

OULUN YLIOPISTO
LUONNONTIETEELLINEN TIEDEKUNTA

Säteilysuojelu toimenpideradiologiassa

Satu Ylimaula

Ohjaajat:

Jarkko Iivarinen, Oulun yliopistollinen sairaala

Kyösti Heimonen, Oulun yliopisto

Matemaattisten ja fysikaalisten tieteiden tutkinto-ohjelma

766385A LuK-tutkielma

Toukokuu 2019

Sisällysluettelo

1. Johdanto	2
2. Röntgensäteily.....	3
2.1 Röntgenkuvauksen alkuhistoria ja merkitys nykypäivänä.....	3
2.2 Röntgensäteilyn vuorovaikutus biologisen materiaalin kanssa	3
3. Säteilysojelu	6
3.1 Säteilysojelun perusteet.....	6
3.2 Säteilyaltistus ja sen mittaaminen.....	7
3.2.1 Annossuureet.....	8
3.2.2 Annosmittarit.....	9
4. Säteilysojelu toimenpideradiologiassa	11
4.1 Toimenpideradiologia	11
4.2 Kuvausgeometria.....	11
4.3 Kuvausparametrit ja tekniikat.....	12
4.4 Säteilysojaimet.....	13
4.4.1 Kiinteät suojat.....	14
4.4.2 Henkilökohtaiset säteilysojaimet.....	15
4.5 Lasten toimenpideradiologia.....	18
4.6 Tekniikan kehittyminen	19
5. Yhteenveto.....	20
Lähteet.....	22

1. Johdanto

Säteilyturvakeskuksen mukaan Suomessa tehtiin vuonna 2015 yhteensä 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta. Näistä noin 1,2 % tehtiin tietokonetomografia- tai läpivalaisuoehjatun toimenpiteen aikana. Vuodesta 2011 tietokonetomografiaohjattujen toimenpiteiden määrä kasvoi 45 % ja läpivalaisuoehjattujen 30 % (Säteilyturvakeskus/Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2015). Nämä toimenpiteen aikana suoritettavat röntgenkuvaukset eroavat merkittävästi muusta radiologisesta kuvantamisesta henkilökunnan säteilyaltistuksen näkökulmasta. Toimenpidettä suorittava lääkäri ja avustava sairaanhoitaja ovat usein toimenpidehuoneessa myös röntgenkuvauksen aikana. Näin ollen on mahdollista, että henkilökunta altistuu merkittävälle määrälle ionisoivaa säteilyä, jos säteilysuojelua ei ole hoidettu asianmukaisesti. Kun otetaan huomioon lisäksi, että radiologisten määrä useissa sairaaloissa ei ole toivotulla tasolla, kasvaa toimenpiteitä suorittavien radiologisten työtaakka ja näistä johtuva säteilyaltistus (Toikkanen 2016).

Oulun yliopistollisen sairaalan Kardiologian osaston läpivalaisua hyödyntävien toimenpiteiden määrät ovat kasvaneet tasaisesti viime vuosien aikana. Toimenpiteiden määrän kasvu vuodesta 2010 vuoteen 2017 oli hieman yli 30 %, mikä on linjassa Säteilyturvakeskuksen ilmoittamien lukujen kanssa. Kaikeksi onneksi lääkärin yhteenlasketun säteilyannoksen keskiarvo samalla aikavälillä on kuitenkin laskenut. Erityisesti vuosina 2016 ja 2017 mitatut säteilyannosarvot olivat merkittävästi pienempiä kuin aiempina vuosina. Tähän on vaikuttanut osaltaan uuden laitteiston käyttöönotto, minkä johdosta lääkärin vuosiannos laski jopa alle puoleen aiemmasta (Mäkelä 2018). Vaikka uuden sukupolven laitteistot voivat pienentää lääkärin ja hoitajien työssä saamaa säteilyannosta, niiden käytössä on olemassa samat riskit kuin aiemminkin. Jos säteilysuojelua ei hoideta asianmukaisesti, on mahdollista, että henkilökunta altistuu tarpeettoman paljon säteilylle.

Suomessa Säteilyturvakeskus valvoo säteilyn käyttöä terveydenhuollossa, teollisuudessa ja tutkimuksessa. Terveydenhuollossa tämän valvonnan tavoitteena on varmistaa, että potilaiden, henkilökunnan ja muun väestön altistuminen säteilylle pysyy mahdollisimman alhaisella tasolla. Keskeistä tavoitteen täyttymisessä on, että henkilökunta saa säteilyn käyttöön liittyvää täydennyskoulutusta, laadunvarmistusta tehdään asianmukaisesti ja laitteiston huolto suoritetaan tarkoituksenmukaisella tavalla. Säteilyturvakeskus valvoo näiden toimien toteutumista tekemällä tarkastuksia ja rekisteröimällä henkilökunnan saamia säteilyannoksia. Tarkastuksissa korostetaan riskiperusteisuutta, joten korkeariskisissä kohteissa voidaan suorittaa tarkastuksia useammin. Tarkastuksia tehdään ennakkoon sovitusti, mutta myös ilman ennakoilmoitusta.

Tein aiemmin projektityönä sirontasäteilymittauksia viidessä Oulun yliopistollisen sairaalan läpivalaisusalissa osana sairaalassa tapahtuvaa säteilysuojelutyötä. Tämä kirjallinen opinnäytetyöni on jatkumo näille mittauksille, ja työn tarkoituksena on koostaa kattava kuvaus toimenpideradiologian säteilysuojelusta.

2. Röntgensäteily

2.1 Röntgenkuvauksen alkuhistoria ja merkitys nykypäivänä

Würzburg:n yliopistossa Saksassa vuonna 1895 Wilhelm Röntgen tutki laboratoriossaan ns. katodisäteitä. Katodisäteiksi kutsuttiin ilmiötä, jossa riittävän suurella jännitteellä sähkövirta saatiin ”hyppäämään” katodilangalta anodilevylle lasiputken sisällä ja se voitiin nähdä sinisenä hohtena ilman ionisoitumisen vuoksi. Monien muiden tutkijoiden tapaan Röntgen oli kiinnostunut tästä ilmiöstä. Kokeidensa aikana Röntgen havaitsi, että viereisen penkin päällä ollut fluoresoivalla materiaalilla päällystetty paperi hohti. Koska paperi ei ollut suoraan katodisäteiden tiellä, Röntgen päätteli, että lasiputkesta täytyi emittoitua katodisäteiden lisäksi jotain ennestään tuntematonta säteilyä. Hän nimesi sen x-säteilyksi. Seuraavien viikkojen aikana hän toteutti mittavia kokeita tutkien tätä säteilyä. Tänä aikana hän otti mm. ensimmäisen radiologisen kuvan vaimonsa kädestä. Tästä tutkimuksesta alkaneesta työstään ionisoivan säteilyn parissa Wilhelm Röntgen sai myöhemmin Nobel palkinnon. (Carroll 2011, Wolbarst 1999, Als-Nielsen et al. 2011)

Röntgenin tekemä keksintö herätti runsaasti mielenkiintoa ympäri maailman ja erityisesti lääketieteen alalla sen kehitystyö oli voimakasta heti keksintöä seuranneina vuosina. Tutkimustyötä edesauttoi, ettei Röntgen halunnut patentoida keksintöään. Vuonna 1896 röntgenkuvia otettiin jo useissa paikoissa ja Saksassa oli kaksi röntgenlaitteita valmistavaa yritystä (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käyttö). Samana vuonna amerikkalainen keksijä Thomas Edison kehitti uudentyyppisen röntgenlaitteen, jolla lääkäri pystyi reaaliajassa tarkastelemaan dynaamista röntgenkuvaa potilaasta. Hän kutsui laitetta nimellä ”fluoroscope”, ja yhä tänä päivänä tämän tyyppistä kuvantamista kutsutaan fluoroskopiaksi (Carroll 2011). Tässä opinnäytetyössä keskitytään juuri tähän röntgenkuvantamisen alalajiin, josta suomenkielessä termin fluoroskopia sijaan käytetään nykypäivänä usein nimeä läpivalaisu.

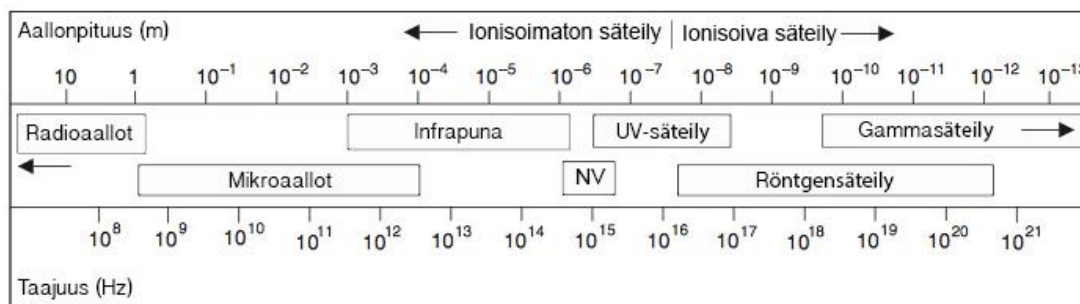
Vaikka vuosien saatossa terveydenhuollon alalle on tullut uusia kuvantamismenetelmiä, kuten magneettikuvaus ja ultraäänikuvaus, röntgentutkimus on yhä merkittävässä roolissa lääketieteessä. Röntgenkuvantaminen on säilyttänyt asemansa, koska se useissa tutkimuksissa on edelleen ylivoimainen muihin menetelmiin nähden (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käyttö). Vuonna 2015 Suomessa tehtiin terveydenhuollossa yhteensä noin 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta. Samana vuonna tehtyjen ultraääni- ja magneettitutkimusten määrä oli 0,6 ja 0,4 miljoonaa kyseisessä järjestyksessä (Säteilyturvakeskus/Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2015).

2.2 Röntgensäteilyn vuorovaikutus biologisen materiaalin kanssa

Röntgensäteily on yksi sähkömagneettisen säteilyn seitsemästä osa-alueesta (kuva 1). Se luokitellaan energiansa perusteella ionisoivaksi säteilyksi. Ionisoivan säteilyn fotonien energia on riittävän suuri (>10 keV), jotta ne voivat aiheuttaa ionisaatiota atomeissa. Fotonien energia E saadaan Planckin vakion (h) ja fotonin värähtelytaajuuden (f) tulona:

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}, \quad [1]$$

missä c on valonnopeus tyhjiössä ja λ on fotonin aallonpituus. (Rytömaa 2003, Alpen 1998)



Kuva 1. Sähkömagneettisen säteilyn seitsemän lajia esitettynä säteilyn värähtelytaajuuden ja aallonpituuden funktiona. Osa-alueet vasemmalta oikealle: radioaallot, mikroaallot, infrapuna-aallot, näkyvä valo (NV), ultraviolettisäteily (UV-säteily), röntgensäteily ja gammasäteily. (Kuva suomennettu ja modifioitu: Cherry et al. 2012)

Vuorovaikuttaessaan biologisen materiaalin kanssa röntgensäteily saa aikaan tapahtumaketjun, joka sisältää kolme vaihetta: fyysikaalisen, kemiallisen ja biologisen.

Fysikaalisessa vaiheessa säteily absorboituu kudokseen. Diagnostisessa kuvantamisessa tämä tapahtuu pääasiallisesti joko Comptonin sironnan tai valosähköisen ilmiön kautta riippuen väliaineen atomien järjestysluvusta, eli protonien lukumäärästä atomiytimessä. Valosähköisessä ilmiössä koko fotonin energia siirtyy väliaineen atomin elektronille, jolloin elektroni irtoaa. Comptonin sironnassa osa fotonin energiasta siirtyy elektronille ja sironnut foton jatkkaa etenemistä väliaineessa, mutta sen energia on pienentynyt ja suunta muuttunut. (Holmberg et al. 2002, Cherry et al. 2012, Als-Nielsen et al. 2011)

Kemiallisessa vaiheessa tärkeässä roolissa ovat fyysikaalisessa vaiheessa syntyneet vapaat radikaalit, eli atomit tai molekyylit, joilla on pariton elektroni uloimmalla elektronikuorella. Nämä molekyylit reagoivat herkästi orgaanisten yhdisteiden kanssa. Koska solut sisältävät suurimmaksi osaksi vettä, synnyttää ionisoiva säteily kudoksessa erityisesti vety-, hydroksidi- ja oksoniumioneja sekä vetyperoksidia. Nämä voivat vaurioittaa solua reagoimalla solun kromatiinien kanssa (Holmberg et al. 2002, Wolbarst 1999).

Vapaat radikaalit saavat solussa aikaan biologisia vaikutuksia rikkomalla kromosomin molekyylisidoksia. Kun näin tapahtuu, solu voi reagoida kolmella tavalla.

1. Solu tunnistaa vaurion ja korjaa sen.
2. Solu tunnistaa vaurion, mutta ei pysty korjaamaan vauriota. Ohjelmoitu solukuolema, apoptoosi, käynnistyy.
3. Solu ei pysty korjaamaan vauriota, mutta vaurio ei myöskään johda solukuolemaan. Vaurio siirtyy mutaationa seuraaviin solusukupolviin. (Franklin et al. 2010)

Kemialliset ja biologiset vaikutukset aiheuttavat fysiologisia vaikutuksia, jotka voidaan edelleen jakaa deterministisiin ja stokastisiin. Deterministiset vaikutukset ovat nähtävissä yleensä pian säteilyaltistuksen jälkeen. Ne johtuvat laaja-alaisesta säteilyn aiheuttamasta solukuolemasta ja vaativat tapahtuakseen tietyn kynnsarvon ylittävän säteilyannoksen. Näin suuren säteilyannoksen voi saada esimerkiksi ydinvoimalaonnettomuuden, sädehoidon tai radiologisen kuvantamisen seurauksena. Mitä suurempi saatu annos on, sitä vakavampia ovat deterministiset vaikutukset. Seurauksena kynnsarvon ylittävästä säteilyannoksesta voi olla mm. säteilysairaus, ihovaurio, harmaakaihi tai sikiövaurio. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn haittavaikutusten luokittelu, Franklin et al. 2010)

Stokastiset vaikutukset johtuvat solun tai DNA:n muutoksista, jotka eivät johda solukuolemaan. Näille vaikutuksille ei voida määrittää mitään tiettyä raja-arvoa, vaan ne voivat saada alkunsa pienestäkin säteilyannoksesta. Stokastiset vaikutukset tulevat yleensä esiin vasta vuosien kuluttua säteilyaltistuksesta. Annosnopeudella ei ole suurta vaikutusta riskin suuruuteen, vaan haitan todennäköisyys kasvaa saadun säteilyannoksen kasvaessa. Merkittävin stokastinen haitta on syöpä. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn haittavaikutusten luokittelu, Franklin et al. 2010)

Taulukossa 1 on esitetty esimerkkejä nopeasti saatujen kokokehoannosten ja paikallisten ihoannosten raja-arvoista ja niiden ylityksestä seuraavia deterministisiä vaikutuksia. Suomalaisten saama keskimääräinen säteilyannos vuodessa on 3,7 mSv. Natiivi keuhkoröntgenkuvauksessa saatu säteilyannos on keskimäärin 0,03 mSv ja sydämen sepelvaltimoiden laajennushoidossa toimenpideradiologiasta aiheutuva annos keskimäärin 20 mSv. Determinististen vaikutusten ilmeneminen siten on harvinaista (Säteilyturvakeskus/Säteilyn terveysvaikutukset, Säteilyturvakeskus/Röntgentutkimusten säteilyannoksia).

Taulukko 1. Determinististen vaikutusten kokokehoannosrajoja, paikallisia ihoannosrajoja ja vaikutukset, joihin niiden ylitys johtaa pian säteilyaltistuksen jälkeen. 6 Sv:n ihoannoksella ilmenevä ihon punoitus on mahdollinen esimerkiksi sädehoidossa ja kardiologisessa toimenpiteessä. Determinististen vaikutusten ilmenemisessä edellytyksenä on, että annos on saatu nopeasti. Nopeasti saaduksi annokseksi katsotaan yhden vuorokauden aikana saatu annos.

<i>Kokokehoannos:</i>	<i>Vaikutus:</i>
0,5 Sv	Verenkuvan muutos muutaman päivän sisällä.
1 Sv	Pahoinvointia muutaman tunnin sisällä.
4 Sv	Hengenvaarallinen annos. Henkilö voidaan kuitenkin pelastaa hyvällä hoidolla.
10 Sv	Henkeä ei voida pelastaa parhaallakaan hoidolla.
<i>Paikallinen ihoannos:</i>	<i>Vaikutus:</i>
6 Sv	Punoitus muutaman tunnin sisällä.
15 Sv	Rakkuloita parin viikon kuluttua.
20 Sv	Kuolio.

3. Säteilysuojelu

3.1 Säteilysuojelun perusteet

Pian röntgensäteilyn käyttöönoton jälkeen havaittiin tarve säteilysuojelulle. Saman havainnon teki myös Wilhelm Röntgen, joka varoitti jo vuonna 1898 röntgensäteilyn haittavaikutuksista. Vasta useiden syöpäsairauksien sekä sormi- ja käsiamputaatioilmoitusten jälkeen ymmärrettiin säteilysuojelun tärkeys ja kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta ICRP (International Commission on Radiological Protection) perustettiin vuonna 1928. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käyttö)

ICRP:n laatima säteilysuojeluohjeistus perustuu kolmeen peruseriaatteeseen, joiden pohjalta on rakennettu myös EU:n ja Suomen säteilysuojelusäädökset. Nämä periaatteet ovat:

- 1) Oikeutusperiaate
- 2) Optimointiperiaate
- 3) Yksilönsuojaperiaate

Näiden periaatteiden mukaan toimenpide on perusteltu, kun siitä saatava hyöty on suurempi kuin siitä mahdollisesti seuraava haitta. Toiseksi tutkimus on optimoitava siten, että potilaan saama säteilyannos on mahdollisimman pieni. Kolmanneksi muiden tutkimukseen osallistuvien henkilöiden saama säteilyannos ei saa ylittää laissa työntekijöille ja väestölle asetettuja annosrajoja. Jotta säteilyn käyttö olisi perusteltua ja mahdollisimman turvallista, on näiden kaikkien periaatteiden toteuduttava. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa, Do 2016)

Suomessa säteilyn käyttö on ollut luvanvaraista vuodesta 1957 alkaen. Turvallisuusluvan myöntää Säteilyturvakeskus (STUK), ja sen saamisen ehtona on mm. yllä esitettyjen kolmen periaatteen täyttyminen säteilyn käytössä. Lisäksi hakemuksessa on kuvattava tarkasti, kuinka ja missä säteilyä tullaan käyttämään, käytöstä vastuussa olevien henkilöiden pätevyudet ja käytön turvallisuuden varmistamiseksi tehdyt toimet. Luvan myöntämisen jälkeen STUK valvoo jatkuvasti, että säteilylain pohjalta tehtyjä säädöksiä noudatetaan säteilyn käytössä. Tämä tapahtuu tekemällä tarkastuksia. Lisäksi STUK järjestää säteilyn käyttöön liittyvää koulutusta, tutkimusta ja tiedottamista. Turvallisuusluvan saamisen jälkeen toiminnan harjoittaja on lain mukaan velvollinen järjestämään annostarkkailun säteilytyötä tekeville työntekijöilleen. Toiminnan harjoittajan tulee ilmoittaa näin saadut säteilyannokset STUK:lle, joka tallentaa nämä tiedot annosrekisteriin. (Säteilyturvakeskus/Säteilytoiminnan säännökset)

Käytännössä työssä voidaan varmistua siitä, että annosrajoja ei ylitetä ja että saatu annos minimoidaan ns. TDS-säännön (Time= aika, Distance = etäisyys, Shielding = suojaus) avulla. Ensiksikin säteilyaltistus aika tulisi minimoida, koska se on verrannollinen työntekijän saamaan säteilyannokseen. Toiseksi etäisyys säteilylähteeseen tulisi maksimoida, koska säteilyannosnopeus on kääntäen verrannollinen etäisyyden neliöön. Kun etäisyys säteilylähteeseen

kaksinkertaistuu, saatu säteilyannos pienenee neljäsosaan. Kolmanneksi optimaalisia säteilysuojaimia tulisi käyttää, koska ne vähentävät merkittävästi työntekijän säteilyannosta. Suojaus tulee ottaa huomioon myös suunniteltaessa rakenteellisesti tiloja, joissa tullaan käyttämään ionisoivaa säteilyä. Hoituhuoneen ulkopuolella olevat henkilöt eivät saisi altistua säteilylle. (Carroll 2011, Cherry et al. 2012)

3.2 Säteilyaltistus ja sen mittaaminen

Edellisessä kappaleessa esitetyistä periaatteista oikeutus- ja optimointiperiaate, koskettavat potilasta. Molempien toteutuminen edellyttää, että potilaan toimenpiteessä saaman säteilyannoksen suuruusluokka on tiedossa. Näin ollen säteilyturvallisuuksäädökset määräävät, että potilaille lääketieteellisistä tutkimuksista aiheutuvia säteilyannoksia on säännöllisesti mitattava tai arvioitava laskennallisesti. Tämä voidaan tehdä esimerkiksi mittaamalla pinta-annos potilaan iholta tai annoksen ja pinta-alan tulo säteilykeilassa. Joissain tapauksissa, kuten tietokonetomografia- ja mammografiatutkimusten yhteydessä, mittaus voidaan tehdä myös käyttäen potilasta simuloivaa standardifantomia. Kolmas tapa arvioida potilaan saamaa pinta-annosta on laskea se käytettyjen kuvausarvojen pohjalta. Näin saatujen pinta-annosten avulla voidaan edelleen arvioida potilaan kudosten ja elinten ekvivalenttiannoksia sekä koko kehon efektiivistä annosta käyttäen erilaisia laskentamenetelmiä. (Komppa & Korpela 2000)

Yksilönsuojaperiaate koskettaa hoitohenkilökuntaa. Jotta voitaisiin varmistua tämän periaatteen toteutumisesta, henkilökunnan saamaa säteilyannosta täytyy seurata jatkuvasti. Tämä tapahtuu annosmittareiden avulla. Annosmittaria käytetään aina, kun työ sisältää ns. säteilytyötä ja altistus säteilylle näin ollen on mahdollista. Mittari sijoitetaan paikkaan, jossa se ei jää minkään kehon osan varjostamaksi. Yleinen sijoituspaikka on kaulalla kilpirauhassuojan päällä (kuva 2) tai rintataskussa, kuitenkin aina säteilysuojaimia käytettäessä niiden ulkopuolella. (Säteilyturvakeskus/ Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

Kun henkilö aloittaa säteilytyön, luokitellaan hänet joko A-luokan tai B-luokan säteilytyöntekijäksi. Luokitus riippuu siitä kuinka suurelle säteilyannokselle työntekijä voi työssään mahdollisesti altistua. Jos tämä annos on vuodessa 6 mSv tai suurempi, kuuluu työntekijä säteilytyöluokkaan A. Muut työntekijät kuuluvat luokkaan B. Se kumpaan luokkaan työntekijä kuuluu määrää sen, kuinka tiheään hänen saamaansa säteilyannosta seurataan. A-luokkaan kuuluvien työntekijöiden annosmittarit luetaan 4 viikon välein ja B-luokkaan kuuluvien 12 viikon välein. Näin tarkkaillaan työntekijän saamaa vuosittaista annosta. Toisaalta mahdollisten poikkeuksellisen suurien säteilyannosten syiden selvittäminen on helpompaa, kun kertynyttä annosta seurataan tiheään. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

Säteilysuojelusäädösten mukaan A-luokan työntekijälle säteilytyöstä aiheutuva efektiivinen annos ei saa ylittää keskiarvoa 20 mSv vuodessa viiden vuoden aikana, eikä minkään yksittäisen vuoden annos saa ylittää 50 mSv. Jos jonain vuonna 20 mSv:n annosraja ylittyy, täytyy työntekijän käyttää ylimääräistä annosmittaria säteilysuojaimien alla rintakehän tai vatsan päällä. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)



Kuva 2. Henkilökohtaisen annosmittarin yleinen sijoituspaikka on kilpirauhassuojan päällä tai rintataskussa. Tässä kuvassa on esitetty yksi tapa kiinnittää annosmittari.

3.2.1 Annossuureet

Röntgensäteilyn osuessa kudokseen osa säteilyn energiasta absorboituu kudokseen. Absorboitunut annos D kertoo, kuinka paljon energiaa absorboituu painoyksikköä kohti ja se saadaan laskettua säteilyn keskimääräisen energian (dE) ja kudokappaleen massan (dm) osamääränä:

$$D = \frac{dE}{dm}. \quad [2]$$

Absorboituneen annoksen SI-järjestelmän mukainen yksikkö on $[D] = 1 \text{ J/kg} = 1 \text{ Gy}$ (Gray).

Säteilyn biologinen vaikutus riippuu säteilyn tyypistä. Näin ollen tarkasteltaessa ihmisen saamaa säteilyannosta, käytetään edellä kuvatun absorboituneen annoksen sijasta ekvivalentti-annosta, H_T :

$$H_T = w_R D, \quad [3]$$

joka ottaa huomioon säteilyn lajin yksiköttömällä painotuskertoimella w_R .

Röntgensäteilylle tämä kerroin on yksi. Ekvivalenttiannoksen yksikkö on $[H_T] = 1 \text{ J/Kg} = 1 \text{ Sv}$ (Sievert). (Holmberg et al. 2002, Alpen 1998, Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

Säteilyn aiheuttama biologinen vaikutus riippuu säteilyn laadun lisäksi myös siitä, mihin kudokseen säteily kohdistuu. Kudosten ja elinten herkkyys säteilylle vaihtelee. Efektiivinen annos, E , kertoo koko kehon saaman säteilyannoksen. Se saadaan määritettyä laskemalla yhteen eri elinten saamat ekvivalenttiannokset (H_T) painotettuna yksiköttömillä elinkohtaisilla kertoimilla, w_T :

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum w_R D_{T,R}. \quad [4]$$

Efektiivisen annoksen yksikkö on $[E] = 1 \text{ J/Kg} = 1 \text{ Sv} = 1 \text{ Sievert}$ ja yhtälössä esitetty summa $\sum w_T = 1$. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

Henkilöstön säteilyannosmittauksissa eli dosimetriassa käytetään suuretta henkilöannosekvivalentti $H_p(d)$, joka kuvaa efektiivistä annosta pehmytkudoksessa syvyydellä d määrättyssä kehon kohdassa. Se voidaan mitata dosimetrillä, joka on sijoitettu vartalon pinnalle ja jonka sisään detektorin päälle on sijoitettu materiaalia, joka ominaisuuksiltaan vastaa kudospaksuutta d . Terveysthuollon henkilöstön säteilyseurannassa käytetään yleisesti $H_p(10)$ syväannosta ja $H_p(0,07)$ pinta-annosta, jotka kuvaavat efektiivistä annosta 10 mm ja 0,07 mm syvyydellä pehmytkudoksessa. Henkilöannosekvivalentin yksikkö on $[H] = 1 \text{ J/Kg} = 1 \text{ Sv}$. (Arshak et al. 2006, Säteilyturvakeskus/Ohje ST 7.4)

3.2.2 Annosmittarit

Työssä saadun säteilyannoksen mittaamiseen käytetään henkilökohtaisia annosmittareita. Ne voidaan jakaa ominaisuuksiensa perusteella viiteen ryhmään: kaasutäytteisiin ilmaisimiin, tuikeilmaisimiin, puolijohdeilmaisimiin, filmi-ilmaisimiin ja termolosteilmaisimiin.

Kaasutäytteisen ilmaisimen perusrakenne on kahden elektrodin välissä oleva kaasutäyteinen tila. Tilassa oleva kaasu ionisoituu röntgensäteilyn vaikutuksesta. Vapautuneet elektronit kulkevat kohti kammion sisällä olevaa positiivisesti varattua elektrodia. Tästä aiheutuu virta tai varaus, joka voidaan lukea ilmaisimesta. Riippuen siitä mikä ilmaisimen keräysjännite on, kutsutaan sitä joko ionisaatiokammioksi, verrannollisuuslaskuriksi tai Geiger-Müller -ilmaisimeksi. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn ilmaisimet, Carroll 2011, Cherry et al. 2012)

Tuikeilmaisimen rakenteen merkittävimmät osat ovat tuikeaine ja valomonistinputki. Kun röntgensäteily absorboituu tuikeaineeseen, sen atomeissa tapahtuu virityksiä. Nämä viritykset purkautuvat emittoimalla näkyvää valoa. Tämä signaali vahvistetaan valomonistinputken avulla. Fotonien osuessa valomonistinputken fotokatodille tapahtuu valosähköinen ilmiö ja elektroneita irtoaa katodimateriaalista. Nämä elektronit ohjautuvat kohti positiivisesti varattua metallilevyä, jota kutsutaan dynodiksi. Dynodi on pinnoitettu materiaalilla, jolla on voimakas sekundaaristen elektronien emissio. Kun katodilta tuleva elektroni osuu siihen, irtoaa dynodilta useita sekundaarisia elektroneja ja elektronivirta saadaan vahvistettua. Tämä toistetaan seuraavalla dynodilla ja sitä seuraavalla, kunnes lopulta elektronisuihku ohjautuu anodille, josta se luetaan. Saadun signaalin suuruus on verrannollinen tuikeaineeseen absorboituneen röntgensäteilyn

voimakkuuteen. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn ilmaisimet, Carroll 2011, Cherry et al. 2012)

Puolijohdeilmaisimien on herkin tässä esitetyistä ilmaisimista. Sen rakenne vastaa estosuuntaan kytkettyä diodia. Ionisoiva säteily saa aikaan materiaalin valenssivyön elektronien siirtymisen johtavuusvyölle. Tällöin valenssivyölle jää vapaa aukko. Sähkökenttä saa aukot ja vapaat elektronit liikkumaan vastakkaisiin suuntiin kohti ilmaisimen ns. aktiivisia alueita, jossa aukot ja elektronit kerätään jännitteen avulla signaaliksi. Havaitun signaalin suuruus riippuu absorboidun säteilyn energiasta. Näin ollen puolijohdeilmaisimia voidaan käyttää säteilyn reaaliaikaisen intensiteetin määrittämiseen. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn ilmaisimet, Carroll 2011, Cherry et al. 2012)

Filmiannosmittari on yksi vanhimmista säteilyilmaisimista. Sen rakenne vastaa perinteistä radiografista filmiä. Ionisoiva säteily saa aikaan filmin mustumisen. Filmiannosmittarissa filmin päälle on asetettu sarja suodattimia, jotka läpäisevät eri määrän röntgensäteilyä. Näin saadaan määritettyä puoliintumispaksuus, säteilyn laatu ja säteilyannos. Filmiannosmittari on passiivinen, eli säteilyannos saadaan tietää vasta mittarin poistamisen ja analyysin jälkeen. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn ilmaisimet, Carroll 2011, Cherry et al. 2012)

Termolooiteilmaisimien on edellä esitetyn filmiannosmittarin tapaan passiivinen. Se on yleisimmin henkilöstön annos seurannassa käytetty annosmittari. Sen rakenteen pohjana on kiteinen aine, jonka päällä on sarja suodattimia. Osa säteilyn tuomasta energiasta varastoituu kiteiseen ilmaisimateriaaliin. Eri suodattimien kohdalla absorboituu eri määrä säteilyn energiaa. Tämä mahdollistaa puoliintumispaksuuden ja säteilyannoksen määrittämisen. Ilmaisimien luetaan jälkikäteen kuumentamalla sitä, jolloin materiaaliin varastoitunut energia vapautuu valona. Vapautuvan valon määrä on verrannollinen saatuun annokseen. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn ilmaisimet, Carroll 2011, Cherry et al. 2012)

4. Säteilysuojelu toimenpideradiologiassa

4.1 Toimenpideradiologia

Toimenpideradiologia tarkoittaa hoitotoimenpiteiden aikana tehtävää radiologista kuvantamista (Kwang et al. 2012, Manninen et al. 2010). Se poikkeaa diagnostisesta kuvantamisesta siinä, että toimenpideradiologia on osa potilaan varsinaista hoitoprosessia. Näin ollen, vaikka toimenpiteen suoritus vaatisi suurienkin säteilyannosten käyttöä ja siitä aiheutuisi potilaalle merkittäviä terveydellisiä riskejä, nämä ovat hyväksyttäviä, jos potilaan saama hyöty onnistuneesta toimenpiteestä on suurempi (Stecker et al. 2009). Toimenpideradiologiaa sisältävien hoitotoimenpiteiden määrä on noussut merkittävästi viimeisten vuosikymmenten aikana. Syynä tähän on, että näiden menetelmien hyödyt potilaalle ovat merkittäviä (Miller et al. 2010, Manninen et al. 2010).

Toimenpideradiologiassa kuvausta suorittava henkilö voi seisoa lähellä kuvattavaa potilasta ja röntgenputkea. Näin ollen hän voi altistua huomattavalle määrälle potilaasta sironnutta säteilyä. Yksittäisestä röntgenkuvauksesta työntekijän saama annos on murto-osa potilaan saamasta säteilyannoksesta, mutta työuran aikana useista toimenpiteistä saatu kumulatiivinen annos voi olla merkittävä (Kwang et al. 2012). Koska toimenpiteen suoritukseen osallistuvan hoitohenkilökunnan annos aiheutuu suurelta osin potilaasta sironneesta säteilystä, potilaan saaman annoksen vähentäminen pienentää myös henkilökunnan saamaa säteilyannosta. Näin ollen kuvausparametrien optimointi on merkittävässä asemassa työperäisen säteilyannoksen säätelyssä toimenpideradiologiassa (Miller et al. 2010). Työntekijöiden saama säteilyannos ei kuitenkaan aina korreloi suoraan potilaan saaman säteilyannoksen kanssa. Siihen vaikuttavat myös toimenpidettä suorittavan henkilön sijainti suhteessa potilaaseen, röntgenputken asento, säteilytyssuunta ja käytetyt säteilysuojaimet (Kwang et al. 2012).

Seuraavissa kappaleissa on kerrottu tarkemmin menetelmistä, joilla voidaan vaikuttaa hoitohenkilökunnan saamaan säteilyannokseen.

4.2 Kuvausgeometria

Suurin osa potilaasta sironneesta säteilystä kohdistuu takaisin röntgenputkea kohti. Näin ollen otettaessa lateraalisia kuvia, tulisi röntgenputken olla vastakkaisella puolella pöytää, kuin missä toimenpidettä suoritettava henkilö on. Kun taas otettaessa vertikaalisia kuvia, röntgenputken tulisi olla pöydän alla. (Miller et al. 2010)

Toisaalta tutkimuspöytä tulisi asettaa siten, että potilaan etäisyys kuvadetektoriin minimoituu ja etäisyys röntgenputkeen maksimoituu. Näin voidaan vähentää potilaan ihoannosta ja sirontasäteilyn määrää. Pöydän sijoitus pitää kuitenkin tehdä niin, että toimenpidelääkärin työskentelyergonomia otetaan huomioon. (Chida et al. 2010, Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

4.3 Kuvausparametrit ja tekniikat

Koska potilaan saaman annoksen pienentäminen yleensä pienentää myös henkilökunnan saamaa annosta, on tärkeää käydä tässä yhteydessä läpi myös kuvausparametreja ja tekniikoita, joilla voidaan vaikuttaa saatuun säteilyannokseen. Tärkeimmät näistä ovat:

1. Toimenpiteen hyvä suunnittelu, joka sisältää tarvittaessa jo ennen toimenpidettä tapahtuvaa kuvantamista eri menetelmillä.
2. Läpivalaisuajan minimointi.
3. Otettujen kuvien määrän minimointi.
4. Matalamman annosnopeuden käyttö säätämällä pulssitaajuutta, pulssin pituutta ja putkivirtaa.
5. Kollimoinnin käyttö.
6. Suurennuksen käytön välttäminen.
7. Optimaalisen röntgenputken jännitteen käyttö. Pienellä jännitteellä suurempi osa säteilystä absorboituu potilaaseen ja suurella taas kuvan kontrasti heikkenee.
8. Matalaenergisten röntgensäteiden suodattaminen.
9. Viimeisen kuvan näytöllä pito.

Kuvausparametrien valinnan pohjana tulisi olla ajatus, että pyritään saavuttamaan toimenpiteen suorituksen kannalta riittävä kuvanlaatu. Tällöin toimitaan kappaleessa 2.1 mainitun optimointiperiaatteen mukaan, eli minimoidaan potilaan saama säteilyannos. Muualla maailmassa tämä periaate tunnetaan nimellä ALARA, joka tulee sanoista ”As Low As Reasonably Achievable”. (Chida et al. 2010, Miller et al. 2010, Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa, Weinberg et al. 2015)

Vaikka kuvausparametrit on säädetty edellä mainittujen periaatteiden mukaan, on tärkeää seurata toimenpiteen aikana potilaan saamaa annosta. Tämä tapahtuu tarkkailemalla reaaliaikaisesti röntgenlaitteistosta nähtävissä olevia annosarvoja. Laittevalmistajien välillä on jonkin verran eroja siinä, miten he esittävät nämä annosarvot. Näin ollen läpivalaisulaitteen operaattorin tulisi aina olla tietoinen, miten tällä kyseisellä laitteella esitetyt annokset on määritetty ja missä yksiköissä ne ovat. (Weinberg et al. 2015)

Useat laitteet esittävät erillisellä näytöllä maksimaalisen ihon annoksen, MSD:n (Maximum Skin Dose). Tätä arvoa ei ole kuitenkaan saatu mittaamalla suoraan ihon pinnalta, vaan se on laskennallinen arvo. Sen määrittämisessä on käytetty hyväksi ihon annoksen korrelaatiota RAK ja KAP-arvojen kanssa. Nämä annossuureet on esitelty tarkemmin seuraavissa kappaleissa. Jos laitteistossa on saatavilla maksimaalisen ihon annoksen näyttö, sitä käytetään yleensä potilaan saaman ihon annoksen seurantaan. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

Jos saatavilla ei ole yllä esitettyä ihoannoksen näyttöä, parhaan arvion potilaan saamasta ihon annoksesta antaa RAK (Reference point Air Kerma). RAK:n avulla

voidaan arvioida erityisesti toimenpiteestä potilaalle mahdollisesti aiheutuvien determinististen vaikutusten todennäköisyyttä. Tämän tyyppisiin vaikutuksiin lukeutuu mm. ihon säteilyvaurio. RAK kertoo referenssipisteeseen kohdistuneen säteilyenergian. Referenssipiste C-kaarityyppisille läpivalaisulaitteille on yleisesti määritetty kohtaan, joka sijaitsee 15 cm isosentrillä kohti polttopistettä (Weinberg et al. 2015, Kwon et al. 2011, Stecker et al. 2009). Isosentrillä tarkoitetaan pistettä, jonka ympäri C-kaaren kiertoliike tapahtuu (Wang et al. 2014).

Parhaan arvion potilaan saamasta kokonaisannoksesta antaa sen sijaan KAP (Kerma Area Product), jota kutsutaan myös DAP:ksi (Dose Area Product). Se saadaan laskemalla halutulla etäisyydellä säteilykeilan keskiakselin annoksen ja tason pinta-alan tulo. Näin saatu kokonaisannos on paras mittari arvioitaessa toimenpiteestä mahdollisesti potilaalle aiheutuvien stokastisten vaikutusten (esim. syövän) todennäköisyyttä. (Weinberg et al. 2015, Kwon et al. 2011, Stecker et al. 2009)

Taulukossa 2 on esitetty kardiologiassa käytössä olevat toimenpideradiologian hälytysrajat. Kun jokin näistä rajoista ylittyy, hoitajan tulee ilmoittaa tästä lääkärille. Tämän jälkeen toimenpiteen jatkuessa hoitajan tulee ilmoittaa lääkärille aina, kun saatu annos on kasvanut tietyn suuruisen annoksen verran. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

Taulukko 2. Kardiologiassa käytössä olevat hälytysrajat. Kun hälytysraja ylittyy, tulee hoitajan ilmoittaa tästä toimenpidelääkärille. Tämän jälkeen toimenpiteen jatkuessa hoitajan tulee ilmoittaa saatu annos lääkärille aina, kun annos on kasvanut uudelleen hälytyksen rajan verran. MSD = Maximum skin dose, RAK = Reference point air kerma, KAP = Kerma area product ja N = kokonaisluku.

<i>Suure:</i>	<i>Hälytysraja:</i>	<i>Uudelleen hälytyksen raja:</i>
MSD	1,5 Gy	+ 1,0 Gy * N
RAK	3,0 Gy	+ 1,0 Gy * N
KAP	150,0 Gy*cm ²	+ 50,0 Gy*cm ²

4.4 Säteilysuojaimet

Säteilysuojaimet voidaan jakaa kolmeen ryhmään: rakenteellisiin, kiinteisiin ja henkilökohtaisiin. Näistä ensimmäinen käsittää suojauksen, joka on toimenpidehuoneen rakenteissa, esim. seinissä. Toinen tarkoittaa kiinteästi toimenpidehuoneen katossa ja toimenpidepöydässä kiinni olevia suojia. Kolmas tarkoittaa toimenpiteen aikana päälle puettavia suojia. Seuraavissa kappaleissa on kerrottu kuinka kiinteitä ja henkilökohtaisia suojaimia tulisi käyttää, jotta ne mahdollisimman tehokkaasti suojaisivat hoitohenkilökuntaa potilaasta sironneelta säteilyltä. Rakenteellisia suojia ei käsitellä tässä opinnäytetyössä. (Miller et al. 2010, Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

4.4.1 Kiinteät suojat

Kiinteisiin suojiin kuuluvat alansirontasuojat ja yläsirontasuojat (kuva 3). Alansirontasuojaa tulisi käyttää aina ja yläsirontasuojaa aina kun se on mahdollista, koska ne pienentävät merkittävästi toimenpidettä suorittavan henkilön saamaa säteilyannosta. (Miller et al. 2010) Yläsirontasuojan alareunassa tulisi olla lamellit, jotka asetetaan kiinni potilaaseen. Näin saadaan tehokkain suojaus potilaasta sironnutta säteilyä vastaan toimenpidettä suorittavan henkilön ylävartalolle. Alansirontasuojat koostuvat myös usein lamelleista. Oikein aseteltuna ne suojaavat tehokkaasti toimenpidettä suorittavan henkilön alavartaloa sirontasäteilyltä. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)



Kuva 3. Toimenpideradiologiassa käytettävä yläsirontasuojat ja alansirontasuojat. Yläsirontasuojat on kiinnitetty kattoon. Sen yläosa on valmistettu läpinäkyvästä lyijyä sisältävästä muovista ja alaosassa ovat potilaaseen kiinni tulevat lamellit. Alansirontasuojat on kiinnitetty toimenpidepöydän reunaan ja se koostuu lamelleista (kuvassa harmaa).

Edellä mainittujen kanssa samaan ryhmään voidaan luokitella kuuluvaksi liikuteltavat säteilysuojaseinät (kuva 4). Näitä voivat hyödyntää erityisesti toimenpiteessä avustavat henkilöt kuten potilashoitajat. Potilashoitajien työskentelyn tulisi tapahtua vain silloin, kun toimenpidelääkäri ei läpivalaise tai kuvaa potilasta. Aina kun potilas tai toimenpidelääkäri ei vaadi avustajaa, tulisi hoitajien siirtyä säteilysuojaseinän taakse. Säteilysuojaseinää tulee asettaa siten,

että potilashoitaja voi nähdä ja kuulla potilaan koko toimenpiteen ajan. Lisäksi yksi säteilysuojaseinä tulisi asettaa siten, että se suojaa hoitajaa hänen työskennellessään anestesiapöydän luona. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)



Kuva 4. Liikuteltava säteilysuojaseinä, jonka läpinäkyvä yläosa on valmistettu lyijyä sisältävästä lasista.

4.4.2 Henkilökohtaiset säteilysuojaimet

Henkilökohtaisiin säteilysuojaimiin kuuluvat vartalosuoja, kilpirauhassuoja, suojalasit ja käsineet. Suojien tulisi olla henkilökohtaisia, jos henkilö työskentelee säännöllisesti toimenpideradiologiassa. Näin varmistutaan siitä, että suoja asettuu käytettäessä oikealle paikalle. Suojien toimivuus tulisi tarkastaa visuaalisesti aina niitä käytettäessä. Lisäksi suojat tulisi tarkastaa läpivalaisun avulla ennen käyttöönottoa sekä sen jälkeen vuosittain.

Toimenpideradiologiassa työskentelevien henkilöiden tulisi aina käyttää vartalosuojaa ja kilpirauhassuojaa (kuva 5). Ne muodostavat henkilökohtaisen säteilysuojauksen perustan. Vartalosuojia on sekä yksiosaisia essun mallisia että kaksiosaisia hameen ja liivin yhdistelmiä. Kaksiosaisia mallia suositetaan usein siitä syystä, että se jakaa suojan painon tasaisemmin vartalolle.

Kaksiosaisessa vartalosuojoissa sekä hame että liivi ovat tyypillisesti kietaisumallia. Niiden molempien etukappaleet menevät päällekkäin siten, että eteen muodostuu vähintään 0,50 mm lyijykerrosta vastaava suojaus. Yksiosaisia vartalosuojia on useamman tyyppisiä. Osa on takkimallisia, joissa etukappaleet menevät päällekkäin siten, että eteen muodostuu vähintään 0,50 mm lyijykerrosta vastaava suoja. Osa taas on essun mallisia, joissa edessä on 0,50 mm lyijykerrosta vastaava suojaus ja takaosa on avoin. (Miller et al. 2010, Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)



Kuva 5. Kaksiosainen vartalosuoja koostuu hameen ja liivin yhdistelmästä. Kietaisu-mallisen hameen ja liivin etukappaleet menevät päällekkäin siten, että edessä niiden muodostama suojaus vastaa 0,50 mm paksuista lyijykerrosta. Vartalosuojan lisäksi tulee aina käyttää kilpirauhassuojaa.

Vartalosuojan lisäksi toimenpidelääkärin ja -hoitajan tulisi käyttää sädesuojalaseja (kuva 6), joiden säteilyn vaimennuskyky vastaa 0,50 mm lyijylevyä. Lasien lisäksi voi käyttää sädesuojapähkinettä. Vaihtoehtoisesti voidaan käyttää sädesuojavisiiriä (kuva 7), joka antaa laaja-alaisen suojan silmien ja otsan alueelle. (Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

Useiden tieteellisten tutkimusten tulokset ovat antaneet viitteitä siitä, että toimenpideradiologiaa harjoittavilla lääkäreillä on kohonnut riski aivokasvaimen ja ihosyövän kehittymiselle. Lisäksi tutkimusten mukaan heillä esiintyy kaihia muuta väestöä enemmän. Syynä tähän on todennäköisesti se, että toimenpidettä

suorittavan henkilön pää on yleensä muuta vartaloa huomommin suojattuna säteilyltä. (Kwang et al. 2012)



Kuva 6. Toimenpidelääkärin ja -hoitajan tulisi käyttää säde-suojalaseja. Parhaan suojan antavat lasit, joissa on suuret linssit ja sivusuojat.



Kuva 7. Sädesuojavisiiri on vaihtoehto sädesuojalaseille. Visiiri suojaa kattavasti kasvojen yläosaa.

Van Rooijen et al. (2014) vertasivat tutkimuksessaan kuutta erilaista sädesuojalasytppiä sekä kattokiinnitteistä yläsironrasuojaa. Tutkimuksensa pohjalta he suosittelivat, että yläsironrasuojaa käytetään aina kun se on mahdollista ja sädesuojalasis valitaan siten, että ne suojaavat mahdollisimman laajasti eri kulmissa tulevalta säteilyltä. Lisäksi he suosittelivat toimenpidettä suorittavan henkilön asennon ja koko toimenpidehuoneen järjestyksen optimointia siten, että henkilökunnan pään ja silmien alueen säteilyannos minimoituu. He tähdentävät myös, että toimenpideradiologeille ja muulle henkilökunnalle annettava asianmukainen koulutus on avainasemassa tehokkaassa säteilysojelussa.

Sädesuojakäsineiden käyttö toimenpideradiologiassa on aika vähäistä. Yksi syy tähän on se, että käsineitä käytettäessä operatiivinen tuntuma on huonompi. Toiseksi käsineet voivat jopa lisätä käyttäjänsä säteilyannosta johtuen kuvausautomaatiikasta. Automaatiikka voi nostaa annosta, kun säteilykenttään tuodaan huonosti säteilyä läpäisevä esine. Näin ollen kädet tulisi ottaa pois säteilykentästä kuvauksen ajaksi myös silloin, kun käytetään sädesuojakäsineitä. Jos käsien siirtäminen pois kuvauskentästä ei ole mahdollista, tulee epätoivottu annoksen kasvu estää säätämällä kuvausparametreja. (Miller et al. 2010, Säteilyturvakeskus/Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa)

4.5 Lasten toimenpideradiologia

Kudokset, joissa tapahtuu nopealla tahdilla solun jakautumisia ja tumanjakautumisia eli mitooseja, ovat riskialttiimpia ionisoivalle säteilylle. Tähän on syynä se, että DNA metabolia voi häiriintyä säteilyn seurauksena. Näin ollen pienet lapset ovat erityisessä riskissä saada röntgenkuvauksen seurauksena terveydellisiä vaikutuksia, koska heillä solun jakautumisia tapahtuu laaja-alaisesti ympäri kehoa. Riskiä lisää edelleen se, että lasten jäljellä olevan elinajan pituus on pidempi kuin aikuisten. Näin ollen pitkällä aikavälillä tapahtuvien stokastisten vaikutusten, kuten säteilyrasituksesta johtuvan syövän, todennäköisyys on lapsilla suurempi. (Alzen et al. 2011)

Lasten kehon koostumus eroaa joltain osin aikuisen kehon koostumuksesta. Lasten ja nuorten kudoksissa on suurempi vesipitoisuus kuin aikuisilla. Tästä johtuen enemmän röntgensäteilyä absorboituu ja siroaa kudoksessa, ja joudutaan käyttämään suurempia annoksia vastaavan kokoista kudospaksuutta kohden verrattuna aikuisiin. Toiseksi lasten kehon mittasuhteet eroavat merkittävästi aikuisen vastaavista. Pikkulapsen keho on suhteessa lyhyempi ja leveämpi kuin aikuisen. Näin ollen kuvattaessa pienen lapsen kehoa, suurempi osa hänen vartalostaan on joko suoraan säteilykentässä tai sen välittömässä läheisyydessä voimakkaan sirontasäteilyn alueella. (Alzen et al. 2011)

Henkilökunnan säteilysuojelu lasten toimenpideradiologiassa ei juurikaan eroa aikuisten toimenpideradiologiasta. Näin ollen edellisissä luvuissa läpikäytyt säteilysuojelutoimenpiteet pätevät useilta osin myös tässä tapauksessa. Jonkin verran eroavaisuuksia on mm. optimaalisten kuvausparametrien asetuksessa johtuen edellisessä kappaleessa esitetyistä lasten kehon eroavaisuuksista. Esimerkiksi röntgenputken jännitteen ja suodattimien valinnassa käytännöt ovat hieman erilaiset lasten kohdalla, mutta niitä ei käydä tässä yhteydessä tarkemmin läpi. (Alzen et al. 2011)

Yleisesti lasten röntgenkuvantamisesta puhuttaessa voidaan sanoa, että paras keino rajoittaa sekä lapsipotilaiden että heidän kanssaan työskentelevän henkilökunnan annosta on kouluttaa ultraäänikuvauksen hyvin hallitsevia lääkäreitä. Useissa tilanteissa ultraääni- ja magneettikuvauksella voidaan välttää kokonaan röntgenkuvauksen tarve. Toiseksi röntgenkuvagalleriasta, jossa on esimerkkikuvia eri-ikäisistä potilaista eri annoksilla, voi olla suuri hyöty minimoitaessa lapsen saama säteilyannosta. Kolmanneksi, jos lapsen paikallaan pitäminen on jossain tilanteessa tarpeellista, tämä tulisi suorittaa jommankumman lapsen vanhemmista, koska muuten pitkällä aikavälillä tästä koituu henkilökunnalle hyvin suuri säteilyrasitus. (Alzen et al. 2011)

4.6 Tekniikan kehittyminen

1900-luvun aikana röntgenkuvaus on kehittynyt merkittävästi. Kemerink et al. (2010) vertasivat tutkimuksessaan Hoffman ja Van Kleef:n vuonna 1896 käyttämää röntgenlaitteistoa moderniin laitteistoon. He havaitsivat, että antiikkisella röntgenlaitteistolla aikaansaatu säteily oli ns. pehmyttä säteilyä, eli se sisälsi runsaasti matalan energian fotoneita. Puoliintumispaksuus tälle säteilylle oli 0,56 mm alumiinissa, kun vastaava luku modernilla laitteistolla oli 3,2 mm käytettäessä 3,5 mm alumiinisuodatinta. Säteilyn pehmeys sai aikaan sen, että ihon annos nousi 12-kertaiseksi verrattuna moderniin laitteistoon käytettäessä modernia kuvalevyä molempien röntgenlähteiden kanssa. Kun moderni kuvalevy korvattiin vuonna 1896 käytössä olleella fotografisella kuvalevyllä, antiikkisella laitteistolla saatu ihon annos kasvoi 1472-kertaiseksi verrattuna moderniin laitteistoon. Vaikka luvut ovat suuria, eivät antiikkisella laitteistolla saadut annokset ylittäneet deterministisille vaikutukselle asetettuja turvarajoja. Kuitenkin pian vuoden 1896 jälkeen röntgenkuvauksessa otettiin käyttöön platina-anodi ja tehokkaammat generaattorit, jolloin säteilystä saatujen terveyshaittojen määrä kasvoi merkittävästi.

Potilasturvallisuuden kehitys toimenpideradiologiassa on ollut merkittävää myös viimeisen vuosikymmenen aikana. Eloot et al. (2015) vertasivat tutkimuksessaan potilaan saamaa annosta sepelvaltimon angiografian aikana käytettäessä vasta markkinoille tullutta uuden sukupolven röntgenkuvauslaitteistoa (Philips Allura Clarity FD20/10) ja aiemmin käytössä ollutta laitteistoa (Philips Allura Xper FD10). Uuden sukupolven laitteisto hyödyntää reaaliaikaisesti kehittyneitä algoritmeja kuvan kohinan vähennykseen. Lisäksi sen kuvausprosessi on optimoitu siten, että se mahdollistaa pienempien säteilyannosten käytön heikentämättä kuvanlaatua. He arvioivat potilaan saamaa annosta laitteiston antaman KAP-arvon avulla. Lisäksi he arvioivat laitteistojen kuvanlaatua kyselytutkimuksen avulla. Kuvanlaatua arvioi neljä kardiologia, jotka olivat aiemmin käyttäneet molempia laitteistoja.

Eloot et al. (2015) saamat tulokset paljastavat, että uuden sukupolven laitteiston avulla toimenpiteestä potilaalle aiheutuva säteilyannos pienenee merkittävästi. Kumulatiivinen KAP arvo on noin 75 % prosenttia pienempi verrattuna aiemmin käytössä olleeseen laitteistoon. Tämä löydös on linjassa aiemmin julkaistujen Södermanin tutkimusryhmän tulosten kanssa (Söderman et al. 2013a ja b). Tuloksista on myös nähtävissä, että uuden sukupolven laitteiston pienemmän säteilyannoksen vaikutus kuvan laatuun on hyvin vähäinen. Ainoa ominaisuus, jossa laitteistojen kuvan laaduissa on eroa, on kuvan kohinan määrä. Mutta koska tämä ero ei juuri vaikuttanut yleisen kuvanlaadun arvosanaan, voidaan yhteenvetona todeta, että uudensukupolven laitteistolla voidaan pienentää merkittävästi potilaan saamaa säteilyannosta heikentämättä laitteiston kuvien diagnostista laatua.

5. Yhteenveto

Wilhelm Röntgen löysi röntgensäteilyn vuonna 1898. Hyvin pian tämän jälkeen röntgensäteilyä käytettiin jo laaja-alaisesti terveydenhuollossa ympäri maailman. Vaikka vuosien saatossa lääketieteen alalle on tullut muita kuvantamismenetelmiä, on röntgenkuvaus säilyttänyt asemansa. Syynä tähän on, että se on useissa tutkimuksissa yhä ylivoimainen muihin menetelmiin verrattuna.

Röntgensäteilyn energia on riittävän suuri, että se voi aiheuttaa ionisaatiota atomeissa. Tästä seurauksena voi olla vaurio solussa, mikä voi ilmetä fysiologisina vaikutuksina ihmisen kudoksissa. Nämä vaikutukset voidaan jakaa deterministisiin ja stokastisiin. Deterministiset vaikutukset ovat nähtävissä hyvin pian säteilyaltistuksen jälkeen ja johtuvat laaja-alaisesta säteilyn aiheuttamasta solukuolemasta. Stokastiset vaikutukset tulevat yleensä esiin vasta vuosien kuluttua säteilyaltistuksesta ja johtuvat solun tai DNA:n vaurioista, jotka eivät johda solun kuolemaan.

Pian röntgensäteilyn käyttöönoton jälkeen havaittiin tarve säteilysojelulle. Vuonna 1928 perustettiin kansainvälinen säteilysojelutoimikunta, ICRP, jonka laatimaan ohjeistukseen perustuvat myös Suomen Säteilyturvakeskuksen säteilysojelusäädökset. Säteilysojelman perustan muodostavat oikeutusperiaate, optimointiperiaate ja yksikönsuojaperiaate. Terveydenhuollossa näitä tulkitaan seuraavasti. Ensiksi toimenpiteestä saatavan hyödyn olla suurempi kuin siitä mahdollisesti seuraava haitta. Toiseksi tutkimus on optimoitava siten, että potilaan saama säteilyannos on mahdollisimman pieni. Kolmanneksi muiden tutkimukseen osallistuvien henkilöiden saama säteilyannos ei saa ylittää laissa työntekijöille ja väestölle asetettuja rajoja.

Jotta käytännön työssä voitaisiin varmistua siitä, ettei laissa asetettuja annosrajoja ylitetä, työntekijöiden tulee noudattaa ns. TDS-sääntöä (Time = aika, Distance = etäisyys, Shielding = suojaus). Tämä tarkoittaa sitä, että säteilyaltistus aika tulee minimoida mahdollisuuksien mukaan, etäisyys säteilylähteeseen tulee maksimoida ja optimaalisia säteilysojaimia tulee käyttää. Näiden toimien lisäksi täytyy lain mukaan säteilytyötä tekevän henkilökunnan saamaa säteilyannosta seurata annosmittarien avulla. Säteilyturvakeskus kerää saadut annoslukemat annosrekisteriin.

Toimenpideradiologia poikkeaa muusta diagnostisesta kuvantamisesta siinä, että toimenpideradiologia on osa potilaan varsinaista hoitoprosessia. Näin ollen, vaikka toimenpiteen suoritus vaatisi suurienkin säteilyannosten käyttöä, ja siitä aiheutuisi potilaalle merkittäviä terveydellisiä riskejä, nämä ovat hyväksyttäviä, jos potilaan saama hyöty onnistuneesta toimenpiteestä on suurempi.

Toimenpideradiologia poikkeaa myös henkilökunnan näkökulmasta muusta radiologisesta kuvantamisesta. Toimenpideradiologiassa henkilökunta on yleensä toimenpidehuoneessa kuvauksen aikana. Näin ollen he voivat altistua suurellekin määrälle säteilyä, jos säteilysojelua ei ole hoidettu asianmukaisesti. Koska henkilökunnan säteilyaltistus aiheutuu pääasiassa potilaasta sironneesta säteilystä, voidaan henkilökunnan säteilyannosta vähentää kolmella tavalla:

minimoimalla sironneen säteilyn määrä, sijoittamalla oikein toimenpidehuoneessa ja käyttämällä säteilysuojaimia.

Sironneen säteilyn määrään vaikuttavat suoraan käytetyt kuvausparametrit ja se, miten potilas on sijoitettu toimenpidepöydälle. Kuvausparametrit tulisi asettaa niin, että saavutetaan toimenpiteen kannalta riittävä kuvan laatu. Lisäksi potilas tulisi sijoittaa mahdollisimman lähelle kuvadetektoria ja mahdollisimman kauas röntgenputkesta. Näin minimoidaan potilaan saama annos ja vähennetään sironneen säteilyn määrää.

Toiseksi henkilökunta voi vaikuttaa saamaansa annokseen sijoittamalla oikein toimenpidehuoneessa suhteessa röntgenputkeen. Suurin osa potilaasta sironneesta säteilystä kohdistuu takaisin kohti röntgenputkea. Näin ollen röntgenputken tulisi olla vertikaalisia kuvia otettaessa pöydän alla ja lateraalisia kuvia otettaessa vastakkaisella puolella pöytää kuin missä toimenpidettä suorittava henkilö on.

Kolmanneksi henkilökunnan tulisi käyttää asianmukaisia säteilysuojaimia, sekä kiinteitä että henkilökohtaisia. Kiinteisiin suojiin lasketaan toimenpidepöydän yhteydessä olevat ala- ja yläsironntasuojat, sekä liikuteltavat säteilysuojaseinät. Näistä alasironntasuojaa tulisi käyttää aina ja yläsironntasuojaa aina kun se on mahdollista. Kiinteiden suojien lisäksi henkilökohtaiset suojaimet ovat tärkeä osa henkilökunnan säteilysuojausta. Niihin kuuluvat vartalosuoja, kilpirauhassuoja, suojalasit, käsineet ja päähine. Toimenpideradiologiassa työskentelevien henkilöiden tulisi aina käyttää vartalosuojaa ja kilpirauhassuojaa. Näiden lisäksi sädesuojalasiin käyttö on suositeltavaa. Lasit tulisi valita niin, että ne suojaavat mahdollisimman laajasti eri kulmissa tulevalta säteilyltä.

Potilasannokset ovat laskeneet toimenpideradiologiassa merkittävästi viimeisen vuosikymmenen aikana. Asiaan ovat vaikuttaneet esimerkiksi kehittyneet kuvankäsittelyalgoritmit, joiden avulla voidaan laskea säteilyannosta ilman kuvanlaadun merkittävää huonontumista. Samalla on pienentynyt myös henkilökunnan saama annos.

Edellä kuvatuista parannuksista huolimatta toimenpideradiologiassa käytössä olevat annosmäärät ovat suuria. Näin ollen henkilökunnalla on riski saada suurikin säteilyannos, jos säteilysuojelukäytännöt eivät ole kunnossa. Toiminnanharjoittaja ja säteilyturvakeskus varmistavat toiminnallaan, että laitteet, joita terveydenhuollossa käytetään, ovat asianmukaisessa kunnossa, ja että henkilökunnalla on riittävä koulutus laitteiden käyttöön ja säteilysuojakäytäntöihin. Näin voidaan taata, että säteilyn käyttö on mahdollisimman turvallista sekä potilaille että säteilytyötä tekeville henkilöille.

Lähteet

- Alpen E.L. (1998), Radiation Biophysics, toinen painos. California, San Diego: Academic Press. 484 s.
- Als-Nielsen J., McMorrow D. (2011) Elements of Modern X-Ray Physics, toinen painos. Singapore: Markono Print Media Pte Ltd. 419 s.
- Alzen G., Benz-Bohm G. (2011), Radiation Protection in Pediatric Radiology, Deutsches Ärzteblatt International 108(24): 407-414.
- Arshak K., Korostynska O. (2006) Advanced Materials and Techniques for Radiation Dosimetry. Norwood, MA: Artech House. 230 s.
- Carroll Q. B. (2011) Radiography in the Digital Age. Springfield, Illinois: Charles C Thomas Publisher LTD. 882 s.
- Cherry S. R., Sorenson J.A., Phelps M.E. (2012) Physics in Nuclear Medicine, neljäs painos. W B Saunders Co Ltd. 523 s.
- Chida K., Kato M., Kagaya Y., Zuguchi M., Saito H., Ishibashi T., Takahashi S., Yamada S., Takai Y. (2010), Radiation Dose and Radiation Protection for Patients and Physicians During Interventional Procedure, Journal of Radiation Research 51: 97-105.
- Do K-H (2016), General Principles of Radiation Protection in Fields of Diagnostic Medical Exposure, Journal of Korean Medical Science (J. Korean Med. Sci.) 31: S6-9.
- Eloot L., Thierens H., Taeymans Y. et al. (2015), Novel X-Ray Imaging Technology Enables Significant Patient Dose Reduction in Interventional Cardiology While Maintaining Diagnostic Image Quality, Catheterization and Cardiovascular Interventions 86: E205-E212.
- Franklin K., Muir P., Scott T., Wilcocks L., Yates P. (2010) Introduction to Biological Physics for the Health and Life Sciences. United Kingdom: Wiley. 464 s.
- Holmberg P., Perkkiö J., Hiltunen E. (2002) Santorius: Biotieteiden fysiikka. Porvoo:WSOY. 754 s.
- Kemerink M., Dierichs T.J., Dierichs J., Huynen H.J.M., Wildberger J.E., Van Engelshoven J.M.A., Kemerink G.J. (2011), Characteristics of a First-Generation X-ray System, Radiology 259 (2): 534-539.
- Komppa T. & Korpela H. (2000), Potilaiden säteilyannokset röntgen- ja isotooppitutkimuksissa, Duodecim 116: 664-669.
- Kwang P.K., Miller D.L., Berrington de Gonzales A., Balter S., Kleinerman R.A., Ostroumova E., Simon S.L., Linet M.S. (2012), Occupational Radiation Doses to Operators Performing Fluoroscopically-Guided Procedures, Health Physics Journal 103(1): 80-99.

Kwon D., Little M.P., Miller D.L. (2011), Reference Air Kerma and Kerma-Area Product as Estimators of Peak Skin Dose for Fluoroscopically Guided Interventions, *Medical Physics* 38(7): 4196-4204.

Manninen H., Soiva M., Sudah M. (2010), Toimenpideradiologeja tarvitaan myös keskussairaaloissa, *Duodecim* 126: 919-921.

Miller D.L., Vañó E., Bartal G. et al. (2010), Occupational Radiation Protection in Interventional Radiology: A Joint Guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology, *Cardiovascular and Interventional Radiology* 33: 230-239.

Mäkelä T. (2018), Kardiologian osaston säteilytyöstä 2017 ja 2018: Annosmittarilukemat ja vertailutasot, Oulun yliopistollinen sairaala.

Rytömaa T. (2003), Säteilyriskit ja niiden torjuminen, *Duodecim* 119:113-121.

Stecker M.S., Balter S., Towbin R.B. et al. (2009), Guidelines for Patient Radiation Dose Management, *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 20: S263-S273.

Säteilyturvakeskus/STUK, Säteilyn haittavaikutusten luokittelu, https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja4_03.pdf/450f57ef-5060-492f-b22c-325e640c375b, 1.4.2019.

Säteilyturvakeskus/STUK, Säteilyn terveysvaikutukset, <http://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/125172/katsaus-sateilyn-terveysvaikutukset-8-2009.pdf?sequence=1&isAllowed=y>, 1.4.2019.

Säteilyturvakeskus/STUK, Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2015, <http://www.julkari.fi/handle/10024/131372>, 1.4.2019.

Säteilyturvakeskus/STUK, Röntgentutkimusten säteilyannoksia, <https://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/rontgentutkimukset/rontgentutkimusten-sateilyannoksia>, 1.4.2019.

Säteilyturvakeskus/STUK, ST 7.4: Annosrekisteri ja tietojen ilmoittaminen, <https://www.stuklex.fi/fi/ohje/ST7-4>, 1.4.2019.

Säteilyturvakeskus/STUK, Säteilyn ilmaisimet, https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja1_4.pdf/3f6c3115-afa3-4b1e-9fb6-8cba27fb2a1a, 1.4.2018.

Säteilyturvakeskus/STUK, Säteilyn käytön turvallisuus kardiologiassa, <http://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/136835/STUK-opastaa-Kardiologia.pdf?sequence=5>, 1.4.2019.

Säteilyturvakeskus/STUK, Säteilytoiminnan säännökset, https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja3_5.pdf/fdbeee32-c675-4147-8e29-8586f595e3c7, 1.4.2019.

Säteilyturvakeskus/STUK, Säteily- ja ydinturvallisuus –kirjasarja: Säteilyn käyttö, <https://www.stuk.fi/julkaisut/sateily-ja-ydinturvallisuus-kirjasarja/sateilyn-kaytto>, 1.4.2019.

Söderman M., Holmin S., Andersson T. et al. (2013a), Image Noise Reduction Algorithm for Digital Subtraction Angiography: Clinical Results, *Radiology* 269 (2): 553-560.

Söderman M., Mauti M., Boon S. et al. (2013b), Radiation Dose in Neuroangiography Using Image Noise Reduction Technology: a Population Study Based on 614 Patients, *Neuroradiology* 55: 1365-1372.

Toikkanen U. (2016), Radiologien tarve kasvaa, *Lääkärilehti*.

Van Rooijen B.D., De Haan M.W., Das M., Arnoldussen C.W.K.P., De Graaf R., Van Zwam W.H., Backes W.H., Jeukens C.R.L.P.N. (2014), Efficacy of Radiation Safety Glasses in Interventional Radiology, *Cardiovascular and Interventional Radiology* 37: 1149-1155.

Wang X., Yang J., Chen Y. et al. (2014), Optimal Viewing Angle Determination for Multiple Vessel Segments in Coronary Angiographic Image, *IEEE Transactions on Nuclear Science* 61(3): 1290-1303.

Weinberg B.D., Guild J.B., Arbique G.M., Chason D.P., Anderson J.A. (2015), Understanding and Using Fluoroscopic Dose Display Information, *Current Problems in Diagnostic Radiology* 44: 38-46.

Wolbarst A.B. (1999), *Looking Within: How They Help Physicians Save Lives*. California: University of California Press. 206s.