76 mSv. (STUK 2020a.) Viimeisin selvitys röntgentutkimusten ja -toimenpiteiden osalta on vuodelta 2018, jonka mukaan Suomessa tehtiin tuolloin yhteensä 6 miljoonaa röntgentutkimusta ja -toimenpidettä. Tietokonetomografiatutkimusten osuus tästä kokonaismäärästä oli 9,5 %, KKTT-tutkimusten 0,7 % ja läpivalaisu/TT-ohjattujen toimenpiteiden 0,9 %. Vuonna 2018 säteilyn lääketieteellisestä käytöstä aiheutunut keskimääräinen efektiivinen annos Suomessa kansalaista kohden oli 0,72 mSv, mistä liki 70 % (0,5 mSv) koostui tietokonetomografiatutkimuksista saaduista annoksista. (Siiskonen 2020.)

2.2.1 Säteilyannossuureita

Absorboitunut annos

Absorboitunut annos kuvaa säteilyn kohteeseen siirtämää energiaa (STUK 2019). Absorboitunut annoksen laskemiseksi tulee ensiksi määrittää keskimääräinen aineeseen siirtynyt energia, joka saadaan varauksettomien ja varattujen hiukkasten kohteeseen tuoman energian ja poistuvien hiukkasten viemän energian erotuksesta. Lepoenergioiden kokonaismuutos on huomioitu yhtälössä (kaava 1) vapautuneiden sidosenergioiden summan ja sitoutuneiden energioiden summan erotuksena. (Marttila 2002, 73.) Keskimääräisen aineeseen siirtyneen energian $d\bar{\epsilon}$ yhtälö on siis

$$d\bar{\epsilon} = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad (\text{kaava 1})$$

missä R_{in} on ionisoivien hiukkasten yhteensä kohteeseen tuoma energia.

R_{out} on kohteesta poistuvien ionisoivien hiukkasten viemä energia.

ΣQ on lepoenergioiden kokonaismuutos.

Keskimääräisen aineeseen siirtyneen energian avulla voidaan määrittää absorboitunut annos D

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{kaava 2})$$

missä $d\bar{\epsilon}$ on kohteeseen siirtynyt energia.

dm on tarkasteltavan kohteen alkion massa.

Absorboitunutta annosta kuvastaa suure gray (Gy, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}$). Terveysthuollossa annokset ilmaistaan yleisimmin muodoissa milligray (mGy) ja mikrogray (μGy). (STUK 2019.)

Ilmakerma

Ilmakerma (K_a) kuvaa, kuinka paljon varauksettomat hiukkaset luovuttavat energiaa ionisoidessaan hiukkasia ilma-alkion massan yksikköä kohden. Se saadaan jakamalla syntyneiden varattujen hiukkas-ten liike-energia ilma-alkion massalla. Ilmakerman yksikkö on gray (Gy). (STUK S/7/2021, liite 2; Papp 2018, 104.)

Ilmakerman ja pituuden tulo

Tomografiakuvaukselle ominainen KLP (kerma length product), kirjallisuudessa ja tässä tutkimuksessa myös DLP (dose length product), määritetään laskennallisesti ilmakerman ja pituuden tulona. KLP:stä puhuttaessa tarkoitetaan yleensä yksittäistä aksiaalikuvausta tai helikaalikuvauksessa yhden röntgenputken kierroksen ilmakermaprofiilia. Ilmakermaprofiililla viitataan ilmakermaan paikan funktiona. KLP:n yksikkö on Gy·m, terveydenhuollossa yleisemmin muodossa mGy·cm. (STUK S/7/2021, liite 2.) Ilmakerman ja pituuden tulo voidaan määrittää kaavalla

$$KLP = \int_{-\infty}^{\infty} K(z) dz \quad (\text{kaava 3})$$

missä $K(z)$ on ilmakerma paikan z funktiona.

Yksittäisen aksiaalileikkeen tai helikaalikuvauksessa yhden röntgenputken kierroksen KLP on

$$N \cdot \int K_1(z) dz = N \cdot KLP_1 \quad (\text{kaava 4})$$

missä $K_1(z)$ on yksittäisen aksiaalikuvausten tai röntgenputken kierroksen ilmakermaprofiili.

KLP_1 on ilmakermaprofiilia vastaava KLP.

N on röntgenputken kierrosten lukumäärä.

Tilavuuden TT-kermaindeksi

Toinen yleisesti tomografiassa käytetty annossuure on $CTKI_{vol}$ (computed tomography kerma index), joka on suomennettu tilavuuden TT-kermaindeksiksi. Kirjallisuudessa ja tässä tutkimuksessa vastaavalle suurelle käytetään myös nimeä TT-annoksen tilavuuskeskiarvo, $CTDI_{vol}$ (computed tomography dose index). $CTKI$ sisältää KLP:stä poiketen useamman yksittäisen aksiaalileikkeen tai helikaalikuvauksessa useamman röntgenputken kierroksen tilavuuden. (STUK S/7/2021, liite 2.) $CTKI_{vol}$ on TT-laitteiden säteilytehojen vertailuun tarkoitettu säteilyannosindeksi, eikä se sellaisenaan ole luotettava potilasannosten määrityksen kannalta (Bashir & Jones 2021). $CTKI$:n yksikkö on gray (Gy) (STUK S/7/2021, liite 2). Useista aksiaalileikkeistä tai röntgenputken pyörähdyksistä koostuva tilavuuden TT-kermaindeksi määritetään yhtälöllä

$$CTKI_{vol} = \frac{1}{d} \int_{-\infty}^{\infty} K(z) dz = \frac{1}{d} KLP \quad (\text{kaava 5})$$

missä $K(z)$ on tietokonetomografiatutkimuksessa käytetyn standardifantomien määritetty tutkimuksen aiheuttama ilmakermaprofiili röntgenputken pyörähdysakselin (z) suunnassa tutkitulla alueella.

d on säteilytetyn alueen pituus pyörähdysakselin suunnassa.

Kerman ja pinta-alan tulo

Kerman ja pinta-alan tulo KAP (kerma area product), kirjallisuudessa ja tässä tutkimuksessa myös käytössä oleva käytännössä samaa suuretta tarkoittava DAP (dose area product), määritetään integraalina (kaava 6) (STUK S/7/2021, liite 2). Sitä voidaan hyödyntää potilaan säteilyaltistuksen arvioinnissa muun muassa läpivalaisututkimuksissa ja hammasröntgenkuvantamisessa. KAP voidaan mitata röntgenlaitteen omalla tai erillisellä kaihdinkoteloon kiinnitettävällä KAP-mittarilla. KAP ei sisällä potilaasta sironnutta säteilyä tai ulkopuolista hajasäteilyä. (Toroi, Komppa & Kosunen 2008.) Kerman ja pinta-alan tulon yksikkö on $\text{Gy} \cdot \text{m}^2$, terveydenhuollossa yleisemmin muodossa $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$ (STUK S/7/2021, liite 2).

$$KAP = \int_{A_M} K(x, y) dx dy \quad (\text{kaava 6})$$

missä $K(x, y)$ on ilmakerma säteilykeilan akselia vastaan kohtisuorassa tasossa.

A_M on integroimisalue, käytännössä KAP-mittarin aktiivinen pinta-ala.

2.2.2 Säteilyannoksen mittaaminen kerroskuvantamisessa

Tomografialaitteiden säteilymittauksia suoritetaan potilasvasteen eli fantomin keskelle sijoitetulla ionisaatiokammion ja ionisaatiovirtaa mittaavalla elektrometrilla (IAEA TRS 457; Toroi ym. 2008, 9). Myös kerman ja pinta-alan tuloa mittaava KAP-mittari sisältää ionisaatiokammion. (Toroi ym. 2008, 9). Ionisaatiokammio sisältää herkästi ionisoituvaa kaasua ja elektrodiparin, joiden välillä on tasajännite. Kammion läpäissyt säteily ionisoi kaasua, jolloin elektrodit keräävät syntyneet ionit. Näin syntyy mitattavissa oleva virtapulssi, joka on verrannollinen absorboituneen energian määrään. (Lammen-tausta 2017.) Kerroskuvauslaitteiden annoskalibroinnit tehdään tavallisesti sijoittamalla 100 mm:n puikkomaisen ionisaatiokammion sisältävä fantomi laitteen isosentriin säteilytyksen ajaksi. Määritykset voidaan tehdä myös useammalla eri fantomilla, kuten pää- ja vartalofantomilla, erilaisten tutkimusten annostarkkuuden parantamiseksi. (IAEA TRS 457; Papp 2018, 258.) Tietokonetomografian annosmittauksessa voidaan hyödyntää myös esimerkiksi puolijohdeilmaisimia ja termoluminesenssidosimetreja, mutta ne eivät ole yhtä yleisiä verrattuna ionisaatiokammioon (IAEA TRS 457).

2.3 Säteilyn käyttöä ohjaava säännöstö

Koska ionisoivan säteilyn tiedetään olevan vaarallista terveydelle, on väestön, ympäristön ja säteilytyöntekijöiden turvallisuuden varmistamiseksi säädetty lakeja ja asetuksia. Säteilylain (859/2018, 1 §) tarkoituksena on suojella terveyttä ja ympäristöä säteilyn haittavaikutuksilta. Säteilylakia täydentävät säteilyn lääketieteellisen käytön osalta valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä (1034/2018) ja sosiaali- ja terveysministeriön asetus ionisoivasta säteilystä (1044/2018). Säteilysuojelua, säteilyn käyttöä ja niihin liittyvien lakien noudattamista valvoo Suomessa sosiaali- ja terveysministeriön alainen Säteilyturvakeskus, STUK. (STUK 2020c). Säteilyn turvallisen käytön kulmakiviä ovat kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan ICRP:n (International Commission on Radiological Protection) suosituksiin perustuvat säteilysuojelun periaatteet: oikeutus-, optimointi- ja yksilönsuojaperiaate (STUK 2020d). Nämä määrittelevät, että säteilyn käytöstä aiheutuvan hyödyn tulee olla suurempi kuin haittojen, tutkimuksesta aiheutuva säteilyaltistus tulee pitää mahdollisimman alhaisena ja työntekijöiden sekä väestön annosrajoista pidetään kiinni (Säteilylaki 859/2018, 5–7 §).

3 KERROSKUVAUSMENETELMÄT

3.1 Tietokonetomografia

Tietokonetomografiassa (lyh. TT, engl. computed tomography, CT) eli ns. viipalekuvauksessa tutkimuskohdetta kuvataan röntgensäteillä leikkeinä eri kulmista ja tasoista kolmiulotteisen paikkainformaation saavuttamiseksi (Salditt, Aspelmeier & Aeffner 2017, 111). Laitteen on kehittänyt Godfrey Hounsfield vuonna 1973, minkä ansiosta hänet palkittiin lääketieteen Nobelilla yhdessä Allan Cormackin kanssa vuonna 1979 (Powsner, Palmer & Powsner 2013, 125; Nieminen 2017a). Tietokonetomografiakuvaus perustuu TT-laitteen kehän, gantryn, vastakkaisilla puolilla sijaitseviin röntgenputkeen ja ilmaisimiin, jotka kiertävät synkronoidusti kuvattavan kohteen ympärillä. Röntgenputken tuottama säteilykeila lävistää kohteen, jolloin ilmaisim mittaa läpi kulkeutuneen säteilyn intensiteettiä. Mitatun säteilyn intensiteetin muutoksista voidaan laskea säteilyn absorboituminen kohteeseen ja määrittää kohteen kudosten vaimenemisprofiileja, joista laite muodostaa saadun informaation perusteella näytöltä tarkasteltavia poikkileikekuvia. (Blanco Sequieros & Lundbom 2017; Nieminen 2017a.) Valmistu kuvainformaatiota voidaan tarkastella kaksiulotteisina leikkeinä halutusta suunnasta, joista yleisimpiä ovat aksiaali-, sagittaali- ja koronaalisuunnat, mutta siitä voidaan tarvittaessa muodostaa myös kolmiulotteisia rekonstruktioita (Blanco Sequieros & Lundbom 2017). Vuonna 2018 Suomessa tehtiin yli puoli miljoonaa tietokonetomografiakuvausta (Ruonala 2019). STUKin vuosiraportin mukaan Suomessa oli vuonna 2020 yhteensä 104 perinteistä TT-laitetta, joista 10 eläinlääketieteen käytössä (Venelampi 2021, taulukko 2).

Tietokonetomografian kuvanmuodostus perustuu perinteisesti matemaattiseen menetelmään nimeltä suodatettu takaisinprojektiio (engl. filtered backprojektion, FBP), jossa yhdistetään eri suunnista määriteltyjen vaimenemisprofiilien sisältämä tieto kuvamatriisiin, josta vaimenemiskertoimet ratkaistaan laskennallisesti hyödyntäen erilaisia suodatinalgoritmeja. Vaikka suodatettu takaisinprojektiio on menetelmänä altis kuvan kohinalle ja virheille, voidaan sillä kuitenkin korostaa erinomaisesti kuvan yksityiskohtia. (Nieminen 2017a.) Uudempi ja yleistävä menetelmä on iteratiivinen rekonstruktio, jossa laskettua kuvaa korjataan iteratiivisesti eli toistuvasti, kunnes kuva on riittävän yhdenmukainen verraten mitattuihin vaimenemisprofiileihin. Iteratiivisen rekonstruktion etuja suodatettuun takaisinprojektiioon verrattuna ovat vähäisempi kohinataso, parempi kuvavirheiden korjaus, parempi resoluutio ja pienempi säteilyaltistus. (Powsner ym. 2013, 149–150; Nieminen 2017a.)

Tietokonetomografian kuvainformaatiota tarkastellaan TT-lukuina eli Hounsfieldin yksikköinä (engl. Hounsfield unit, HU), jossa säteilyn vaimenemiskerroin suhteutetaan veden vaimenemiskertoimen kanssa. (Nieminen 2017a.) Esimerkiksi veden määritelty TT-luku on 0 HU, luun 1000 HU ja ilman -1000 HU. TT-lukujen avulla voidaan määrittää tarkasteltavan kuvan harmaasävyskaala ja kuvan kontrasti syntyy TT-lukujen eroista rekonstruktioiden jälkeen. (Powsner ym. 2013, 125, 155; Salditt ym. 2017, 33.)

Tietokonetomografialaite sisältää paljon erilaisten teknologisten sovellusten yhdistelmiä, kuten esimerkiksi tietotekniikkaa, mekaniikkaa, optiikkaa ja säteilyn havaitsemistekniikkaa. Ulospäin merkittävin osa tietokonetomografialaitetta on gantry: ympyränmuotoinen kehys, joka sisältää röntgenputken ja ilmaisimen vastakkaisilla puolilla kehää. TT-laitteen perusrakenteisiin kuuluvat lisäksi potilaspöytä,

röntgengeneraattori, säteilykeilaa rajaava kollimaattori ja tietokonekomponentit. (Kaasalainen 2012.) Tärkeä osa kokonaisuuden toimivuuden kannalta on myös TT-laitteen jäähdytysjärjestelmä, joka varmistaa, ettei tutkimuksesta kollimoinnin vuoksi ns. hukkaan mennyt energia lämmitä laitetta liikaa (Sarmant & Christensen, 2014). Kehittyneen laiteteknologian ansiosta TT-kuvaukseen voidaan toteuttaa joko aksiaalinen tai helikaalikuvauksena. Aksiaalikuvaus pöydän liike on katkonaista, jolloin se liikkuu vain säteilytysten välillä, kun taas helikaalitekniikka käytettäessä pöydän liike on jatkuvaa koko kuvauksen ajan. (Kaasalainen 2012.) Helikaalikuvaukseen tarjoaa näistä paremman resoluution, koska siinä kuvanmuodostus hyödyntää useamman kierroksen aikana saatua vaimennusinformaatiota erillisten leikkeiden sijaan (Mamourian 2013, 8–10). Jatkuvan liikkeen ja samanaikaisen kuvantamisen mahdollistaa slip ring -teknologia, jolla virtaa ja dataa voidaan välittää vapaasti laitteistojen välillä ilman, että johdot ja kaapelit häiritsevät gantryn liikettä. Teknologia mahdollistaa tutkimusten nopeamman suorittamisen sekä sen myötä myös laajemman tutkimuskapasiteetin. (Kaasalainen 2012; Mamourian 2013, 6–8.)

TT-tutkimukset ovat melko suuria säteilyrasitukseltaan. Esimerkiksi lannerankaa kuvattaessa keskimääräinen efektiivinen annos on 5,6 mSv, mikä vastaa 280:tä tavanomaisella röntgenillä otettua PA-kuuhkokuvaa. Pään TT-tutkimusten keskimääräinen efektiivinen annos on noin 1,6 mSv, mikä puolestaan vastaa noin 80:tä kuuhkokuvaa. Poskionteloiden TT-tutkimukset aiheuttavat keskimäärin 0,5 mSv efektiivisen annoksen, kun taas vastaavan KKTT-tutkimuksen annos on 0,07 mSv, eli vain noin seitsemännesosa tietokonetomografialla tuotetusta annoksesta. (Terveyskylä 2019.) Pään, kaularangan ja lannerangan tietokonetomografiakuvaus toteutetaan selin maaten. Tutkimukset eivät yleensä vaadi erityisiä valmisteluja potilaalta, ja ne ovat kestoltaan 5–10 minuuttia, josta varsinainen kuvausaika on vain muutamia sekunteja. (Lehtimäki & Paajanen 2018; PSSHP 2021a; PSSHP 2021c; PSSHP 2021d.)

3.2 Kartiokeilatografia

Kartiokeilatietokonetomografia tai kartiokeilatografia (lyh. KKTT, engl. cone beam computed tomography, CBCT) on tietokonetomografian sovellus, jota käytetään terveydenhuollossa pääasiassa hammasröntgen- ja läpivalaisututkimuksissa, mutta sillä voidaan suorittaa myös esimerkiksi pään ja tukikudosten tutkimuksia sekä soveltaa sädehoidon suunnitteluun ja mammografiaan. Lisäksi kartiokeilatografiaa voidaan hyödyntää luustomuutosten sekä erilaisten kasvainperäisten sairauksien seurannassa. (Suomalainen, Kortnesniemi & Koskinen 2015.) Vuonna 2018 Suomessa tehtiin yhteensä noin 40 000 KTT-tutkimusta, joista lähes 25 000 oli hampaiden kartiokeilatografiatutkimuksia (Ruonala 2019).

KKTT-tekniikka kehitettiin alun perin angiografiatutkimuksia varten, ja ensimmäinen tutkimusmenetelmällä suoritettiin 1982. Ensimmäinen hammaskuvantamiseen soveltuva KKTT-laitte NewTom-9000 esiteltiin Italiassa vuonna 1998. (Suomalainen & Koskinen 2013; Luminati & Tagliafico 2014, 5; Venkatesh & Elluru 2017.) Tämän jälkeen useat eri valmistajat ovat tuoneet markkinoille erilaisia KKTT-laitteistoja, ja niitä on valmistettu myös Suomessa. (Venkatesh & Elluru 2017.) Vuonna 2020 Suomessa oli yhteensä 161 terveydenhuollon KKTT-laitetta, joista 143 oli hammaslääketieteellisessä käytössä (Venelampi 2021, taulukko 2).

KKTT-laitteen tuottama säteilykeila on muodoltaan kartion tai pyramidin mallinen ja tutkimuksessa röntgenputki ja ilmaisin pyörivät tutkimuskohteen ympärillä synkronoidusti kuvaten kohteesta tietokonetomografiasta poiketen leikkeiden sijaan useita kaksitasoisia röntgenkuvia, jotka yhdistetään kolmiulotteisen kuvainformaation saavuttamiseksi. Menetelmällä voidaan tuottaa myös panoraama- ja 3D-kuvia. (Suomalainen & Koskinen 2013.) Kartiokeilatomografiaa voidaan hyödyntää myös toimenpideradiologiassa, eli potilasta on mahdollista kuvata leikkauksen aikana kyseisellä menetelmällä (Suomalainen ym. 2015).

Kartiokeilatomografian etuja tietokonetomografiaan verraten ovat esimerkiksi pienempi säteilyaltistus sekä laitteen edullisempi hinta. Lisäksi KKTT-laite on huomattavasti pienempi ja sen saatavuus sekä käyttökuntoon asentaminen helpompaa verrattuna TT-laitteeseen. (Sarment & Christensen 2014; Suomalainen ym. 2015.) Kokonsa vuoksi KKTT-laitetta pystytään käyttämään rajallisemmin eri kehon osien kuvantamiseen, eikä sillä voida kuvantaa koko vartaloa. Kartiokeilatomografialaite on kuitenkin kokonsa vuoksi helposti liikuteltavissa, ja se on käyttövalmis koko ajan, sillä sitä ei tarvitse kalibroida uudestaan liikuttelunkaan jälkeen. KKTT-laite sopii siis ominaisuuksiltaan myös esimerkiksi päivystyskäyttöön. (Sarment & Christensen 2014.)

Kartiokeilatomografia ei täysin saavuta yhtä hyvää kuvanlaatua kuin tietokonetomografia, mutta esimerkiksi säteilyn sirontaan sekä säteilykeilan koventumiseen liittyvillä korjausalgoritmeilla on voitu saavuttaa laadullisesti entistä parempia kuvantamistuloksia. Kartiokeilatekniikalla pehmytkudosten erotuskyky on huono, mutta koska KKTT-laitteissa kolmiulotteisen pikselin eli vokselin koko on huomattavasti pienempi (0,076–0,4 mm) perinteisiin tietokonetomografialaitteisiin verrattuna (1,25–5,0 mm), on sen paikkaerotuskyky huomattavasti parempi. (Gonzalez 2013, 4; Sarment & Christensen 2014.) KKTT-vokseli on myös muodoltaan isotrooppinen, eli samanpituinen kaikkiin suuntiin, mikä tarjoaa Gonzalezin (2013, 4) mukaan paremman resoluution perinteisessä TT:ssä käytössä olevaan nonisotrooppiseen vokseliin verrattuna. Näin ollen sillä voidaan kuvata kovakudusrakenteita, kuten esimerkiksi luita, tarkasti erottaen pienempiä yksityiskohtia (Suomalainen ym. 2015).

Kartiokeilatietokonetomografialaitteen kuvaustelineeseen on liitetty kuvailmaisain sekä säteilyn lähde, josta säteilykeila muodostuu kartiomaisesti. Tutkimusta suoritettaessa kuvattavan kohteen ympäri pyörivä kuvausteline pyörähtää akselinsa ympäri, jolloin kohde pysyy keskiössä koko ajan. Yhden kierroksen aikana kaksikulotteisia röntgenkuvia otetaan 100–600 kappaletta, joista rekonstruoidaan kolmiulotteista kuvaa. (Suomalainen ym. 2015.) Lopullinen kuvien määrä riippuu kierrosajasta, säädetyistä kuvausnopeudesta sekä tutkimusohjelmasta (Luminati & Tagliafico 2014, 8).

Kuten muissakin kuvantamistutkimuksissa, myös kartiokeilatomografiassa artefaktat eli kuvavirheet tuottavat hankaluuksia kuvauksen toteutuksessa sekä lopputuloksessa. Ne voivat olla lähtöisin potilaasta, laitteesta tai säteilyn fysiikasta johtuvista muutoksista. Potilasperäiset artefaktat voivat johtua joko liikkumisesta tai mahdollisista potilaassa olevista metalliesineistä. (Schulze ym. 2011; Suomalainen ym. 2015.) Liikkeestä johtuvat artefaktat aiheuttavat enemmän ongelmia KKTT-menetelmällä perinteiseen TT-kuvaukseen verrattuna, koska KKTT:llä liike vaikuttaa koko kuvasarjaan yksittäisten leikkeiden sijaan (Sarment & Christensen 2014). Muita tyypillisiä kuvanlaatua heikentäviä tekijöitä

KKTT:ssä ovat sironta, kohina ja poikkeamat kartiokeilassa (Shulze ym. 2011). Näitä erilaisia artefaktoja kartiokeila-TT laite pyrkii poistamaan kuvan lopullisesta versiosta erilaisten algoritmien avulla. (Suomalainen ym. 2015.)

Tietokonetomografiatutkimuksesta poiketen pään alueen kartiokeilatografiatutkimuksessa potilas on tutkimuksen ajan joko seisten tai istuma-asennossa (Kortesniemi ym. 2015). Tutkimus ei vaadi potilaalta erityisiä esivalmisteluja kotona ja siihen menee kokonaisuudessaan noin 10–20 minuuttia (PSSHP 2019), josta itse kuvantamisen osuus on noin 20 sekuntia (Sarment & Christensen, 2014).

3.3 O-kaari

O-kaari (engl. O-arm) on MedTronicin vuonna 2005 markkinoille tuoma toimenpideradiologiaan tarkoitettu liikuteltava kuvantamislaitte. O-kaaren avulla voidaan kuvata potilaasta kaksiulotteista läpivalaisukuvaa ja KKTT-leikekuvia, joiden avulla voidaan tuottaa 3D-mallinnus tutkimuskohteesta. (Katisko, Kauppinen, Koivukangas & Heikkinen 2012; Casiraghi ym. 2020.) Se on siis ikään kuin hybridi läpivalaisututkimuksissa käytettävästä C-kaaresta ja tomografialaitteesta (Lin, Park, Whang, An & Phillips 2008). Vastaavan kaltaisia renkaan muotoisen gantryn sisältäviä liikuteltavia kuvantamisjärjestelmiä ovat tuoneet markkinoille myös muun muassa Brainlab (BrainLab 2021) ja Elekta (Elekta 2020). Ensimmäinen O-kaari saapui Suomeen Oulun yliopistolliseen sairaalaan vuonna 2009 (Katisko 2012, 28), ja vuonna 2020 Suomessa oli yhteensä 12 O-kaarilaitetta (Venelampi 2021, taulukko 2).

O-kaari on suunniteltu erityisesti rangan, pään ja korkeakontrastisten tukikudosten tutkimiseen ja sen pääkäyttökohteet ovat ortopedisten toimenpiteiden yhteydessä erilaisten fiksaatiovälineiden, kuten ruuvien, tarkan sijainnin määrittämisessä eli navigoinnissa (Lin ym. 2008; Uneri ym. 2018). Sen sijaan sen pehmytkudoserotuskyky on huono (Uneri ym. 2018). Katiskon ym. (2012) mukaan O-kaarella paremman pehmytkudosnäkyvyyden saavuttamiseksi käytettävät kuvausasetukset nostavat potilaan annoksen jopa 10–15 kertaiseksi vakioasetuksiin verrattuna.

Pyörillä liikkuva O-kaari ajetaan leikkauspöydän viereen laitteistoon yhteydessä olevan ohjelmiston avulla, johon voidaan syöttää enintään neljä eri koordinaattisarjaa halutusta sijainnista. Koordinaattien avulla laitteiston sijainti toimenpidesalissa pystytään toistamaan tarkasti, jolloin ylimääräisiä varmistuskuvauksia ei tarvita, vaikka säteilyn suunta ja kulma muuttuisivat toimenpiteen aikana. Robotiikan avulla kuvantamislaitte voidaan myös tarvittaessa siirtää nopeasti pois leikkauspöydän ympäriltä. O-kaaren renkaan muotoinen gantry avautuu sivulta potilaan asetteluun ja operoinnin helpottamiseksi. Potilaan ollessa paikoillaan gantry suljetaan automatiikalla, mikä vähentää kontaminaatoriskiä, kun toimenpidehenkilökunnan ei tarvitse erikseen kosketella laitetta. (Lin ym. 2008.) Katisko toteaa artikkelissaan (2012), että O-kaaren käyttö vaatii muutoksia leikkaussaliyöskentelyyn ja -sijoitteluun. Koska toimenpiteissä O-kaari on potilaan ympärillä, se saattaa vaikeuttaa potilaan luo pääsyä ja rajoittaa suuntia, joista potilasta operoidaan. Laitteisto vaatii myös oman tilansa toimenpidesalista ja henkilökunnan sijoittuminen tulisi suunnitella niin, että se palvelisi toimenpiteen suorittamista. (Katisko 2012.)

Leikkauksen aikainen eli intraoperatiivinen kuvantaminen parantaa leikkauksen tarkkuutta verrattuna pelkkään preoperatiiviseen eli leikkausta edeltävään kuvantamiseen (Uneri ym. 2018; Nachabe, Strauss, Schueler & Bydon 2019; Banat ym. 2020; Tamaki, Wada & Okazani 2020). O-kaarelle ominainen navigointijärjestelmä perustuu toimenpiteen aikana otettuihin kuviin. Tämän avulla voidaan vähentää paikannusvirheitä, jotka voivat johtua anatomisista muutoksista preoperatiivisen kuvantamisen ja toimenpiteen välillä. (Lin ym. 2008.) Toimenpiteen aikana potilasta kuvataan ja kuvadata siirretään O-kaaren navigointijärjestelmään, jonka avulla kuvadata on välittömästi hyödynnettävissä ilman erillisiä rekisteröintejä ja preoperatiivisten kuvien yhteensovittamisia (Katisko 2012). O-kaari yhdistää automaattisesti kuvadatan potilaaseen asetettuihin merkkeihin, mikä parantaa O-kaaren avulla suoritettavien toimenpiteiden tarkkuutta ja tehokkuutta. Tarkkuutta lisää myös O-kaaren ominaisuus kuvata 360° kohteen ympäriltä, mikä mahdollistaa kohteen monipuolisen tarkastelun useista eri suunnista. (Lin ym. 2008.)

O-kaareissa on neljä potilaan kokoon perustuvaa asetusta: small (pieni), medium (keskikokoinen), large (suuri) ja extra large (hyvin suuri). Näille jokaiselle on erikseen valittavissa kuvanlaatuun vaikuttavat säteilyannosasetukset low (matala), standard (vakio) ja high (korkea). (Nachabe ym. 2019; Casiraghi ym. 2020.) Vakioitu leikepaksuus on 0,833 mm (Katisko ym. 2012). Vakioidut arvot nopeuttavat kuvantamisprosessia, mutta verrattuna kohteen paksuuden mukaan säteilyä moduloiviin kuvantamismenetelmiin, säteilyannokset O-kaarella ovat suurempia. Esimerkiksi C-kaarella, joka hyödyntää automaattista säteilyaltistuskontrollia (AEC), yksittäisen kuvauksen säteilyannokset ovat huomattavasti pienempiä kuin O-kaarella. (Nachabe 2019.) Tämän vuoksi O-kaarella suoritettava intraoperatiivinen kuvaus rajoittuu tyypillisesti yhteen tai kahteen skannaukseen leikkausta kohden – esimerkiksi ensimmäinen skannaus perustana kirurgiseen navigointiin ja/tai skannaus lopussa kirurgisen lopputuloksen arvioimiseksi (Uneri ym. 2018). Intraoperatiivinen kuvantaminen O-kaarella ei kuitenkaan poista postoperatiivisen TT-kuvantamisen tarvetta (Nachabe ym. 2019). Nachaben ym. (2019) fantomille suoritetuissa tutkimuksissa O-kaarella mitatut säteilyannokset vaihtelivat 8,9–40,6 mGy välillä riippuen fantomin koosta ja säteilyannosasetuksista.

4 SÄTEILYSUOJELU JA OPTIMOINTI KERROSKUVAUSMENETELMISSÄ

4.1 Säteilysuojelu ja annostarkkailu

Lääketieteelliseen käyttöön liittyviä asetuksia ja säteilysuojelun lainsäädännön noudattamista valvoo Suomessa Säteilyturvakeskus ja lääketieteellisten säteilylaitteiden valvonnasta vastaa Valvira. Kehittyneet maat noudattavat kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan ICRP:n (International Commission on Radiological Protection) periaatteita ja suosituksia. Tämän lisäksi muun muassa Kansainvälinen ydinenergiajärjestö IAEA, Maailman terveysjärjestö WHO ja Kansainvälinen työjärjestö ILO ovat julkaisseet säteilysuojeluun liittyviä suosituksia. (Nieminen 2017b.)

Säteilysuojelun perusteisiin kuuluu kolme pääperiaatetta. Oikeutusperiaate ohjaa, että säteilyä hyödyntävän tutkimuksen on tuotettava potilaalle enemmän hyötyä kuin haittaa. Optimointiperiaate eli ns. ALARA-periaate (As Low As Reasonably Achievable) tarkoittaa, että säteilyaltistus on pidettävä niin pienenä kuin mahdollista, tutkimuksesta riippuen. Yksilönsuojaperiaatteeseen kuuluu työntekijöiden ja väestön suojeleminen säteilyltä. Käytännössä tämä tarkoittaa sitä, että säteilyaltistuksen annosrajoja, jotka on säteilylaissa erikseen määritelty, ei saa ylittää. (STUK 2020d.)

Tietokonetomografiassa ja muissa ionisoivaa säteilyä hyödyntävissä kuvantamistutkimuksissa säteilysuojelun oikeutusperiaatteen toteutus alkaa jo ennen tutkimuksen aloittamista suunnitteluvaiheessa. Samalla tulee harkita, voitaisiinko kyseistä tutkimusta suorittaa ilman säteilyaltistusta. Tutkimukset tulee optimoida lähetteen tietojen perusteella niin, että kuvanlaatu on riittävä diagnoosin tekoon, mutta kuitenkin huomioiden, että potilaan säteilyaltistus pysyy mahdollisimman pienenä. Tutkimuksessa on tarkoitus saavuttaa tarpeeksi hyvä erotuskyky eri tiheyksille sekä yksityiskohdille mahdollisimman vähäisillä kuvavirheillä. Tietokonetomografiassa pohditaankin paljon säteilyn optimointia kuvanlaadun ja säteilyannoksen välillä, ja potilaiden saamaa säteilyannosta on optimoitava aktiivisesti koko tutkimuksen ajan. (Kortesiemi & Lantto 2015.)

Tietokonetomografialla tai muulla suurta säteilyaltistusta aiheuttavalla kuvantamismenetelmällä tutkittaessa fertiili-ikäiseltä potilaalta tulee varmistaa raskauden mahdollisuus. Oikeutusarvioinnin perusteella raskaana olevan potilaan ja sikiön kannalta tulee harkita vaihtoehtoisia kuvantamismenetelmiä tai mahdollisesti siirtää tutkimuksen ajankohtaa. Kuitenkaan akuuteissa, potilaan henkeä uhkaavissa tilanteissa selvitys raskaudesta ei ole välttämätön. (STUK S/4/2019, 4 §.)

Toimenpiteitä voidaan suorittaa kuvantamisohjattuna esimerkiksi O-kaaren avulla. Leikkausosastoilla säteilyä käyttävä henkilökunta ei kuitenkaan välttämättä ole saanut laaja-alaista koulutusta säteilyturvallisiin toimintatapoihin. (Katisko 2012.) Leikkaussaleissa henkilökunnan säteilyannosta voidaan pienentää esimerkiksi pöydän reunaan kiinnitettävillä säteilysuojilla, lyijyseinillä ja suojavaatteilla. Lisäksi henkilökunnan säteilyaltistusta toimenpidesalissa seurataan henkilökohtaisilla dosimetreilla. (Nieminen 2017a.) Tämä on tärkeää, sillä lain mukaan toiminnanharjoittajalla on velvollisuus huolehtia työntekijöiden suojautumisesta vaarallisilta ja haitallisilta olosuhteilta, kuten ionisoivalta säteilyltä. Lääketieteellisestä oikeutuksesta ja optimoinnista säteilylle altistavassa kliinisessä toimenpiteestä vastaa toimenpiteestä vastuussa oleva lääkäri. (Nieminen 2017b.)

Säteilyn altistusolosuhteita tarkkaillaan annosnopeus- ja kontaminaatiomittausten avulla. Mittauksilla varmistetaan säteilytyöntekijöiden oikeanlainen luokittelu ja työtilojen turvallisuus. Säteilytoimintaa harjoittavan tahon tulee tarjota henkilökohtainen annostarkkailu kaikille luokkaan A kuuluville sekä tarvittaessa luokkaan B kuuluville säteilytyöntekijöille. Annostarkkailun mittaustulokset tallennetaan annosrekisteriin. (STUK 2020b.) Terveystieteiden tutkimuskeskuksessa potilaan saama säteilyannos on tarvittaessa voitava määrittää tutkimuksien dokumentoinnin avulla. Potilasannosta voidaan mitata KAP-mittarilla (ent. DAP-mittari), joka ilmaisee annoksen ja pinta-alan tuloa (kappale 2.2.1). Säteilyturvakeskus on myös määrittänyt potilasannoksille vertailutasot yleisimpiin kuvantamistutkimuksiin. (STUK ST 3.3.)

4.2 Säteilyannos ja kuvanlaatu

Potilaan saamaa säteilyannosta sekä kuvanlaatua tulee seurata ja optimoida aktiivisesti, ja niihin vaikuttavia tekijöitä ovat esimerkiksi säteilyn fysiikka, kuvantamismenetelmä, kuvauksessa käytetyt parametrit sekä laitteen käyttäjän ammattitaito (Kortesniemi & Lantto 2015). Myös potilaan ominaisuudet, kuten paino, ikä ja sukupuoli vaikuttavat säteilyaltistukseen (Nieminen & Oikarinen 2017). Tämän vuoksi esimerkiksi tietokonetomografiatutkimus tulisi optimoida jokaiselle potilaalle yksilöllisesti annettujen esitietojen ja potilaan ominaisuuksien perusteella (Kortesniemi & Lantto 2015). Lisäksi röntgenkuvan tulee olla tarpeeksi hyvälaatuinen diagnostiikan kannalta. Kuitenkin parempi kuvanlaatu edellyttää usein suurempaa säteilyannosta, ja kerroskuvaustutkimusten optimointi onkin jatkuvaa tasapainoilua potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen ja kuvanlaadun välillä. (Jadu ym. 2011; Kortesniemi & Lantto 2015.)

Kuvan muodostumiseen vaikuttaa säteilyn vaimeneminen väliaineessa. Erilaiset materiaalit ja kudokset vaimentavat säteilyä eri tavalla, jolloin puhutaan väliaineen kyvystä vaimentaa säteilyä. Röntgensäteilyn vaimeneminen kudoksessa tapahtuu eksponentiaalisesti syvyyden funktiona. (Lammentausta 2017.) Kudosten väliset vaimenemiskertoimet vaikuttavat kuvan kontrastiin, jolloin eri tiheyden omaavat kudokset kuvautuvat eri harmaan sävyinä (Saarakkala & Nieminen 2017). Sopivan kontrastin avulla voidaan saada halutut rakenteelliset kohteet erottumaan muusta taustasta (Salditt, Aspelmeier & Aeffner 2017, 33). Kontrasti on suuri, kun kuva sisältää sekä hyvin vaaleita että tummia harmaasävyjä (Saarakkala & Nieminen 2017). Kontrasti on riippuvainen säteilyn energiasta, ja pienempi kuvausjännite tuottaa kuvaan paremman kontrastin, jolloin myös potilasannos pienenee. Kuitenkin liian pienellä jännitteellä alhaisemman vaimenemiskertoimen kudokset voivat kadota näkyvistä. (Kortesniemi & Lantto 2015.)

Paikkaresoluutio eli paikanerotuskyky osoittaa, miten kuvan kohteet erottuvat toisistaan, eli onko niiden väliset rajat tarkkoja vai sekoittuvatko ne toisiinsa (Papp 2018, 48). Resoluutioon vaikuttaa kerroskuvausmenetelmissä muun muassa leikepaksuus ja vokselin eli kolmiulotteisen kuva-alkion koko. Suuri vokselikoko aiheuttaa potilaalle vähemmän säteilyaltistusta, mutta sen tarkkuus on huonompi. Pienempi vokselikoko antaa paremman resoluution, mutta vaatii isompaa säteilyannosta, jotta kuvaan ei tulisi kohinaa. (Gonzalez 2013, 4; Jadu ym. 2018.) Kohina esiintyy kuvassa satunnaisina harmaasävyvaihteluina tehden siitä rakeisen. Kohina huonontaa kuvanlaatua siten, että sen lisääntyessä pienimmät yksityiskohdat voivat hävitä muuhun taustaan. (Saarakkala & Nieminen 2017.)

4.3 Kerroskuvausmenetelmien optimointikeinoja

Laittekehityksen ansiosta tietokonetomografialaitteiden optimointikeinot ovat laajentuneet entisestään. Potilaan saaman säteilyaltistuksen optimointia voidaan toteuttaa monin eri keinoin, joista tärkeimpiä ovat muun muassa tarkka kuvausalueen rajaaminen, kohteelle sopivat kuvausarvot, potilaan asettelu ja laitteistojen laadunvarmistus. Optimoinnin onnistumisen edellytyksenä on röntgenhoitajan riittävä koulutus, oman osaamisen jatkuva päivittäminen, huolellisuus sekä työyhteisön monipuolinen ja toimiva yhteistyö. (Kortesniemi & Lantto 2015.)

Potilaan asettelulla voidaan vaikuttaa säteilyannokseen. Potilas tulisi keskittää tietokonetomografiatutkimuksessa oikein hoitopöydälle automaattisen putkivirran modulaation optimaalisen toimimisen kannalta. (Kortesniemi & Lantto 2015.) Pään ja kaulan alueen tutkimuksissa asetteluun merkitys korostuu säteilyherkkien elinten kuten sylkirauhasten ja kilpirauhasen suojaamiseksi. Ionisoiva säteily voi myös altistaa kaihille kehitymiselle silmän linssiin. Tämän vuoksi potilaan päätä tulisi pään alueen tutkimuksissa kalliistaa niin, että silmät saataisiin rajattua pois säteilykeilasta. (Yabuuchi ym. 2018.) Kuvausalueen tarkalla rajaamisella voidaan vähentää säteilyannosta merkittävästi sekä parantaa kuvanlaatua. Lisäksi tarkasteltavien kuvien leikepaksuus tulisi määrittää kohteen mukaisesti mahdollisimman suureksi potilaan säteilyaltistuksen minimoimiseksi. (Kortesniemi & Lantto 2015.)

Kehittyneiden kuvanlaskentatapojen eli rekonstruktioiden avulla on voitu säilyttää hyvä kuvanlaatu säteilyannoksen pienentämisestä huolimatta. Kehittyneempiä säteilyannosta vähentäviä TT-rekonstruktioita ovat iteratiivisen rekonstruktion (kappale 3.1) lisäksi esimerkiksi pieniannoksinen TT (LD-CT, ULD-CT) ja ohutleiketietokonetomografia (HRTT). Rekonstruktioiden teko vaatii kuitenkin aikaa, eivätkä niistä kaikki välttämättä sovellu tilanteisiin, joissa kuvien on oltava nopeasti saatavilla. Laittekehittäjät kuitenkin pyrkivät jatkuvasti lyhentämään kuvanlaskenta-aikoja, ja uusimpia rekonstruktioita voidaan jo soveltaa päivystyskäytössäkin. (Nummela, Koskinen & Tuominen 2017.)

Yksi merkittävin TT-laitteiden optimointitekniikka on automaattinen putkivirran modulaatio (AEC), mikä säätelee säteilyntuottoa kuvauksen aikana kuvattavan kohteen mukaan (Kortesniemi & Lantto 2015). Laitte kerää potilaasta vaimenemistiedot, joiden perusteella se säätelee kuvauksen aikana putkivirtaa kohteen paksuuden ja tiheyden mukaan optimaalisen kuvanlaadun saavuttamiseksi. (Nieminen 2017a.) Modulaation avulla voidaan vähentää pienikokoisen potilaan säteilyaltistusta, mutta toisaalta se saattaa kasvattaa annosta suurikokoisen potilaan kohdalla (Kortesniemi & Lantto 2015).

Kuvantamisen yhteydessä potilaalle laskimoon annettavalla kontrastiaineella pystytään lisäämään tutkimusten tarkkuutta ja kontrastieroja tutkittavien kudosten välillä. Tietokonetomografiassa käytettävä jodivarjoaine vaimentaa tehokkaasti röntgensäteilyä, jolloin jodia sisältävät kohteet kuvautuvat muita kudoksia kirkaampina. Nykyiset jodivarjoaineet ovat pääasiassa hyvin siedettyjä, mutta potilaalta tulee varmistaa aiemmat herkkyysreaktiot ja munuaistoimintaan liittyvät laboratoriotulokset haittavaikutusten ennaltaehkäisemiseksi. (Aronen, Niemi & Dean 2017.) Kudosten ja aineiden parempi erotuskyky voidaan saavuttaa myös kahdella eri kiihdytysjännitteellä kuvaamisella eli kaksoisenergiakuvauksella tai spektraali-TT:llä, mitkä ovat mahdollisia uusimmilla tietokonetomografialaitteilla (Nieminen 2017b; Yabuuchi ym. 2018). Kaksoisenergialla voidaan erotuskykyyn lisäksi parantaa varjoainekontrastia, vähentää metallista johtuvia artefakteja ja poistaa laskennallisesti esimerkiksi luisia rakenteita tai varjoainetehostus kuvasta (Nieminen 2017a).

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TAVOITE

Työn tarkoituksena on tutkia ja vertailla potilaiden saamia säteilyannoksia tietokonetomografialla, kartiokeilatografialla ja O-kaarella suoritetuista pään tutkimuksista sekä tietokonetomografialla ja O-kaarella suoritetuista kaularangan ja lannerangan kuvantamistutkimuksissa. Työn tilaaja on toivonut aiheesta tehtävän tutkimusta juuri opinnäytetyön aiheena. Varsinkin O-kaaresta on tietojemme mukaan tällä hetkellä saatavilla suhteellisen vähän tietoa ja tutkimuksia suomeksi, joten aihe on ennen kaikkea myös ajankohtainen ja tutkimuksen tulokset tarpeellisia. Tutkimuksen tavoitteena on tuottaa luotettavaa ja vertailukelpoista aineistoa eri kerroskuvausmenetelmien säteilyannoksista.

Tilaaja saa tutkimuksesta tilastollista lisätietoa käytössä olevien kerroskuvantamismenetelmien säteilyannoksista ja niiden mahdollisista eroavaisuuksista. Keskiössä on erityisesti O-kaari ja sen annokset verrattuna kahteen muuhun kerroskuvantamismenetelmään. Vertailtavana annossuureena modalityteettien välillä käytetään efektiivistä annosta. Tutkimuksesta saatavaa tietoa apuna käyttäen voidaan esimerkiksi tehdä vertailua, olisiko potilasannoksen optimoinnin kannalta perusteltua käyttää toista kuvantamismenetelmää. Tutkimusprosessi auttaa myös meitä ymmärtämään eri säteilyannosten ja modalityteettien välisiä suhteita. Aihetta ei ole aikaisemmin käsitelty opinnäytetyössä, ja ensimmäinen O-kaari saapui KYSiin vasta vuonna 2017, minkä vuoksi nämä asiat nousivat mielenkiinnon kohteiksi tilaajan toimesta.

Tutkimuskysymykset:

1. Kuinka tietokonetomografialla, kartiokeilatografialla ja O-kaarella suoritettujen pään kuvantamistutkimusten efektiiviset annokset eroavat toisistaan?
2. Kuinka tietokonetomografialla ja O-kaarella suoritettujen kaula- ja lannerangan kuvantamistutkimusten efektiiviset annokset eroavat toisistaan?

6 TUTKIMUKSEN TOTEUTUS

6.1 Kvantitatiivinen tutkimusmenetelmä

Määrällinen eli kvantitatiivinen tutkimus on monivaiheinen tutkimusprosessi, jossa tyypillisimpiä aineistonkeruumenetelmiä ovat muun muassa lomake- tai internetkyselyt, erilaiset haastattelut sekä havainnointi ja kokeelliset tutkimukset (Alastalo & Borg 2010; Heikkilä 2014). Näitä menetelmiä voidaan myös yhdistellä. Tiedonkeruumenetelmän valinnassa tulee huomioida menetelmän soveltuvuus tutkimuksen tarkoituksen ja luotettavuuden näkökulmasta (Alastalo & Borg 2010). Kvantitatiivisen tutkimuksen avulla pystytään hahmottamaan esimerkiksi nykytilannetta, mutta sillä ei niinkään kartoiteta tulosten takana olevia syitä. Kvantitatiivinen tutkimus vastaa kysymyksiin ”Mikä? Missä? Paljonko?” ja sisältää usein määrällisesti laajoja otoksia, joiden tuloksia vertailemalla saadaan lisää tietoa esimerkiksi ilmiöiden esiintyvyydestä tai muutoksista. (Heikkilä 2014.) Tutkimus voi olla kokonais- tai otantatutkimus, jolloin voidaan tarkastella joko koko perusjoukkoa tai pienempää osaa siitä. Koska tutkimuksessamme käsittelemme tiettyjen kerroskuvausmenetelmien säteilyannoksia valikoiduilta vuosilta, on kyseessä pienempi osa perusjoukkoa eli otos. (Mattila 2021c.)

Valitsimme tutkimukseemme määrällisen tutkimustavan, koska sen tarkoitus ja tavoite soveltuivat tutkimuskysymystemme ratkaisemiseen. Määrällinen tutkimustapa kattaa erilaisia tavoitteita, mutta tutkimuksellemme tärkeimpinä tavoitteina olivat saadun tiedon selittäminen ja vertaileminen sekä eroavaisuuksien löytäminen. (Vilka 2007, 18–21.) Tutkimuksessamme havainnoimme ja teimme päätelmiä tilaajalta saamastamme numeerisessa muodossa ilmoitetusta annosdatasta. Lisäksi hyödynsimme kirjallisuuskatsauksen metodeja tukemaan tutkimuksemme teoreettisen taustan avaamista. Kvantitatiivisen tutkimuksen teoriaosuuden tarkoituksena on avata tutkimuksessa käytettyjä käsitteitä. Tutkimus muodostuu teorian ja empirian eli käytännön yhdistämisestä. Kvantitatiivinen empiria pyrkii kuvailemaan ja selittämään tutkimuksen kohteena olevia ilmiöitä järjestelmällisten havaintojen avulla. Empiirinen havainnointi eli mittauksen kohteet määräytyvät tutkimusongelman perusteella. Hyvä kvantitatiivinen tutkimus perustuu hyvin määriteltyyn teorian tietoon sekä sen sisältämiin käsitteisiin, ja tutkimusprosessin edetessä uusia käsitteitä avataan esiin tulleista aihealueista. (Mattila 2021d.)

Kvantitatiivisen tutkimuksen havaintoaineiston käsittely voidaan jakaa kolmeen vaiheeseen: lomakkeiden tarkistus, aineiston muuttaminen numeraaliseen muotoon ja tallennetun aineiston tarkistaminen (Vilka 2007, 105). Lisäksi tulee arvottaa tutkimuksen muuttujat. Muuttuja tarkoittaa asiaa, josta tutkimuksessa haetaan ja halutaan tietoa. Se voi olla esimerkiksi toimintaa tai ominaisuutta koskeva asia kuten säteilyannos tai vaikkapa mielipide, mikäli tutkimuksessa on käytetty kyselylomakkeita tutkimusmateriaalina. (Vilka 2007, 14–15.) Määrällinen tutkimus voidaan suorittaa yhden muuttujan, kahden muuttujan tai monimuuttujamenetelmänä riippuen tarkasteltavien muuttujien määrästä. Yhden muuttujan menetelmän tuloksia voidaan tarkastella esimerkiksi keski- tai hajontaluvuilla, kun taas useamman muuttujan menetelmän valinnassa tulee ottaa huomioon selittävän ja selitettävän muuttujan mittaustasot. Monimuuttujamenetelmissä voidaan hyödyntää esimerkiksi varianssianalyysia, regressioanalyysia tai ristiintaulukointia. (Mattila 2021a.) Tutkimukseemme valitsema varianssianalyysi tutkii ja vertailee havainnointiryhmien keskiarvojen tilastollisia eroja. Sen käyttö on yleistä lääketieteessä ja kokeellisissa tutkimuksissa. (Mattila 2021e.) Kvantitatiivisen tutkimuksen tuloksia voidaan esitellä erilaisten diagrammien, taulukoiden sekä kuvioiden avulla (Mattila 2021b.)

6.2 Tutkimusaineiston keruu

Ennen tutkimuksen toteutusta keräsimme ja kokosimme tietoa aiheen taustoista järjestelmällisellä lähteiden etsimisellä sekä modaliteetteihin tutustumisella. Teoriaosioissa hyödynsimme aihealuetta käsittelevää kirjallisuutta, artikkeleita sekä aiheesta toteutettuja tutkimuksia. Teoriaosion aineiston kerääminen aloitettiin tutkimuskysymyksen asettelulla ja hakustrategian luomisella. Hyvä suunnittelu loi pohjaa löytää monipuolisesti relevantteja lähteitä. Hakua tehdessä aineistoa arvioitiin ja hakustrategiaa muutettiin tai korjattiin tarvittaessa, jos haut eivät tuottaneet tutkimuksessa hyödynnettäviä tuloksia tai ne ovat luotettavuudeltaan arveluttavia. Haut dokumentoitiin niin, että ne olivat tarvittaessa helposti toistettavissa.

Tiedonhakua tehdessämme otimme huomioon lähteidemme luotettavuuden. Lähteiden luotettavuuden arvioinnissa käytimme apuna Leena Elomaan ja Hannele Mikkolan Näytön jäljillä – tiedonhaku näyttöön perustuvassa hoitotyössä -verkkokirjaa (2010). Kirjassa on eriteltynä näytön asteet vahvan, kohtalaisen ja niukan välille. Myös lähteet, joissa ei ole tutkimusnäyttöä, on otettu huomioon. Näytön asteisiin on linkitetty näytön lajit erilaisten tutkimustyyppien mukaan. Luotettavimpina näytön lähteinä pidetään kirjan mukaan eri asiantuntijaryhmien tekemiä, vertaisarvioituja esim. Cochrane Library -sivustolta löytyviä julkaisuja sekä terveydenhuollon artikkeliviitetietokannoista (esim. Medic, Medline, CINAHL Complete) saatavilla olevia tutkimuksia. (Elomaa & Mikkola 2010, 32–34.) Pyrimme valikoimaan työhömmme mukaan luotettavuudeltaan vahvoiksi tai kohtalaisiksi luokiteltavia tutkimuksia, kirjoja ja asiantuntija-artikkeleita.

Tiedonhakua varten käytimme erilaisia tietokantoja, kuten Finna, Savonia Finna, Medic, PubMed, ProQuest Ebook Central, ScienceDirect, CINAHL, Google Scholar ja Terveysportti. Lisäksi etsimme tietoa STUKin arkistoista ja tutkimusmenetelmäoppaista. Ajantasaiset ja laadukkaat tutkimukset luovat tärkeän pohjan näyttöön perustuvalla työllä (Elomaa & Mikkola 2010, 23), joten tavoitteenamme oli löytää luotettavia sekä mahdollisimman tuoreita lähteitä. Koska laiteteknologia sekä lääketieteelliset menetelmät muuttuvat jatkuvasti, pyrimme pitämään laiteteknisen teorian tiedon pääasiassa alle 10 vuotta vanhana. Säteilyfysiikan termien osalta hyväksyimme myös vanhempia lähteitä, jos tutkittua tietoa pidettiin relevanttina nykypäivänäkkin.

Tutkimuksessa aineistona on käytetty tilaajaltamme saatua O-kaari-, tietokonetomografia- ja kartiokeilatografiamenetelmillä toteutettujen kuvauksien säteilyannoksia numeerisesti kuvaavaa dataa, joka oli muokattu anonyymiksi siten, ettei tutkittuja potilaita voitu identifioida sen perusteella. Tutkimukseen valiutuvista otannoista huolehti työn tilaaja. Tutkimukseen katsottiin soveltuviksi ne kuvantamistutkimukset, joissa oli käytetty vakiokuvausarvoja. Annokset on kerätty KYSissä lääketieteellisessä käytössä olevista Siemensin Somatom Definition Edge (tästä eteenpäin SDE) ja Somatom Definition Flash (tästä eteenpäin SDF) –tietokonetomografialaitteilta, Planmegan Promax 3D MAX –KKTT-laitteelta ja Medtronicin O-kaarelta. Koska KYSin KKTT-laitteella ei suoriteta kaula- tai lannerangan tutkimuksia, niiden osalta ei ole saatavilla vertailtavaa annosdataa.

Pään TT-tutkimusten annosten osalta otanta on yhteensä $n=4064$, joista $n=189$ on kerätty SDE:ltä ja $n=3875$ SDF:ltä vuodelta 2019. Vuoden 2019 pään kartiokeilatutkimusten annosotanta ($n=50$) koostuu kahden eri pään alueen tutkimuksesta, nenän sivuonteloiden KKTT $n=43$ ja kasvojen luiden KKTT $n=7$, joissa on käytetty isoa kuvakenttää (130 mm x 130 mm). O-kaarella suoritettujen pään tutkimusten harvinaisuuden vuoksi O-kaaren pään tutkimusten annostiedot ($n=8$) ovat vuodelta 2018 vuoteen 2021.

Kaularangan TT-tutkimusten annosotanta on $n=49$. Kuvantamistutkimukset on suoritettu vuonna 2019 kolmella eri tietokonetomografialaitteella, joista kaksi SDF:iä ($n=32$) ja yksi SDE ($n=17$). Kaularangan O-kaaritutkimusten osalta otanta on yhteensä $n=39$, joista $n=18$ vuodelta 2018 ja $n=21$ vuodelta 2019.

Lannerangan TT-tutkimuksien otanta ($n=67$) kerättiin kaularangan tutkimusten tapaan kolmelta eri TT-laitteelta (SDF $n=57$; SDE $n=10$). Tarkasteltavia O-kaarella tehtyjä lannerangan tutkimuksia on $n=46$, joista $n=21$ vuodelta 2018 ja $n=25$ vuodelta 2019.

6.3 Tutkimusaineiston käsittely

Annosdata saatiin tilaajalta Excel-taulukoissa. Tässä vaiheessa karsittiin pois tutkimuksen kannalta epäoleelliset tai ongelmalliset arvot ja lopulliseen käsittelyyn valitut tiedot siirrettiin edelleen selkeämpiin taulukoihin. Ongelmallisiksi katsoimme esimerkiksi O-kaaritutkimusten säteilyannokset, joissa annos koostui O-kaaren lisäksi muilla menetelmillä tehdyistä säteilytyksistä, sekä puutteelliset annostiedot. Näiden tietojen kohdalla hyödynsimme täydellisten havaintorivien analyysiä (Sivonen 2021), jolloin jätimme käyttämättä ongelmallisiksi havaitsemamme havaintorivit ja käsitelimme jäljelle jääviä annostietoja täydellisenä aineistona. Puutteelliset tiedot olivat yksittäisiä ($n\approx 30$) ja satunnaisia, joten oletettavasti niiden poistamisen vaikutus tulosten vääristymiseen on pieni (Sivonen 2021). On kuitenkin huomioitava, että havaintorivien poisto vaikutti hieman analysoitavien otoksien lukumääriin.

Tietokonetomografiatutkimusdata sisälsi annostietojen lisäksi tietoja käytetyistä kuvausohjelmista, kuvauspituuden (scan length) ja potilaiden kokotietoja (ikä, pituus, paino ja/tai BMI). Näitä muita tietoja emme kuitenkaan hyödyntäneet lopullisessa tutkimuksessa, koska niitä ei ollut ilmoitettu yhteneväisesti kaikilta modaliteeteilta. Annosdata oli ilmoitettu suureissa $CTDI_{vol}$, DLP ja efektiivinen annos. Saimme siis TT-tutkimusten osalta efektiiviset annokset suoraan käyttööme.

Pään TT-tutkimusten annokset oli koottu kahdelta eri laitteelta, Siemens Somatom Definition Edgeltä (SDE) ja Siemens Somatom Definition Flashilta (SDF). SDF:n annokset koostuivat päivystyksellisistä pään kuvauksista ja SDE:n annokset elektiivisistä (ei-päivystyksellisistä) kuvauksista. Kuvausohjelma kaikissa tutkimuksissa oli sama, "pään X-care".

Kaularangan TT-annosdata kerättiin kolmelta TT-laitteelta: kahdelta SDF:ltä ja yhdeltä SDE:ltä. Kaularangan tutkimuksia oli suoritettu neljällä eri kuvausohjelmalla, joista kaksi sisälsi kaksoisenergiakuvausten. Joissakin tutkimuksissa oli käytetty lisäksi metallinpoisto-ohjelmaa. Lannerangan TT-tutkimusten annosdata kerättiin kaularangan tapaan kolmelta eri laitteelta. Kummankin SDF:n tutkimukset olivat suoritettu tavanomaisella rangan kuvausohjelmalla, mutta SDE:n tutkimuksissa oli käytetty myös metalli-, myelo- ja spiraalikuvausohjelmia.

Kartiokeilatomografian osalta tutkimusten säteilyannokset olivat alkuperäisesti esitetty muodoissa DAP ja korjattu DAP, joista valitsimme vain jälkimmäisen efektiivisten annosten muunnoksia varten. Pään alueen KKTT-annosdata käsitti sekä kasvojen luiden että nenän sivuonteloiden (NSO) kuvantamistutkimuksia, joista molemmat otettiin erikseen huomioon efektiivisiä annoksia vertailtaessa. Kaikki tutkimukset oli suoritettu 96 kV:n kuvausjännitteellä.

Kuopion yliopistollisessa sairaalassa on käytössä kaksi O-kaarta, joista valitsimme tarkasteluun vain toisen, jolla tutkimuksessamme tarkasteltavia anatomisia kohteita oli kuvattu enemmän. O-kaaren annosdata oli ilmoitettu suureina DAP ja DLP. Näistä DLP ilmaisi kerroskuvaamisesta saatua säteilyannosta ja DAP läpivalaisun osuutta tutkimuksesta. Koska tutkimuksemme koskee vain kerroskuvantamista, emme huomioineet lopullisissa tuloksissa läpivalaisusta saatuja säteilyannoksia. Pään O-kaartutkimukset oli kuvattu joko high- tai standard -säteilyannosasetuksilla. Annosdata sisälsi myös tutkimuksissa otettujen 3D-osioiden lukumäärän. Koska O-kaaren pään tutkimusten osalta otos oli pieni, päätimme, ettemme tee syvempää statistiikkaa eri asetuksilla tehdyistä tutkimuksista, vaan käsitelimme annosdataa yhtenäisenä kokonaisuutena. Kaularangan O-kaarikuvaukset oli suoritettu erilaisten toimenpiteiden yhteydessä, joita olivat muun muassa kaularangan luudutus (taka- tai etukautta), murtumaleikkaus ja selkärangan sijoiltaanmenon suljettu paikalleenasetus. Lannerangan kuvantamisohjattuja toimenpiteitä O-kaarella olivat muun muassa luudutus takaa, selkäydintilan avarrus, mikrokirurginen välilevytyrän poisto lannerangasta ja hermojuuridekompressio lannerangan alueella.

Jokaisen modaliteetin kaikista annossuureista laskettiin ensimmäisenä keskiarvot, jotka yhdistettiin yhteiseksi taulukoksi kuvaamaan mahdollisia annosten välisiä eroja. Lisäksi määritettiin datassa esiintyvät pienimmät ja suurimmat arvot ns. annoshaitarin selvittämiseksi. Koska annokset olivat eri yksiköissä, tuli ne muuntaa suureeksi, jolla annosten välisien erojen vertailu oli mahdollista. Vertailtavaksi suureeksi valikoitui terveydellistä kokonaishaittaa kuvaava efektiivinen annos E . DAP-annoksen muuttaminen efektiiviseksi annokseksi edellytti tutkimukseen ja menetelmään soveltuvan konversiokertoimen käyttöä. Konversiokertoimet etsittiin kirjallisuudesta, ja ne hyväksyttiin KYSin yhteyshenkilöillä ennen annosmuunnosten tekoa.

Muunnokset tehtiin modaliteetti- ja tutkimuskohtaisten annosten keskiarvoista. O-kaaren DLP-annosten keskiarvo muunnettiin efektiiviseksi annokseksi kaavalla:

$$E = k \times DLP \quad (\text{kaava 7})$$

jossa k on konversiokerroin

Muunnoksissa hyödynnettiin Deakin, Smalin ja Kalenderin (2010) julkaisemia TT-konversiokertoimia, jotka pohjautuvat ICRP:n julkaisun 103 kudosten painokertoimiin. Valitsimme Deakin ym. konversiokerrointaulukosta (2010, taulukko 5) pään (head) ja kaulan (neck) kertoimet 120 kV:n kuvausjännitteen mukaisesti (0,0019 ja 0,0051). Taulukossa ei oltu eriteltyä erikseen konversiokertoimia lannerangalle, joten päädyimme käyttämään vatsan (abdomen) 120 kV:n jännitealueen kerrointa (0,0153). (Deak, Smal & Kalender 2010.)

KKTT:n pään tutkimusten annokset olivat muodossa DAP eli KAP. Muunnoksessa KAP-annosten keskiarvoista efektiiviseksi annokseksi käytimme Batistan, Navarron ja Maian (2011) ja Shinin ym. (2014) ehdottamaa kaavaa:

$$E = (0,001453 \times (kV) + 0,0118) \times (KAP) \quad (\text{kaava 8})$$

jossa kV on käytetty kuvausjännite

Kaava 8 soveltuu Shinin ym. (2014) mukaan etenkin yli 75:n kilovoltin kuvausjännitteellä tehtyihin hammaslääketieteellisiin KKTT-tutkimuksiin. Koska KKTT:n pään tutkimusten annosdata koostui kahdella erilaisella kuvausohjelmalla suoritetuista tutkimuksista, laskimme keskimääräiset efektiiviset annokset sekä kaikista KKTT-tutkimuksista yhdessä, että kummallekin ohjelmalle erikseen.

7 TUTKIMUKSEN TULOKSET

7.1 Pään säteilyannokset

Taulukossa 1 on esitetty pään kuvantamistutkimuksien säteilyannoksia kaikilla kolmella tarkasteltavalla modaliteetilla. Otoskoot on ilmaistu modaliteettien perässä. EATT:n otanta oli pään tutkimusten osalta kaikista suurin (n=3875), kun taas O-kaaren ja kasvojen luiden KKTT-tutkimusten otannat jäivät toteutuneiden tutkimusten osalta vähäisiksi (n=8 ja n=7). Lihavoidut arvot kuvastavat modaliteetti-kohtaisia yhdistettyjä annosten keskiarvoja.

TT:n osalta laskettiin sekä kaikkien tutkimusten yhteinen (TT kaikki), että eri laitteilta saadut annokset, jotka ovat taulukossa 1 nimetty TT2 (SDE) ja EATT (SDF). KKTT-tutkimuksista on eriteltyinä kahdella eri kuvausohjelmalla tuotetut annokset, koska niiden välillä havaittiin merkittäviä eroja jo aineiston käsittelyvaiheessa.

Kuvantamistutkimusten säteilyannosten välisten suhteiden lisävertailua varten taulukoihin (taulukko 1, taulukko 2 ja taulukko 3) sisällytettiin efektiivisten annosten lisäksi myös muut annosdatan sisältämät tutkimusten säteilyannoksia kuvanneet suureet: CTDI_{vol}, DLP ja DAP. TT-tutkimusten CTDI_{vol}- ja DLP-arvoissa on kuitenkin huomioitava, että ne kuvastavat kuvausohjelmasta riippuen annosta vain joko pään tai vartalon osalta. Taulukoiden loppuun on merkitty, minkä anatomisen alueen annostiedot TT:n CTDI_{vol}- ja DLP-arvot sisältävät.

TAULUKKO 1. Pään tutkimusten säteilyannokset eri modaliteeteilla

Pään tutkimusten säteilyannosten keskiarvot				
Modaliteetit	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	DAP (dGy·cm ²)	Efektiivinen annos <i>E</i> (mSv)
TT kaikki (n=4064)	27,37^a	437,00^b	-	1,09
TT2 ¹ (n=189)	26,01 ^a	413,15 ^b	-	1,06
EATT ² (n=3875)	28,74 ^a	460,85 ^b	-	1,19
KKTT kaikki (n=50)	-	-	3,99	0,60
NSO-KKTT (n=43)	-	-	3,45	0,52
Kasvojen luut (n=7)	-	-	7,32	1,11
O-kaari (n=8)	-	579,54	-	1,10

¹Siemens Somatom Definition Edge, ²Siemens Somatom Definition Flash, ^apään CTDI_{vol}, ^bpään DLP

Taulukosta 1 voidaan havaita, että pään tutkimusten osalta pienin efektiivisten annosten keskiarvo saatiin NSO-KTT-tutkimuksissa (0,52 mSv), kun taas suurin oli EATT:llä (1,19 mSv). Kuitenkin TT-tutkimusten yhdistetty keskiarvo (1,09 mSv) oli hieman pienempi kuin O-kaaren kaikkien pään tutkimusten efektiivisten annosten keskiarvo (1,10 mSv). On kuitenkin huomioitava, että koska O-kaaren otos on hyvin pieni, tuloksia voidaan pitää sen osalta vain lähinnä suuntaa antavana.

KKTT-tutkimusten välisistä efektiivisistä annoksista voidaan huomata, että kuvausohjelman valinta vaikuttaa merkittävästi säteilyannokseen. Kasvojen luiden ohjelmalla keskimääräinen annos on yli kaksinkertainen verrattuna NSO-ohjelmaan. Tarkempi vertailu kuvausohjelmien välillä vaatisi kuitenkin suurempia ja yhteneväisempiä otantoja.

7.2 Kaularangan säteilyannokset

Taulukkoon 2 on koottu kaularangan TT- ja O-kaaritutkimusten annosten keskiarvot. TT:n osalta CTDI_{vol}-, DLP- ja efektiiviset annokset ovat kaikista yhdistetyn keskiarvon (TT kaikki) lisäksi eritelty laitekohtaisesti: TT1, EATT (SDF) ja TT2 (SDE). O-kaaren annokset ovat kaikki samalta laitteelta.

Kaularangan TT:n CTDI_{vol}- ja DLP-annoksissa on huomioitava, että niiden osalta saatu annosdata sisälsi annoskalibroinnin vain vartalon osalta, eivätkä ne siis sisällä pään saamaa säteilyaltistusta. Tämän vaikutus on havaittavissa taulukossa 2 varsinkin DLP-annoksissa, jotka ovat huomattavasti pienempiä kuin O-kaaren DLP:n keskiarvo. TT:n osalta valmiiksi saadut efektiiviset annokset kuitenkin huomioivat säteilyannoksen myös pään alueella.

TAULUKKO 2. Kaularangan tutkimusten säteilyannokset eri modaliteeteilla

Kaularangan tutkimusten säteilyannosten keskiarvot			
Modaliteetit	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	Efektiivinen annos <i>E</i> (mSv)
TT kaikki (n=49)	11,45^a	209,61^b	5,05
TT1 ² (n=17)	9,68 ^a	171,42 ^b	4,31
TT2 ¹ (n=20)	12,07 ^a	206,93 ^b	4,49
EATT ² (n=12)	12,95 ^a	268,17 ^b	6,28
O-kaari (n=39)	-	863,67	4,41

¹Siemens Somatom Definition Edge, ²Siemens Somatom Definition Flash, ^avartalon CTDI_{vol}, ^bvartalon DLP

TT:n ja O-kaaren välisiä efektiivisiä annoksia tarkastellessa voidaan havaita, että niiden erot ovat melko maltillisia (taulukko 2). Kaikkien kaularangan TT-tutkimusten efektiivisten annosten keskiarvo oli suurempi (5,05 mSv) kuin O-kaarella (4,41 mSv). Lähempi tarkastelu paljastaa, että TT1:n annosten keskiarvo oli vertailun pienin (4,31 mSv), kun taas EATT:n keskiarvoinen annos oli kaikista suurin (6,28 mSv). EATT:n annokset siis nostivat huomattavasti koko TT-ryhmän yhteistä efektiivisen annoksen keskiarvoa, joka muuten olisi ollut samansuuntainen verrattuna O-kaareen efektiivisten annosten keskiarvoon.

Erikoisuutena taulukossa 2 on havaittavissa epäsuhdanteet TT-laitteiden CTDI_{vol}- ja DLP-annosten ja efektiivisten annosten välillä: esimerkiksi TT2:n ja EATT:n CTDI_{vol}-annosten keskiarvot olivat suuruudeltaan lähempänä toisiaan (12,07 ja 12,95 mGy) verraten TT1:een (9,68 mGy), mutta efektiivisten annosten osalta EATT:n annos (6,28 mSv) oli huomattavasti suurempi kuin TT1:n tai TT2:n (4,31 ja 4,49 mSv). Syytä tähän emme tiedä, mutta epäilimme sen mahdollisesti liittyvän TT-laitteistojen kalibrointiin.

7.3 Lannerangan säteilyannokset

Taulukosta 3 voidaan tarkastella lannerangan TT- ja O-kaaritutkimusten annosten keskiarvoja. Taulukon 2 tapaan TT:n osalta annokset on ilmaistu sekä laitekohtaisesti (TT1, EATT ja TT2), että kaikkien laitteiden annosten yhdistettyinä keskiarvoina. O-kaaren annokset kerättiin vain yhdeltä O-kaarilaitteelta.

TAULUKKO 3. Lannerangan tutkimusten säteilyannokset eri modalityteeteilla

Lannerangan tutkimusten säteilyannosten keskiarvot			
Modalityteetit	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)	Efektiiivinen annos <i>E</i> (mSv)
TT kaikki (n=67)	14,60^a	418,04^b	9,87
TT1 ² (n=10)	16,60 ^a	509,93 ^b	11,54
TT2 ¹ (n=17)	16,00 ^a	440,92 ^b	11,49
EATT ² (n=40)	13,50 ^a	385,35 ^b	8,77
O-kaari (n=46)	-	1131,33	17,31

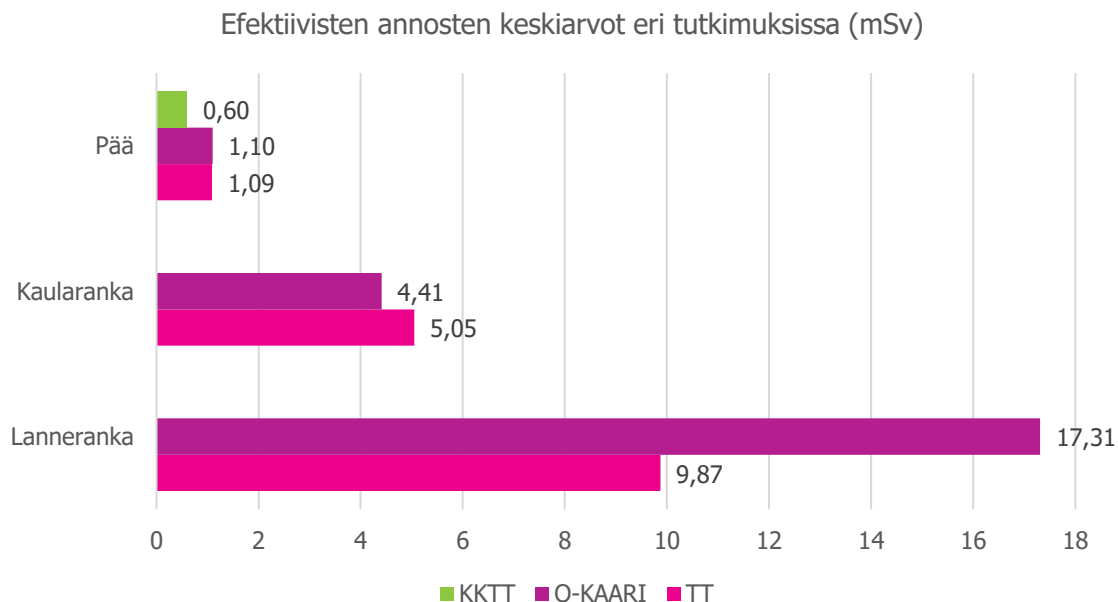
¹Siemens Somatom Definition Edge, ²Siemens Somatom Definition Flash, ^avartalon CTDI_{vol}, ^bvartalon DLP

Taulukkoa 3 tarkastellessa voidaan todeta, että O-kaaren lannerangan tutkimusten annokset ovat merkittävästi suurempia kuin TT:n. O-kaaren efektiiivinen annos (17,31 mSv) on 75,38 % suurempi verrattuna TT-laitteiden efektiiivisten annosten keskiarvoon verrattuna (9,87 mSv).

Mielenkiintoisena havaintona voidaan myös tehdä, että kun pään (taulukko 1) ja kaularangan (taulukko 2) tutkimuksissa EATT-laitteen annosten keskiarvot olivat suurempia kuin TT1:n ja TT2:n annokset, lannerangan tutkimuksissa EATT:n annokset ovat keskiarvoltaan pienempiä (taulukko 3). Vaikuttavana tekijänä tälle voi kuitenkin olla EATT:ltä saadun lannerankatutkimusten otannan koko (n=40) verrattuna TT1:een (n=10) ja TT2:een. (n=17).

7.4 Yhteenveto ja johtopäätökset

Tutkimuksessa vertailtiin O-kaarella, tietokonetomografialla ja kartiokeilatografialla suoritettujen pään tutkimusten sekä O-kaarella ja tietokonetomografialla suoritettujen kaula- ja lannerangan tutkimusten efektiivisiä annoksia keskenään taulukoita hyödyntäen. Yhteenvetona kokosimme kaavioon kaikkien tutkimuksessa tarkasteltujen kerroskuvausmenetelmien efektiivisten annosten keskiarvot kuvaamaan annosten välistä suhteita sekä kuvausmenetelmä- että tutkimuskohtaisesti (kuva 1).



KUVA 1. Pään O-kaari-, KKTT- ja TT-tutkimusten sekä kaula- ja lannerangan O-kaari- ja TT-tutkimusten efektiivisten annosten välisiä suhteita kuvaava kaavio (Kaunisto, Laitinen & Turtiainen 2021)

Tutkimustuloksiin perustuen voidaan todeta, että pään kuvantamistutkimusten osalta kartiokeilatografia tuottaa vertailtavien kerroskuvantamismenetelmien kesken pienimmän keskimääräisen efektiivisen annoksen, 0,60 mSv. Tulos ei kuitenkaan ole täysin yksiselitteinen, koska KKTT:llä kuvausohjelmien välisten efektiivisten annosten keskiarvoja vertailtaessa kasvojen luiden ohjelmalla annos oli jopa 2,12 kertaa suurempi kuin NSO-ohjelmalla. On kuitenkin huomioitava, että kasvojen luiden kuvausohjelmalla suoritettujen KKTT-tutkimusten otanta oli pieni ($n=7$), joten tarkempi vertailu kuvausohjelmien välillä vaatisi laajempia ja yhteneväisempiä otantoja.

O-kaaren ja TT:n pään tutkimusten efektiivisten annosten keskiarvojen välillä ei ole havaittavissa merkittävää eroa. Kaikkien laitteiden efektiivisten annosten keskiarvot KKTT:tä lukuun ottamatta olivat hieman yli 1 mSv (1,06–1,19 mSv). Laajin laitekohtainen otanta päiden tutkimusten osalta saatiin päivystyskäytössä olevalta EATT-laitteelta (SDF), jonka keskimääräinen efektiivinen annos oli myös päiden tutkimuksista suurin. O-kaarella suoritettuja pään tutkimuksia oli vain $n=8$, joten sen osalta tuloksia voidaan pitää vain suuntaa antavana.

Kaularangan tutkimuksissa O-kaaren ja TT:n annosten keskiarvojen välillä ei myöskään ollut suuria eroavaisuuksia. Suurin laitekohtainen efektiivisen annoksen keskiarvo oli pään tutkimusten tapaan EATT-laitteella (6,28 mSv), kun kaikilla muilla laitteilla annosten keskiarvot olivat välillä 4,31–4,49 mSv. Kaularangan annoksia kuvaavassa taulukossa 2 (kappale 7.2) kuitenkin havaittiin epäloogisuutta

TT-annostietojen $CTDI_{vol}$ - ja DLP-arvojen ja efektiivisten annosten välillä. Arvelisimme, että epäjohtonukaisuus annoksissa liittyy laitteistojen kalibrointiin pää- ja vartalofantomilla erikseen, mikä on johtanut $CTDI_{vol}$ - ja DLP-annoksien vääristymiseen kaulan alueella. Asia vaatisi vielä syvempää perehtymistä.

Koko tutkimusten merkittävin eroavaisuus efektiivisten annosten keskiarvoissa havaittiin lannerangan tutkimuksissa TT:n ja O-kaaren välillä. O-kaaren kaikkien lannerangan tutkimusten yhteenlaskettu efektiivisten annosten keskiarvo oli 17,31 mSv, kun TT:llä se oli laitteesta riippuen 8,77–11,54 mSv, kaikkien TT-laitteiden keskiarvon ollessa 9,87 mSv. Pään ja kaularangan tutkimuksista poiketen EATT-laitteelta saatujen annosten keskiarvo oli lannerangan tutkimuksissa muita TT-laitteita huomattavasti pienempi. O-kaarella efektiivisten annosten keskiarvo oli siis yli 75 % suurempi kuin TT:llä. O-kaaren annoksen suuruuteen voi vaikuttaa kuitenkin myös käyttämämme konversiokerroin, joka on määritetty koko vatsan alueen (abdomen) TT-tutkimuksia varten. Uskoisimme, että tarkempi vastaavuus todelliselle efektiiviselle annokselle voisi olla saavutettavissa esimerkiksi O-kaarelle yksilöidyillä konversiokertoimilla, joita ei tietääksemme löydy vielä kirjallisuudesta. Yksi ehdotuksemme O-kaaren annosten muunnoksiin olisi myös PCXMC-ohjelma, jota hyödyntämällä voitaisiin mahdollisesti saavuttaa tarkempia tuloksia O-kaaritutkimusten efektiivisten annosten määrittämisessä.

Tutkimuskysymyksemme olivat, kuinka tietokonetomografialla, kartoikeilatografialla ja O-kaarella suoritettujen pään kuvantamistutkimusten efektiiviset annokset eroavat toisistaan, sekä kuinka tietokonetomografialla ja O-kaarella suoritettujen kaula- ja lannerangan efektiiviset annokset eroavat toisistaan. Tutkimustulosten perusteella johtopäätöksenä voimme todeta, että pään kuvantamistutkimuksissa pienimmät säteilyaltistukset tutkimuksen kerroskuvausmenetelmistä saavutettiin KKTT:llä. TT:n ja O-kaaren efektiivisten säteilyannosten välillä pään ja kaularangan tutkimuksissa ei keskimääräisesti ole suurta eroa. Kuitenkin lannerangan kuvantamistutkimuksissa O-kaari tuottaa huomattavasti suuremman säteilyaltistuksen potilaalle kuin TT.

8 POHDINTA

8.1 Tutkimuksen eettisyys ja luotettavuus

Opinnäytetyön eettisiä periaatteita ohjailevat HTK-ohjeet, jotka määrittelevät erityisesti tutkimukseen osallistuvien oikeuksia. Ohjeissa esitetään, ettei tutkittavaa vahingoiteta tai kajota hänen yksityisyyteensä tai itsemääräämisoikeuteensa. Tutkimus tulisi siis toteuttaa siten, ettei siitä koidu haittaa väestölle tai ympäristölle. (Arene 2017.) Tutkimuksen eettisten periaatteiden lisäksi tutkimuksemme toteutusta ohjaa vahvasti myös tietosuojalainsäädäntö, joka astui voimaan koko Euroopassa toukuussa 2018. Tietosuoja-asetus pohjautuu itsemääräämisoikeuteen, jolloin henkilö saa itse määritellä, kuka voi katsella hänen henkilötietojaan. Asetuksen tarkoituksena on parantaa oman tunnistettavissa olevan tiedon suojaa. (Seppänen, Kahri, Kere, Raivio & Pitkäranta 2019.) Lainsäädäntöön tulleen tietosuoja-asetuksen myötä tutkimuksen vertailukohteeksi Kuopion yliopistolliselta sairaalalta saatu annosdata pohjautuu anonymiteettiin, jolloin jokaisen potilaan identiteetti pysyy turvattuna.

Koska ionisoiva säteily on haitallista, kuvantamistutkimuksen suorittaminen edellyttää lääkärin lähteen (STUK 2013) ja oikeutusperiaatteen mukaisesti kuvantamisen indikaationa tulee olla esimerkiksi sairauden tai vamman diagnostinen tutkimus tai hoito (Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 1034/2018, § 4). Tämän vuoksi työssä arvioinnin kohteina ovat jo aiemmin suoritettujen röntgentutkimusten annosmäärät. Tällöin väestön yksilöitä ei tullut altistettua ylimääräiselle säteilylle annosvertailututkimuksen toteuttamiseksi.

Tutkimuksen kokonaisluotettavuudesta puhuttaessa on otettava huomioon tutkimuksen reliabiliteetti, eli tutkimuksen toistettavuus sekä validiteetti eli tutkimuksen kyky mitata sitä asiaa, mitä tutkimuksella on tarkoituskin mitata (Vilka 2007, 149–150). Tutkimuksen virheettömyys sekä sen kyky saavuttaa keskimääräisesti oikeita tuloksia lisäävät tutkimuksen luotettavuutta. Tutkimuksen validius tulee ottaa huomioon perusteellisessa suunnittelussa sekä systemaattisella ja tavoitteellisella tiedonkeruulla. Luotettavuutta lisääviä asioita ovat myös täsmällisten ja luotettavien lähteiden käyttö tutkimuksessa sekä tutkimusaineiston harkittu ja laaja otanta. Reliaabeli tutkimus on toistettavissa uudestaan tarkasti ja samansuuntaisin tuloksin. (Heikkilä 2014.) Tutkimusta tehdessämme olemme pyrkineet käsittelemään tutkimusaineistoamme avoimesti ja tarkasti, jotta tutkimus olisi uudestaan toistettavissa. Olemme myös koko prosessin ajan pitäneet mielessämme tutkimuksen tarkoituksen ja tavoitteen, jotta tutkimuksen validius pysyy ajan tasalla.

Tutkimuksessa on pyritty käyttämään vahvaa tai kohtalaista näytön astetta sisältäviä tieteellisiä artikkeleita, tutkimuksia sekä katsauksia. Tutkimuksessa käytetyt artikkelit löytyvät pääasiassa asiantuntijaryhmien tai artikkeliviitetietokantojen sivustoilta. Tiedonhakuprosessien laajentuessa internetin avulla teimmekin suurimman osan tiedonhakuprosessista sen välityksellä. Tiedonlähteenä olemme käyttäneet muun muassa kirjoja, systemaattisia katsauksia, hoitosuosituksia, alkuperäistutkimuksia sekä terveydenhuollon menetelmien arviointitietoja. Pidimme tärkeänä löytää mahdollisimman ajankohtaista ja luotettavaa tietoa aiheeseemme liittyen, jolloin sitä olisi helpompi vertailla saamiimme tutkimustuloksiin ja johtopäätöksiin.

Luotettavuutta tutkimuksessa voidaan arvioida myös sen pohjalta, onko tutkimukselle asetettu vaatimustaso saavutettu. Vaatimustaso kertoo siitä, miten tutkimus on tehty ja toteutettu. Määrällinen tutkimus tulisi tehdä tiettyjen vaatimusten mukaisesti, jotka on tieteelliselle tutkimukselle asetettu. Tieteellisessä tutkimuksessa tutkimuskohteen tarkka määrittäminen, teorian hyödyntäminen, ja täsmälliset tutkimustulokset kertovat kokonaisluotettavuudesta. Lisäksi tutkimuksen tulisi tuottaa jotakin uutta ja tutkimuksesta saadun tiedon tulisi olla sovellettavissa niin, että siitä on hyötyä myös muille. (Vilka 2007, 152–154.)

Tutkimuksen kokonaisluotettavuuteen vaikuttaa myös mittausvirheet, joita tulisi olla mahdollisimman vähän (Vilka 2007, 153). Satunnaisia mittausvirheitä on voinut syntyä niin aineiston keräysvaiheessa, kuin niiden koonnin ja käsittelyn aikana. Olemme saaneet tutkimusaineistomme kolmannelta osapuolelta, joten aineiston keräysvaiheessa tapahtuneita mahdollisia mittausvirheitä emme voi todentaa. Lisäksi vähäinen kokemuksemme kvantitatiivisten tutkimusten tekemisestä voi vaikuttaa aineiston käsittely- ja esittelymenetelmiin puutteellisesti. Tutkimusaineistoon on muunnettu muunnoskaavioiden avulla kaikkiin modaaliteetteihin efektiiviset annokset, jotka on esitetty keskiarvoina, kuten alkuperäisetkin annosdatat taulukoissamme. On siis selvää, että keskiarvojen käsittely yksittäisten tutkimuksien sijaan muuttaa hieman tutkimuksen kokonaistulosta.

Tutkimuksesta saatujen tulosten vertailukelpoisuuteen vaikuttavia asioita ovat muun muassa annosotantamme koko, sekä mahdolliset vääristyneet annostiedot. Annosotanta oli joidenkin modaaliteettien kohdalla todella pieni johtuen suoritettujen tutkimusten vähäisestä määrästä. Tästä esimerkkinä Okaaren pään annosdata, jonka otanta jää erittäin pieneksi ($n=8$). Mahdolliset vääristyneet annostiedot taas tulevat ilmi tietokonetomografiatutkimuksista saaduissa CTDI_{vol}- ja DAP-arvoissa, sekä verratessa niitä efektiivisiin annoksiin. Erityisesti kaularangan annostietojen taulukossa (taulukko 2) voidaan huomata tämä epäsuhta annostietojen välillä. Päättelimme annostietojen heiton johtuvan mahdollisesti eri laitteiden erilaisesta kalibroinnista, mutta varmaa vastausta emme tähän tiedä. Näiden asioiden vuoksi osa modaaliteettien annoksista antaa siis vain suuntaa antavan tulosten todellisesta toteumasta.

Opinnäytetyöprosessissa on alkuperäiseen suunnitelmaan nähden tapahtunut muutoksia. Alkuperäisen suunnitelman mukaan olisimme käyneet KYSillä itse suorittamassa tietokonetomografiatutkimuksia potilasvasteen avulla. Näin olisimme päässeet näkemään itse kuvauslaitteita, sekä tutustumaan kuvausasetuksiin ja eri toimintoihin laitteissa. Nämä olisivat auttaneet meitä tekijöitä konkretisoimaan kuvauksia, kun nyt tutkimuksemme pohjautuu vain kirjoitettuun tietoon ja valmiiksi saatuun annosdataan. Lisäksi fantomikuvauksilla olisi saatu lisää vertailukelpoista annostietoa, jota olisi voinut hyödyntää tutkimuksessamme.

Tutkimus on tehty opinnäytetyöprosessina Savonia-ammattikorkeakoululle ja työn tilaajana sekä yhteistyökumppanimme on toiminut Kuopion yliopistollinen sairaala. Tutkimuksen teon aikana tekijöillä ei ole ollut sidonnaisuuksia muihin organisaatioihin tai tahoihin, kuten esimerkiksi laitevalmistajiin. Tutkimusta ei ole myöskään tuettu rahallisesti minkään organisaation tai yrityksen puolesta.

8.2 Ammatillinen kasvu

Röntgenhoitajan ammatillisten osaamisvaatimusten mukaan röntgenhoitajatutkinnon opetussuunnitelman osaamisalueiden ja niiden tavoitekuvausten kautta kaikille röntgenhoitajille tulee varmistaa ammatin harjoittamisen ja laillistamisen edellyttämä osaaminen, joka käsittää 180 opintopistettä perusosaamista sekä 30 opintopistettä syventävää perehtymistä (Suomen Röntgenhoitajaliitto 2016). Savonia-ammattikorkeakoulun röntgenhoitajan tutkinto-ohjelma on suunniteltu johdonmukaista kehittymistä tavoittelevaksi opintokokonaisuudeksi, jossa päätavoitteena on valmistaa opiskelijoita oman alansa asiantuntijoiksi. Röntgenhoitajan ammatilliset kompetenssit käsittävät hoitamis- ja ohjaamisosaamista, viestintä- ja vuorovaikutustaitoja sekä menetelmä- ja turvallisuusosaamista. (Savonia-ammattikorkeakoulu 2021.) Röntgenhoitajan opintokokonaisuuden päättää opinnäytetyöprosessi, jota lähdimme suunnittelemaan syksyllä 2019.

Opinnäytetyössä käytettyä teoretietoa ja näyttöön perustuvaa tietoa etsiessämme opimme lähdekriittisyydestä ja tiedon luotettavuuden arvioinnista. Koska osa käyttämästämme aineistosta oli englanninkielistä, suomeksi kääntäminen oli ajoittain haastavaa. Työn edetessä vieraskieliset asiasanat tulivat kuitenkin tutummiksi ja tekstin tulkinta helpottui. Myös tiedon luotettavuuden ja soveltuvuuden tarkasteluun kului paljon aikaa, vaikka olimmekin opintojemme aikana harjoitelleet tutkitun tiedon hakua ja käsittelyä. Käsittelimme aineistoamme ja tiedonhakua myös Savonia-ammattikorkeakoulun informaation kanssa erillisessä tapaamisessa. Tiedonhaun tuloksena saadusta teoretiedosta opimme paljon uusia asioita erityisesti tutkimuksen kohteena olevien laitteiden teknisistä asioista sekä sädeannoksien optimoinnista kerroskuvantamistutkimuksissa. Teoreettista viitekehystä kootessamme pääsimme syventämään kuvausmenetelmiin liittyvää osaamistamme kuvan muodostumisen, säteilysuojelun ja sekä laitekohtaisten toimintojen näkökulmasta. Myös säteilyn fysiikkaan perehtymisen koimme laitetekniikan ja menetelmäosaamisen lisäksi tärkeäksi ammatillisen kasvun kannalta. Röntgenhoitajan tutkinto-ohjelmassa aiemmin opittu tietoperusta tuki uuden oppimista ja omaksumista.

Opinnäytetyö oli meille kaikille ensimmäinen laajamittainen tutkimustyö, minkä vuoksi tarvitsimme paljon tukea esimerkiksi opettajilta prosessin edistymisen kannalta. Perehdyimme kvantitatiivisen tutkimuksen tekoon opinnäytetyöpajassa ja erilaisten tutkimuskäsikirjojen kautta. Uskoisimme, että koulun järjestämä kvantitatiivisen tutkimuksen menetelmätyöpaja olisi myös ollut hyödyllinen tutkimuksen toteutuksen kannalta, mutta emme harmiksemme ehtineet ilmoittautua sellaiselle muiden opintojen lomassa. Kuitenkin opimme opinnäytetyöprosessin aikana paljon uutta tutkimuksen tekemisestä ja antoi valmiuksia tutkimustöiden toteuttamiseen myös tulevaisuudessa.

Opinnäytetyöprosessin aikana tutustuimme tarkemmin myös röntgenhoitajan eettisiin arvoihin sekä tietosuojasiioihin. Mielestämme eettisten arvojen mukainen työskentely on röntgenhoitajan työssä erittäin tärkeää ja työmme onkin tukenut osaamisen kasvamista koko prosessin ajan. Opinnäytetyöprosessi on myös kasvattanut yhteistyötaitojamme eri toimialojen ja alan ammattilaisten kanssa. Olemme päässeet opinnäytetyöprosessin ansiosta tekemään tutkimusta moniammatillisena yhteistyönä esimerkiksi sairaalafysikoiden ja opettajien kanssa.

Opinnäytetyöprosessimme alkoi syksyllä 2019 työn suunnittelulla, josta lukitsimme lopullisen aiheemme vuoden 2020 alussa aihekuvauksen myötä. Aihe kuvauksen pohjalta oli helppo toteuttaa myös opinnäyteprosessiin kuuluva työsuunnitelma. Itse opinnäytetyön teoriaosuus muovautui opintojemme ohella omiin aikatauluihimme sopivina ajankohtina ja varsinaiseen tutkimusaineistoon pääsimme tutustumaan syksyllä 2021. Aikataulutaminen oli suuressa roolissa opinnäytetyön etenemisen kannalta ja sen osalta koimmekin prosessin suurimmat haasteet. Alkuperäisen suunnitelman mukaan opinnäytetyön oli tarkoitus valmistua vuoden 2021 alussa, mutta henkilökohtaisten menojen yhteensovittamisen ja yllättävien aikataulumuutosten myötä prosessi venyi suunnitellusta.

Alkuperäisen tutkimussuunnitelman mukaan olisimme annosdatan vertailun lisäksi käyneet KYS:in tiloissa tekemässä myös itse fantomimittauksia kuvantamislaitteilla. Vuosien 2020–2021 vallitsevan maailmantilanteen sekä omiin opintoihimme liittyvien kiireiden vuoksi emme kuitenkaan päässeet toteuttamaan niitä. Pandemian tuomat rajoitukset näkyivät myös muun muassa tiedonhakuprosessissamme, joka tapahtui pääsääntöisesti internetissä kirjastojen ollessa osan ajasta kiinni. Terveysalan tietokannat tulivat kuitenkin ryhmällemme tutuksi ja opimme paljon tiedonhausta, mistä voimme hyötyä myös tulevaisuudessa.

8.3 Tutkimuksen hyödynnettävyys ja jatkotutkimusideat

Tutkimus antaa tilaajalle tietoa eri kerroskuvantamismenetelmillä suoritettujen pään, kaula- ja lannerangan kuvantamistutkimusten efektiivisistä annoksista. Koska osa tutkimuksen otannoista ovat suhteellisen pieniä, tulisi tuloksia näiden kohdalla käsitellä pääasiassa suuntaa antavana. Tulosten pohjalta voidaan kuitenkin tehdä vertailua modaaliteettien välillä ja esimerkiksi arvioida kuvantamismenetelmän sopivuutta oikeutusarvioinnin ja potilasannoksen optimoinnin kannalta. Tutkimuksen teoriaosuudesta saa myös selkeästi esitettyä tietoa ionisoivasta säteilystä ja eri kerroskuvausmenetelmistä, jota aiheesta kiinnostuneet voivat hyödyntää. Lisäksi toivomme, että tuottamamme tutkimus herättäisi lukijan pohtimaan eri modaaliteettien säteilyannosten vaikutuksia potilaaseen.

Tutkimuksemme käsittelee KYSissä lääketieteellisessä käytössä olevia röntgentutkimuslaitteistoja ja niiltä saatuja säteilyannoksia viime vuosilta. KYSissä on myös käytössä yksikkökohtaiset tutkimusprotokollat ja -ohjeet, joten sellaisenaan yleistettävyydestä vastaavista kuvantamistutkimuksista saatuihin säteilyannoksiin ei ole tietoa. Ehdottaisimme jatkotutkimusideaksi vertailua muihin säteilyannostutkimuksiin, joissa on käytetty kyseisiä modaaliteetteja pään, kaularangan ja lannerangan kuvantamiseen. Lisäksi tutkimuksessa tuotettuja efektiivisten annosten keskiarvoja voisi vertailla kansallisiin ja kansainvälisiin tutkimusten vertailutasoihin. Alkuperäiseen suunnitelmaan kuuluivat myös fantomien avulla tehdyt verrokkimittaukset KYSissä käytössä olevilla TT-, KKTT- ja O-kaari-laitteistoilla, mutta koska niitä ei suoritettu, voisivat fantomitestaukset olla yksi jatkotutkimuskohde.

LÄHTEET

- Alastalo, Marja & Borg, Sami 2010. Numerolukutaito. Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoarkisto. https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/kvanti/numerolukutaito/numerolukutaito_tiedonkeruu/. Viitattu 11.11.2021.
- Arene 2017. Ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettiset suositukset. Pdf-tiedosto. Ammattikorkeakoulujen rehtorineuvosto Arene ry. <https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/Ammattikorkeakoulujen%20opinn%C3%A4ytet%C3%B6iden%20eettiset%20suositukset.pdf>. Viitattu 29.3.2020.
- Aronen, Hannu J., Niemi, Pekka T. & Dean, Peter B. 2017. Kvantamisessa käytettävät kontrastiaineet. Teoksessa Roberto Blanco Sequeiros, Seppo K. Koskinen, Hannu Aronen, Nina Lundbom, Ritva Vanninen ja Osmo Tervonen (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppoportti.fi/op/krd01501/do>. Viitattu 23.6.2020.
- Banat, Mohammed, Wach, Johannes, Salemdawod, Abdulllah, Bahna, Majd, Scorxin, Jasmin & Vatter, Hartmut 2020. The Role of Intraoperative Image Guidance Systems (Three-Dimensional C-arm versus O-arm) in Spinal Surgery: Results of a Single-Center Study. *World Neurosurgery* 146, e8179–e821. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.11.013>. Viitattu 12.9.2021.
- Bashir, Usman & Jones, Jeremy 2021. CT dose index. Verkkojulkaisu. Radiopaedia. Päivitetty 19.9.2021. <https://doi.org/10.53347/rID-18981>. Viitattu 21.10.2021.
- Batista, Wilson Otto, Navarro, Marcus Vinícius Teixeira & Maia, Ana 2011. Effective doses in panoramic images from conventional and CBCT equipment. *Radiation Protection Dosimetry* 151 (1), 67–75. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr454>. Viitattu 24.11.2021.
- Blanco Sequeiros, Roberto & Lundbom, Nina 2017. Tutkimusmenetelmien erityispiirteitä. Teoksessa Roberto Blanco Sequeiros, Seppo K. Koskinen, Hannu Aronen, Nina Lundbom, Ritva Vanninen ja Osmo Tervonen (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppoportti.fi/op/krd00104/do>. Viitattu 22.7.2020.
- Brainlab 2021. Loop-X – Mobile Imaging Robot. Esite. https://www.brainlab.com/wp-content/uploads/2021/02/en_loop-x-technical-specifications.pdf. Viitattu 7.11.2021.
- Casiraghi, Margherita, Scarone, Pietro, Bellesi, Luca, Piliro, Maria Antonietta, Pupillo, Francesco, Gaudino, Diego, Fumagalli, Giulia, Del Grande, Filippo & Presilla, Stefano 2020. Effective dose and image quality for intraoperative imaging with a cone-beam CT and a mobile multi-slice CT in spinal surgery: A phantom study. *Physica Medica* 81, 9–19. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.11.006>. Viitattu 12.9.2021.
- Deak, Paul D., Smal, Yulia & Kalender, William A. 2010. Multisection CT protocols: Sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. Verkkojulkaisu. RSNA. <https://doi.org/10.1148/radiol.10100047>. Viitattu 1.11.2021.
- Elekta 2020. Elekta Studio – Unleash the full potential of interventional radiotherapy. Esite. <https://www.elekta.com/dam/jcr:095d69fb-5d87-435d-8a6c-da9a6d6f2c0a/Elekta-Studio-Brochure.pdf>. Viitattu 7.11.2021.
- Elomaa, Leena & Mikkola, Hannele 2010. Näytön jäljillä – tiedonhaku näyttöön perustuvassa hoitotyössä. Turun ammattikorkeakoulun oppimateriaaleja 12. Verkkokirja. Turun ammattikorkeakoulu. <http://julkaisut.turkuamk.fi/isbn9789522161352.pdf>. Viitattu 11.11.2021.
- Gonzalez, Shawneen 2013. Introduction to Cone Beam Computed Tomography. Teoksessa Shawneen M. Gonzalez (toim.) Interpretation basics of cone beam computed tomography. ProQuest Ebook Central. Ames: John Wiley & Sons, Inc, 3-23. <https://ebookcentral-proquest-com.ezproxy.savonia.fi/lib/savoniafi/reader.action?docID=1463612>. Viitattu 17.8.2021.

- Heikkilä, Tarja 2014. Kvantitatiivinen tutkimus. Opetusmateriaali. Tilastollinen tutkimus. Edita Publishing Oy. <http://www.tilastollinentutkimus.fi/1.TUTKIMUSTUKI/KvantitatiivinenTutkimus.pdf>. Viitattu 31.3.2020.
- IAEA TRS 457. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. International Atomic Energy Agency. https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf. Viitattu 2.10.2021.
- Jadu, Fatima M., Alzahrani, Asmaa A., Almutairi, Maha A., Al-Amoudi, Salma O., Jan, Ahmed M. & Khafaji, Mawya A. 2018. The effect of varying cone beam computed tomography image resolution and field-of view centralization on effective radiation dose. *Saudi Medical Journal* 39 (5), 470–475. <https://doi.org/10.15537/smj.2018.5.21658>. Viitattu 13.10.2021.
- Kaasalainen, Touko 2012. TT:n perustekniikka. Pdf-tiedosto. Sädeturvapäivät. <http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?628>. Viitattu 22.4.2020.
- Katisko, J. P. A., Kauppinen, M. T., Koivukangas, J. P. & Heikkinen, E. R. 2012. Stereotactic Operations Using the O-arm. *Stereotactic and Functional Neurosurgery* 90, 401–409. <https://doi.org/10.1159/000341699>. Viitattu 5.7.2020.
- Katisko, Jani 2012. O-kaari – yksi askel kohti tulevaisuuden kuvantaohjattua kirurgiaa. *Pinsetti* 2012 (2), 28–29. https://www.forna.fi/images/PDF_tiedostot/Pinsetit/pinsetti_2012_2.pdf. Viitattu 7.5.2020.
- Kortesniemi, Mika & Lantto, Eila 2015. Tietokonetomografian optimointi – Säteitä säästään, laadusta tinkimättä. *Duodecim* 131, 42-48. <https://www-terveysportti-fi.ezproxy.savonia.fi/xmedia/duo/duo12009.pdf>. Viitattu 5.4.2020.
- Lammentausta, Eveliina 2017. Ionisoivan säteilyn fysiikka. Teoksessa Roberto Blanco Sequeiros, Seppo K. Koskinen, Hannu Aronen, Nina Lundbom, Ritva Vanninen ja Osmo Tervonen (toim.) *Kliininen radiologia*. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01402/do>. Viitattu 22.7.2020.
- Lehtimäki, Tiina-Talvikki & Paajanen, Hannu 2018. Kaikille vatsakipuisilleko tietokonetomografia? *Duodecim* 134, 101–103. <https://www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo14138.pdf>. Viitattu 26.3.2020.
- Lin, Eric, Park, Daniel, Whang, Peter, An, Howard & Phillips, Frank 2008. O-arm Surgical Imaging System. *Seminars in Spine Surgery* 20 (3), 209–213. <https://doi.org/10.1053/j.semss.2008.06.008>. Viitattu 8.7.2020.
- Luminati, Tito & Tagliafico, Eugenio 2014. CBCT Systems and Imaging Technology. Teoksessa: Pietro Caruso, Enzo Silvestri ja Luca Maria Sconfienza (toim.) *Cone Beam CT and 3D Imaging*. ProQuest Ebook Central. Milano: Springer-Verlag, 1–12. <https://ebookcentral-proquest-com.ezproxy.savonia.fi/lib/savoniafi/reader.action?docID=1466540&ppg=8>. Viitattu 5.4.2020.
- Mamourian, Alexander C. 2013. History and physics of CT imaging. Teoksessa Alexander Mamourian (toim.) *CT imaging : practical physics, artifacts, and pitfalls*. ProQuest Ebook Central. New York: Oxford University Press, 1-34. <https://ebookcentral-proquest-com.ezproxy.savonia.fi/lib/savoniafi/reader.action?docID=1480994>. Viitattu 10.9.2021.
- Martin, James E. 2013. Physics for Radiation Protection. ProQuest Ebook Central. Weinheim: Wiley VCH Verlag GmbH & Co. KGaA. <https://ebookcentral-proquest-com.ezproxy.savonia.fi/lib/savoniafi/reader.action?docID=1169448>. Viitattu 20.9.2021.
- Marttila, Olli J. 2002. Suureet ja yksiköt. Teoksessa Tarja K. Ikäheimonen (toim.) *Säteily ja sen havaitseminen*. Hämeenlinna: Karisto Oy:n kirjapaino, 65–91. https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja1_2.pdf/962923f7-3843-4528-8b26-67d2.39988ffc. Viitattu 25.9.2021.

Mattila, Mikko 2021a. Menetelmien tyyppejä ja soveltuvan menetelmän valinta. Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoaarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/kvanti/menetelma/menetelmatyyppit/>. Viitattu 20.22.2021.

Mattila, Mikko 2021b. Numerotulosten esittäminen ja taulukoiden laatiminen. Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoaarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/kvanti/raportointi/numerotulokset/>. Viitattu 21.11.2021.

Mattila, Mikko 2021c. Otos ja otantamenetelmät. Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoaarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/kvanti/>. Viitattu 22.11.2021.

Mattila, Mikko 2021d. Tutkimusprosessi. Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoaarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/kvanti/tutkimus/prosessi/>. Viitattu 22.11.2021.

Mattila, Mikko 2021e. Varianssianalyysi. Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoaarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetelmaopetus/kvanti/variassi/anova/>. Viitattu 19.11.2021.

Nachabe, Rami, Strauss, Keith, Schueler, Beth & Bydon, Mohamed 2019. Radiation dose and image quality comparison during spine surgery with two different, intraoperative 3D imaging navigation systems. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 20 (2), 136-145. <https://doi-org.ezproxy.savonia.fi/10.1002/acm2.12534>. Viitattu 8.7.2020.

Nieminen, Miika & Oikarinen, Heljä 2017. Säteilysuojelu ja optimointi. Teoksessa Roberto Blanco Sequeiros, Seppo K. Koskinen, Hannu Aronen, Nina Lundbom, Ritva Vanninen ja Osmo Tervonen (toim.) *Kliininen radiologia*. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01601/do>. Viitattu 23.6.2020.

Nieminen, Miika 2017a. Röntgensäteilyyn perustuvat menetelmät. Teoksessa Roberto Blanco Sequeiros, Seppo K. Koskinen, Hannu Aronen, Nina Lundbom, Ritva Vanninen ja Osmo Tervonen (toim.) *Kliininen radiologia*. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01403/do>. Viitattu 23.6.2020.

Nieminen, Miika 2017b. Säteilysuojelusäädöstö. Teoksessa Roberto Blanco Sequeiros, Seppo K. Koskinen, Hannu Aronen, Nina Lundbom, Ritva Vanninen ja Osmo Tervonen (toim.) *Kliininen radiologia*. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01602/do>. Viitattu 23.6.2020.

Nummela, Mari, Koskinen, Seppo K. & Tuominen, Esa 2017. Keuhkojen ja rintakehän erittäin pieniannoksisen TT:n käyttöaiheet ja mahdollisuudet. *Duodecim* 133, 2006-2013. <https://www-terveysportti-fi.ezproxy.savonia.fi/xmedia/duo/duo13979.pdf>. Viitattu 5.10.2021.

Papp, Jeffrey 2019. *Quality management in the imaging sciences*. 6. painos. St. Louis, Missouri: Elsevier. <https://www-vlebooks-com.ezproxy.savonia.fi/Vleweb/Product/Index/1157377>. Viitattu 21.9.2021.

Perry, Sally 2009. *Effects of radiation*. Teoksessa Suzanne Easton (toim.) *An introduction to radiography*. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, 111-120. <https://www-vlebooks-com.ezproxy.savonia.fi/Vleweb/Product/Index/40895>. Viitattu 20.9.2021.

Powsner, Rachel, Palmer, Matthew & Powsner, Edward 2013. *Essentials of nuclear medicine physics and instrumentation*. ProQuest Ebook Central. Chichester, Oxford, Hoboken: Wiley-Blackwell. <https://ebookcentral-proquest-com.ezproxy.savonia.fi/lib/savoniafi/detail.action?docID=1127124>. Viitattu 23.6.2020.

PSSHP 2019. Pään alueen kartiokeilatietokonetomografia-tutkimus KKTT. Potilasohje. Pdf-tiedosto. Päivitetty 14.11.2019. <https://ohjeet.kuh.fi/wwwOhjeet.asp?service=Kliininen%20radiologia>. Viitattu 26.10.2021.

PSSHP 2021a. Kaularangan tietokonetomografiatutkimus. Potilasohje. Pdf-tiedosto. Päivitetty 16.8.2021. <https://ohjeet.kuh.fi/wwwOhjeet.asp?service=Kliininen%20radiologia>. Viitattu 27.10.2021.

PSSHP 2021b. Kuvantamiskeskus. Verkkojulkaisu. Pohjois-Savon sairaanhoitopiiri. <https://www.psshp.fi/hoitopalvelut/kuvantamiskeskus>. Viitattu 27.10.2021.

PSSHP 2021c. Lannerangan ja ristiluun tietokonetomografia. Potilasohje. Pdf-tiedosto. Päivitetty 17.8.2021. <https://ohjeet.kuh.fi/wwwOhjeet.asp?service=Kliininen%20radiologia>. Viitattu 27.10.2021.

PSSHP 2021d. Pään tietokonetomografiatutkimus. Potilasohje. Pdf-tiedosto. Päivitetty 17.8.2021. <https://ohjeet.kuh.fi/wwwOhjeet.asp?service=Kliininen%20radiologia>. Viitattu 27.10.2021.

Ruonala, Verner (toim.) 2019. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2018. Säteilyturvakeskus. STUK-B 242. <http://urn.fi/URN:ISBN:978-952-309-449-9>. Viitattu 30.10.2021.

Saarakkala, Simo & Nieminen, Miika 2017. Radiologinen kuvan laatu. Teoksessa Roberto Blanco Sequeiros, Seppo K. Koskinen, Hannu Aronen, Nina Lundbom, Ritva Vanninen ja Osmo Tervonen (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01408/do>. Viitattu 23.6.2020.

Salditt, Tim, Aspelmeier, Timo & Aeffner, Sebastian 2017. Biomedical imaging: Principles of radiography, Tomography and Medical Physics. ProQuest Ebook Central. Berlin, Boston: De Gruyter. <https://ebookcentral-proquest-com.ezproxy.savonia.fi/lib/savoniafi/reader.action?docID=5116072>. Viitattu 21.8.2021.

Salminen, Eeva 2018. Säteilyvamma ja säteily sairaus. Duodecim 134 (9), 903–909. <https://www.duodecimlehti.fi/duo14300>. Viitattu 20.9.2021.

Sandberg, Jorma & Paltemaa, Risto 2002. Ydin- ja säteilyfysiikan perusteet. Teoksessa Tarja K. Ikäheimonen (toim.) Säteily ja sen havaitseminen. Hämeenlinna: Karisto Oy:n kirjapaino, 11–64. https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja1_1.pdf/0aa465c1-9c58-44b9-a30c-f160ef3b1171. Viitattu 25.9.2021.

Sarment, David P. & Christensen, Angi M. 2014. The use of cone beam computed tomography in forensic radiology. *Journal of Forensic Radiology and Imaging* 2 (4), 173–181. <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2014.09.002>. Viitattu 17.8.2021.

Savonia-ammattikorkeakoulu 2021. Osaamistavoitteet. Verkkojulkaisu. <https://www.savonia.fi/opiskele-tutkinto/tutkinnot-ja-hakeminen/opetusuunnitelmat/?yks=KS&krtid=1159&tab=2>. Viitattu 10.11.2021.

Schulze, R., Heil, U., Gross, D., Bruellmann, D.D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U. & Schoemer, E. 2011. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology* 40 (5), 265–273. <https://doi.org/10.1259/dmfr/30642039>. Viitattu 20.9.2020.

Seppänen, Mikko, Kahri, Pekka, Kere, Juha, Raivio, Taneli & Pitkäranta, Anne 2019. Haittaako tietosuoja-lainsäädäntö tutkimusta? *Lääkärilehti* 74 (12), 719–720. <https://www.laakarilehti.fi/ajassa/paakirjoitukset-tiede/haittaako-tietosuoja-lainsaadanto-tutkimusta/>. Viitattu 12.9.2021.

Shin, H. S., Nam, K. C., Park, H., Choi, H. U., Kim, H. Y. & Park, C. S. 2014. Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry. *Dentomaxillofacial Radiology* 45 (5). <https://doi.org/10.1259/dmfr.20130439>. Viitattu 24.11.2021.

- Siiskonen, Teemu (toim.) 2020. Suomalaisten keskimääräinen efektiivinen annos vuonna 2018. Säteilyturvakeskus. STUK-A 263. <http://urn.fi/URN:ISBN:978-952-309-446-8>. Viitattu 21.9.2021.
- Sivonen, Jouni 2021. Kyselyaineiston havaintojen painottaminen. Kvantitatiivisen tutkimuksen verkkokäsikirja. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoaarkisto. <https://www.fsd.tuni.fi/fi/palvelut/menetaelmaopetus/kvanti/painottaminen/painotus/>. Viitattu 15.11.2021.
- STUK 2013. Säteilytoiminnan turvallisuus. Verkkojulkaisu. Päivitetty 23.5.2013. <https://www.stuklex.fi/fi/ohje/ST1-1>. Viitattu 11.10.2021.
- STUK 2016. Pään alueen KKT-tutkimuksille vertailutasot. Verkkojulkaisu. Päivitetty 18.12.2016. <https://www.stuk.fi/stuk-valvoo/sateilyn-kayttajalle/uutiskirjeet-sateilyn-kayttajille/terveydenhuollon-proinfo-uutiskirje-2-2016/paan-alueen-kkt-tutkimuksille-vertailutasot>. Viitattu 6.11.2021.
- STUK 2019. Sanasto. Verkkojulkaisu. Päivitetty 2.12.2019. <https://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateilyon/sanasto>. Viitattu 16.8.2021.
- STUK 2020a. Ionisoiva säteily. Verkkojulkaisu. Päivitetty 3.6.2020. <https://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateilyon/ionisoiva-sateily>. Viitattu 4.4.2021.
- STUK 2020b. Säteilyaltistuksen seuranta. Verkkojulkaisu. Päivitetty 28.7.2020. <https://www.stuk.fi/stuk-valvoo/sateilyn-kayttajalle/tyontekijoiden-suojelu-ja-sateilymittaukset/sateilyaltistuksen-seuranta>. Viitattu 5.11.2021.
- STUK 2020c. Säteilyn käyttöä valvovat viranomaiset. Verkkojulkaisu. Päivitetty 5.5.2020. <https://www.stuk.fi/stuk-valvoo/sateilyn-kayttajalle/toiminnan-valvonta/sateilyn-kayttoa-valvovat-viranomaiset>. Viitattu 29.10.2021.
- STUK 2020d. Terveyshaittojen ehkäiseminen säteilynsuojelulla. Verkkojulkaisu. Päivitetty 8.10.2020. <https://www.stuk.fi/aiheet/mita-sateilyon/terveyshaittojen-ehkaiseminen-sateilynsuojelulla>. Viitattu 29.10.2021.
- STUK S/7/2021: Säteilyturvakeskuksen määräys ionisoivan säteilyn mittauksista. Stuklex. <https://www.stuklex.fi/fi/maarays/stuk-s-7-2021>. Viitattu 21.9.2021.
- STUK ST 3.3: Röntgentutkimukset terveydenhuollossa, 8.12.2014. Stuklex. <https://www.stuklex.fi/fi/ohje/ST3-3>. Viitattu 5.11.2021
- Suomalainen, Anni & Koskinen, Seppo K. 2013. Kartiokeilatietokonetomografia ja sen kliiniset sovellukset. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim 129 (10), 1037–1043. <https://www.duodecimlehti.fi/duo10979>. Viitattu 5.4.2020.
- Suomalainen, Anni, Korttesniemi, Mika & Koskinen, Seppo K. 2015. Kartiokeila-TT:n käyttö kliinisessä lääketieteessä. Lääkärilehti 70 (16), 1063–1070. <https://www-laakarilehti-fi.ezproxy.savonia.fi/tieteessa/katsausartikkeli/kartiokeila-tt-n-kaytto-kliinisessa-laaketieteessa/>. Viitattu 5.4.2020.
- Suomen röntgenhoitajaliitto 2016. Röntgenhoitajan ammatilliset osaamisvaatimukset - röntgenhoitajakoulutuksen tulevaisuushanke 2014–2016. Pdf- tiedosto. <https://www.sorf.fi/doc/EPJ/Rontgenhoitajan-ammattilliset-osaamisvaatimukset-pakattu-2mb.pdf>. Viitattu 15.11.2021.
- Säteilylaki 859/2018. <https://finlex.fi/fi/laki/alkup/2018/20180859>. Viitattu 4.4.2021.
- Tamaki, Ryo, Wada, Keiji & Okazaki, Ken 2020. Surgical Technique and Accuracy of S2 Alar-Iliac Screw Insertion Using Intraoperative O-Arm Navigation: An Analysis of 120 Screws. World Neurosurgery 144, e326–e330. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.08.123>. Viitattu 12.9.2021.
- Terveyskylä 2019. Tietoa säteilyannoksista. Verkkojulkaisu. Päivitetty 24.9.2019. <https://www.terveyskyla.fi/tutkimukseen/ennen-tutkimusta/tietoa-s%C3%A4teilyst%C3%A4/tietoa-s%C3%A4teilyannoksista>. Viitattu 20.4.2021.

Toroi, Paula, Komppa, Tuomo & Kosunen, Antti 2008. Annoksen ja pinta-alan tulon mittaaminen: DAP-mittarin kalibrointi röntgensäteilykeilassa. Pdf-dokumentti. STUK-TR 4. <http://urn.fi/URN:NBN:fi-fe2014120248867>. Viitattu 30.10.2021.

Uneri, A., Zhang, X., Yi, T., Stayman, J. W., Helm, P. A., Theodore, N. & Siewerdsen, J. H. 2018. Image quality and dose characteristics for an O-arm intraoperative imaging system with model-based image reconstruction. *Medical Physics* 45 (11), 4857-4868. <https://doi-org.ezproxy.savonia.fi/10.1002/mp.13167>. Viitattu 8.7.2020.

Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 1034/2018. <https://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2018/20181034>. Viitattu 20.4.2021.

Venelampi, Eija (toim.) 2021. Säteilyn käyttö ja muu säteilylle altistava toiminta: Vuosiraportti 2020. Säteilyturvakeskus. STUK-B 266. <http://urn.fi/URN:ISBN:978-952-309-515-1>. Viitattu 7.11.2021.

Venkatesh, Elluru & Elluru, Shenal Venkatesh 2017. Cone beam computed tomography: Basics and applications in dentistry. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 51 (3 Suppl 1), S102-121. <http://doi.org/10.17096/jiufd.00289>. Viitattu 5.11.2021.

Vilkka, Hanna 2007. Tutki ja mittaa: Määrällisen tutkimuksen perusteet. Verkkokirja. https://trepo.tuni.fi/bitstream/handle/10024/98723/Tutki-ja-mittaa_2007.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Viitattu 11.11.2021.

Yabuuchi, Hidetake, Kamitani, Takeshi, Sagiya, Koji, Yamasaki, Yuzo, Matsuura, Yuko, Hino, Takuya, Tsutsui, Soichiro, Masatoshi, Kondo, Shirasaka, Takashi & Honda, Hiroshi 2018. Clinical application of radiation dose reduction for head and neck CT. *European Journal of Radiology* 107, 209–215. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.08.021>. Viitattu 7.8.2021.