

Sironneen säteilyn kartoitus koronaariangiografiasalissa

Pro Gradu -tutkielma, 3.10.2023

Tekijä:

JASMIINA AHOKAS

Ohjaaja:

TANELI KALVAS (JYVÄSKYLÄN YLIOPISTO)

JUSSI AARNIO (ETELÄ-SAVON HYVINVOINTIALUE)

HENRI LESKINEN (ETELÄ-SAVON HYVINVOINTIALUE
JA ITÄ-SUOMEN YLIOPISTO)



JYVÄSKYLÄN YLIOPISTO
FYSIKAN LAITOS

© 2023 Jasmiina Ahokas

Julkaisu on tekijänoikeussäännösten alainen. Teosta voi lukea ja tulostaa henkilökohtaista käyttöä varten. Käyttö kaupallisiin tarkoituksiin on kielletty. This publication is copyrighted. You may download, display and print it for Your own personal use. Commercial use is prohibited.

Tiivistelmä

Ahokas, Jasmiina

Sironneen säteilyn kartoitus koronaangiografiasalissa

Pro gradu-tutkielma

Fysiikan laitos, Jyväskylän yliopisto, 2023, 61 sivua

Keskimääräisen eliniän kasvaessa tarvittavien kardiologisten toimenpiteiden määrä on lisääntynyt. Hoitohenkilökunnan altistumisaika säteilylle on näin ollen myös kasvanut, jonka vuoksi säteilyturvallisen toiminnan jatkuva kehittäminen on tärkeää. Sironnakartan muodostaminen on eräs tapa kehittää säteilyturvallista toimintaa sairaalaympäristössä ja sen avulla suojien sijoittelu voidaankin toteuttaa optimoidusti. Sironnakartta on mahdollista muodostaa kardiologisessa toimenpidesalissa käyttäen läpivalaisupulsseja, jonka aikana fantomista eli keinotekoisesta testikohteesta sironnutta säteilyä mitataan huoneen eri kohdissa ja korkeuksilla.

Tässä tutkielmassa syvennyttiin erityisesti koronaangiografiasalissa läpivalaisun käyttöön liittyviin säteilyturvallisuustekijöihin ja suojausmahdollisuuksiin. Osana tutkielmaa mitattiin sironnutta säteilyä koronaangiografiasalissa Mikkelin keskussairaalassa kahdella eri läpivalaisulaitteen tutkimuskulmalla käyttäen tavanomaisia lyijysuojia. Tutkielmassa tarkasteltiin lisäksi mahdollisia toissijaisia sironnakohteita koronaangiografiasalissa.

Tutkielman loppupäätelmänä havaittiin sironneen säteilyn suunnan ja suuruuden olevan jokseenkin epäintuitiivista ja näin ollen sironnamittausten tekeminen auttoi henkilöstöä toimimaan sädehygieenisesti koronaangiografiasalissa. Sironnakartoista pystyttiin päättelemään säteilyn siroaminen myös muista suunnista kuin operoivan lääkärin etupuolelta, joka vastasi alkuperäistä hypoteesia. Lisäksi tutkimuksessa havaittiin, että sironneen säteilyn annosnopeus oli suurinta, kun käytettiin syviä kallistuksia, kuten LAO 90 astetta. Tutkimustulosten pohjalta järjestettiin henkilöstölle lisäkoulutusta suojainten käyttämiseen sekä sijoittumiseen toimenpidesalissa.

Avainsanat: angiografia, sironnut säteily, säteilyturvallisuus, sironnakartta, läpivalaisu.

Abstract

Ahokas, Jasmiina

Mapping for the scattered radiation in a coronary angiography room

Master's thesis

Department of Physics, University of Jyväskylä, 2023, 61 pages.

As the average life expectancy increases, the number of necessary cardiological procedures has increased causing increased radiation exposure time for the personnel, which is why the continuous development of radiation safety of these procedures is important. Creating a scattering map is one way to develop radiation-safe operations in the hospital environment, and with it, shield placement can be carried out in an optimized way. It is possible to create a scattering map in the cardiology operating room by using a fluoroscopy equipment and a phantom, where during radiation pulse the scattered radiation from the phantom is measured at different points and heights in the room.

In this thesis the radiation safety factors and protection possibilities related to the use of a fluoroscopy pulse in the coronary angiography room were examined. The main goal of this study was to measure scattered radiation in the coronary angiography room at Mikkeli Central Hospital with two different treatment angles using standard lead shields. Additionally, secondary scattering sources were studied.

As the final conclusion of this study, it was found that the direction and magnitude of the scattered radiation was unintuitive, and therefore, making the scattering measurements helped the personnel to operate in a more radiation safely in the coronary angiography room. From the scattering mapping, it was possible to conclude that the radiation is also scattered from directions other than the front of the operating doctor, which was parallel with the initial hypothesis. In addition, the study found that the dose rate of scattered radiation is highest when deep tilts are used, such as the LAO 90 degree. Based on these measurements, additional instructions were organized for the staff.

Keywords: angiography, scattered radiation, radiation safety, scattering map, fluoroscopy.

Esipuhe

Olin suorittamassa viimeistä suuntaavaa harjoitteluani Pirkanmaan pelastuslaitoksella Tampereen keskuspaloasemalla vuonna 2013. Olimme kuljettaneet potilaan sydäninfarktin vuoksi koronaangiografiatutkimukseen TAYSiin. Ohjaajani ehdotti, että jäisimme seuraamaan toimenpidettä osana oppimistani. Seuratessani lyijyseinän takaa, jäin väkisinkin miettimään mahdollisia säteilyvaikutuksia kardiologien elämässä. Oliko heillä käytössä jotain erityisiä suojausmekanismeja, joita en vielä itse ymmärtänyt. Kymmenen vuotta myöhemmin hakiessani gradu- ja harjoittelupaikkaa Mikkelin keskussairaalaista, toivoin pääseväni tutkimaan sironnutta säteilyä ja hoitohenkilökunnan säteilyaltistumista. Onnekkasta sattumasta johtuen, heillä oli tarve vastaavanlaiselle sirontakartoitukselle koronaangiografiasaliin. Hyvin erilaisen ammatillisen polun jälkeen olin päätynyt tutkimaan aivan toisenlaisesta työskentelynäkökulmasta samaa asiaa, jota pohdin sairaanhoitajaksi valmistumisen kynnyksellä.

Haluankin kiittää silloista ohjaajaani Sari Heinästä siitä, että hän halusi minun näkevän hyvin erilaisia työskentely-ympäristöjä, joka oli osaltaan johdattamassa minua tälle tielle. Lisäksi haluan kiittää Paula Toroita STUKista, Kuopion sairaalafyysikoita Heidi Gröhnia ja Petro Julkusta heidän yhteistyöstään tämän projektin aikana sekä kollega Eetu Kuusistoa hänen tuestaan analysointikoodin muodostamisessa. Erityisen kiitoksen haluan esittää koronaangiografiasalin henkilöstölle osallistumisesta tähän tutkimukseen sekä minua tukeneille ohjaajille tutkimusinsinööri Taneli Kalvakselle, palvelualuejohtaja Jussi Aarniolle sekä erikoistuvalla fyysikolla Henri Leskiselle.

Jyväskylässä 3.10.2023

Jasmiina Ahokas

Sisällys

Tiivistelmä	3
Abstract	5
Esipuhe	7
1 Johdanto	11
2 Ionisoivan säteilyn vuorovaikutukset	13
2.1 Säteilyn perusvuorovaikutukset	13
2.1.1 Rayleigh-sironta	13
2.1.2 Valosähköinen ilmiö	14
2.1.3 Compton-sironta	15
2.1.4 Parinmuodostus	17
2.2 Säteilyn vaimeneminen	17
2.3 Säteilyn vaikutus ihmiseen	19
2.3.1 Säteilyn vaikutus DNA- ja solutasolla	19
2.3.2 Säteilyn vaikutus eri elimiin	21
3 Ionisoiva säteily läpivalaisusaliympäristössä	23
3.1 Säteilyturvallisuus	23
3.1.1 Ionisoivan säteilyn suuret	24
3.1.2 Yleiset säteilysuojeluperiaatteet	24
3.1.3 Suojausmenetelmät säteilyn käytössä	25
3.2 Säteilyn mittaaminen läpivalaisusalissa	27
3.2.1 Ilmaisimen rakenne ja toimintaperiaate	27
3.2.2 Ilmaisimen kalibrointi ja käyttö mittauksissa	28
3.3 Angiografia	29
3.3.1 Läpivalaisulaitteisto	29
3.3.2 Käyttötarkoitus	32

3.3.3	Kuvausasetukset	33
3.3.4	Kuvaussuunnat	35
4	Tutkimusmenetelmät	37
4.1	Käytetyt laitteistot	37
4.2	Mittaustapa	38
4.3	Aineiston analysointi	41
5	Tulokset	43
6	Pohdinta	47
7	Johtopäätökset	55
	Lähteet	56

1 Johdanto

Sydämen sepelvaltimoiden varjoainekuvaus ja erilaisten henkeä pelastavien toimenpiteiden tarve on keskussairaaloiden koronaariangiografiasaleissa arkipäivää ja toimenpiteiden määrä on selkeästi kasvussa [1]. Mikkelin keskussairaalan koronaariangiografiasalissa tehtävien toimenpiteiden määrä on niin ikään ollut kasvusuunnassa. Viimeisen kolmen vuoden ajalta toimenpidemäärät ovat nousseet 800:sta yli 1000 toimenpiteeseen/vuosi. Näin ollen koronaariangiografiasalin henkilökunnan mahdollinen säteilyaltistuminen on merkittävää ilman huolellista suojausta ja säteilyturvallisen toiminnan kehittäminen ja seuranta on siten tärkeää. Säteilyn annosseuranta on tärkeä osa toiminnan valvontaa, mutta henkilökunnan säteilyannoksen ennaltaehkäisy koulutuksen avulla on suunta, johon säteilysuojelutoiminta tulisi kohdentaa.

Koronaariangiografiasaleissa käytetään läpivalaisua yhdessä varjoaineen kanssa, jolloin pystytään visuaalisesti arvioimaan esimerkiksi sydämen hapetuksesta huolehtivien sepelvaltimoiden tilannetta. Sydän on kolmiulotteinen elin, jonka vuoksi tarvitaan eri kallistuksia ja kulmia kartoitettaessa eri sepelvaltimoita ja niiden eri osia. Kuvailmaisimen kallistus voidaan valita vasemmalle tai oikealle ja lisäksi kallistus voidaan valita pään- tai vartalonpuoleisesti. Eri kallistukset ja kulmat vaikuttavat oleellisesti sironneeseen säteilyyn. Erityisesti kuvailmaisimien vasemmalle kallistettuna ja syvä pituussuuntainen kallistuskulma lisää sironnutta säteilyä merkittävästi [2].

Sironnut säteily aiheuttaa hoitohenkilökunnalle säteilyaltistusta ja sen vaikutukset riippuvat oleellisesti altistuksen kestosta ja altistusalueesta johon säteily kohdistuu. Pitkäkestoinen altistus sironneelle säteilylle aiheuttaa muun muassa lisääntyntä syöpäriskiä ja silmien harmaakaihia [3, 4]. Tutkimusten mukaan koronaariangiografiatoinenpidesaleissa lääkärit ja hoitajat altistuvat enemmän sironneelle säteilylle verrattaessa mihin tahansa muuhun ammattiryhmään sairaalan sisällä [5]. Sironneen säteilyn havaitseminen ei ole mahdollista aistein, jonka vuoksi sironnakartan muodostaminen sironnamittausten perusteella on erinomainen keino tehdä sironnut säteily näkyväksi. Sironnakartan avulla on mahdollista kouluttaa henkilökuntaa juuri tarkastellun toimenpidesalin osalta, sillä jokainen toimenpidesali on yksilöllinen niihin tehtyjen materiaalivalintojen ja etäisyyksien vuoksi. Lisäksi on huomattava, että ilman

sirontamittauksista on hyvin vaikea ennustaa mahdollisia toissijaisia sirontakohteita, jolloin hoitohenkilökunta saattaa toimenpidesalissa sijoittua epäoptimaalisella tavalla [6]. Näin ollen sironneen säteilyn kartoitus koronaariangiografiasalissa ja suojainten käyttökoulutus kartoituksen perusteella on merkittävä askel kohti säteilyturvallista toimintaa ja riskien minimointia.

Säteilyn sirontakartoitusta toimenpidesaleihin on suositeltu osana säteilyturvallista toimintaa, jonka perusteella olisi mahdollista antaa suosituksia säteilysuojien sijoittelusta ja käytöstä [1]. Suomen koronaariangiografiasalien sirontakarttoja ei ole julkaistu merkittävästi ja useimmiten sirontakartat on mitattu siten, ettei tavanomaisia lyijysuojia ole käytetty. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, kuinka suurta oli sironnut säteily fantomista eli keinotekoisesta testikohteesta valituilla läpivalaisulaitteen tutkimuskulmilla käyttäen tavanomaisia lyijysuojia. Tutkimuksen tavoitteena oli muodostaa sirontamittauksen perusteella säteilyn sirontakartat Mikkelin keskussairaalaan koronaariangiografiasalille ja tutkia mahdollisia toissijaisia sirontakohteita. Käyttämällä toimenpidesalissa käytettäviä lyijysuojia, on mahdollista saada realistisempi kuva mahdollisesta sironneesta säteilystä ja toisaalta varmemmin löytää mahdolliset toissijaiset sirontakohteet. Muodostettujen sirontakarttojen avulla suunnitellun koulutuksen myötä henkilökunta pystyi paremmin toteuttamaan säteilyturvallista toimintaa koronaariangiografiasalissa.

Tutkielmassa käsitellään ensin säteilyn perusvuorovaikutukset materiaalin kanssa. Sen jälkeen käydään läpi säteilyn vaikutukset erityisesti ihmiseen DNA-, solu- sekä elintasolla. Tutkielmassa käydään läpi säteilyturvallisuuden liittyvät asiat osana tutkimuksen pohjaa. Lopuksi esitellään käytetyt tutkimusmenetelmät ja tulokset. Toteutettu sirontamittaus koskee vain Mikkelin koronaariangiografiasalia 12, mutta tulokset ovat sovellettavissa tietyin ehdoin myös muihin läpivalaisusaleihin. Sironnutta säteilyä kartoitetaan RAO- ja LAO-kallistuksessa (engl. Right Anterior Oblique ja Left Anterior Oblique) ja kahdella eri tutkimuskulmalla.

2 Ionisoivan säteilyn vuorovaikutukset

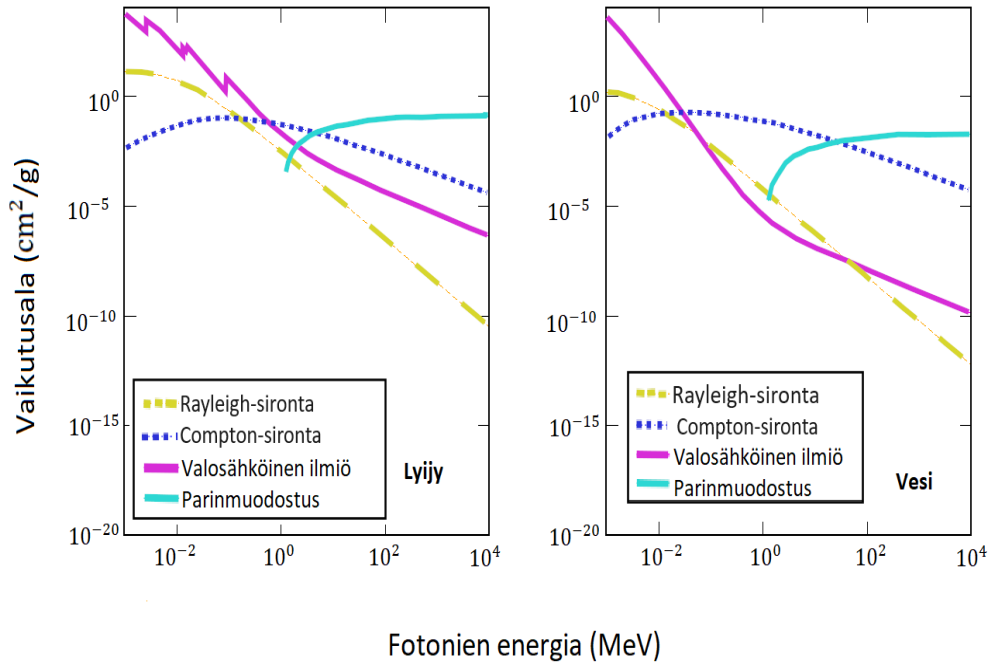
Lyhytaaltainen sähkömagneettinen säteily ja hiukkassäteily luokitellaan ionisoivaksi säteilyksi. Ionisoivalla säteilyllä on kyky irrottaa elektroneja atomeista tehden niistä positiivisesti varattuja. Ionisoivan säteilyn vuorovaikutukset materiaalin kanssa riippuvat oleellisesti säteilyn energiasta (E). Matalaenerginen ($E < 100$ keV) säteily vuorovaikuttaa materiaalin kanssa pääasiassa Rayleigh-sironnan ja valosähköisen ilmiön kautta. Hieman korkeammilla energioilla ($E > 100$ keV) vallitseva vuorovaikutus on Compton-sironta ja suurilla energioilla ($E > 1,022$ MeV) puolestaan parinmuodostus dominoi. [7]

Säteilyn perusvuorovaikutukset voidaan siis jakaa karkeasti neljään eri luokkaan. Erityisesti säteilyturvallisuuden kannalta on huomioitava säteilyn siroaminen erilaisista materiaaleista. Fotonien absorboituminen tai siroaminen riippuu oleellisesti fotonin energian lisäksi tarkasteltavan materiaalin protoniluvusta sekä elektroni-tiheydestä. Vuorovaikutuksen todennäköisyyttä on vaikea tarkasti laskea, mutta arvioita pystytään erilaisten mallien avulla tekemään. [8] Tässä luvussa käsitellään ionisoivan säteilyn perusvuorovaikutukset materiaalin kanssa, vaimeneminen sekä säteilyn vaikutukset solu-, DNA- ja elintasolla.

2.1 Säteilyn perusvuorovaikutukset

2.1.1 Rayleigh-sironta

Rayleigh-sironta on säteilyn elastista siroamista ja leviämistä vuorovaikuttaessaan materiaalin sidottujen elektronien kanssa [9]. Rayleigh-sirontaa tapahtuu tyypillisesti matalan energian esimerkiksi näkyvän valon fotoneilla ilmakehässä. Rayleigh-sirontaa kutsutaan koherentiksi sironnaksi siinä vaikuttavien fotonien interferenssin eli kahden tai useamman aallon yhteisvaikutusten vuoksi. Lisäksi se määritellään usein elastiseksi siroamiseksi. Elastisessa siroamisessa fotonin energia ei muutu vuorovaikutuksessa [10]. Rayleigh-sironnan merkitys röntgensäteilyn sironnassa on vähäisempi kuin esimerkiksi Compton-sironnan.



Kuvio 1. Fotonien vuorovaikutusten vaikutusalat lyijyssä ja vedessä fotonien eri energioilla. [11]

Rayleigh-sironnan vaikutusalaa eli sironnan todennäköisyyttä tapahtua tarkastellulla energialla voidaan tarkastella kuvion 1 avulla. Tarkastelemalla vaikutusalakuvajia lyijyn ja veden tapauksessa havaitaan, että Rayleigh-sironnan todennäköisyys on suurempi esimerkiksi lyijyn kuin veden tapauksessa [11].

2.1.2 Valosähköinen ilmiö

Valosähköistä ilmiötä havaitaan erilaisilla materiaaleilla, joista eniten sitä tapahtuu metalleilla. Valosähköisessä ilmiössä fotoni absorboituu materiaaliin, jossa sen energia siirtyy irtoavalle elektronille. Irtoava elektroni ei ole vapaa tai löyhästi sidottu vaan se irtoaa useimmiten sisemmältä esimerkiksi K-kuorelta. Jokaisella aineella on ominainen irrotustyö eli ionisaatioenergia, joka kuvaa vaadittua energiaa elektronin irrotukseen. Mikäli fotonin energia on ionisaatioenergiaa suurempi, siirtyy jäljelle jäävä energia irtoavan elektronin liike-energiaksi. Puolestaan mikäli energia on pienempi kuin ionisaatioenergia, ei elektroneja irtoa vaikka fotoneja absorboituu materiaaliin. Elektronin saama liike-energia T_e voidaan ilmoittaa irrotustyön B_e ja

fotonin energian E_f avulla:

$$T_e = E_f - B_e. \quad (1)$$

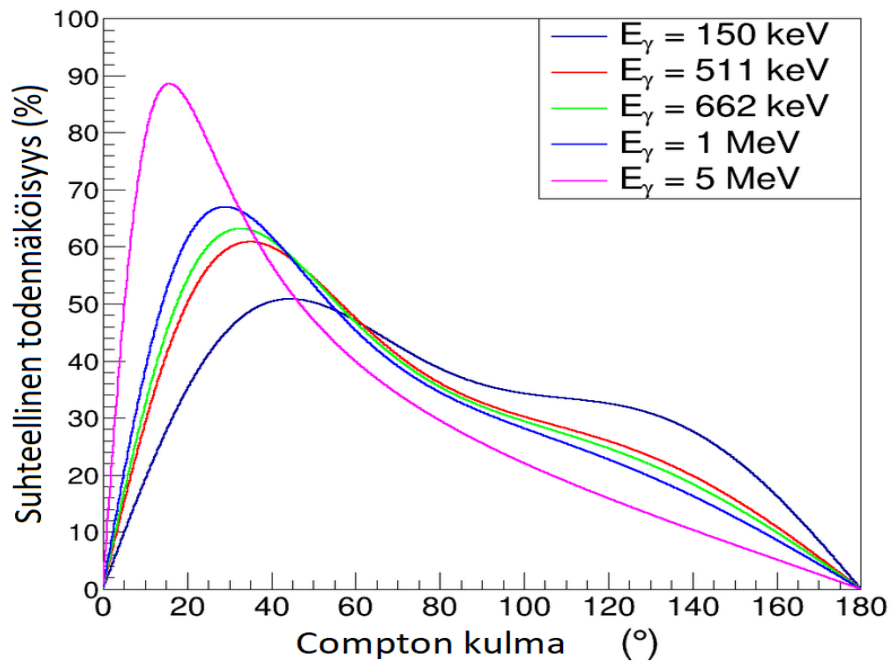
Todennäköisyys valosähköisen ilmiön tapahtumiselle on haastava laskea. Tutkimuksissa on kuitenkin havaittu todennäköisyyden olevan suurempi matalan energian fotoneilla, joiden energia on suuruusluokkaa 100 keV. Ilmiön todennäköisyyden riippuvuus fotonin energiasta voidaan ilmoittaa myös siten, että todennäköisyys valosähköiselle ilmiölle laskee merkittävästi suhteessa E_f^{-3} . Lisäksi valosähköisen ilmiön todennäköisyys on riippuvainen absorboivan atomin protonien lukumäärästä eli Z -luvusta siten, että ilmiön todennäköisyys kasvaa suhteessa Z^4 . [7]

Kuvion 1 avulla on mahdollista havainnollistaa ettei valosähköisen ilmiön todennäköisyys ja vaikutusala lyijyn tapauksessa eroa merkittävästi vedestä. Vaikutusalakuvajista on mahdollista havaita, että lyijyn kohdalla valosähköisen ilmiön todennäköisyys on siis lähes yhtä suuri kuin veden, mutta lyijyn vaimennuksen vaikutusala säilyy paremmin siirryttäessä kohti suurempia fotonin energioita. Näin ollen lyijy siis vaimentaa säteilyä tehokkaammin korkeenergisten fotonien kohdalla, kuin vesi. Lyijyn parempi vaimennusominaisuus liittyy aiemmin esiteltyyn valosähköisen ilmiön protoniluvun riippuvuuteen, jonka vaikutus on suurempi kuin energiariippuvuuden. Lisäksi lyijyn kohdalla kuvaajassa havaitaan epäjatkuvuus pisteitä, jotka vastaavat elektronin sidosenergioita lyijyllä.

2.1.3 Compton-sironta

Compton-sironta on vallitseva säteilyn vuorovaikutusmekanismi erityisesti fotonin energian ollessa välillä $0,5 \text{ MeV} < E_f < 5 \text{ MeV}$. Compton-sironnassa fotoni absorboituu ja emittoituu välittömästi, irrottaen samalla vapaan tai löyhästi sidotun eli uloimman kuoren elektronin. Uloimman kuoren valenssielektronien sidosengiat ovat pieniä, jolloin niiden irrottaminen vaatii vähemmän energiaa. Fotonin emittoitumissuunta ja energia eli myös aallonpituus muuttuu vuorovaikutuksen seurauksena. Aallonpituuden muutos $\Delta\lambda = \lambda_1 - \lambda_2$, missä λ_1 on alkuperäisen fotonin aallonpituus ja λ_2 on fotonin aallonpituus vuorovaikutuksen jälkeen, on yhteydessä fotonin siroamiskulmaan θ . Aallonpituuden muutos voidaan esittää Planckin vakion h , elektronin massan m_e , valonnopeuden c sekä siroamiskulman θ avulla [7]:

$$\Delta\lambda = \lambda_2 - \lambda_1 = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta). \quad (2)$$



Kuvio 2. Fotonien sironnankulman suhteellinen todennäköisyys fotonien eri energioilla. [12]

Compton-sironnan kulma riippuu siis oleellisesti fotonin energiasta. Sironnankulman todennäköisyys vaihtelee energian muuttuessa ja energiariippuvuus on mahdollista havainnollistaa kuvion 2 avulla. Kuvioista havaitaan, että esimerkiksi 150 keV fotonin energialla tyypillinen sironnankulma on 45 astetta, jossa suhteellinen todennäköisyys on 50%. Lisäksi kuvion avulla voidaan havainnollistaa, että energian laskiessa sironna siirtyy kohti isotrooppista eli suunnasta riippumatonta jakaumaa. [12]

Kokonaisenergia ja liikemäärä säilyvät Compton-sironnassa. Elektronin saama kineettinen energia E_k voidaan näin ollen määrittellä alkuperäisen fotonin energian E_i ja vuorovaikutuksen jälkeisen fotonin energian E_f avulla seuraavanlaisesti:

$$E_k = E_i - E_f. \quad (3)$$

Irtoavan elektronin suurin liike-energia määräytyy siis sen mukaan, kuinka paljon emittoituvalla fotonilla jää energiaa vuorovaikutuksessa. [8]

Compton-sironnan todennäköisyys veden ja lyijyn tapauksessa on nähtävillä

kuviossa 1. Compton-sironna luokitellaan epäkoherentin sironnan alle, eli vuorovai-
kuttavilla fotoneilla ei ole interferenssiä toistensa kanssa. Kuvion avulla on mahdol-
lista havainnollistaa Compton-sironnan olevan voimakkaampaa vedellä kuin lyijyllä
erityisesti matalan energian fotoneilla.

2.1.4 Parinmuodostus

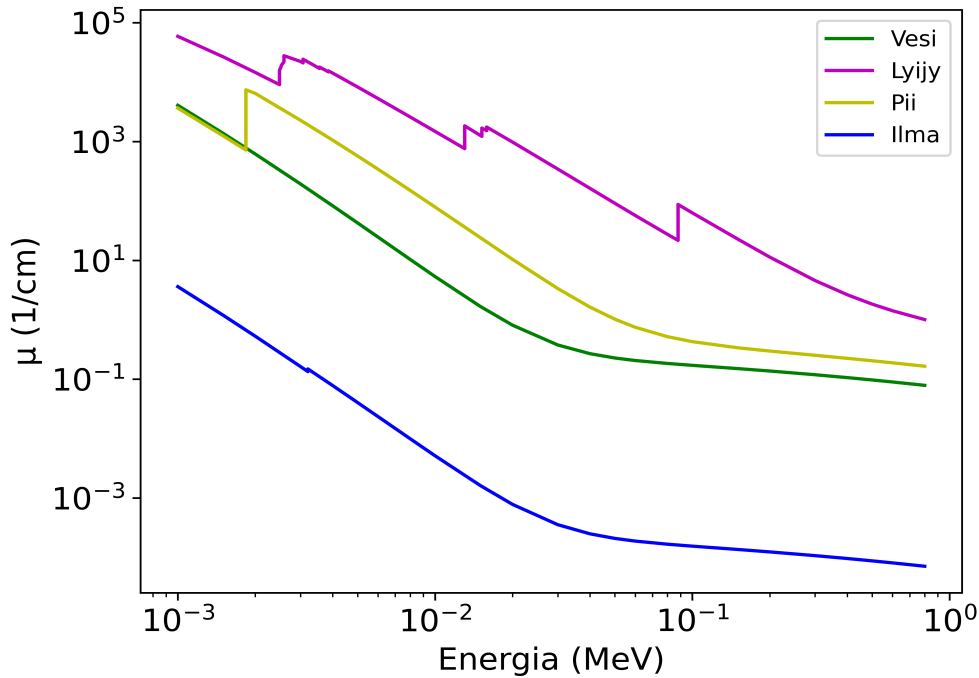
Parinmuodostuksessa yksittäinen korkeaenerginen fotoni vuorovaikuttaa atomiyti-
men kanssa siten, että syntyy elektroni-positroni-pari. Parinmuodostus tapahtuu
tyypillisesti suuremmilla fotonin energioilla. Fotonin energian tulee olla vähintään
elektronin ja positronin yhteenlasketun lepomassan suuruinen, joka on $E = 2m_e c^2$
 $= 1,022$ MeV. Mikäli energia on suurempi kuin elektronin ja positronin yhteenlasket-
tu lepomassa, siirtyy jäljelle jäävä energia elektronin ja positronin liike-energiaksi.
Parinmuodostusprosessissa liikemäärä säilyy, mutta kokonaisenergia ei. Kokonaisvai-
kutusalaa parinmuodostukselle nousee nopeasti energian ollessa lepomassaksi määri-
tellyn kynnsenergian yläpuolella. Parinmuodostuksen jälkeen positroni annihiloituu
elektronin kanssa ja muodostaa kaksi fotonia, joiden molempien energia on 0,511
MeV. [13]

Parinmuodostuksen todennäköisyyteen vaikuttaa oleellisesti myös materiaali tai
väliaine, jossa säteily vuorovaikuttaa [11]. Kuvan 1 avulla on mahdollista havain-
noida tätä materiaalien vaikutusta parinmuodostuksen vaikutusalaan. Verrattaessa
lyijyn parinmuodostuksen vaikutusalaan veden vaikutusalaan havaitaan, että lyijyn
vaikutusala parinmuodostuksessa on vain hieman suurempi kuin veden.

2.2 Säteilyn vaimeneminen

Kapea monoenerginen yhdensuuntainen fotonisuihku alkuperäisellä intensiteetillä
 I_0 kulkiessaan materiaalin läpi vaimenee intensiteettiin I . Vaimenemiseen vaikuttaa
oleellisesti materiaalin vaimennuskerroin μ , materiaalin tiheys ρ ja sen paksuus d .
Vaimeneminen on seurausta fotonien vuorovaikutuksesta materiaalin atomien ja
elektronien kanssa. Säteilyn intensiteetti on verrannollinen siihen, kuinka paljon
fotoneja läpäisee materiaalin tietyn mittausjakson aikana. Säteilyn intensiteetti
heikkenee materiaalissa eksponentiaalisesti ja se voidaankin esittää seuraavalla tavalla:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-(\mu/\rho)d}. \quad (4)$$



Kuvio 3. Fotonien vaimentuminen materiaaleissa fotonien eri energioilla. [14]

Edellä määritelty vaimentumislaki voidaan myös kirjoittaa materiaalista riippuvaisen vaimennuskertoimen avulla seuraavanlaisesti

$$\mu/\rho = d^{-1}\ln(I_0/I). \quad (5)$$

Vaimennuskertoimien ja tiheyksien suhde voidaan myös määrittää kokeellisesti mitaamalla alku- ja loppuintensiteettiä. [14]

Tarkastelemalla aiemmin määriteltyjä yhtälöitä voidaan havaita, että säteilyn vaimentuminen on voimakkaampaa suuren protoniluvun materiaaleilla ja tiheillä materiaaleilla. Verrattaessa lyijyn vaimennuskerrointa veden vaimennuskertoimeen (kuvio 3) havaitaan, että vaimennusominaisuus on siis parempi lyijyllä erityisesti korkeamman energian fotoneille. Vaimennuskerroin on myös oleellinen kun tarkastellaan ilmaisimen herkkyyttä tietylle fotonin energialle. Piitä käytetään monissa puolijohdeilmaisimissa ja näin ollen onkin merkittävää, että fotonit vaimenevat riittävästi, jotta ne saadaan havaittua. Säteily vaimenee lisäksi etäisyyden neliölain mukaan, kun säteilylähde on pistemäinen ja säteilyllä on mahdollisuus hajaantua vapaasti ympäristössä. Ilman vaimennuskerroin on kuitenkin huomattavasti heikompi

verrattuna veden tai muiden materiaalien, kuten lyijyn vaimennuskertoimeen. [14] Tämän vuoksi pelkkä etäisyys ei välttämättä ole riittävä suojauskeino vaan joudutaan hyödyntämään muita suojausmateriaaleja säteilyn vaikutusten heikentämiseksi.

2.3 Säteilyn vaikutus ihmiseen

Ihminen altistuu ionisoivalle säteilylle elämänsä aikana jatkuvasti. Ionisoivaa säteilyä aiheuttavia tekijöitä ovat muun muassa maaperän radon, kosminen taustasäteily sekä lääketieteellinen kuvantaminen [15]. Luonnossa taustasäteilyn suuruus riippuu oleellisesti tarkastellusta sijainnista. Suomessa asuinalueilla, jotka sijaitsevat harjuilla voi olla merkittävät radonpitoisuudet verrattuna tasaiseen maastoon. Esimerkiksi Pirkanmaalla on useita alueita, joissa radonpitoisuus voi nousta huomattavankin korkeaksi. Säteilyturvakeskuksen (STUK) vuonna 2017 [16] tekemän kartoituksen mukaan radonpitoisuuden keskiarvo on $270 \frac{\text{Bq}}{\text{m}^3}$ Pirkanmaalla, muualla Suomessa keskiarvon ollessa $94 \frac{\text{Bq}}{\text{m}^3}$.

Ionisoivalla säteilyllä on vaikutusta ihmiseen solu- ja deoksiribonukleiinihappo- eli DNA-tasolla. Ionisoiva säteily pystyy siis muuttamaan DNA:ta, joka puolestaan voi altistaa muun muassa syöväälle. Ionisoivan säteilyn vaikutukset solutasolla voidaan jakaa solun kuolemaan johtaviin vaurioihin ja muihin solumuutoksiin. Tässä luvussa käsitellään säteilyn vaikutuksia solutasolla, jonka jälkeen käydään läpi säteilyn vaikutuksia elimiin verraten eri elimien herkkyyttä säteilyvaurioille.

2.3.1 Säteilyn vaikutus DNA- ja solutasolla

Solut sisältävät useita makromolekyylejä, mutta vain osa niistä on elintärkeitä solun selviytymiselle. Mikäli vaurio syntyy tällaiseen korvaamattomaan elintärkeään molekyyliin, voi vaurio johtaa solukuolemaan [17]. Kaikkia solukuolemaan vaikuttavia vaurioitumismekanismeja ei vielä tunneta, mutta tutkimuksilla on pystytty osoittamaan säteilyherkkien alueiden sijaitsevan erityisesti tumaytimessä [18].

Säteily siirtää energiaa DNA-molekyyliin energiajättönä. Energiajättö voi joko suorasti tai epäsuorasti aiheuttaa kemiallisia ja rakenteellisia muutoksia DNA-molekyyliissä [19]. Xu ym. [18] tuovat esille tutkimuksessaan näiden rakenteellisten muutosten olevan muun muassa vetysidosten katkeamista, molekyylien rakenteiden huononemista tai molekyylien sisäisiä ristiin liittymisiä (engl. cross-linking). Xu ym. mukaan vetysidosten katkeaminen voi johtaa pysyviin muutoksiin proteiinin kol-

miulotteisen eli tertiäärisen rakenteen osalta, vetysidosten ollessa DNA-perusrungon muodostajia. DNA-tasolla vaurioiden syntyyn voi vaikuttaa myös ihmisen sukupuoli ja ikä. Tutkimuksessa oli havaittu, että yli 40 vuoden ikäiset ja naissukupuoliset olivat herkempiä DNA-vaurioiden syntymiselle [20]. Näihin ryhmiin kuuluvilla henkilöillä oli soluissa alentunut kyky korjata juuri näitä syntyneitä DNA-vaurioita. Kaikki syyt tämän ilmiön taustalla eivät vielä ole selvillä ja osaltaan tämä liittyy esimerkiksi naisten ja miesten elintapojen erilaisuuteen, kuten tupakointiin ja alkoholin käyttöön.

Kudosten ja elinten altistuessa säteilylle voi syntyä erilaisia vaurioita solutasolla. Nämä vauriot voivat johtaa solukuolemaan. Solukuolema-tyyppisiä vaurioita kutsutaan yleisesti määritteleviksi vaurioiksi (engl. deterministic effects). Nämä määrittelevät vauriot ovat havaittavissa säteilyannoksen ylittäessä elimelle tai biologiselle systeemille ominaisen kynnyksannoksen. Tämän kynnyksannoksen yläpuolella määrittelevä annos on huomattavasti vakavampi aiheuttaen suuremmat vauriot. [21] Säteilyn aiheuttama solukuolema ei välttämättä tarkoita solun suoraa kuolemaa vaan pikemminkin solun jakautumisen estymistä tai jonkin muun syyn vuoksi aikaistunutta ohjelmoitua solukuolemaa eli apoptoosia [22].

Säteilylle altistuminen voi myös aiheuttaa solukuolemaan johtamattomia muutoksia soluissa. Nämä solut voivat muutosten jälkeen edelleen vaikuttaa kudoksessa solujakautumisen ja toiminnan kautta. Ihmisen immuunijärjestelmä on erittäin tehokas havaitsemaan nämä vaurioituneet solut ja tuhoamaan ne. Siitä huolimatta on mahdollista, että nämä vaurioituneet solut johtavat riittävän ajan kuluessa syöpäsolujen syntyyn, mikäli ne ovat somaattisia soluja. Syöpäsolu eroaa normaalista solusta siinä, että sen jakautuminen on hallitsematonta ja päättymätöntä. [23]

Perimään liittyvien solujen vauriot voivat aiheuttaa periytymiseen liittyviä muutoksia. Periytymiseen liittyvät muutokset luokitellaan stokastisten vaikutusten (engl. stochastic effects) luokkaan. Stokastinen vaikutus kuvaa sukusolujen tapauksessa siis säteilyaltistuksen aiheuttamaa satunnaista haittaa. Näitä satunnaisia haittoja voi esiintyä myös pienten säteilyannosten jälkeen, mikäli vaurio kohdistuu DNA-rakenteeseen. Tästä syystä voidaankin sanoa, että ei ole olemassa täysin vaaratonta säteilyannosta. [21]

DNA-vauriot ovat osa solun normaalia elämänkaarta ja vaurion syntyminen ei vaadi aina säteilyä. Esimerkiksi nisäkkäiden maksan solut ovat tiukan seurannan alla solunjakautumisprosessissa. DNA:n vaurioituminen käynnistää lukuisan määrän korjaustoimenpiteitä. Näihin toimenpiteisiin kuuluu muun muassa G1/S tarkistuspiste

solukierrossa. Siinä mahdollisuuksien mukaan korjataan vaurioitunut DNA ja jos se ei ole mahdollista, solu käynnistää ohjelmoidun solukuoleman. [24]

2.3.2 Säteilyn vaikutus eri elimiin

Säteily voi aiheuttaa ihmiskehossa muutoksia fysikaalisesti ja/tai geneettisesti. Fysikaaliset muutokset jaetaan akuutteihin ja myöhäisvaikutuksiin. Näiden ilmentymiseen vaikuttavat oleellisesti säteilyn voimakkuus, energia, altistumisalue ja altistumisen kesto.

Akuutteja oireita voivat olla valkosolujen vähäisyys (leukopenia), ihottuma, hiustenlähtö tai hedelmättömyys, myöhäisoireita puolestaan voi olla silmien kaihi, verisyöpä eli leukemia sekä muunlainen syöpä [3]. Fysikaalisten muutosten lisäksi myös geneettisiä vaikutuksia voi ilmetä. Nämä geneettiset vaikutukset pitävät sisällään mutaatioita ja kromosomaaliset muutokset [25]. On siis merkittävää huomioida oirekuvan riippuvuus siitä mikä osa tai elin ihmiskehosta on altistunut säteilylle ja kuinka pitkäkestoinen altistus on ollut.

Elimet ovat siis eri tavalla herkkiä säteilylle ja toisaalta säteilyn vaikutuksia arvioitaessa on tärkeää muodostaa selkeät käsitteet säteilyannoksen kuvaamiselle. Näitä erilaisia säteilyannosta kuvaavia termejä ovat muun muassa efektiivinen annos ja ekvivalenttiannos. Efektiivinen annos eli vaikuttava annos kuvaa ionisoivan säteilyn aiheuttamaa kokonaisuutta ihmiselle ja se voidaan laskea käyttämällä ekvivalenttiannosta. Ekvivalenttiannos kuvaa biologista vaikutusta ja siinä otetaan huomioon säteilyn eri painokertoimet. Lisäksi efektiivisen annoksen laskemisessa tulee huomioida elinten erilaiset painokertoimet. (taulukko 1).

Taulukko 1. Elinten painotuskertoimet säteilylle. [1, 21]

Kudos tai elin	Painotuskerroin (W_T)
Keuhkot	0,12
Mahalaukku	0,12
Virtsarakko	0,05
Rintarauhaset	0,05
Maksa	0,05
Ruokatorvi	0,05
Luun pinta	0,01
Sukurauhaset	0,20
Aivot	0,01

Efektiiivisen annoksen kannalta tärkeitä elimiä ovat sukurauhaset, paksusuoli, punainen luuydin, mahalaukku, keuhkot, virtsarakko, rintarauhaset, maksa, ruokatorvi sekä osa ihosta ja osa luun pinnasta. Kehonosien painokertoimien yhteenlaskettu summa on yksi ja se kuvaa koko kehon painokerrointa[1]. Lisäksi silmän mykiö on herkkä säteilylle. Toistuva säteily voi aiheuttaa silmän mykiöön säteilynaiheuttaman kaihin [4]. Toistuva säteilyaltistus puolestaan esimerkiksi rintakudoksen ja kilpirauhasen alueelle voi lisätä syöpäriskiä mahdollisten soluvaurioiden vuoksi [26, 27].

Roguin ym. [28] mukaan on viitteitä, mutta ei vahvaa näyttöä kardiologien kohonneesta riskistä sairastua aivokasvaimiin (glioblastooma). Erityisesti aivojen vasemmalla puolella esiintyvien glioblastoomien yhteyttä säteilyaltistukseen on pohdittu Roguin ym. tutkimuksessa. Pään alueen vasemmalla puolella ilmenevien kasvainten on spekuloitu liittyvän mahdollisesti siihen, että kardiologi työssään sijoittuu siten, että röntgenputki ja kuvailmaisin on hänen vasemmalla puolellaan. Aivot eivät ole erityisen herkkiä säteilylle, kun vertailukohtana käytetään esimerkiksi mykiön tai kilpirauhasen herkkyyttä. Oleellista on kuitenkin huomioida, että nämä erityisen herkkä elimet ovat tyypillisesti hyvin suojattuna toimenpiteen aikana.

3 Ionisoiva säteily läpivalaisusaliympäristössä

Ionisoivaa säteilyä käytetään useissa erilaisissa toimenpiteissä sairaalaympäristössä. Läpivalaisusalissa ionisoivaa säteilyä käytetään tyypillisesti dynaamisessa eli usean läpivalaisukuvan yhdistävässä tai yksittäisessä läpivalaisukuvauksessa [1]. Ionisoivan säteilyn ollessa hoitohenkilökunnalle riski, tulee kuvaustoiminnan suunnittelun ja toimenpiteen perustelun olla vakiintunutta. Morishima ym. [29] tuovat esille tutkimuksessaan säteilyturvallisuuden lisäkouluttamistarpeen kardiologisissa toimenpiteissä työskenteleville hoitajille. Läpivalaisusaleissa työskentelee useita hoitoalan ammattilaisia, kuten sairaanhoitajia, lääkintävahtimestareita ja röntgenhoitajia. Sairaanhoitajien peruskoulutukseen ei kuulu säteilyturvallisen toiminnan koulutus vaan se jää toimipaikkakohtaiseksi koulutukseksi ja näin ollen työyksikön vastuulle.

Tässä luvussa käsitellään säteilysuojelutekijöitä yleisellä tasolla. Lisäksi käsitellään erilaiset suojausmahdollisuudet erityisesti kardiologisessa yksikössä. Luvussa käsitellään myös mahdolliset annokset tietyissä kardiologisissa toimenpiteissä siten, että käytetyn säteilyn painotuskerroin on yksi. Luvun lopussa käsitellään lisäksi säteilyn mittaamiseen ja mahdollisen ilmaisimen valintaan liittyviä yksityiskohtia läpivalaisusaliympäristössä sekä esitellään angiografiatoimenpiteeseen liittyvät yksityiskohdat.

3.1 Säteilyturvallisuus

STUK (säteilyturvakeskus) valvoo säteilyturvallisuutta Suomessa. Jokainen instituutio, jolla on oikeudet säteilylähteiden ja/tai -laitteiden käyttöön tekee niistä selvityksen STUKille. Kardiologisissa toimenpiteissä käytetään monenlaisia säteilyn käyttöön perustuvia laitteita ja näin ollen on merkittävää näissä yksiköissä säännöllisesti kehittää laitteistoja ja toteuttaa laadunvalvontaa. [1]

3.1.1 Ionisoivan säteilyn suureet

Osana säteilyturvallista toimintaa tulee tuntea erilaiset tavat mitata säteilyannosta. Näitä erilaisia säteilyannoksen mittaussuureita ovat muun muassa ala-annos tulo eli DAP (engl. Dose-Area-Product) ja pinta-annos eli ilmakerma (engl. Kinetic energy transferred per unit mass) [1]. Ilmakerman muutoksen nopeutta voidaan myös mitata, jolloin puhutaan ilmakermanopeudesta. DAP tarkoittaa annoksen ja pinta-alan tuloa, ja sillä on yhteys ilmakermaan. Ilmakerma kuvaa siis kineettisen energian suuruutta, joka on siirtynyt massayksikköä kohti [30]. Ilmakermalla ja ekvivalenttiannoksella eli biologisella vaikuttavuudella on yhteys, joka voidaan huomioida valitsemalla elimeen liittyvä painotuskerroin, joka kuvaa säteilyherkkyyttä. Siirtyessä ilmakermasta ekvivalenttiannokseen tulee myös huomioida säteilyyn liittyvä painotuskerroin, joka on säteilylajeilla (alfasäteily, beetasäteily, röntgen- ja gammasäteily, neutronit) erilainen. Röntgen- ja gammasäteilyn tapauksessa tuo painotuskerroin on yksi [1].

3.1.2 Yleiset säteilysuojeluperiaatteet

Kozuma ym. [25] ja STUKin [1] mukaan yleiset säteilysuojelutekijät tulisi ottaa huomioon aina, kun suunnitellaan potilaan hoitoa säteilylähdeä käyttäen. Sironneen säteilyn suuruuteen voidaan vaikuttaa monin eri tavoin. Lisäksi potilaan saamaan annokseen voidaan vaikuttaa merkittävästi laitteiston oikealla käytöllä ja hoidon suunnittelulla. Oikeutus, optimointi ja rajoitukset ovat säteilyturvallisen toiminnan peruselementit. Säteilyturvallinen toiminta tulisikin perustella näitä periaatteita käyttäen.

Oikeutusperiaatteen mukaan säteilyn käytöstä toimenpiteessä tulee olla enemmän hyötyä kuin haittaa. Tämä tulee huomioida niin yksilö kuin yleiselläkin tasolla. Oikeutus toimenpiteeseen siis arvioidaan jokaisen potilaan kohdalla erikseen [1].

Optimointiperiaatteen mukaan hyöty varmistetaan suuremmaksi kuin haitta käyttämällä säteilysuojelullisia tekniikoita hyödyksi. Näitä tekniikoita ovat muun muassa kallistuksen ja kulmien optimointi käyttämällä mahdollisuuksien mukaan RAO-kallistusta ja pieniä kulmia. Lisäksi optimointiperiaatteen mukaan tulee pitää huoli siitä, että käytettävä säteily määrä on pienin mahdollinen ja näin ollen potilaan saama säteilyn kokonaisannos pysyy mahdollisimman pienenä. [1]

Rajoitukset pitävät sisällään muun muassa henkilökunnan annosrajoituksen, jossa yksilöllinen annos ei saa ylittää aiemmin määriteltyjä annoksia. Nämä annosmäärit-

telyt riippuvat siitä mihin luokkaan säteilytyöntekijä on jaoteltu. Näitä luokkia ovat säteilytyöntekijä A ja säteilytyöntekijä B. Luokittelun perusteena on työntekijän arvioitu säteilyaltistuksen määrä työskentelyssä. Työntekijälle tulee järjestää tämän luokituksen perusteella säteilyaltistuksen ja terveydentilan seuranta. Lentohenkilöstö ja radonille altistuvat työntekijät, ovat henkilöitä joita edellä mainittu luokittelu ei koske. A-luokan säteilytyöntekijän annosraja on viidessä vuodessa 100 mSv, jolloin vuosittainen keskimääräinen annosraja on 20 mSv. B-luokan säteilytyöntekijöiden vuosiansos tulee jäädä alle 6 mSv. Säteilyluokkiin kuulumattoman henkilön ja näin ollen myös väestön vuosittainen annos tulee jäädä alle 1 mSv. [31] Sydäntoimenpiteitä suorittavat kardiologit ja hoitajat kuuluvat luokkaan säteilytyöntekijä A. Tämän vuoksi sydäntoimenpiteitä suorittaville henkilöille tulee tehdä terveystarkastus työsuhteen alussa ja tämän jälkeen kolmen vuoden välein [1]. Tyypilliset annokset eri kardiologisissa toimenpiteissä ovat nähtävillä taulukossa 2. Taulukossa nähtävät säteilyannokset tulevat yleensä hyvin suojatuille kehonalueille ja ne ovat arvioitu käyttämällä hyväksi dosimetritietoja ja eri painotuskertoimia. Silmät ovat suojattu lyijylasein ja rintakehän alue lyijyliivin avulla. Tarkasteltaessa säteilyannoksia on huomattava, että esimerkiksi pää ei ole kaikilla lääkäreillä suojattuna lyijyhatulla, jolloin säteilyannos voi nousta merkittäväksi pitkän työuran aikana. Dosimetrimittauksissa ja analyysissä olisikin tärkeää huomioida myös kehon muiden alueiden säteilyaltistus, vaikka kyseinen elin ei olisi erityisen herkkä säteilylle.

3.1.3 Suojausmenetelmät säteilyn käytössä

Säteily vaimenee etäisyyden neliölain mukaisesti, kun tarkastellaan pistemäistä lähdettä vapaassa tilassa. Tämän vuoksi toimenpidesalissa henkilökunnan sijoittumisella eli etäisyydellä on merkittävä vaikutus mahdollisiin säteilyaltistuksiin. Etäisyyden lisäksi hoitohenkilökunnalla on mahdollisuus suojautua säteilyltä käyttämällä erilaisia sädesuojia. Erilaisia suojia ovat muun muassa yksiosainen lyijyessu, kaksiosainen lyijyessu, kilpirauhassuoja, lyijyhattu, lyijylasit, lyijykilpi sekä erilaiset siirreltävät lyijysermit. Valone ym. [26] tuovat esille tutkimuksessaan henkilökohtaisten suojien oikeanlaisen käytön merkitystä, kun halutaan minimoida esimerkiksi lääkärin saama säteilyn rinta-annosta toimenpiteen aikana. Tutkimuksessa havaittiin, että liian suuri tai huonosti istuva essu, voi aiheuttaa merkittävästi lisääntyntä rintakudoksen sädeannosta toimenpiteen aikana. Tämä on merkittävä havainto, sillä STUKin [1] mukaan rintakudos luokitellaan sädeherkäksi alueeksi, jonka painokerroin on

Taulukko 2. Henkilökunnan säteilyannokset kardiologisissa toimenpiteissä. [1]

	Henkilö	Annos toimenpide (μSv)	Säteilyannosten kertymä (μSv)
		Silmä * / Rinta **	Silmä * / Rinta **
Sepelvaltimoiden varjoainekuvaus + pallolaajennus	Tekijä	8/ 28	1600/5600
	Avustaja	3/ 6	60/1200
Elektrofysiologi- set toimenpiteet	Tekijä	18/23	1800/2300
	Avustaja	0,8/2	100/200
Tahdistinasen- nukset	Tekijä	28/35	1400/1800
	Avustaja	3/1	200/100
TAVI-toimenpiteet	Tekijä	34/58	1700/2800
	Avustaja	3/10	200/500

Annosekvivalentti *

Syväannos **

TAVI (Transcatheter Aortic Valve Implantation)

0,05. Venneri ym. [5] tuo esille tutkimuksessaan kardiologien kohonnutta syöpäriskiä erityisesti niissä tilanteissa, joissa suojainten käyttö ei ole optimoitua. Suojainten puutteellinen käyttö voi nostaa henkilökohtaista annosta ja näin ollen syöpäriskiä jopa kymmenkertaisesti.

Korkean protoniluvun alkuaineet vaimentavat tehokkaasti siroavaa säteilyä joutuessa valosähköisen ilmiön todennäköisyydestä materiaalissa. Lyijy on tämän vuoksi yksi käytetyimmistä sädesuojamateriaaleista. Suojien oikeanlainen käyttö ja oikea sijoittelu takaa mahdollisimman pienen sironneen säteilyn hoitohenkilökuntaa kohtaan. Siirrettävien sermisuojien oikeanlainen käyttö vaatii ymmärrystä sironneen säteilyn suuruudesta ja suunnasta. Tätä on mahdollista havainnollistaa sirontakartan avulla. Sirontakartoituksen, jossa kartoitetaan huoneen säteilyannoksia erilaisissa toimenpiteissä, toteuttaa tyypillisesti sairaalafyysikko. Tämän perusteella on siis mahdollista muodostaa myös visuaalinen sirontakartta, joka havainnollistaa hoitohenkilökunnalle säteilyn siroamisesta aiheutuvaa annosta huoneen eri pisteissä. [1, 32]

3.2 Säteilyn mittaaminen läpivalaisusalissa

Säteilyn havaitsemiseen käytetyt ilmaisimet perustuvat säteilyn vuorovaikutukseen materiaalin kanssa. Ilmaisimen valintaan vaikuttaa se, millaista säteilyä halutaan mitata sekä se millä energia-alueella mitattava säteily on. Tärkeimpiä säteilyn mittaamiseen tarkoitettuja laadunvalvontalaitteita ovat ionisaatiokammiot ja puolijohdeilmaisimet. Puolijohdeilmaisimia on monenlaisia ja niiden merkittävin ero on se, mistä materiaalista ne on valmistettu. Materiaalivalinnan vaikutus liittyy oleellisesti siihen, mitä kyseisellä ilmaisimella mitataan. Saatavilla olevia materiaalivaihtoehtoja ovat muun muassa litium (Li), germanium (Ge) ja pii (Si). [13]

Tässä työssä keskitytään puolijohdeilmaisimen toimintaan, sillä säteilyn sirontamittaukset toteutettiin puolijohdeilmaisimen avulla. Lisäksi tutkielmassa käsitellään ainoastaan röntgensäteilyä energia-alueella 10 – 150 keV, sillä läpivalaisusalissa käytetyn röntgenputken tyypillinen maksimi jännitealue on 150 kV.

3.2.1 Ilmaisimen rakenne ja toimintaperiaate

Puolijohdeilmaisimet voidaan luokitella puhtaisiin (engl. intrinsic) tai seos (engl. extrinsic) puolijohdeisiin. Puhtaaseen puolijohdemateriaaliin ei ole lisättyä toista alkuainetta. Seostettu puolijohdemateriaali puolestaan sisältää toista alkuainetta, jolla pyritään lisäämään johtumisominaisuuksia. [13]

Puolijohdeilmaisimen toiminta perustuu niin kutsuttuun pn-liitokseen (engl. pn-junction), joka muodostuu kahden aineen välille. Pn-liitoksessa n-materiaalissa on ylimäärä elektroneja ja p-materiaalissa puolestaan on ylimäärä aukkoja. Varauksenkuljettajat voivat liikkua pn-liitosalueen yli, jos kaksi eri materiaalia on termodynaamisesti liitetty hyvin toisiinsa. Ilman termodynaamista liitosta materiaalien väliin jää väistämättä aukkoja, jotka ovat suuria verrattuna atomien väliseen matkaan haitaten varauksenkuljettajien liikettä. Liitosalueella sijaitsee myös niin kutsuttu tyhjennysalue, joka säätelee varauksenkuljettajien liikkumista. [33]

Hiukkasen jättäessä energiaa puolijohdeilmaisimeen, elektroneja ja aukkoja on muodostettu vain muutamassa pikosekunnissa hiukkasen radan varrella yhtä suuri määrä. Nämä elektronit ja aukot halutaan ohjata vastakkaisille puolille tyhjennysaluetta. Tämä onnistuu siten, että puolijohdeilmaisimeen kytketään käänteinen bias-jännite eli tasajännite pn-liitoksen päiden välille. Bias-jännite vaikuttaa sähköstaattisen voiman kautta elektroneihin ja aukkoihin. Tämä mahdollistaa sen, että

sähkökenttä on olemassa koko aktiivisen tyhjennysalueen yli. Elektronit tai aukot liikkueessaan muodostavat virran, kunnes kaikki varaukset ovat kerätty toiselle puolelle aktiivista aluetta. Varauksenkuljettajien keräysaika ei ole elektroneilla ja aukoilla täysin sama, sillä niiden ajautumisnopeus on eri. Ajautumisnopeus on elektroneilla hieman nopeampi verrattuna aukkoihin. Tämä aiheutuu siitä, että elektronit aidosti kantavat negatiivista varausta. Aukot puolestaan ovat verrattavissa positiiviseen varaukseen ilman aitoa varauksenkuljettamista. [13]

Puolijohdeilmaisimissa vaaditaan useiden satojen tai jopa tuhansien volttien käänteinen bias-jännite aktiivisen tyhjennysalueen yli, jotta riittävä määrä varauksenkuljettajia on mahdollisista tehokkaasti kerätä. Tämä bias-jännite ilmaisimissa aiheuttaa jonkin verran termisestä ionisaatiosta johtuvaa tasaista vuotovirtaa. Sattumanvarainen vaihtelu vuotovirrassa puolestaan aiheuttaa väistämättä matalan signaalivirran ilmaisimissa. Signaalivirran käynnistää lopulta siis ionisaatiotapahtuma, joka on merkittävä taustahäiriön aiheuttaja. Tästä syystä menet, joilla voidaan vähentää vuotovirtaa, ovat erittäin tärkeitä puolijohdeilmaisimien kehitystyössä [13]

Eräs puolijohdeilmaisimissa käytetty alkuaine on pii. Piin erityisominaisuuksia on matala ionisaatioenergia, tiheys ja suhteellisen korkea protoniluku. Piin ionisaatioenergia on kohtalaisen matala (3,62 eV) mahdollistaen hyvin pienten varausten havaitsemisen. Lisäksi piin tiheys on huomattavasti suurempi kuin ilman, jolloin se mahdollistaa suuremman virran tuotannon tilavuusyksikköä kohden. Tiheyden ansiosta pii-ilmaisimen tilavuus voi olla huomattavan pieni, joka puolestaan helpottaa sen käyttöä. Lisäksi pii sisältää suhteessa paljon protoneja, joka tekee siitä erinomaisen ilmaisimateriaalin. [34]

3.2.2 Ilmaisimen kalibrointi ja käyttö mittauksissa

Puolijohdeilmaisimen energiakalibrointi tulee tehdä ennen käyttöä tai varmistaa, että se on energiakalibroitu riittävän ajan sisällä. Puolijohdeilmaisimen kalibrointivälistä antaa ohjeistuksen yleensä laitevalmistaja. Kalibrointiväli on tyypillisesti 1 – 2 vuotta.

Kun puolijohdeilmaisimella mitataan nopeita elektroneja, kevyitä ioneja kuten protoneja tai α hiukkasia, reagoi puolijohdeilmaisimien lähes lineaarisesti. Näin ollen energiakalibraatio, joka on saavutettu yhdelle energia-alueelle, voidaan olettaa toimivan myös muilla energia-alueilla. [34] Mikäli mahdollista tulee energiakalibraatio kuitenkin tehdä käyttäen säteilylähdettä, jonka hiukkasten energia on lähellä tutkimuksessa käytettävän säteilyn energia-alueella. Näin toimiessa voidaan virheen

määrää mahdollisesti pienentää.

Ilmaisimella on yleensä määritelty aktiivinen alue, jossa sen säteilyherkkyys on parhaimmillaan. Näin ollen onkin merkittävää huomioida, mihin kulmaan ilmaisim asetetaan suhteessa mahdolliseen säteilylähteeseen. Tähän vaikuttaa oleellisesti myös käytetyn ilmaisimen geometriset ominaisuudet. Ilmaisim voi olla muodoltaan levymäinen tai sylinterimäinen, jolloin sen aktiivisen alueen ymmärtäminen ilmaisimen sijoittamisessa on merkityksellistä. [13]

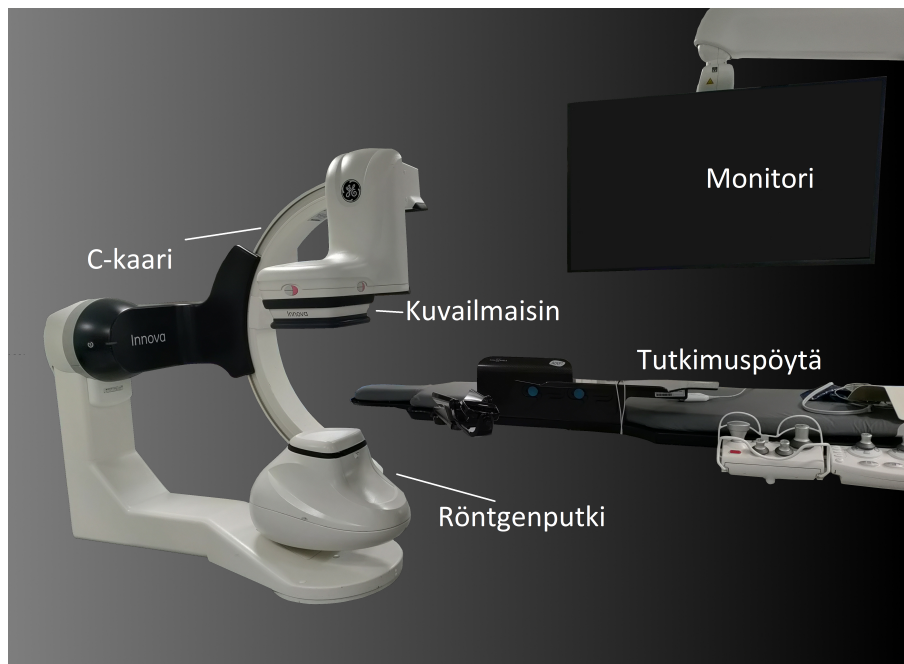
3.3 Angiografia

Sairaalassa on mahdollista toteuttaa kuvantamista monenlaisilla kuvantamismenetelmillä. Nämä menetelmät voidaan karkeasti jakaa ionisoivaan ja ei-ionisoivaan kuvantamiseen. Ionisoivia kuvantamismenetelmiä ovat muun muassa angiografia, tietokonetomografia (TT), isotooppikuvantaminen sekä röntgen. Ionisoimattomaan kuvantamiseen kuuluvat muun muassa ultraääni- ja magneettikuvantaminen. [35] Tässä osiossa keskitytään tarkastelemaan ainoastaan angiografiaa.

Angiografia on verisuonien varjoainekuvauks, jota käytetään apuna erilaisissa toimenpiteissä ja diagnostiikassa. Varjoaineen avulla on mahdollista saada kuvannettua esimerkiksi verisuonia ja niiden tukoksia käyttämällä röntgensäteitä. Angiografiaa voidaan käyttää pään, raajojen ja sydämen alueen toimenpiteissä. Tässä luvussa käsitellään angiografian käyttötarkoituksia yksityiskohtaisemmin kardiologisissa toimenpiteissä sekä käydään läpi läpivalaisulaitteiston perustoiminta. Viimeisimpänä käydään läpi kuvankäsittely sekä siihen vaikuttavat tekijät.

3.3.1 Lämpivalaisulaitteisto

Lämpivalaisulaitteisto koostuu liikuteltavasta pöydästä sekä C-kaaresta, johon kuuluvat röntgenputki ja kuvailmaisim (kuvio 4). C-kaari saa nimensä 3D-liikuttelun mahdollistavasta C-kirjaimen muotoisesta rungosta. Lisäksi läpivalaisulaitteistoon kuuluu lääkäreiden ja hoitajien käyttämiä monitoreja. Röntgenputki (kuviossa 5) on tyhjiöputki, jonka sisällä on kaksi elektrodia: katodi ja anodi. Katodin hehkulankaa kuumentamalla saadaan siitä irtoamaan elektroneja, jotka kiihdytetään katodin ja anodin välille muodostetun korkean jännitteen avulla kohti anodia. Röntgensäteilyä syntyy elektronien jarruuntuessa anodin materiaalissa ja sen jälkeen karakteristisena eli ominaissäteilynä.

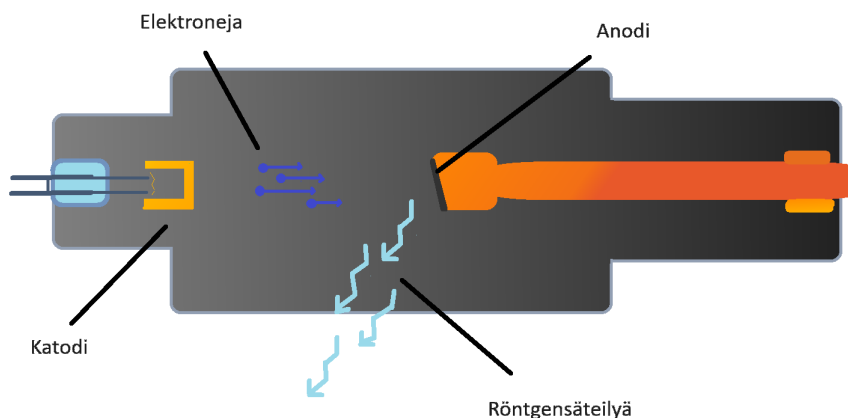


Kuvio 4. GE InnovaSense-angiografialaitteisto ja tutkimuspöytä.

Jarrutussäteilyssä elektroni jarruuntuu vuorovaikuttaessaan anodin atomiytimen kanssa. Jarruuntuessaan elektronin energiaa muuntuu fotonien energiaksi näyttäytyen jatkuvana spektrinä. Ominais säteilyssä puolestaan anodimateriaaliin osuvat elektronit syrjäyttävät anodin atomirakenteessa olevia sidoselektroneja sisemmiltä kuorilta. Näiden elektronien tilalle siirtyy uloimpien kuorien elektroneja, luovuttaen energiaa röntgensäteilyyn eli fotonien muodossa. Näiden syntyvien fotonien energia on atomin energiatasoille ja eri aineille tyypillinen. [7] Kuviossa 6 on karkeasti havainnollistettu röntgenspektri, kun röntgenputken anodimateriaalina on volframi. Matalaenergiset fotonit voidaan suodattaa pois käyttämällä esimerkiksi alumiini- tai kuparisuodatusta [1]. Jarrutussäteily on jatkuva osa kuviossa nähtävästä spektristä ja ominais säteilypiikit ovat volframille $K_{\alpha} = 59,3$ keV ja $K_{\beta} = 67,2$ keV.

Detektori eli kuvailmaisim on muodostettu tyypillisesti puolijohdemateriaalista esimerkiksi cesium-jodi tuikeaineesta, johon on lisätty talliumia. Tuikeaineessa röntgenfotonit muutetaan ensin näkyvän valon fotoneiksi ja lopulta havaittavaksi sähköiseksi signaaliksi. [36] Kuvailmaisimen etupuolella voi olla eri muotoisia ja kokoisia ionisaatiokammioita. Näitä ionisaatiokammioita käytetään muun muassa DAPin eli ala-annostulon mittaamiseen [37]. Nykyisissä laitteissa voi DAP-mittaus perustua myös laskennalliseen tapaan ionisaatiokammion sijasta [37].

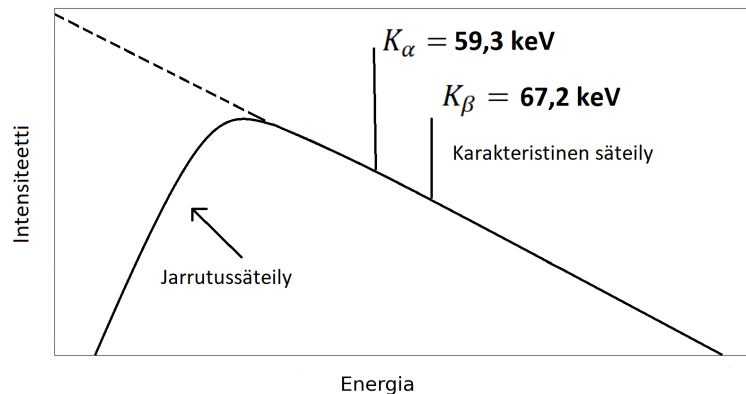
Läpivalaisulaitteistossa on joitakin automaattitoimintoja, joiden avulla potilaan



Kuvio 5. Röntgenputken toiminta.

saamaa säteilyannosta minimoidaan ja kuvanlaatua parannetaan. Näitä toimintoja ovat läpivalaisulaitteen hilaohjaus ja angiolaitteen valotusautomaatti eli säteilytuoton seurantaosa. Hilaohjauksessa bias-jännitettä muuttamalla voidaan säteilyn syntyä jaksottaa. Bias-jännite toimii niin sanottuna vastajännitteenä, joka estää elektronien pääsemistä anodilevylle. Tämän jaksotuksen (kuviot 7) ansiosta potilaan saamaa säteilyannosta pystytään tehokkaasti pienentämään.

Angiolaitteen valotusautomaatti AEC (engl. Auto Exposure Control) muuttaa putkijännitettä potilaan koon mukaan. Putkijännitettä muuttamalla, laitteisto takaa hyvän kuvanlaadun kuvauskulman ja etäisyyden muuttuessa. Säteilytyksen kokonaisaikaa voidaan arvioida ja muuttaa säätämällä pulssin leveyttä eli säteilyn päälläoloaika. Pulssin leveyttä tulee siis myös kasvattaa, kun potilaan koko kasvaa. Niissä tilanteissa joissa potilaan koko ylittää laitteiston asettaman laaturajan, tulee myös kiihdytysjännitettä kasvattaa. Kiihdytysjännitteen kasvu vaaditaan näissä tilanteissa sillä röntgenputken ominaisuudet eivät aina riitä putkivirran kasvattamiseen. Suodatusta voidaan myös tilanteen vaatiessa muuttaa siten, että kuvailmaisoin saisi riittävän annoksen potilaan koon kasvaessa. Laitteistossa on rajoittavana tekijänä generaattoriteho, sekä toisaalta anodilautasen jäähtyminen ja lämmönkesto. Edellä mainituista syistä angiografialaitteistossa on aina vesi- tai öljyjäähdytys. [38]



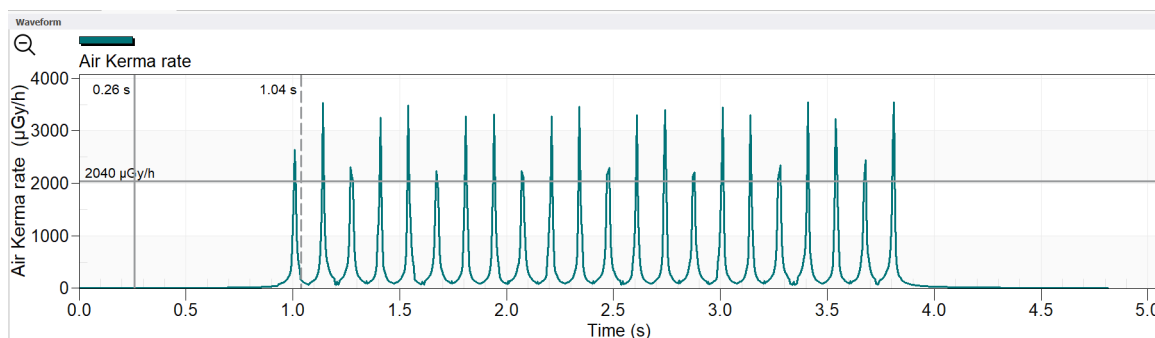
Kuvio 6. Röntgenspektri. Kuviossa volframille ominaiset karakteristisen säteilyn piikit ovat merkattu K_{α} ja K_{β} avulla. Katkoviivalla on esitetty se osa spektristä, joka on suodatettu pois.

3.3.2 Käyttötarkoitus

Angiografialaitteistoa voidaan käyttää erilaisissa kardiologisissa toimenpiteissä. Näitä toimenpiteitä ovat muun muassa tahdistinasennus, tahdistingeneraattorin vaihto, pallolaajennus sekä sepelvaltimoiden varjoainokuvaus. Kaikissa näissä toimenpiteissä tarkoituksena on hyödyntää kuvantamista, jotta toimenpiteet saadaan turvallisesti toteutettua. Läpivalaisua tarvitaan toimenpiteissä katetrin turvallisesti perille saamiseksi sekä oikean sijainnin varmentamiseksi. Lisäksi läpivalaisua käytetään arvioimaan pallolaajennuksessa käytettävän stentin sijaintia. Tärkeän läpivalaisusta on tehnyt sen hyödynnettävyys sepelvaltimoiden kunnan arvioimisessa ja sen vuoksi sitä käytetäänkin sydänoireisten potilaiden tilanteen kartoittamisessa. [1]

Angiografiassa käytetään läpivalaisukuvaa ja varjoainetta tyypillisesti yhdessä (kuvio 8). Potilaan reisi- tai rannevaltimon kautta asetetaan pitkä katetri, jota kuljetaan pitkin verisuonia läpivalaisukuvan avustuksella. Katetrin liikettä voidaan ohjailla muun muassa ohjainkaralla, jonka päätyosaa voidaan eri suuntiin kääntää. Tämä on erityisesti tarpeellista, kun tullaan suonten haarautumiskohtaan. Kun haluttu kohde, esimerkiksi sydän on saavutettu, voidaan katetrin avulla ruiskuttaa varjoaine, joka on mahdollista havaita kuvantamisen avulla. Varjoaine vaimentaa enemmän säteilyä kuin ympäröivä kudος ja näin ollen mahdollistaa suonten rakenteiden näkemisen. [38]

Angiografiassa käytettävät varjoaineet ovat yleensä jodia (I) tai bariumia (Ba) sisältäviä yhdisteitä. Näillä aineilla on mahdollista saada paras kontrasti, kun kuvantamisessa käytetyn fotonin energia saadaan osumaan K-kuoren absorptioreunan



Kuvio 7. Angiolaitteistolla tuotetun säteilyn pulssituksen aikakehitys. Aikakehitys on otettu kuvankaappauksena Ocean next-ohjelman antamasta näkymästä.

yläpuolelle, jolloin varjoaine absorboi eniten säteilyä. Absorboinnin määrä vaikuttaa oleellisesti kontrastieron syntymiseen, joka siis parantaa kuvantamisen laatua. Sacha ym. [39] mukaan varjoaineiden käyttö kuitenkin altistaa munuaisongelmille, jonka vuoksi uusia tapoja yritetään kehittää korvaamaan varjoaineen käyttöä. Varjoaineen käyttöä tulisikin näin ollen säännöstellä toimenpiteen aikana.

3.3.3 Kuvausasetukset

Kuvanlaatuun vaikuttavia kuvausasetuksia on useita. Näitä asetuksia ovat muun muassa kenttäkoko FOV (engl. Field Of View), säteilyn perusasetukset Detail joka on laitteistolle ominainen, kuvataajuus Frame rate sekä valinta siitä otetaanko läpivalaisukuva vai dynaaminen kuvaus.

Kenttäkoko kuvaa sitä primäärkentän pinta-alaa, joka kohdistetaan potilaaseen. Katetria ohjatessa potilaan verisuonessa, kenttäkoko valitaan esimerkiksi kokoon 25 cm x 25 cm. Kuvattaessa sepelvaltimoita, kuvasarjoissa käytetään yleensä pienempää kenttäkoko, esimerkiksi 20 cm x 20 cm. Kenttäkoon valintaan vaikuttaa myös potilaan sydämen koko, jolloin erittäin suuri sydän ei välttämättä tähän peruskenttäkokoon mahdu. Pienintä kenttäkoko 15 cm x 15 cm käytetään vähemmän ja osaltaan tämä liittyy siihen, että sepelvaltimopuusto ei mahdu kerralla kuvaan. Suurenoksen ja pienen kenttäkoon valinta vaikuttaa oleellisesti myös sironneen säteilyn määrään vähentäen sitä, koska säteilykentän pinta-ala on pienempi. Suurenoksessa pieni kenttäkoko lisää kuitenkin potilaan saamaa annosta, sillä kuvanlaadun säilyttämiseksi säteilyannosta on kasvatettava. [1]

Detail on GE InnovaSense-laitteelle ominainen asetus, joka pitää sisällään putki-jännitteen ja -virran säädön suhteessa toisiinsa. Käyttäjälle mahdollisia valittavia

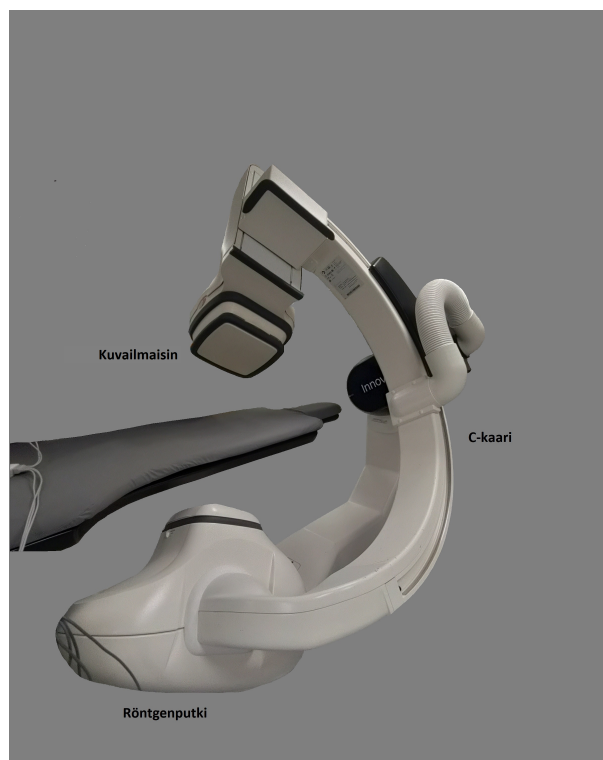


Kuvio 8. Sydämen sepelvaltimot kuvattuna varjoaineen ja röntgensäteiden avulla. [40]

Detail-asetuksia ovat matala, normaali ja korkea. Tyypillinen alkuasetus on matala ja sitä nostetaan tarvittaessa esimerkiksi isokokoisten potilaiden kohdalla normaaliin. Yksityiskohdat näiden asetusten sisältämistä putkijännitteistä ja -virroista eivät ole käyttäjälle nähtävissä.

Frame rate eli kuvataajuus puolestaan ilmaisee montako kuvaa otetaan aikayksikössä (engl. Frame Per Second, fps). Käyttäjä voi vaikuttaa tähän asetukseen ja tyypillisesti valinnat kuvataajuudesta vaihtelevat 7,5 – 15 fps välillä vaikuttaen oleellisesti videokuvanlaatuun. Kuvataajuuden nopeudella on siis merkitystä siihen, kuinka sulava on esimerkiksi dynaamisen kuvauksen toisto katselijan näkökulmasta [41]. Lisäksi suuremman kuvataajuuden valitseminen lisää myös potilaan saamaa säteilyannosta, jonka vuoksi sen optimaalinen käyttö on tärkeää [1].

Laitteistosta pystytään valitsemaan joko staattinen eli yhden läpivalaisukuvan ottaminen tai dynaaminen, jolloin kuvataan useiden kuvien sarja. Dynaamisen kuvantamisen avulla pystytään muodostamaan kohteesta selvempi käsitys, esimerkiksi varjoaineen kulkeutumisesta verisuonissa. Dynaamisesta kuvantamisesta aiheutuu enemmän säteilyä potilaalle ja hoitohenkilökunnalle, kuin tavanomaisessa staattisessa kuvantamisessa. Tämän vuoksi staattista kuvantamista käytetään tilanteissa, joissa katetria kuljetetaan potilaan verisuonissa kohti sydäntä sekä pallolaajennuksessa käytettävien välineiden sijainnin varmistamisessa. [1]

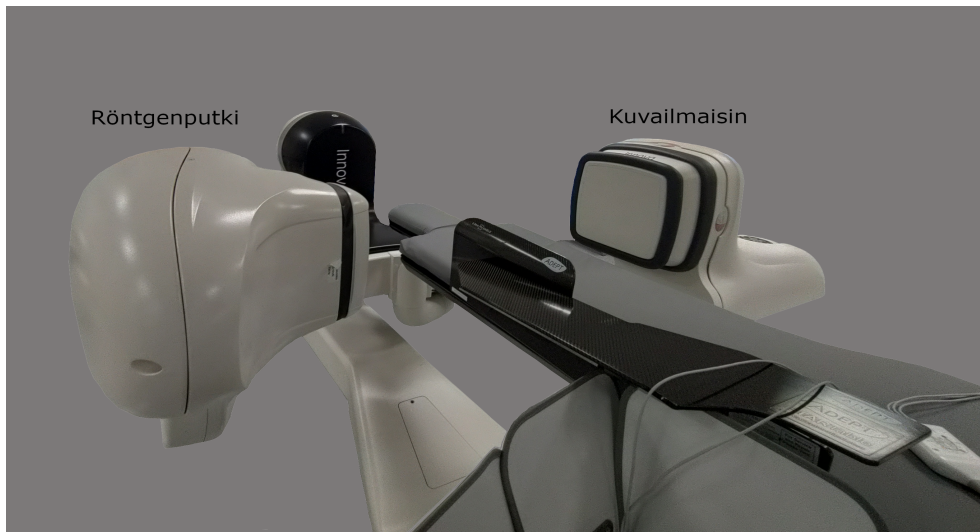


Kuvio 9. Tutkimuskallistus RAO/kraniaali 30/30 astetta. Kuviossa näkyy myös C-kaari ja keskellä potilaspöytä.

3.3.4 Kuvaussuunnat

Röntgenputken ja kuvailmaisimen sijainnilla ja kallistuksella eli C-kaaren kallistuksella on suuri merkitys sironneen säteilyn suuruuteen. Näitä mahdollisia kallistuksia ovat LAO- ja RAO-kallistus (engl. Left Anterior Oblique ja Right Anterior Oblique). LAO-kallistus kuvaa tilannetta, jossa kuvailmaisim on potilaan vasemmalla puolella. Puolestaan RAO-kallistus kuvaa tilannetta, jossa kuvailmaisim on potilaan oikealla puolella. Kuvaussuuntien lisäksi käyttäjällä on mahdollista säätää kuvauskulmia 0 asteen (pystysuunta) ja 90 asteen (vaakasuunta) välillä. Lisäksi kallistusta pystytään suuntaamaan kraniaalisesti eli päänpuoleisesti tai kaudaalisesti eli vartalonpuoleisesti. Usein esimerkiksi sepelvaltimoiden kuvantamisessa on syytä käyttää kohtisuoria projektioita, eli sekä LAO-, että RAO-kallistuksia monilla eri kulmilla. Näin saadaan näkyville verisuonitus ja ahtaumat varmemmin, kuin pelkästään käyttämällä toista kallistusta. [1]

RAO-kallistus on potilaan saaman säteilyannoksen ja hoitohenkilökuntaan kohdistuvan säteilyannoksen suhteen parempi valinta. Tämä johtuu siitä, että käytettäessä



Kuvio 10. Kuvaussuunta LAO 90 astetta. LAO 90 asteessa röntgenputki ja kuvailmaisim ovat vaakatasossa, jolloin on mahdollista kuvata sagittaalisesti.

RAO-kallistusta (kuviossa 9), on kuvausmatkalla vähemmän absorboivaa materiaalia, kuten selkäranka ja rintalasta. Mikäli säteilyä runsaasti absorboivaa materiaalia on kuvausalueella, tulee kuvausjännitettä kasvattaa saman kuvanlaadun saavuttamiseksi. RAO-kallistuksessa on siis keuhkokuudesta enemmän kuvausmatkalla ja kuvailmaisimen asento suhteessa hoitohenkilökuntaan aiheuttaa siroavan säteilyn absorboitumisen laitteeseen vähentäen primäärisirontaa. [1]

LAO-kallistusta käytetään, kun halutaan kuvata sydämen vasenta puolta tai halutaan tarkastella oikean sepelvaltimon kohtisuoraa projektiota [42]. Vaikka koronaariangiografisissa tutkimuksissa joudutaan jonkin verran käyttämään lähes 90 asteen kallistusta, vain harvoin päädytään tekemään se LAO-suunnassa (kuvio 10).

4 Tutkimusmenetelmät

Tässä luvussa esitellään sirontatutkimukseen liittyvät yksityiskohdat. Näitä yksityiskohtia ovat muun muassa käytetty fantomi, käytetyt sirontamittaus- ja kuvantamislaitteet sekä mittausgeometria. Mittausgeometriassa huomioidaan eri kallistukset, mittauskulmat ja etäisyydet hoitopöydästä.

4.1 Käytetyt laitteistot

Mittauksessa käytetty angiografialaitteisto oli GE InnovaSense IGS520. Laitteiston käyttöarvot ovat nähtävillä taulukossa 3.

Sironneen säteilyn mittaukseen käytetty mittari oli RTI Scatter probe, jonka tarkemmat tiedot ovat nähtävillä taulukossa 4. Sirontamittauksiin tuli valita sopiva puolijohdeilmaisin, joka pystyi mittaamaan kliinisessä läpivalaisussa käytettävillä energia-alueilla (20 keV – 120 keV). RTI scatter probe oli kalibroitu noin kuukausi ennen sirontamittauksia. Suositeltu kalibroitaväli kyseisellä laiteella on valmistajan mukaan 24 kk. Mittauksiin valitussa RTI scatter probe-mittarissa oli mahdollista valita aktiiviseksi alueeksi joko 10 cm² tai 100 cm² alue, joista mittaukseen valittiin 100 cm² aktiivinen alue. Valittu ilmaisin oli malliltaan levymäinen. Mittarista pystyi valitsemaan mitatun ilmakermanopeuden yksikön ja se valittiin tässä mittauksessa olemaan $\frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}}$. Säteilyn pulssituksen vuoksi valittiin ilmaisinjärjestelmän mittausparametreista suurin hetkellinen ilmakermanopeuden arvo eli peak air kerma. Se todettiin

Taulukko 3. Sirontatutkimuksessa käytetyn angiografialaitteiston asetukset valituilla kallistuksilla.

Kallistus (astetta)	Putki jännite (kV)	Putki virta (mA)	Suodatus Kupari (mm)	Frame rate (fps)	Detail
RAO/kraniaali 30/30	75	7,4	0.6	7,5	Normal
LAO 90	105	8,9	0.1	7,5	Normal

testimittauksissa olevan luotettavin ja vähiten riippuva säteilytysajasta ja pulssitetusta säteilystä mitaten jokaisessa sirontamittauksessa aina suurinta hetkellistä arvoa.

Mittauksessa käytettiin apuna maanmittaukseen tarkoitettua korotettua kolmijalkaa ja laseria. Kolmijalan avulla mittarin keskikohta oli mahdollista asettaa valituille sirontamittauskorkeuksille. Laser mahdollisti mittarin asettamisen oikeaan asentoon suhteessa säteilyä sirottavaan kohteeseen eli fantomiin. Laseria käytettiin lisäksi huoneen koordinaatiston muodostamisessa.

4.2 Mittaustapa

Ennen mittauksien aloittamista kartoitettiin yleisimmin käytössä olleet koronangiografialaitteiston tutkimuskallistukset sekä -kulmat [43]. Tyypillisimmät tutkimuskallistukset ja -kulmat saatiin selville seuraamalla kymmenen päivän ajan eri toimenpiteiden tekijöiden kallistus- ja kulma-asetuksia sekä vertaamalla saatuja tuloksia PACS:sta (engl. Picture Archiving and Communication Systems) saatuihin tietoihin. PACS:sta saatuja tietoja verrattiin kolmen viikon ajalta. Mittaukseen valittiin yksi yleisesti käytössä ollut kuvauskallistus ja kulma joka myös STUK:n [1] mukaan on yksi yleisimmistä kallistuksista. Käytetyt RAO- ja LAO-kallistukset riippuvat oleellisesti potilaan sydämen morfologisista ominaisuuksista, jolloin valituissa tutkimuskulmissa esiintyi vaihtelua seurantajakson aikana. Tutkimuskallistukseksi ja -kulmaksi valittiin lisäksi säteilysuojelullisesti epäoptimaalisin eli suurin mahdollinen kulma, joka ei kuitenkaan ole tyypillisesti rutiinikäytössä. Näin ollen valituiksi kuvaussuunniksi ja kulmiksi asetettiin RAO/kraniaali 30/30 astetta ja LAO 90 astetta aiemmin esitetystä järjestyksessä.

Hoitokulmien kartoittamisen jälkeen selvitettiin yleisimmin käytössä olleet putki-jännitteet ja -virrat. Tämän lisäksi PACSia käyttäen selvitettiin yleisimmin käytössä

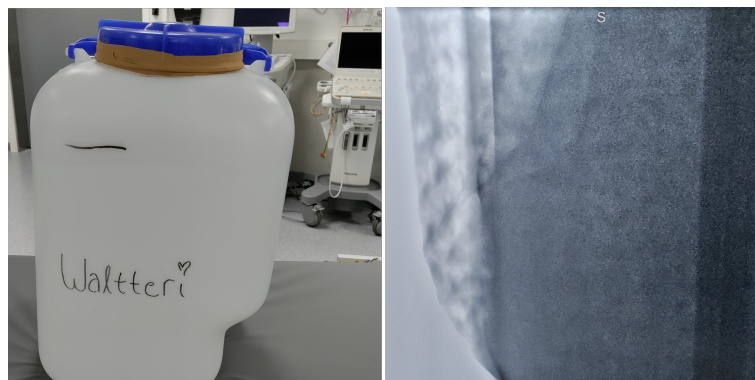
Taulukko 4. Käytetyn puolijohdeilmäsimen yleiset ominaisuudet.

Yleiset ominaisuudet	
Ilma Kerma nopeus	0 — 100 $\frac{\text{mGy}}{\text{h}} \pm 10 \%$
Ilma Kerma	0 — 999 Gy $\pm 10 \%$
Herkkyysalue	10 — 150 keV $\pm 10 \%$
Aktiivinen alue	10 cm ² ja 100 cm ²
Kalibrointi päivä	18.4.2023

ollut koronaariangiolaitteiston säätämä suodatus. Lisäksi kartoitettiin kuvanlaatuun liittyvät tekijät kuten kuvataajuus ja Detail. Putkijännitteen ja -virran asetukset RAO/kraniaali 30/30 astetta kallistukseen olivat 75 kV ja 7,4 mA ja LAO 90 asteen kallistuksessa 105 kV ja 8,9 mA. Lisäksi kuvakenttäkooksi valittiin 20 cm, kuten vastaavissa toimenpiteissä. Kuvataajuus vaikuttaa oleellisesti kuvan laatuun sekä dynaamisen kuvauksen eli kuvasarjojen sulavaan jatkumiseen. Seurannan perusteella kuvataajuus valikoitiin olemaan 7,5 fps. Lisäksi Detail, joka vaikuttaa kuvanlaatuun asetettiin olemaan low. Sirontamittauksessa angiografialaitteiston kuparisuodatus oli 0,6 mm RAO/kraniaali 30/30 kallistuksessa ja LAO 90 kallistuksessa käytetty suodatus 0,1 mm.

Rintakehää simuloivaksi fantomiksi (Kuvio 11) valittiin vedellä täytetty suljettava muoviastia. Fantomin sisälle asetettiin ilmalla täytetyt keittosuolapussit joiden tarkoitus oli karkeasti simuloida keuhkoja mittauksessa. Päättä simuloimaan valittiin pienempi vesikanisteri. Mittaukset suoritettiin siten, että vedellä täytetyt fantomit asetettiin tutkimuspöydälle simuloimaan potilasta.

Sironnutta säteilyä kartoitettiin toimenpidesalissa aluksi huoneen reunoilla etsien ne alueet, joissa säteilyä ei pystytty enää säteilymittarilla mittaamaan. Koordinaattiston uudeksi nollapisteeksi x-y-tasossa valittiin se piste, jossa sironnutta säteilyä oli mahdollista vielä mitata, annosnopeuden ollen kuitenkin erittäin lähellä taustasäteilyn annosnopeutta. Seuraavat mittauspisteet määritettiin 50 cm välein sekä x-, että y-suunnassa. Lattiaan tehtiin teipillä valitut mittauspistemerkinnät (kuvio 12). Ilmaisnlaitteisto kiinnitettiin korotettuun kolmijalkaan, jonka jalat asetettiin aina lattiaan merkattujen neliöiden ääripisteisiin (kuvio 13). Sirontamittauksessa ilmaisin asetettiin osoittamaan kohti oletettua säteilylähdettä käyttäen apuna laseria.



Kuvio 11. Tutkimuksessa käytetty rintakehäfantomi ja sen läpivalaisukuva.



Kuvio 12. Henkilöstön tyypillinen sijoittuminen koronaariangiografiasalissa. Toimenpidesalin lattiaan on sähköteipin avulla muodostettu koordinaatisto.

Näin ilmaisimittasi aina kohteesta tulevaa säteilyä. Ilmaisimen keskikohta mitattiin olemaan halutuilla sirontamittauskorkeuksilla.

Sirontamittauksessa huone kartoitettiin ensin hilamaisesti x-y-tasossa oletetun rintakehän eli 130 cm korkeudella. Alueilla, joissa hoitohenkilökunta usein seisoo (kuvio 12), mittaukset toteutettiin kolmella eri korkeudella. Nämä paikat olivat lattiaan merkityssä koordinaatistossa (x/y): $x = 2,5 \text{ m} / y = 2,5 \text{ m}$, $x = 2,5 \text{ m} / y = 1,5 \text{ m}$, $x = 5,0 \text{ m} / y = 1,0 \text{ m}$ ja $x = 4,5 \text{ m} / y = 4,5 \text{ m}$. Korkeudet valittiin säteilyherkimprien elimien perusteella, joita olivat silmät, rinnat ja sukuelimet. Valitut sirontamittauskorkeudet olivat 88 cm, 130 cm ja 165 cm. Sirontamittauskorkeudet valittiin hyödyntäen THL:n [44] vuoden 2017 tutkimuksen mukaista keskiarvopituutta (170 cm). Lisäksi sirontamittauskorkeuksien valinnassa hyödynnettiin Belakova ym. tutkimusta [45], jonka mukaan jalan pituus on usein suhteessa kokonaispituuteen. Sen avulla lantion korkeus voitiin arvioida olevan noin puolet kokonaispituudesta. Näin ollen rintakehän oletettu sijainti oli noin puolivälissä ylävartaloa.

Mittaukset toistettiin samoilla asetuksilla ja samoissa pisteissä yhdellä korkeudella ja kallistuksella kolme kertaa testimittauksen lisäksi. Näin varmistettiin ilmaisimen optimaalinen toiminta. Läpivalaisulaite pidettiin käynnissä jokaisessa mittauksessa noin neljä sekuntia. Riittävän pitkällä säteilytysajalla oli mahdollista varmistaa riittävä tiedonkeruu aika myös ilmaisimelle ja näin ollen mahdollistaa säteilyn aikakehityksen tarkastelu. Sirontamittauksissa detektorin Ocean next-ohjelmistosta



Kuvio 13. Sirontamittauksessa käytetty tutkimusasetelma. Ilmaisimien on asetettu kolmijalan päälle 130 cm sirontamittauskorkeudelle.

tarkistettiin, että säteilyn aikakehitys eli pulssitetun säteilyn muoto ajan funktiona oli tasainen. Aikakehityksestä tarkistettiin lisäksi, että piikkien korkeus vastasi suurinta mitattua ilmakerma-arvoa.

4.3 Aineiston analysointi

Sirontamittauksien tulokset kerättiin ilmaisimen mukana tulleen Ocean next -järjestelmän avulla. Saadut sirontamittauksien tulokset taulukoitiin x- ja y-sijainnin funktiona.

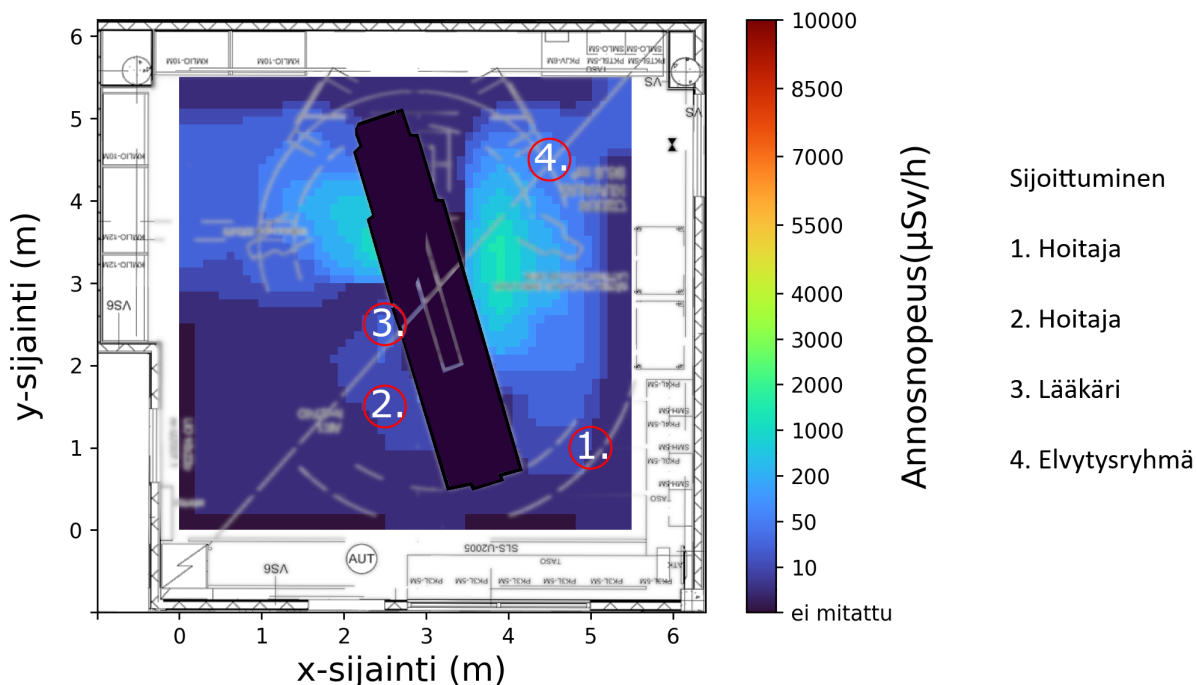
Mittausväli huoneessa oli 0,5 m, jonka vuoksi sirontamittauksien väli piti interpoloida. Interpolointimahdollisuuksia oli useita. Interpolointi voidaan tehdä esimerkiksi lineaarisesti tai neliöllisesti. Neliöllisessä interpoloinnissa oletetaan, että säteily vaimenee etäisyyden neliölain mukaan vapaassa tilassa. Sirontamittaukset toteutettiin toimenpidesalissa, jossa säteilyn etenemistä ei voitu kuitenkaan pitää vapaassa tilassa etenevänä. Aineiston analysoinnissa huomattiin, että muut pinnat aiheuttivat uudelleen siroamista, jolloin etäisyyden neliölaki ei täysin pätenyt tämän aineiston kohdalla. Näin ollen interpoloinniksi valittiin lopulta lineaarinen lähestymistapa, jonka ansiosta oli helpompaa hahmottaa siirtymät annosnopeudessa eri pisteiden välillä.

5 Tulokset

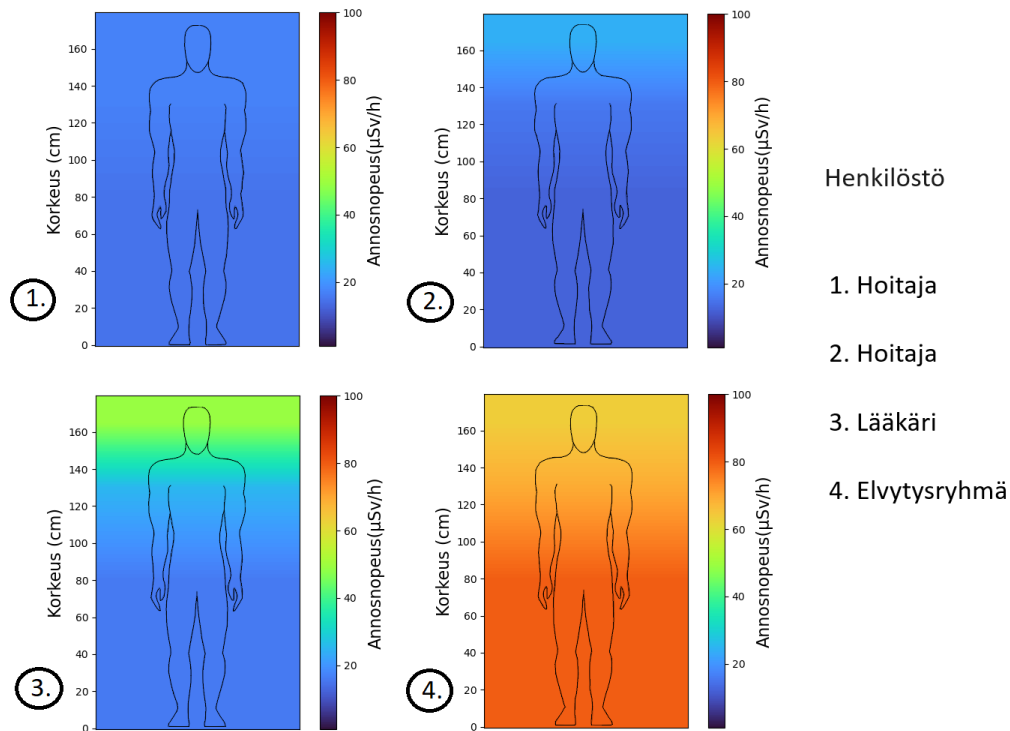
Kuviossa 14 on nähtävillä sirontakartta, joka mitattiin 30/30 asteen RAO/kraniaalikalistuksessa 130 cm korkeudella. Sirontakartassa mittaamaton alue on merkattu valkoisella ja mustalla. Näihin alueisiin kuuluivat erityisesti huoneen reunoilla olevat pisteet, C-kaaren runko-osan peittämät alueet sekä tutkimuspöytä.

RAO-kallistuksessa nähdään tutkimuspöydän oikealla puolella selkeästi voimakas sirontakenttä, jossa annosnopeus nousee tasolle $1700 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$. RAO-kallistuksessa röntgenputki sijoittuu tutkimuspöydän oikealle puolelle kuvasta katsottuna ja kuvailmaisimien tutkimuspöydän vasemmalle puolelle kuvasta katsottuna. Kartasta on havaittavissa lisäksi erillinen sironta-alue sijoittuen koordinaatistossa alueelle, jossa toimenpidettä tekevä lääkäri ja instrumenttihoitaja työskentelevät.

Valituissa koordinaateissa RAO-kallistuksessa kolmella eri korkeudella mitattu



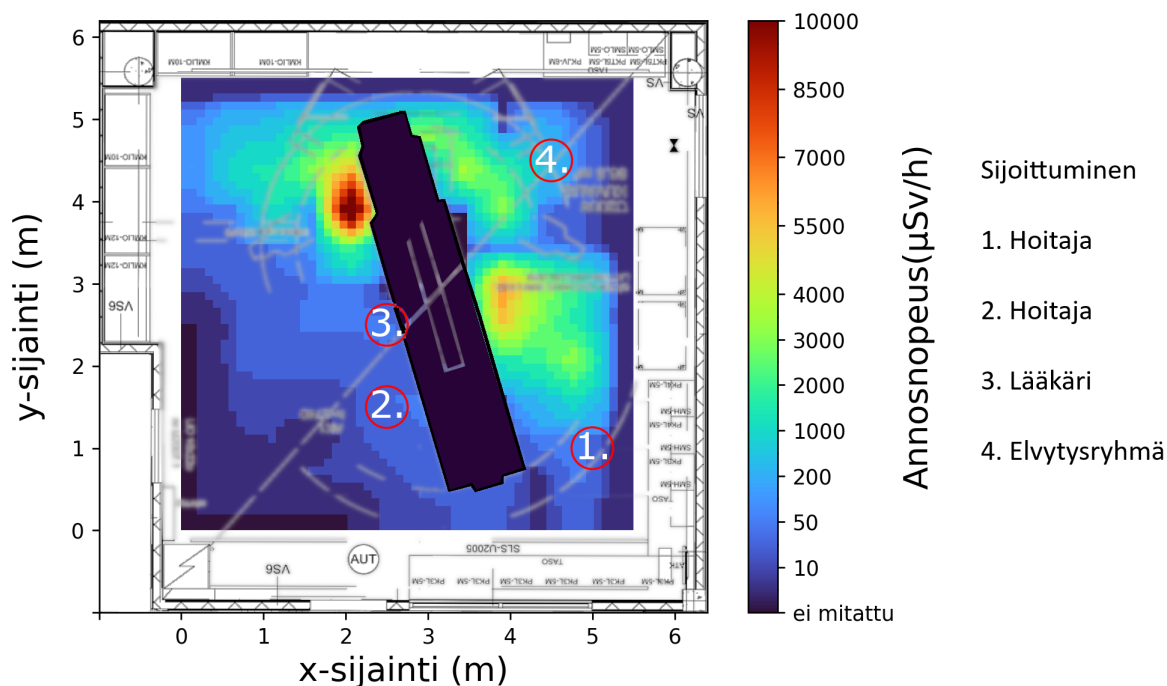
Kuvio 14. Sirontakartta koronaariangiografiasalista. Sirontamittaus 30/30 asteen RAO/kraniaalikalistuksessa 130 cm korkeudella. Tutkimuspöytä ja mittaamatta jätetyt alueet merkattu mustalla ja valkoisella.



Kuvio 15. Sirontamittaus kolmella eri korkeudella RAO/kraniaali 30/30 kallistuksessa. Henkilöstön eri toimijat ovat merkattu kuvaan numeroin.

sirontakenttä on nähtävillä kuviossa 15. Potilashoitajan annosnopeus on mittausten perusteella oletetun rintakehän ja pään korkeudella samaa suuruusluokkaa ($19 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$). Instrumenttihoitajan ja lääkärin sijoittumispisteissä mitattiin suurin annosnopeus pään korkeudella aiemmin määritellyssä järjestyksessä ($25 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$, $51 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$). Mahdollisen elvytysryhmän sijoittautumispisteessä suurin annosnopeus mitattiin lantion korkeudella ($77 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$).

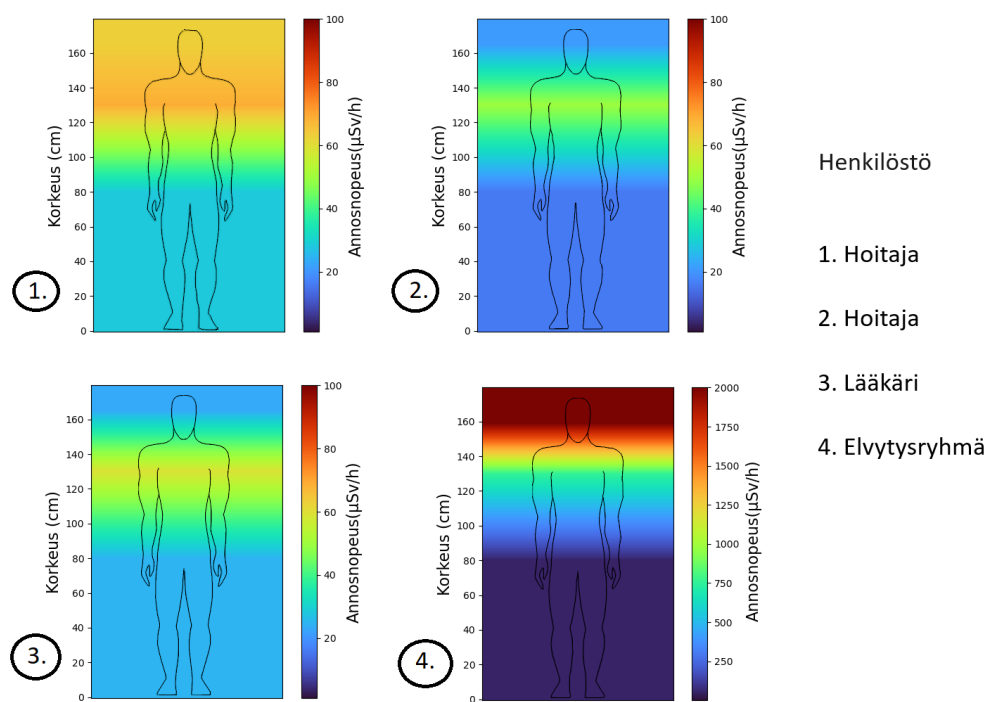
Sirontakartta LAO 90 astetta on nähtävillä kuviossa 16, jossa mittaamaton alue on merkattu valkoisella ja mustalla. Näihin alueisiin kuuluivat erityisesti huoneen reunoilla olevat pisteet, C-kaaren runko-osan peittämät alueet, kuvailmaisimen peittämä alue sekä tutkimuspöytä. Sirontamittauksessa tutkimuspöydän vasemmalla puolella oli röntgenputki ja kuvailmaisimien sijainti tutkimuspöydän oikealla puolella. Sirontamittauksissa havaittiin suurimman annosnopeuden alueen sijaitsevan tutkimuspöydän vasemmalla puolella röntgenputken takana nousten suurimmillaan $12 \frac{\text{mSv}}{\text{h}}$ nopeuteen. Uudelleen sironneesta säteilystä johtuen havaitaan sirontakenttää



Kuvio 16. Sirontakartta koronaangiografiasalista. Sirontamittaus 90 asteen LAO-kallistuksessa 130 cm korkeudella. Tutkimuspöytä ja mittaamatta jätetyt alueet merkattu mustalla ja valkoisella.

myös huoneen vasemmassa reunassa.

Kolmella eri korkeudella LAO-kallistuksessa mitattu sirontakenttä on esitetty kuviossa 17. Potilashoitajan ja instrumenttinhoitajan sijoittumispisteessä suurin annosnopeus mitattiin oletetun rintakehän korkeudella aiemmin määritellyssä järjestyksessä ($69 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$, $50 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$). Toimenpidettä tekevän lääkärin sijoittumispisteessä suurin annosnopeus mitattiin myös oletetun rintakehän korkeudella ($59 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$). Elvytysryhmän sijoittumispisteessä annosnopeus puolestaan oli suurimmillaan oletetun pään korkeudella ($2300 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$). Tarkempia RAO- ja LAO-kallistus sirontamittauksia on mahdollista tarkastella jaetun kansion kautta [46].



Kuvio 17. Sirontamittaus kolmella eri korkeudella LAO 90 asteen kallistuksessa. Henkilöstön eri toimijat ovat merkattu kuvaan numeroin.

6 Pohdinta

Tutkimuksen tarkoituksena oli mitata Mikkelin keskussairaalan koronaariangiografiasalissa sironneen säteilyn suuruutta fantomista ja muodostaa mittaustulosten perusteella sirontakartta. Lisäksi tutkimuksen tavoitteena oli selvittää, tapahtuiko sirontaa myös muista mahdollisista toissijaisista kohteista kuin pelkästään fantomista. Ennen sirontamittauksia järjestettiin seurantajakso, jonka avulla oli mahdollista suunnitella mahdollisimman hyvin oikeaa potilastilannetta kuvaava mittaasetelma. Sirontamittausten jälkeen mitattiin muutamassa potilastilanteessa toimenpidettä tekevän lääkärin ja instrumenttihoitajan annosnopeuksia RADOS:in elektronisella dosimetrillä. Tutkimuksessa saatujen tulosten pohjalta järjestettiin henkilöstölle kohdennettua koulutusta.

Tutkimus sisälsi jonkin verran mahdollisia epävarmuustekijöitä joita olivat pulssitetun säteilyn mittaaminen, käytetty fantomi sekä valitut tutkimuskallistukset. Angiografialaitteen säteilyn pulssitus voi vaikuttaa valittuun sirontamittausarvoon ja sen luotettavuuteen. Virheen suuruutta saatiin kuitenkin laskettua käyttämällä systemaattisesti aina suurinta sirontamittausarvoa eli ilmakerman huippuarvoa. Sirontamittaukset suoritettiin testimittauksessa ja ensimmäisessä tutkimuskallistuksessa jokaisessa mittauspisteessä kolme kertaa, jotta pystyttiin varmistamaan mitatun ilmakerma huippuarvon todenmukaisuus. Tämän jälkeen sirontamittaukset suoritettiin vain kerran jokaisessa koordinaatissa. Rintakehäfantomi rakennettiin vesikanisterista, jonka sisälle oli asetettu keuhkoja simuloimaan ilmatäytteiset pussit. Sirontatutkimuksessa havaittiin, että putkijännitteet ja -virrat vastasivat potilaiden hoidossa käytettyjä arvoja hyvin. Fantomin rakenteella voi kuitenkin olla vaikutusta sironneen säteilyn suuntaan ja suuruuteen. Kanisteri pyrittiin tästä syystä valitsemaan muodoltaan siten, että se vastaisi rintakehän muotoa jolloin sironneen säteilyn suuruus ja suunta olisi saman suuntainen kuin oikean potilaan kohdalla. Huomioitavaa on kuitenkin, että fantomista puuttuvat voimakkaimmin vaimentavat tekijät kuten kylkiluut, rintalasta, suolet ja muut pehmytkudokset. Tällä voi olla vaikutusta sironneen säteilyn suuruuteen eri tutkimuspisteissä.

Seurantajakso toteutettiin ennen virallisten sirontamittausten aloitusta. Seuran-

tajakson lopulla toimenpidesalin lattiaan merkattiin sirontamittausalue sähköteipin avulla. Merkattu mittausalue ja koordinaatisto jäi lattiaan sirontamittausjakson ajaksi. Seurantajakson aikana oli tarkoitus myös havainnoida henkilöstön sijoittumista tietyissä koordinaatistopaikoissa. Sirontatutkimuksen edetessä havaittiin, että henkilöstö todella sijoittui näihin ennustettuihin koordinaatistopaikkoihin. Havaintoja hyödynnettiin kun määriteltiin neljä eri koordinaatistopistettä, joissa mitattiin sironnutta säteilyä lisäksi kolmella eri korkeudella. Sirontakarttamittaukset toteutettiin jokaisessa pisteessä kahdella eri tutkimuskulmalla ja -kallistuksella. Kallistuksiksi valittiin matala ja yleisin kallistus ja viimeisenä jyrkin mahdollinen. Näin ollen voitiin arvioida sironnutta säteilyä sirontamittausten perusteella paremmin kaikissa mahdollisissa tapauksissa, sillä valitut tutkimuskulmat riippuvat oleellisesti potilaan koosta sekä sydämen morfologiasta. Sirontamittauksissa käytettiin lisäksi angiolaitteiston InnovaSense-toimintoa, jossa kuvailmaisoin hakeutuu mahdollisimman lähelle kuvattavaa kohdetta. InnovaSense-toiminnon käyttö laski sironneen säteilyn suuruutta.

Kolmen eri korkeuden mittaustuloksia tarkasteltaessa havaittiin, että annosnopeus oli korkeimmillaan pään korkeudella eli noin 165 cm korkeudella tutkimuspöydän lähellä RAO-kallistuksessa. Verrattaessa Heikkinen ym. [32] tekemään sirontakartoitukseen kartiokeilatietokonetomografiahuoneessa, annosnopeus oli suurimmillaan keskikorkeudella eli 141 cm korkeudella eikä oletetun pään korkeudella. Havaittu eroavaisuus voi selittyä käytetyillä kuvantamisasetuksilla ja röntgenputken sijainnilla sekä kallistuksella. Verrattaessa LAO-kallistuksessa tehtyyn korkeusmittaukseen, havaitaan suurimmat annosnopeudet rintakehän korkeudella erityisesti tutkimuspöydän läheisyydessä mikä vastaa osaltaan Heikkinen ym. havaitsemaa sirontaa. LAO 90 asteen kallistuksessa röntgenputki ja kuvailmaisoin ovat vaakatasossa, vastaten kartiokeilatografialaitteiston asentoa.

Tutkimuksen seurantajakson aikana havaittiin kahdessa tilanteessa myös elvytysryhmä toimenpidesalissa. Näissä tilanteissa sijoittuminen ja suojainten käyttö oli vaihtelevaa. Potilaan voinnin ollessa epävakaa, saattoi elvytysryhmän jäsen sijoittua toisinaan jopa hyvinkin korkean annosnopeuden alueelle eli potilaan pään puolelle röntgenputken viereen ilman siirrettävää lyijysermiä tai siten, että lyijysermi ei sijainnut elvytysryhmäläisen edessä. Elvytysryhmän sijoittautuminen on tarpeellista tyypillisesti juuri potilaan pään puolelle eli salin takaseinän alueelle. Mittaustulosten perusteella elvytysryhmän sijoittuminen tavanomaisissa LAO- ja RAO-kallistuksissa

ilman jyrkkää kaudaalikallistusta tai 90 asteen kallistusta vaikuttaisi olevan turvallisinta C-kaaren rungon eli salin takaseinän puolella. Takaseinän puolelle sijoittuessa tulee havainnoida putken sijainti ja välttää sen viereen hakeutumista. Sironnamittauksen perusteella sijoittuminen takaseinän alueelle olisi hyvä tehdä niissä tilanteissa, kun potilaan hoito vaatii työntekijän läsnäoloa ilman lyijysermiä. Hoitotilanteissa havaittiin elvytysryhmän käyttävän lyijysermin lisäksi yleisiä henkilösuojaimia lukuun ottamatta lyijylaseja. Elvytysryhmällä ei ollut kuitenkaan henkilökohtaisia dosimetrejä eikä ryhmädosimetriä seurantajakson aikana.

Lyijysuojien käytössä oli seurantajakson aikana jonkin verran vaihtelua myös vakituisella toimenpidehenkilöstöllä. Tämä vaihtelu liittyi kilven asetteluun ja sen asennon korjaamiseen kallistusta vaihdettaessa sekä pienten pöytään liitettävien lyijysuojien käyttöön. Seurantajakson aikana havaittiin ettei pienempiä lyijysuojia käytetty rutiininomaisesti toimenpiteiden aikana. Sironnamittauksessa tutkimuspöytään valittiin ne lyijysuojat, jotka olivat olleet henkilöstöllä rutiinikäytössä. Näin ollen kaksi pienempää lyijysuojaa jätettiin sironnamittauksissa pois. Sironnamittauksen aikana havaittiin, että RAO-kallistuksessa röntgenputki näkyi suoraan pöydän toiselta puolelta hoitohenkilökuntaa kohti. Tämä sironnasäteilyalue on mahdollista peittää kyseisillä pienillä lyijysuojilla. Näiden lyijysuojien käyttö pudotti annosnopeuden kolmannekseen alkuperäisestä mitattaessa annosnopeus lääkärin ja instrumenttihoitajan sijoittumispisteessä. Hoitotoimenpiteen alussa potilas ja tutkimuspöytä peitellään steriileillä liinoilla ennen pöydän siirtämistä toimenpideasentoon. Tämä on osaltaan ollut vaikuttamassa siihen ettei henkilöstö ole havainnut röntgenputken näkymistä RAO-kallistuksessa. Sironnamittauksessa katosta roikkuvalla lyijykilven asennolla oli suuri merkitys sironneen säteilyn suuruuteen. Kilpi tuli asettaa siten, että siitä roikkuvat lyijylamellit lepäsivät fantomin päällä. Mikäli ne roikkuivat vapaana, nosti se jonkin verran sironneen säteilyn suuruutta mitattaessa toimenpiteentekijän sijoittumispisteessä annosnopeutta. Lyijylamellien asettamisen vaikutusta sironneen säteilyn suuruuteen mitattiin sen vuoksi, että seurantajakson aikana havaittiin vaihtelevia käytäntöjä lamellien asettelussa lääkärin toimesta.

Sironnamittauksissa mitattiin yllättävänkin suuria annosnopeuksia. Suurimmassa annosnopeuskentässä (LAO 90 astetta) tarkistettiin, ettei putki itsessään aiheuta merkittävää vuotosäteilyä. Tämä varmistettiin peittämällä fantomista suoraan tuleva säteily ja mittaamalla LAO 90 asteessa röntgenputken ympäristö. Röntgenputken vuotosäteily varmistettiin sen vuoksi, että sironnamittauksissa havaittiin yllättävän

suuri annosnopeus alueella, johon hoitohenkilökunta saattaisi sijoittua. Annosnopeus oli suurimmillaan $12 \frac{\text{mSv}}{\text{h}}$ joka oli peräisin fantomista sironneesta säteilystä. Laitteiston ilmoittama potilasannos eli fantomiin kohdistuva annosnopeus oli kyseisessä kallistuksessa $24 \frac{\text{mSv}}{\text{h}}$. Huomattavan suuren annosnopeuden vuoksi sirontamittaukset toistettiin erillisenä päivänä näissä pisteissä annosnopeuden pysyessä aiemmin mitatulla tasolla. Vastaavia suuruusluokkia sironneen säteilyn osalta LAO 90 asteen kallistuksessa oli havaittu myös Omarin ym. [2] kuvantamistutkimuksessa. Annosnopeus oli ilman erillisiä lyijysuojia toimenpidettä tekevän lääkärin sijoittumispisteessä suurimmillaan $30 \frac{\text{mSv}}{\text{h}}$. On kuitenkin huomattava, ettei LAO 90 asteen kallistusta koronaariangiografiatoimenpiteessä esiinny rutiinikäytössä vaan syvimmat kallistukset jäävät tyypillisesti 75 asteen alueelle. Putkijännitteen ollessa suurempaa kuin 100 kV Compton-sironnan merkitys kasvaa, joka voi olla osaltaan selittämässä lopulta sironneen säteilyn suuruutta. Tämä johtuu siitä, että LAO 90 asteen tutkimuskulmassa putkijännite on 105 kV ja fantomina toimii vesi, joka on lähtökohtaisesti compton-sirontaa lisäävä materiaali tiheän elektronirakenteensa vuoksi.

Tarkastelemalla erityisesti LAO 90 asteen sirontakarttaa havaittiin säteilytys-suuntaan nähden suurin kenttä 45 asteen kulmassa takavasemmalle suhteessa alkuperäiseen säteilytys-suuntaan ja oikealla alakulmassa. Compton-sironnan kulmariippuvuus on yhteydessä fotonin energiaan (kuvio 2). Fotonien suurin mahdollinen energia on 105 keV luokkaa, jääden matalammalle kuin kuviossa esitetty 150 keV. Kulmakäyrän kehitys on kuitenkin havaittavissa fotonien eri energioilla. Energian pienentyessä, kulmajakauma vaikuttaisi siirtyvän kohti isotrooppista jakaumaa. LAO 90 asteen tapauksessa havaitaan kuitenkin voimistunutta annosnopeusalueita eri kohdissa. Tähän voinee vaikuttaa se, missä suunnassa tietyn paksuista fantomia säteilytetään. Sironnan oletetaan olevan isotrooppinen eli annosnopeuden jakautuvan tasaisesti kuvantamisessa käytetyillä putkijännitteillä. Säteily siroaa uudelleen fantomin sisällä, eikä osa sironneesta säteilystä välttämättä siis etene lopulta läpi asti. Tällöin havaitaan vaihtelevia annosnopeusalueita toimenpidesalissa. Tämä ei kuitenkaan täysin selitä mitattuja tuloksia, sillä huoneen oikeaan alakulmaan siroaa enemmän säteilyä kuin huoneen oikeaan yläkulmaan. Sirontasuunnalla voi olla merkitystä tarkasteltaessa myös kolmella eri korkeudella tehtyä sirontamittausta samassa kallistuksessa. Erityisesti henkilön 4 eli elvytysryhmän jäsenen kohdalla LAO 90 asteen kallistuksessa havaitaan korkeampi annosnopeus päänalueella verrattuna muihin korkeuksiin ja sijoittumispaikkoihin.

RAO/kraniaali 30/30 kallistuksen ollessa rutiinikäytössä oleva kallistus, hyödynnettiin siinä mitattua annosnopeutta tulosten järkevyyden arvioinnissa. Mitattua annosnopeutta verrattiin lääkärin saamiin kuukausittaisiin henkilöannosekvivalentteihin muuntamalla sirontakartassa mitattu ilmakermanopeus $\frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}}$ ekvivalenttiansiannoksi huomioimalla röntgensäteilyn painotuskerroin (1). Vertailussa huomioitiin kolmen lääkärin dosimetritiedot yhdeltä kuukaudelta sekä heidän toimenpidemääränsä tarkasteluajanjaksolta. Näistä toimenpiteistä selvitettiin säteilytusaika, jotta oli mahdollista karkeasti arvioida jokaisen lääkärin kohdalla kokonaisaltistus aika säteilylle. Sirontamittauksesta saatua ekvivalenttiansiannosta kerrottiin altistusajalla ja lisäksi huomioitiin, että altistusalueena on koko keho painokertoimella (1). Mitatut dosimetriannokset olivat merkitsevän numeron tarkkuudella samoja verrattuna sirontakartan avulla arvioituihin henkilöannosekvivalentteihin. Lääkärin dosimetrin henkilöannosekvivalenttien keskiarvo oli 0,17 mSv ja ennustettu keskiarvo oli 0,19 mSv. Keskiarvoja käytettiin sen vuoksi, että Mikkelin keskussairaalaissa työskentelee vain muutama toimenpidekardiologi, jolloin tarkoista arvoista henkilöt voivat olla tunnistettavissa. Vaihtelu ennustetun ja toteutuneen arvon välillä selittynee dynaamisen kuvantamisen käyttämisellä, jolloin annosnopeus voi olla korkeampi kuin läpivalaisukuvantamisella. Kuvauskallistuksen ja -kulman käytöllä voi myös olla vaikutusta, sillä arvio toteutettiin suurimman mahdollisen annosnopeuden avulla. Lisäksi tahdistinasennoilla voi olla nostavaa vaikutusta mitattuihin dosimetriannoksiin, sillä suojien käyttö on haastavampaa näissä tilanteissa. On kuitenkin huomattava, että tarkasteluajanjakson aikana tahdistinasennoja oli vain muutamia lääkäreitä kohden, jolloin säteilytusaika jäi muutamia minuutteihin. Lisäksi laskennassa käytettiin painotuskerrointa koko keholle olettaen, että säteily oli tasaisesti jakautunut. Se ei suoraan päde sirontamittausten perusteella, mutta dosimetri mittaa myös vain yhdellä asetetulla korkeudella jokaisen lääkärin kohdalla. Dosimetriannosten ollessa korkeammalla verrattuna sirontamittauksesta saatuu arvioon, on lyijysuojien optimaalisen asettelun ylläpitokoulutuksen tarve myös pidettävä mielessä.

Sirontatutkimuksessa havaittiin lisäksi, ettei etäisyyden neliölaki täysin selittänyt sirontamittaustuloksia. Tämä johtunee säteilyn uudelleen siroamisesta ja siitä, ettei fantomia voida pitää pistemäisenä lähteenä sirontamittauspisteissä. Sirontamittausten aikana pyrittiin myös selvittämään mahdollisen uudelleen sironneen säteilyn suunta. Nämä uudelleen sironneen säteilyn sirontamittaushavainnot suoritettiin sirontakarttamittausten jälkeen. Käyttämällä apuna erilaisia lyijysuojia oli mahdollista

havaita uudelleen sironnutta säteilyä lasiseinän suunnasta sekä muiden rakenteiden ja esineiden suunnasta. Sironnatutkimuksen aikana ei löydetty yksiselitteistä tapaa esimerkiksi siitä miten ruostumattomasta teräksestä tehty apupöytä tulisi huoneen perälle sijoittaa jottei se vähän lisääsi sironnutta säteilyä. Ruostumaton teräs materiaalina voi lisätä sironnavuorovaikutusta matalan protonilukunsa ja elektronirakenteensa vuoksi, eikä näin ollen ole hyvä materiaali säilyttää kuvattavan potilaan lähellä turhaan. Sironnatutkimuksen aikana havaittiin vähäistä uudelleen sironnutta säteilyä myös yläviistosta toimenpidettä tekevän lääkärin ja instrumenttihoitajan sijoittumispisteessä. Toimenpidesalin pohjapiirustuksesta selviää, että edellä mainitun hoitohenkilökunnan sijoittumispisteen yläpuolella sijaitsee myös metallinen ilmastointiputki, jonka alapinnalla ei ole säteilyä tehokkaasti absorboivaa materiaalia kuten lyijysuojausta. Lasiseinän suunnasta aiheutuvaa säteilyn uudelleen sironnasta pystyttiin arvioimaan asettamalla lyijysermi lasiseinän eteen, jolloin mitattava annosnopeus laski. Uudelleen sironnut säteily havaitaan myös LAO-kallistuksen sironnakartasta (kuvio 16), jossa lasiseinän vieressä koordinaateissa $x = 1,0$ m ja $y = 4,0$ m on sironnakenttä, joka todennäköisesti muodostuu uudelleen sironneesta säteilystä. Tätä havaintoa tukee se, että suurten annosnopeusalueiden väliin jää matalampi annosnopeusalue. Lisäksi RAO-kallistuksen sironnakartassa (kuvio 14), nähtiin erillinen sironnakenttä työntekijän sijoittumisalueella koordinaateissa $x = 2,5$ m ja $y = 2,0$ m.

Fetterly ym. [47] tuovat esille tutkimuksessaan päähän asetettavan lyijysuojan merkityksen vähäisyyttä. Sironnamittauksessa kuitenkin havaittiin säteilyä tulevan myös muista suunnista kuin alhaalta päin, joka oli Fetterlyn tutkimuksen päälähtökohdanna. Sironnamittauksissa havaittiin, että RAO/kraniaali kallistuksessa peittämällä edestäpäin tulevaa säteilyä ja asettamalla ilmaisin mittaamaan toimenpidetekijän ohimoaluetta, oli annosnopeus edelleen noin $44 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$, joka tarkoittaa, että edelleen yli puolet alkuperäisestä ($51 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{h}}$) annosnopeudesta tulee muusta suunnasta kuin alhaalta/edestä. Lyijyhatun merkityksen vähäisyyttä henkilöstö oli pohtinut oletetun edestä ja alhaalta päin tulevan säteilyn vuoksi. Kuon ym. puolestaan [6] tuovat tutkimuksessaan ilmi, että kardiologien olisi hyvä käyttää lyijyhattua, sillä se suojaa uudelleen sironneelta säteilyltä. Tutkimuksessa havaittiin, että jo 0,5 mm lyijysuoja suojaa sironneelta säteilyltä tehokkaasti. Lyijyn korkea vaimennuskerroin on havaittavissa myös kuviossa 3. Näin ollen hyvinkin ohut kerros lyijyä vaimentaa säteilyä tehokkaasti lääketieteellisessä kuvantamisessa käytettyjen fotonien energia-alueella. Tutkimuksen mukaan sironnutta säteilyä tulee myös muista suunnista kuin suoraan

edestäpäin. Tämä uudelleen sironnut säteily oli havaittavissa myös Mikkelin keskussairaalassa tehdyissä sirontamittauksissa. Uudelleen sironneen säteilyn vuoksi lyijyhatun käyttö on perusteltua lääkärin lisäksi myös instrumenttinhoitajille. Pääna-alueen lyijysuojauksesta on antanut suosituksen myös STUK omassa kardiologisessa oppaassaan [1].

Sirontamittausten jälkeen mitattiin potilaan hoitotilanteessa RADOS:in elektronisella dosimetrillä RAO/kraniaali kallistuksessa toimenpidettä tekevän lääkärin dosimetrikorkeutta ja ohimoaluetta. Dosimetrikorkeudella (noin 165 cm) ei havaittu mitattavaa annosnopeutta, mutta ohimokorkeudella (noin 190 cm) mitattiin suurimmillaan 7 $\mu\text{Sv/h}$ oleva annosnopeus. Samalla havaittiin, että kilven yläreuna jää toimenpidettä tekevän lääkärin ohimoalueen alapuolelle jättäen siis pään lyijysuojauksen yläpuolelle. Lisäksi LAO/kaudaali kallistuksessa mitattiin vastaavalla dosimetrillä lääkärin työskentelypisteestä taustatasoa vastaava annosnopeus, mutta instrumenttinhoitajan sijoittumispisteessä mitattiin suurin annosnopeus (100 $\mu\text{Sv/h}$) ohimoalueella. Samassa pisteessä dosimetrikorkeudella annosnopeus (20 $\mu\text{Sv/h}$) jäi puolestaan matalalemmalle verrattuna ohimokorkeuden mittaukseen. Tulevaisuudessa olisi merkittävää tehdä jatkotutkimusta kardiologien ja instrumenttinhoitajien mahdollisesta pään alueen säteilyaltistuksesta Suomen koronaariangiografiasaleissa, sillä Suomessa on vaihtelevia käytänteitä edelleen pään alueen suojien käytöstä. Tämän lisäksi kardiologien säteilyaltistusta voitaisiin mahdollisesti vähentää käyttämällä potilaan päällä säteilyä absorboivaa peittoa [48]. Mahdollisen lyijypeiton käytössä on kuitenkin huomioitava se, ettei se saa jäädä kuvakenttään sillä laitteisto nostaa tällöin säteilyn määrää kumoten peiton tuomat hyödyt.

Väestötasolla vuosittainen säteilyannos koostuu taustasäteilystä ja esimerkiksi terveydenhuollon aiheuttamista säteilyannoksista. Sirontakartan annosnopeus toimenpidettä tekevän lääkärin ja hoitajien työskentelyalueella oli satakertainen verrattuna tavanomaiseen taustasäteilyn annosnopeuteen jääden kuitenkin hyvin alle A-luokan säteilytyöntekijän vuosirajan. Huomattavaa on kuitenkin se, että joissakin toimenpidesalin koordinaateissa annosnopeus saattoi nousta niin suureksi, että esimerkiksi elvytysryhmän työntekijöiden sallittu vuosiannos voisi ylittyä syviä kallistuksia käytettäessä ilman asianmukaisien suojien käyttöä. Morishima ym. [29] tuovat esille tarpeen hoitajien lisäkouluttamisesta säteilyn ja suojien käyttöön. Mikkelin keskussairaalan röntgenhoitajat toivoivat tutkimuksen päätteeksi myös lisäkoulutusta liittyen säteilyn siroamiseen ja siltä suojautumiseen. Erityisesti läpivalaisusalissa vain ajoit-

tain työskentelevä elvytysryhmän henkilöstö koki, ettei heillä ollut riittävästi tietoa sironneesta säteilystä ja riittävästi taitoa hyödyntää saatavilla olevia henkilösuojaimia.

Suomessa käytössä olevien koronaangiografiasalien materiaalivalintojen kartoitukseen olisi tarve suoritettujen sironnamittausten perusteella. Mikkelin keskussairaalan koronaangiografiasali on rakennettu vuonna 2019 ja osa materiaalivalinnoista voi teoriassa lisätä säteilyn siroamista jyrkillä tutkimuskallistuksilla. Saatujen sironnamittaustulosten ja havaintojen pohjalta oli mahdollista muodostaa karkea käsitys eri materiaalien vaikutuksesta sironneeseen säteilyn suuruuteen ja suuntaan vaikka tarkkaa annosnopeusmäärittelyä eri materiaaleista sironneesta säteilystä ei pystytty tekemään. Mittaustulokset viittasivat siihen, että ylimääräisten esineiden poistaminen tilasta voisi vähentää sironneeseen säteilyn määrää. Näihin esineisiin kuuluvat tyhjät ruostumattomasta teräksestä tehdyt apupöydät. Uudelleen siroavan säteilyn ja siinä tapahtuvien monimutkaisten vuorovaikutusten vuoksi jatkossa olisi hyvä tehdä sironna-analyysia käyttäen esimerkiksi Monte Carlo simulaatioita. Simulaatioiden avulla olisi mahdollista tarkemmin ennustaa toimenpidesalien eri materiaalien ja välineistön vaikutuksia siroavaan säteilyyn, sillä nyt fotonien energiämenetykset vuorovaikutuksissa jäävät vain karkeisiin approksimaatioihin.

7 Johtopäätökset

Säteilyä siroaa sirontatutkimuksen mukaan eniten syvillä kallistuksilla ja erityisesti LAO-suunnassa toimenpidettä tekevän lääkärin ja instrumenttihoitajan suuntaan. Sirontatutkimuksen avulla oli mahdollista lisäksi havaita, että suurin sironneen säteilyn annosnopeus tutkituilla kallistuksilla sijoittui röntgenputken puolelle.

Tutkimuksen alkuhypoteesina oli, että säteilyä siroaa myös muista suunnista kuin alhaalta ja edestä, jonka vuoksi mittauksissa hyödynnettiin lyijysuojia. Tutkimuksen aikana havaittiin lopulta yllättäviä sirottavia kohteita Mikkelin keskussairaalan koronaariangiografiasalissa. Sirontaa havaittiin muun muassa toimenpidettä tekevän lääkärin ohimoalueella, vaikka fantomista suoraan tuleva säteily oli estetty. Nämä havainnot uudelleen sironneesta säteilystä pystyttiin vahvistamaan tarkastelemalla sirontakarttoja eri tutkimuskallistuksissa käyttämällä tavanomaisia lyijysuojia kuten lyijykilpeä. Lyijykilven vuoksi fantomista suoraan tuleva säteilyn sironta oli estetty mittauspisteeseen. Sirontakarttamittauksissa havaittiin korkeampien annosnopeusalueiden välissä myös matalampia annosnopeuksia, joka osoittaa säteilyn siroamista myös muista materiaaleista kuin fantomista.

Sirontakarttojen avulla oli myös havainnollistettavissa lasisen instrumenttiseinän puolelle jäävä sirontakenttä molemmissa sirontamittausasetelmissä. Ennen sirontatutkimuksen aloitusta hoitajat olivat kiinnostuneita kuulemaan voisivatko he sijoittua kyseisen instrumenttiseinän eteen RAO-kallistuksen yhteydessä. RAO-kallistuksessa röntgenputki on vastakkaisella puolella tutkimuspöytää verrattuna lasiseen instrumenttiseinään. Sirontamittauksissa ja sirontakartoista havaittiin lasisen instrumenttiseinän vieressä sirontakenttä, eikä näin ollen sijoittumista tutkimusaikana kyseisen seinän viereen voi suositella, jollei potilaan hoito sitä vaadi.

Toimenpidemäärien kasvaessa voinniltaan epävakaiden potilaiden määrä ja näin ollen myös elvytysryhmän läsnäolo toimenpidesalissa lisääntyy. Tästä syystä onkin tarpeellista tarkastella henkilöstön kuulumista säteilytyöntekijäluokkaan myös siitä näkökulmasta, kuinka paljon mahdollista altistumista heille näissä työtehtävissä voi tulla. Mittaustulosten ja annosnopeuden vuoksi elvytysryhmän annos seuranta elektronisella dosimetrillä 4 kk ajan on tarpeen, jonka jälkeen sairaalafysiikan on

mahdollista ottaa kantaa jatkotoimenpiteisiin.

Sirontamittausten perusteella järjestetään koronaariangiografiasalissa työskenteleville hoitajille koulutus, jossa käydään läpi säteilyn käyttöön liittyviä suojausmahdollisuuksia ja sirontaan liittyviä tekijöitä. Sirontakartoista oli havaittavissa yleisimpiä sirontasuuntia, joita voidaan myös hyödyntää suunniteltaessa säteilyhygienistä sijoittumista ja suojien käyttöä toimenpidesalissa eri kallistuksilla. Lisäksi tulokset esitellään kuvantamisen aamupäivässä, jolloin mahdolliset tutkimuksen hyödyt saadaan käyttöön myös muissa yksiköissä.

Sironnut säteily ei ole ihmisaistein havaittavaa, mutta muodostettujen sirontakarttojen avulla se oli mahdollista tehdä näkyväksi valituilla kuvantamiskallistuksilla. Sirontakarttamittaus paljasti toimenpidesalissa useita kehittämiskohteita henkilökunnan toiminnan kannalta ja oli lopulta tärkeä osa ennaltaehkäisevää säteilysuojelutoimintaa. Oikeissa potilastilanteissa tehdyt mittaukset tukivat sirontamittauksissa tehtyjä havaintoja. Riippuen kallistuksesta, suurin annosnopeus saattoi sijoittua toimenpidettä tekevän lääkärin tai instrumenttihoitajan ohimoalueelle. Merkittävää oli lopulta havaita, ettei kaikki säteily tullut edestä ja alhaalta eikä annosnopeuden suuri vaihtelu pienillä korkeusmuutoksilla ollut intuitiivista.

Lähteet

- [1] STUK. ”Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa”. *STUK opastaa* (9-2018 2018). Toim. H. Järvinen. URL: <https://urn.fi/URN:ISBN:978-952-309-417-8> (viitattu 11.08.2023).
- [2] O. P. Haqqani ym. ”Minimizing radiation exposure to the vascular surgeon”. *Journal of vascular surgery* 55 (3 2012), s. 799–805. DOI: 10.1016/j.jvs.2011.08.055.
- [3] K. G. Bhat ym. ”Minimizing scattered radiation dose in cardiac catheterization laboratory during interventional procedures using lead free drape – MILD study”. *Indian heart journal* 74 (3 2022), s. 201–205. DOI: 10.1016/j.ihj.2022.04.001.
- [4] Z. Thrapsanioti ym. ”Eye Lens Radiation Exposure in Greek Interventional Cardiology Article”. *Radiation protection dosimetry* 175 (3 2017), s. 344–356. DOI: 10.1093/rpd/ncw356.
- [5] L. Venneri ym. ”Cancer risk from professional exposure in staff working in cardiac catheterization laboratory: Insights from the National Research Council’s Biological Effects of Ionizing Radiation VII Report”. *The American heart journal* 157 (1 2009), s. 118–124. DOI: 10.1016/j.ahj.2008.08.009.
- [6] E. Kuon ym. ”Radiation exposure benefit of a lead cap in invasive cardiology”. *British heart journal* 89 (10 2003), s. 1205–1210. DOI: 10.1136/heart.89.10.1205.
- [7] K. S. Krane. *Introductory nuclear physics*. John Wiley ja Sons, 1988.
- [8] B. R. Martin. *Particle Physics*. Wiley-Blackwell, 2008.
- [9] R. Piazza ja V. Degiorgio. ”Scattering, Rayleigh”. *Encyclopedia of Condensed Matter Physics* (2005), s. 234–242. DOI: <https://doi.org/10.1016/B0-12-369401-9/00648-3>.

- [10] D. L. Andrews. "Rayleigh Scattering and Raman Effect, Theory". *Encyclopedia of Spectroscopy and Spectrometry (Third Edition)* (2017), s. 924–930. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-409547-2.11337-X>.
- [11] M. Berger ym. "Photon cross sections database". *NIST, PML, Radiation Physics Division* (2010). DOI: <https://dx.doi.org/10.18434/T48G6X>. URL: <https://physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom2?Method=Elem&Output2=Hand> (viitattu 10.08.2023).
- [12] V. Babiano ym. "First i-TED demonstrator: A Compton imager with Dynamic Electronic Collimation". *Nuclear instruments methods in physics research. Section A, Accelerators, spectrometers, detectors and associated equipment* 953 (2020), s. 163228. DOI: 10.1016/j.nima.2019.163228.
- [13] G. F. Knoll. *Radiation detection and measurement*. 2010.
- [14] J. H. Hubbell ja S. M. Seltzer. "X-ray mass attenuation coefficients". *Radiation Physics Division, PML, NIST* (2004). DOI: <https://dx.doi.org/10.18434/T4D01F>. URL: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/chap2.html> (viitattu 10.08.2023).
- [15] J. T. Bushberg ym. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2013. DOI: 10.1118/1.4811156..
- [16] Säteilytyrvakeskus. "Ilman radonia kampanja" (2023). URL: <https://www.stuk.fi/aiheet/radon/ilman-radonia-kampanja> (viitattu 05.06.2023).
- [17] B. Hu ym. "The DNA-sensing AIM2 inflammasome controls radiation-induced cell death and tissue injury". *Science (American Association for the Advancement of Science)* 354 (6313 2016), s. 765–768. DOI: 10.1126/science.aaf7532.
- [18] F. Xu ym. "Autophagy Promotes the Repair of Radiation-Induced DNA Damage in Bone Marrow Hematopoietic Cells via Enhanced STAT3 Signaling". *Radiation research* 187 (3 2017), s. 382–396. DOI: 10.1667/RR14640.1.
- [19] P. Lobachevsky ym. "Synchrotron X-Ray Radiation-Induced Bystander Effect: An Impact of the Scattered Radiation, Distance From the Irradiated Site and p53 Cell Status". *Frontiers in oncology* 11 (2021), s. 685598. DOI: 10.3389/fonc.2021.685598.

- [20] Darlina ym. "Evaluation of Spontaneous DNA Damage Using the Alkaline Comet Assay in Lymphocyte Cells of Humans Living in the High Level Natural Radiation Area of Mamuju, Indonesia". *Environment and Natural Resources Journal* 20 (3 toukokuu 2022), s. 330–339. DOI: 10.32526/enrj/20/202100253.
- [21] IAEA. *Safety Standards for protecting people and the environment*. URL: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PRTM-3r1_web.pdf (viitattu 08.07.2023).
- [22] Y. Jiao, F. Cao ja H. Liu. "Radiation-induced Cell Death and Its Mechanisms". *Health physics (1958)* 123 (5 2022), s. 376–386. DOI: 10.1097/HP.0000000000001601.
- [23] E. Ducrey ym. "Forcing dividing cancer cells to die; low-dose drug combinations to prevent spindle pole clustering". *Apoptosis (London)* 26 (5-6 2021), s. 248–252. DOI: 10.1007/s10495-021-01671-3.
- [24] D. PAL ym. "Prevention of liver carcinogenesis by amarogentin through modulation of G1/S cell cycle check point and induction of apoptosis". *Carcinogenesis (New York)* 33 (12 2012), s. 2424–2431. DOI: 10.1093/carcin/bgs276.
- [25] K. Kozuma ym. "JCS 2021 Guideline on Radiation Safety in Cardiology". *Circulation journal : official journal of the Japanese Circulation Society* (2022). DOI: 10.1253/circj.CJ-21-0379.
- [26] L. C. Valone ym. "Breast Radiation Exposure in Female Orthopaedic Surgeons". *Journal of bone and joint surgery. American volume* 98 (21 2016), s. 1808–1813. DOI: 10.2106/JBJS.15.01167.
- [27] H. Omer ym. "Eye lens and thyroid gland radiation exposure for patients undergoing brain computed tomography examination". *Saudi journal of biological sciences* 28 (1 2021), s. 342–346. DOI: 10.1016/j.sjbs.2020.10.010.
- [28] A. Roguin ym. "Brain and Neck Tumors Among Physicians Performing Interventional Procedures". *The American journal of cardiology* 111 (9 2013), s. 1368–1372. DOI: 10.1016/j.amjcard.2012.12.060.
- [29] Y. Morishima ym. "Need for radiation safety education for interventional cardiology staff, especially nurses". *Acta cardiologica* 71 (2 2016), s. 151–155. DOI: 10.2143/AC.71.2.3141844.

- [30] P. Toroi, T. Komppa ja A. Kosunen. ”Annoksen ja pinta-alan tulon mittaaminen : DAP-mittarin kalibrointi röntgensäteilykeilassa”. *Säteilyturvakeskus* (2008).
- [31] Säteilyturvakeskus. ”Työntekijän säteilyaltistus ja terveydentilan seuranta” (2023). URL: <https://stuk.fi/tyontekijan-sateilyaltistus-ja-terveydentilan-seuranta> (viitattu 10.06.2023).
- [32] J. Heikkinen ym. ”Sirontakartat havainnollistavat siroavan säteilyn määrää tutkimushuoneessa”. *Radiografia* 41 (2019), s. 10–12.
- [33] A.-J. Garcia-Sanchez ym. ”Ionizing Radiation Measurement Solution in a Hospital Environment”. *Sensors (Basel, Switzerland)* 18 (2 2018), s. 510. DOI: 10.3390/s18020510.
- [34] Ü. Ören ym. ”Can an energy-compensated solid-state x-ray detector be used for radiation protection applications at higher photon energies?” *Radiation protection dosimetry* 169 (1-4 2016), s. 292–296. DOI: 10.1093/rpd/ncv485.
- [35] S. Syväranta, A.-M. Vuorinen ja A. Tokola. ”Radiologisen kuvantamisen perusteet”. *Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim* 137 (9 2021). URL: <https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo16215.pdf> (viitattu 05.07.2023).
- [36] A. P. Dhawan. *Medical Image Analysis*. John Wiley & Sons, 2011.
- [37] T. Takata ym. ”Fast skin dose estimation system for interventional radiology”. *Journal of Radiation Research* 59 (2 maaliskuu 2018), s. 233–239. DOI: 10.1093/jrr/rrx062.
- [38] D. Dance ym. ”Diagnostic Radiology Physics”. *IAEA* (2014).
- [39] J. Sacha ym. ”Ultra-low contrast coronary angiography and zero-contrast percutaneous coronary intervention for prevention of contrast-induced nephropathy: step-by-step approach and review”. *Postępy w kardiologii interwencyjnej* 15 (2 2019), s. 127–136. DOI: 10.5114/aic.2019.86007.
- [40] N. D. Ferreira ym. ”Functional assessment of coronary disease using workstation-based computed tomography-derived fractional flow reserve”. *Revista portuguesa de cardiologia* 38 (9 2019), s. 677–679. DOI: 10.1016/j.repc.2018.09.015.
- [41] N. Haouchine ym. ”Estimation of High Framerate Digital Subtraction Angiography Sequences at Low Radiation Dose.” *Med Image Comput Comput Assist Interv* (2021), s. 171–180. DOI: 10.1007/978-3-030-87231-1_17.

- [42] L.-F. Pan ym. "Optimizing left anterior oblique (LAO) caudal imaging in coronary angiography using the Taguchi method: A phantom study with clinical verification". *The International Journal of Cardiovascular Imaging* 33 (9 2017), s. 1287–1295. DOI: 10.1007/s10554-017-1129-8.
- [43] J. Ahokas. "Kartoitetut tutkimusasetukset ja -kulmat". *Onedrive* (2023). URL: https://jyu-my.sharepoint.com/:f:/g/personal/ahokajt_jyu_fi/ErUuKLau7P1NmmdsOPjs_EQBrZsT7xgsRsICqF12WrTCjw?e=S1UUvR (viitattu 10.08.2023).
- [44] FinTerveys. "Vuoden 2017 pituuden keskiarvo eri ikäluokissa" (2017). URL: https://www.terveytemme.fi/finterveys/html/ft17_tt2_3_pituus.html (viitattu 01.07.2023).
- [45] D. Belakova ym. "Improvement of Workwear Clothing for Army". *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* 254 (15 2017), s. 152002. DOI: 10.1088/1757-899X/254/15/152002.
- [46] J. Ahokas. "Sirontamittaukset". *Onedrive* (2023). URL: https://jyu-my.sharepoint.com/:f:/g/personal/ahokajt_jyu_fi/ErUuKLau7P1NmmdsOPjs_EQBrZsT7xgsRsICqF12WrTCjw?e=S1UUvR (viitattu 10.08.2023).
- [47] K. Fetterly ym. "Head and Neck Radiation Dose and Radiation Safety for Interventional Physicians". *JACC. Cardiovascular interventions* 10 (5 2017), s. 520–528. DOI: 10.1016/j.jcin.2016.11.026.
- [48] C. Davidsen ym. "Effect of an optimized X-ray blanket design on operator radiation dose in cardiac catheterization based on real-world angiography". *PloS one* 17 (11 2022), e0277436–e0277436. DOI: 10.1371/journal.pone.0277436.
- [49] B. Doyen ym. "Radiation Safety Performance is More than Simply Measuring Doses! Development of a Radiation Safety Rating Scale". *Cardiovascular and interventional radiology* 43 (9 2020), s. 1331–1341. DOI: 10.1007/s00270-020-02590-7.
- [50] Y. Watanabe. "Derivation of linear attenuation coefficients from CT numbers for low-energy photons". *Physics in medicine biology* 44 (9 1999), s. 2201. DOI: 10.1088/0031-9155/44/9/308. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10495115>.