

Opinnäytetyöraportti (AMK)

Röntgenhoitaja

2023

Miia Eskonniemi & Sonja Ojala

RÖNTGENSÄTEILYN PERUSTEET

– Itseopiskelumateriaalia
röntgenhoitajaopiskelijoille

Opinnäytetyö (AMK) | Tiivistelmä

Turun ammattikorkeakoulu

Röntgenhoitaja

2023 | 69 sivua

Miia Eskonniemi & Sonja Ojala

Röntgensäteilyn perusteet

- Itseopiskelumateriaalia röntgenhoitajaopiskelijoille

Tämä opinnäytetyö käsittelee röntgensäteilyn perusteita, säteilyn mittaamista sekä säteilysuojelua ja säteilyn terveysvaikutuksia. Toiminnallisen opinnäytetyön tarkoituksena oli tuottaa itseopiskelumateriaali röntgensäteilyn perusteista Turun ammattikorkeakoulun röntgenhoitajaopiskelijoille.

Opinnäytetyön tavoitteena oli vahvistaa röntgenhoitajaopiskelijoiden tietämystä röntgensäteilyn perusteista ja säteilysuojelusta. Tuotoksen avulla voi oppia lisää röntgensäteilyn perusteista tai kerrata jo aiemmin opittua.

Opinnäytetyö on koottu hyödyntäen alan kirjallisuutta ja viranomaisten julkaisuja lähdekritiikkiä noudattaen. Opinnäytetyön tuotosta voidaan käyttää röntgenhoitajakoulutuksen opintojaksoilla lisämateriaalina tukemassa opiskelijoiden itsenäistä opiskelua. Sähköisessä muodossa olevaa materiaalia on helppo jakaa ja lukea näyttöpäätteeltä.

Asiasanat:

röntgensäteilyn perusteet, itseopiskelumateriaali, säteilyn mittaaminen, säteilysuojelu, säteilyn terveysvaikutukset, natiiviröntgentutkimus

Bachelor's Thesis | Abstract

Turku University of Applied Sciences

Radiographer

2023 | 69 pages

Miia Eskonniemi & Sonja Ojala

X-ray fundamentals

- a self-study material for radiographer students

This bachelor's thesis discusses x-ray fundamentals, measuring of radiation, radiation protection and the health effects of radiation. The objective of the functional thesis was to produce a self-study material on the fundamentals of x-ray radiation for the radiographer students at Turku University of Applied Sciences. The goal of the thesis was to strengthen the radiographer students' knowledge of x-ray fundamentals and radiation protection. With the product, the student can learn more about x-ray fundamentals or revise previously learned information.

The thesis was compiled using the literature of the field and authorities' publications in accordance with source criticism. The product of the thesis can be used as an additional material to support the students' independent study on radiographer degree courses. The electronic form of the material is easy to share and read on a display terminal.

Keywords:

x-ray fundamentals, self-study material, measuring of radiation, radiation protection, health effects of radiation, general radiography

Sisältö

Käytetyt lyhenteet ja sanasto	6
1 Johdanto	11
2 Tarkoitus, tavoite ja kehittämistyö	13
3 Röntgensäteilyn käyttö diagnostiikassa	14
3.1 Röntgensäteily	14
3.2 Röntgensäteilyn muodostuminen	15
3.3 Jarrutussäteily ja karakteristinen säteily	16
3.4 Röntgenputken suodatin	17
3.5 Röntgenlaitteen telineet	18
3.6 Röntgenkuvan muodostuminen	19
3.7 Säteilyn ja aineen väliset vuorovaikutukset	20
3.8 Potilaan säteilyaltistukseen vaikuttavat tekijät	23
3.9 Potilaan säteilyannos	27
3.10 Säteilyn annossuureet	28
4 Säteilyn mittaaminen	31
4.1 Säteilymittaukset röntgendiagnostiikassa	31
4.2 Säteilymittarityypit	34
4.3 Potilaan säteilyaltistuksen määrittäminen	35
4.4 Pinta-annos	36
4.5 Annoksen ja pinta-alan tulo	38
4.6 Vertailutasot	40
5 Säteilysuojelu ja säteilyn terveysvaikutukset	44
5.1 Säteilysuojelu ja sen yleiset periaatteet	44
5.2 Säteilytyöntekijät	45
5.3 Työntekijän säteilyaltistus	48
5.4 Ionisoiva säteily ja solu	50
5.5 Ionisoivan säteilyn terveysvaikutukset	50

5.6 Ionisoiva säteily ja raskaus	52
6 Toteutus	55
6.1 Toiminnallinen opinnäytetyö ja kehitystoiminnan malli	55
6.2 Itseopiskelumateriaali	56
7 Pohdinta	58
7.1 Eettisyys ja luotettavuus	58
7.2 Opinnäytetyöprosessi	60
Lähteet	62

Taulukot

Taulukko 1. Natiivitutkimusten vertailutasoja aikuisille (mukailtu STUK S/4/2019 liite 6, Taulukko 1., 21).	42
Taulukko 2. Natiivitutkimusten saavutettavissa olevia tasoja aikuisille taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävillä röntgenlaitteilla (mukailtu STUK S/4/2019 liite 6, Taulukko 3., 22).	42
Taulukko 3. Säteilytyöntekijän annosrajat.	46

Käytetyt lyhenteet ja sanasto

Lyhenne / sana	Lyhenteen / sanan selitys (suom. = suomeksi)
Absorptio	(tekstissä: absorboitua) Atomiin osuu fotoni, joka tuhoutuu ja luovuttaa energiansa atomille. Atomi virittyy korkeampaan energiatilaan. Absorption vastakohta on emissio. (Tieteen termipankki 2023c.)
Absorboitunut annos	Säteilystä aineeseen siirtynyt energia jaettuna ainemäärän massalla (joule jaettuna kilogrammalla). Yksikkö gray (Gy). (Rantanen 2000, 657.)
ALARA	As Low As Reasonably Achievable, suom. niin pieni kuin käytännössä mahdollista (Blanco Sequeiros 2017).
Annosefektiivisyys	Säteilyn käytön tehokkuutta kuvaava suure, joka vertaa kuvasta saatavaa informaatiota potilaan annokseen (Tapiovaara ym. 2004, 113).
AP	Anteroposteriorinen. Säteilyn kulkusuunta potilaan edestä potilaan taakse. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 125.)
BSF	Backscatter Factor, suom. takaisinsirontakerroin. Kuvaa potilaasta sironneen säteilyn aiheuttamaa annoslisäystä säteilykeilassa potilaan pinnalla. (Tapiovaara ym. 2004, 120.)
DAP	Dose-Area Product, suom. annoksen ja pinta-alan tulo. Säteilykeilassa mitatun ilmaan absorboituneen keskimääräisen annoksen ja säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-alan tulo. Yksikkö Gy * cm ² . (STUK 2004, 4; Tapiovaara ym. 2004, 123–124.)

Deterministinen vaikutus

	Varma säteilyn terveydellinen haittavaikutus, joka aiheutuu laajasta solutuhosta (Paile 2002a; STUK 2009b, 2).
Diagnostiikka	Taudinmääritysoppi; taudin määrittäminen (Duodecim n. d.).
Efekttiivinen annos	Koko elimistön säteilystä saamaa terveydellistä haittaa kuvaava säteilyannossuure. Säteilylle altistuneiden kudosten ekvivalenttiannosten ja kudosten painotuskertoimien tulojen summa. Yksikkö sievert (Sv). (Rantanen 2000, 658.)
Ekvivalenttiannos	Säteilylaadun vaikutuksen kudokseen huomioiva säteilyannossuure, joka saadaan kertomalla absorboitunut annos säteilyn painotuskertoimella. Yksikkö sievert (Sv). (Rantanen 2000, 658; Valtioneuvosto 1034/2018 liite 2, 23.)
Emissio	
(tekstissä: emittoida)	Atomin tai molekyylin siirtyessä korkeammasta energiatilasta alempaan sen energia pienenee, se säteilee eli emittoi fotonin, joka kuljettaa pois vapautuneen energian. Emission vastakohta on absorptio. (Tieteen termipankki 2023d.)
ESAK	Ilmakerma pinnalla (STUK S/4/2019 liite 6, Taulukko 1., 21).
ESD	Entrance Surface Dose, suom. pinta-annos. Ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan keskiakselin ja potilaan etupinnan leikkauspisteessä. Yksikkö gray (Gy). (STUK 2004, 4, 18.)

Fantomi	Kuvantamisen testikappale, joka on tehty muistuttamaan riittävästi ihmiskehoa vaimennukseltaan, rakenteeltaan ja ominaisuuksiltaan säteilyn sirottajana (Tapiovaara ym. 2004, 101).
Fotoni	Sähkömagneettisen säteilyn hiukkanen, joka syntyy esimerkiksi atomin tai molekyylin energiatilan muuttuessa (Tieteen termipankki 2023a).
Gy	Gray. Absorboituneen annoksen yksikkö. (Rantanen 2000, 657.)
HVL	Half Value Layer, suom. puoliintumispaksuus (Tapiovaara ym. 2004, 26).
ICRP	International Commission on Radiological Protection, suom. kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta (Nieminen 2017b).
Intensiteetti	Kuvaa säteilyn voimakkuutta (Tieteen termipankki 2023b).
Ionisaatio	Prosessi, jossa atomin elektroni irtoaa ja atomi saa varauksen (Mustonen & Salo 2002, 28).
Kalibrointi	Toimenpide, jolla mittalaitteen näyttämää lukemaa verrataan mittanormaaliiin (Kiwa n. d.).
KAP	Ilmakerman ja pinta-alan tulo (Toroi ym. 2008, 8; STUK S/4/2019 liite 6, Taulukko 1., 21).
keV	Kiloelektronivoltti. Fotonin energiaa kuvaava yksikkö (Tapiovaara ym. 2004, 19.)
Kuvausprojektio	Röntgensäteilyn kulkusuunta tai potilaan asento tiettyssä kuvassa (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 125; Blanco Sequeiros & Lundbom 2017).
kV	Kilovoltti. Putkijännitteen yksikkö. (Tapiovaara ym. 2004, 21.)
Mammografia	Rintojen röntgentutkimus (Mehiläinen n. d.).

mAs	Milliampeerisekunti. Sähkömäärän eli virran ja ajan tulon yksikkö. Kuvauksen mAs-arvo. (STUK 1997, 53.)
PA	Posteroanteriorinen. Säteilyn kulkusuunta potilaan takaa potilaan etupuolelle. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 125.)
Panoraamatomografia	Koko leuan röntgenkuvaus, jolla kartoitetaan hampaiston ja leuan alueen yleistilaa. Voidaan nimittää myös ortopantomografiaksi. (Oral Hammaslääkärit n. d.)
Potentiaalinen altistus	Säteilyaltistus, jota ei odoteta varmuudella tapahtuvan, mutta joka voi aiheutua muun muassa laiteviasta, käyttövirheestä tai muusta satunnaisesta tapahtumasta (Säteilylaki 859/2018, 1:4.12).
Radioaktiivisuus	Epävakaiden atomiytimien hajoaminen, jolloin energiaa vapautuu hiukkassäteilynä (alfasäteily, beetasäteily) ja/tai sähkömagneettisena säteilynä (gammäsäteily) (Tieteen termipankki 2023e).
RPLD	Radiofotoluminesenssidosimetri (Lammentausta 2017).
Spektri	Sähkömagneettisen säteilyn taajuuksien muodostama alue (TEPA-termipankki n. d.).
Stokastinen vaikutus	Säteilyn satunnainen terveydellinen haittavaikutus. Tilastollinen haitta, joka aiheutuu yhdessä solussa tapahtuvasta perimämuutoksesta. (Paile 2002a; STUK 2009b, 2.)
STUK	Säteilyturvakeskus
Sv	Sievert. Ekvivalenttiannoksen ja efektiivisen annoksen yksikkö. (Rantanen 2000, 658.)

Sähkömagneettinen säteily

Sähkömagneettisen kentän aaltoliike. Muodostuu sähkö- ja magneettikentän värähtelystä. Jaetaan aallonpituutensa (tai taajuuden) mukaan ionisoivaan ja ionisoimattomasta säteilyyn. Esimerkiksi gamma- ja röntgensäteily ovat ionisoivaa ja näkyvä valo ionisoimatonta sähkömagneettista säteilyä. (Tieteen termipankki 2023f.)

Thoraxin röntgen Keuhkojen röntgenkuvaus (Terveyskylä 2022).

TL-dosimetri Termoloistedosimetri (STUK 2004, 7).

TT Tietokonetomografia (Ruonala 2022, 12.)

1 Johdanto

Säteilyn käyttö lääketieteellisessä diagnostiikassa perustuu sen kykyyn läpäistä kudoksia. Perinteistä röntgenkuvausta kutsutaan natiivikuvaukseksi, koska siinä ei käytetä varjoainetta. (Tapiovaara ym. 2004, 14.) Natiivikuvaus on hyvä ensivaiheen kuvantamistutkimus sen hyvän saatavuuden, pienen säteilyannoksen ja edullisen hinnan vuoksi (Syväranta ym. 2021, 969). Kuvantamismenetelmien kehitys on vaikuttanut myönteisesti potilaan säteilyaltistuksen pienemiseen. Toisaalta kehittynyt teknologia on mahdollistanut uusia tutkimuksia, mikä voi aiheuttaa potilaan säteilyaltistuksen kasvamista. Kuvantamismenetelmien kehittyminen vaatii käyttäjältään enemmän tietoa ja taitoa. (Nieminen ym. 2017.)

Röntgentoiminnan harjoittajan velvollisuus on seurata kuvantamistutkimuksista aiheutuvia annoksia ja huolehtia, ettei oman toiminnan annostaso ole liian korkea. Tässä hyödynnetään vertailutasoja, joita ei normaalikokoisen potilaan tutkimuksissa tulisi toistuvasti ylittää. (Tapiovaara ym. 2004, 138.)

Säteilymittauksia voidaan hyödyntää laadunvarmistuksessa, potilaan annoksen määrittämisessä sekä työntekijöiden altistusolosuhteiden havainnoinnissa ja henkilökohtaisessa annostarkkailussa (Tapiovaara ym. 2004, 165; STUK 2023f). Säteilymittarin tulee olla käyttötilanteeseen sopiva ja kyetä mittaamaan tarvittua säteilylaatua, annosnopeutta sekä energia-aluetta (STUK 2023f).

Ionisoiva säteily on sähkömagneettista säteilyä, jolla on riittävästi energiaa irrottamaan säteilyn kohteena olevan aineen atomeista elektroneja tai rikkomaan aineen molekyylejä (Lammentausta 2017; STUK 2023b). Ionisoiva säteily voi vahingoittaa eläviä soluja sekä niiden perimää (Salminen 2021). Säteilysuojelun tarkoituksena on suojella nykyisiä sekä tulevia sukupolvia säteilyn haitallisilta vaikutuksilta. Säteilyn käytön on täytettävä Suomessa kolme yleisperiaatetta ollakseen hyväksyttävää: oikeutus-, optimointi- ja yksilönsuojaperiaatteet. (STUK 2013, 2.)

Tämän opinnäytetyön tavoitteena oli kehittää itseopiskelumateriaali röntgensäteilyn perusteista Turun ammattikorkeakoulun röntgenhoitajakoulutukseen. Opiskelumateriaali on tarkoitettu ensisijaisesti itsenäiseen opiskeluun. Opinnäytetyöraportissa käydään läpi röntgensäteilyn käyttöä diagnostiikassa, säteilyn mittaamista sekä säteilysuojelua ja säteilyn terveysvaikutuksia. Lisäksi raportissa kerrotaan opinnäytetyön tuotoksen eli itseopiskelumateriaalin toteutuksesta sekä pohditaan opinnäytetyön eettisyyttä ja luotettavuutta. Lopuksi arvioidaan opinnäytetyöprosessia ja sen tuotosta.

2 Tarkoitus, tavoite ja kehittämistyö

Opinnäytetyön tarkoituksena oli tuottaa itseopiskelumateriaali Turun ammattikorkeakoulun röntgenhoitajaopiskelijoille röntgensäteilyn perusteista. Opinnäytetyön tavoitteena oli vahvistaa röntgenhoitajaopiskelijoiden tietämystä röntgensäteilyn perusteista ja säteilysuojelusta. Opinnäytetyön kehittämistyönä laadittiin kirjallinen itseopiskelumateriaali röntgensäteilyn perusteista, joka pohjautuu opinnäytetyön raportissa kuvattuun teoriaan. Itseopiskelumateriaali jää Turun ammattikorkeakoulun röntgenhoitajakoulutuksen käytettäväksi.

3 Röntgensäteilyn käyttö diagnostiikassa

3.1 Röntgensäteily

Suomessa tehtiin vuonna 2021 5,7 miljoonaa röntgentutkimusta. Näistä 2,2 miljoonaa oli hampaiden röntgentutkimuksia ja 3,5 miljoonaa muita röntgentutkimuksia. Natiiviröntgentutkimuksia vuonna 2021 tehtiin 2,6 miljoonaa kappaletta. Natiiviröntgentutkimusten määrä on ollut laskussa jo pidemmän aikaa, kun taas tietokonetomografioiden (TT) sekä verisuonten varjoainetutkimusten ja toimenpiteiden määrät ovat nousussa. Thoraxin röntgen eli keuhkojen kuvaus on yleisin natiiviröntgentutkimus, joita tehtiin 547 688 kappaletta vuonna 2021. Thoraxin röntgenin tutkimusmäärä laski viidenneksellä vuodesta 2018. (Ruonala 2022, 12, 15, 16, 32.) Uudempaa tietoa tutkimusmääristä ei ole tällä hetkellä saatavissa.

Ionisoiva säteily on sähkömagneettista säteilyä, jolla on riittävästi energiaa irrottamaan säteilyn kohteena olevan aineen atomeista elektroneja tai rikkomaan aineen molekyylejä (Lammentausta 2017; STUK 2023b). Tällaista on myös röntgensäteily, jota tuotetaan sähköisesti röntgenlaitteella. Röntgensäteily vaimenee kudoksissa riippuen niiden alkuainekoostumuksesta ja tiheydestä. Röntgenkuva on mustavalkoinen kaksiulotteinen varjokuva, jossa säteilyä voimakkaasti vaimentavat kohteet ovat vaaleampia ja säteilyä hyvin läpäisevät osat tummempia. Röntgensäteilyä kuvaillaan yleensä sen kvanttien eli fotonien energian avulla. Diagnostiikassa käytettävien fotonien energiat ovat yleensä luokkaa 10–150 kiloelektronivoltia (keV). Röntgensäteilyn kovuus eli läpikulkevuus riippuu fotonien energian määrästä. Säteilyä sanotaan kovaksi, kun fotonien energiat ovat suuria ja läpäisykyky hyvä. (Tapiovaara ym. 2004, 14, 19.)

3.2 Röntgensäteilyn muodostuminen

Röntgensäteilyä syntyy, kun elektronit törmäävät suurella nopeudella aineeseen, jolloin osa elektronien energiasta vapautuu röntgensäteilynä. Röntgensäteilyn tuottamiseen tarvitaan röntgenputki ja -generaattori. Röntgenputki on tyhjiö, jossa on lasinen kuori. (Tapiovaara ym. 2004, 19, 32.) Röntgenputkessa on kaksi elektrodia: hehkulangallinen katodi ja raskaasta alkuaineesta valmistettu anodilautanen (Lammentausta 2017). Anodi on valmistettu hyvin lämpöä kestävästä materiaalista (STUK 2023b). Katodin hehkulangalla tuotetut elektronit kiihdytetään jännitteellä kohti anodia, johon törmätessään elektronit tuottavat röntgensäteilyä (Lammentausta 2017). Elektronien saama liike-energia on suoraan verrannollinen putkijännitteeseen. Jos esimerkiksi putkijännite on 100 kilovolttia (kV) on elektronien liike-energia 100 keV. Röntgenputken läpi kulkevalla sähkövirralla eli putkivirralla tarkoitetaan kiihdytettyjen elektronien lukumäärää. (Tapiovaara ym. 2004, 19, 21.) Kuvauksessa käytetty sähkömäärä on virran ja ajan tulo, jonka yksikkö on milliampeerisekunti (mAs). Yleensä puhutaan kuvauksen mAs-arvosta. (STUK 1997, 53.) Röntgenputken katodissa on kaksi erilevyisen elektronisuihkun antavaa hehkulankaa, joita kutsutaan isoksi ja pieneksi fokukseksi. Isolla fokuksella saadaan röntgenputkelle iso teho ja pieni kuvausaika. Iso fokuskoko kuitenkin pienentää röntgenkuvan terävyyttä. (Tapiovaara ym. 2004, 32–33.)

Röntgenputken ulkopuolella on lyijytetty vaippa, joka vaimentaa muun kuin säteilykeilan suuntaisen säteilyn. Vaipan ja röntgenputken välillä on öljyä, joka sitoo itseensä syntyvää lämpöä. Röntgenputken säteilyikkuna on suojaamaton kohta vaipassa, jonka kautta saadaan röntgensäteilyn hyötykeila. (Tapiovaara ym. 2004, 35.) Tätä säteilyä, joka tulee välittömästi röntgenputkesta, kutsutaan primäärisäteilyksi (STUK 1997, 12). Säteilyikkunan edessä on primäärisäteilyn suodatin. Röntgenputken säteilyikkunan edessä on myös kaihtimet, joilla voidaan säätää säteilykeilan kokoa. Säteilykeilan rajausta ja sijaintia nähdään yleensä sitä havainnollistavan valon avulla. Röntgenlaite voi estää myös automaattisesti kuvareseptoria suuremman säteilykeilan käytön. (Tapiovaara ym. 2004, 35–36.)

Röntgensäteilyn tuoton hyötysuhde on huono. Vain yksi prosentti röntgenputkessa tuotetusta energiasta vapautuu röntgensäteinä. Suurin osa energiasta muuttuu lämmöksi ja valoksi. Suurin osa säteilystä ohjautuu anodilta röntgenputken säteilyikkunaa kohti, mutta säteilyä jakautuu myös vähän kaikkiin suuntiin. (Lammentausta 2017.) Anodikulmalla tarkoitetaan säteilykeilan keskiakselin ja anodin pinnan välistä kulmaa. Osa säteilystä syntyy syvemmällä anodissa ja suodattuu jo tunkeutuessaan siitä ulos. Röntgenputkesta tulevaa säteilyä on vähemmän niissä suunnissa, joiden muodostama kulma anodin pinnan suhteen on pieni. Tätä kutsutaan Heel-efektiksi. (Tapiovaara ym. 2004, 33, 23, 21.)

3.3 Jarrutussäteily ja karakteristinen säteily

Röntgensäteilyä voidaan luokitella syntyvän mukaan joko jarrutussäteilyksi tai karakteristiseksi säteilyksi. Jarrutussäteilyä syntyy, kun elektronien liike-energia pienenee nopeasti. Karakteristista säteilyä syntyy anodin atomien elektroneiden viritystilojen purkautuessa. (Tapiovaara ym. 2004, 22.) Vapaan elektronin kulkiessa läheltä raskaan alkuaineen atomin ydintä, ytimen positiivinen varaus vaikuttaa elektroniin sähköstaattisella voimalla ja elektronin liikkeen suunta muuttuu. Elektronin vauhti hidastuu, ja liike-energian muutos vapautuu jarrutussäteilyä. Säteilyn energia riippuu liike-energian muutoksen suuruudesta. Mitä enemmän elektronin liike muuttuu ja se hidastuu eli jarruuntuu, sitä suurempi on vapautuneen jarrutussäteilyn energia. Elektronien jarruuntumisen määrä riippuu etäisyydestä raskaan alkuaineen atomin ytimeen. Mitä lähempää ydintä elektroni kulkee, sitä enemmän se jarruuntuu. Elektroni voi jopa pysähtyä ja luovuttaa kaiken liike-energiansa jarrutussäteilyä. (Lammentausta 2017.)

Atomissa sen elektronikuoret vastaavat tiettyjä energiatiloja, ja sidotun elektronin siirtyessä korkeammalta energiatilalta matalammalle vapautuu energiaa. Tätä kutsutaan karakteristiseksi säteilyksi. Elektroni voi irrota kuorelta, jos vapaalla elektronilla on tarpeeksi liike-energiaa tai sopivan energinen sähkömagneettinen säteily osuu siihen. Törmäävän elektronin tai

fotonin energian tulee olla suurempi kuin sidotun elektronin sidosenergian. (Lammentausta 2017.) Sidosenergia tarkoittaa energiaa, joka tarvitaan irrottamaan elektroni kyseiseltä elektronikuorelta (Sandberg & Paltemaa 2002, 14). Elektronin sinkouduttua ulos atomista, jäljelle jäänyt tyhjä aukko elektronikuorella täyttyy korkeamman elektronikuoren elektronilla. Siirtymisessä vapautuneen säteilyn energia vastaa energiatilojen erotusta, ja tämä jakauma näkyy röntgenspektrissä kapeana piikkinä. Eri alkuaineiden energiatilat poikkeavat toisistaan, joten alkuaineita voidaan tunnistaa niiden tuottamien karakterististen piikkien avulla. (Lammentausta 2017.) Yleensä karakteristisen säteilyn osuus koko spektristä on vähäinen (Tapiovaara ym. 2004, 24).

Säteilyn tuoton tehokkuus kasvaa anodimateriaalin järjestysluvun ja putkijännitteen kasvaessa. Säteilyn intensiteettiä voidaan muuttaa putkijännitteellä ja putkivirralla. Virran muuttaminen ei muuta säteilyn spektrin muotoa vaan vaikuttaa pelkästään tuotettujen fotonien lukumäärään. Jännitteen muuttaminen taas muuttaa spektriä. Anodimateriaali vaikuttaa spektriin pääasiassa karakteristisessa säteilyssä. Röntgendiagnostiikassa vain K-kuoren karakteristisella säteilyllä on merkitystä. (Tapiovaara ym. 2004, 22–23.) K-kuori on atomin sisin elektronikuori, jonka elektroneilla on suurimmat sidosenergiat eli ne ovat tiukimmin sitoutuneet atomiin (Sandberg & Paltemaa 2002, 13). Karakteristisen säteilyn spektriipiikit ilmaantuvat, kun röntgenputken elektroneiden liike-energia ylittää anodimateriaalin K-absorptioreunan energian. Volframianodin K-kuoren absorptioreuna on 69,5 keV. Piikit kasvavat edelleen suuremmiksi, kun jännitettä lisätään. Röntgensäteilyn spektri riippuu myös anodikulmasta ja tarkastelusuunnasta. Säteily on kovempaa anodikulman ollessa pienempi. (Tapiovaara ym. 2004, 23–24.)

3.4 Röntgenputken suodatin

Syntyvästä röntgensäteilykeilasta suodatetaan pois pienienergiset fotonit ennen röntgensäteilyn poistumista röntgenputkesta. Matalaenerginen säteily ei saavuttaisi kuvareseptoria vaan absorboituisi potilaan kudoksiin aiheuttaen turhaa säteilyaltistusta. Suodatinmateriaalina käytetään alumiini- tai kuparilevyä.

(Lammentausta 2017.) Suodatin sijaitsee säteilyikkunan edessä.

Röntgenlaitteiden vähimmäissuodatuksesta on annettu määräyksiä ja yleensä suodatuksen tulee vastata vähintään 2,5 mm alumiinia. Potilaan säteilyaltistusta voidaan pienentää merkittävästi käyttämällä tätä voimakkaampaa suodatusta.

Kupari on hyvä suodatusmateriaali, jos halutaan suodattaa säteilyä voimakkaasti. (Tapiovaara ym. 2004, 35–36, 24–25.) Kuparia käytetään suodatuksessa suurilla putkijännitteillä (Lammentausta 2017). Kuparia tarvitaan vain noin kolmaskymmenesosa vastaavan alumiinikerroksen paksuudesta, jolloin saadaan sama suodatusvaikutus. Tällaisen kuparikerroksen säteilyn vaimennusvaikutus on pienempi. Kuparin käyttö alumiinin sijasta kasvattaa mahdollista annosnopeutta ja aikaansaa lyhyemmän kuvausajan.

Röntgenlaitteissa on usein kiinteästi asennetut suodattimet, jolloin röntgensäteilyn spektriin voidaan käytännössä vaikuttaa vain putkijännitteen valinnalla. (Tapiovaara ym. 2004, 25–26.)

Röntgensäteilyn läpätunkevuutta voidaan mitata puoliintumispaksuudella (HVL, Half Value Layer). HVL-arvo saadaan, kun mitataan ainekerroksen paksuus, joka tarvitaan pienentämään säteilyn annosnopeus puoleen alkuperäisestä. HVL-arvo on yleensä 0,2–0,7 mm alumiinia ja vaihtelee hieman käytettävästä putkijännitteestä ja suodatuksesta riippuen. HVL:n antama tieto säteilyn ominaisuuksista on kuitenkin vajavaista ja yliarvioi säteilyn vaimenemista paksummissa ainekerroksissa. Tämä johtuu siitä, että säteily suodattuu samalla kun se vaimenee kulkiessaan väliainekerroksien läpi. (Tapiovaara ym. 2004, 26.)

3.5 Röntgenlaitteen telineet

Röntgenlaitteen telineillä röntgenputki ja kuvareseptori pysyvät paikoillaan ja potilas saadaan aseteltua niiden avulla. Röntgenkuvaslaitteessa on usein pilari- tai kattoteline, johon röntgenputki on kiinnitetty. Röntgenputkea voidaan näin siirtää ja kääntää haluttuun suuntaan. Kuvauspöytä eli bucky-pöytä ja thorax-teline ovat yleisimpiä potilastelineitä. Thorax-teline on tarkoitettu

erityisesti keuhkokuvauksiin. Teline on pystysuuntainen ja seisovalle potilaalle tarkoitettu. (Tapiovaara ym. 2004, 40–41.)

Potilastelineissä on tukipinta potilaalle, teline kuvareseptorille, hajasäteilyhila ja valotusautomaatin mittakammiot. Bucky-pöydässä on hajasäteilyhila, joka liikkuu kuvauksen aikana hilaraitojen häivyttämiseksi kuvasta.

Valotusautomaatin mittakammio mittaa kuvareseptorille tulevan säteilyn ja katkaisee säteilyn, kun reseptorille on tullut riittävä määrä säteilyä.

Mittakammiossa on yleensä kolme mittakenttää, joiden kohdalta säteily mitataan. Kuvaukseen voidaan valita näistä yksi tai useampi. Kuljetettavalla röntgenlaitteella voidaan kuvata vuodeosastojen sänkypotilaita. Laite on helposti liikuteltavissa ja joissakin laitteissa on kuljetusta helpottava moottori. Laitteet voivat olla joko verkko- tai akkukäyttöisiä. (Tapiovaara ym. 2004, 40–41, 50.)

3.6 Röntgenkuvan muodostuminen

Röntgenputken tuottama säteily ohjataan kuvattavan kohteen läpi kuvareseptorille. Kuvareseptori tunnistaa säteilyn kohteen läpi kulkeneen säteilyn määrän ja paikan sekä muuttaa kyseisen tiedon kuvaksi. (Blanco Sequeiros & Lundbom 2017.) Digitaalinen kuva koostuu kuvamatriisin pikseleistä, joiden numeroarvot kertovat kyseisen kohdan kirkaustiedon. Varsinainen kuva nähdään näyttöpäätteeltä. Potilaan ja kuvareseptorin välissä on yleensä tutkimustelineen tukipinta, valotusautomaatin mittakammiot ja hajasäteilyhila (Tapiovaara ym. 2004, 62.)

Röntgenputken fokuksesta lähtevä säteily läpäisee potilaan ja vaimenee samalla. Säteilyn vaimenemisen takia kuvareseptorille saapuvassa säteilyssä on intensiteetin paikallista vaihtelua. (Tapiovaara ym. 2004, 61.) Suurin osa röntgensäteilystä absorboituu kudokseen (Blanco Sequeiros & Lundbom 2017). Säteilyn vaimeneminen potilaassa riippuu säteilyn spektristä ja potilaan kudosten alkuainekoostumuksesta, tiheydestä ja paksuudesta. Säteilyn vaimeneminen sen läpäisemässä kudoksessa on sitä voimakkaampaa, mitä

painavampia alkuaineita, tiheämpää ainetta ja mitä paksumpaa ainekerros on. Röntgenkuvassa toisistaan erottuvia kohteita ovat luu, pehmytkudos, rasvakudos ja kaasulla täyttyneet ontelot. (Tapiovaara ym. 2004, 62–63.)

Kuvia otetaan yleensä kahdesta suunnasta, koska röntgenkuva on kaksiulotteinen projektio kolmiulotteisesta kohteesta (Blanco Sequeiros & Lundbom 2017). Kuvausprojektioilla tarkoitetaan röntgensäteilyn kulkusuuntaa tai potilaan asentoa tietyssä kuvassa (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 125; Blanco Sequeiros & Lundbom 2017). Esimerkiksi PA-projektiossa (posteroanteriorinen) säteilyn kulkusuunta on potilaan takaa potilaan etupuolelle ja AP-projektiossa (anteroposteriorinen) potilaan edestä potilaan taakse. Muita projektioita ovat esimerkiksi lateraalinen projektio eli sivukuva ja erilaiset viistoprojektiot. (Tapiovaara, Pukkila & Miettinen 2004, 125.)

3.7 Säteilyn ja aineen väliset vuorovaikutukset

Röntgendiagnostiikassa röntgensäteilyn kvanttienergiat ovat niin suuria, että voidaan ajatella röntgensäteilyn muodostuvan yksittäisistä hiukkasista eli fotoneista. Fotoni etenee suoraviivaisesti, kunnes se kokee sattumanvaraisen vuorovaikutuksen aineen kanssa, jolloin se absorboituu tai siroaa. Sironnan jälkeen fotoni jatkaa kulkuaan muuttuneella energialla uuteen suuntaan, kunnes tapahtuu jälleen vuorovaikutus. Lopulta fotoni absorboituu tai poistuu aineesta. Jos fotoni ei koe vuorovaikutusta, vaan kulkee aineen läpi ilman muutoksia, ei tällä fotonilla ole hyödynnettävyyttä kuvantamisen kannalta. Ilman vuorovaikutusta aineen kanssa ei voi myöskään aiheutua säteilyn biologisia haittavaikutuksia. (Tapiovaara ym. 2004, 26–27.) Tärkeimmät röntgensäteilyn ja väliaineen väliset vuorovaikutusmekanismit röntgendiagnostiikassa käytetyillä energioilla ovat valosähköinen ilmiö ja Comptonin sironta (Tapiovaara ym. 2004, 28; Lammentausta 2017).

Valtaosa röntgensäteilyn aiheuttamista vaurioista ei synny suoraan fotonien ja aineen välisistä vuorovaikutuksista vaan näissä vuorovaikutuksissa irronneiden sekundaarielektronien kautta. Kukin fotonin vuorovaikutus aiheuttaa ympärilleen

suuren määrän ionisoituneita ja virittyneitä atomeita. Suuri osa absorboituneesta energiasta muuttuu kuitenkin väliaineen lämmöksi. Lämmön nousulla ei ole juurikaan käytännön merkitystä, sillä se on niin vähäistä ja kohdistuu pieneen osaan koko kehosta. (Tapiovaara ym. 2004, 27.)

Valosähköinen ilmiö

Valosähköisessä ilmiössä fotonin luovuttaa kaiken energiansa yhdelle elektronille. Fotonin energian on oltava suurempi kuin elektronin sidosenergia. (Tapiovaara ym. 2004, 28; Lammentausta 2017.) Elektronin sidosenergian ylittävä osuus muuttuu elektronin liike-energiaksi. Energian absorptio jälkeen atomi jää virittyneeseen tilaan ja palaa perustilaansa emittoimalla karakteristisen röntgensäteilyn fotoneita tai augerelektroneja. (Tapiovaara ym. 2004, 28–29.) Augerelektroni on elektronikuoresta irtoava elektroni, jolle aukon täytöstä vapautuva energia siirtyy. Tällöin ei synny fotonia. (Sandberg & Paltemaa 2002, 15.) Syntyvä säteily tai augerelektronit absorboituvat lähelle lähtöpaikkaansa kevyissä alkuaineissa, mutta raskaammissa alkuaineissa karakteristisen säteilyn energia voi olla sen verran suuri, että se saattaa edetä pitkälle. Karakteristisen säteilyn energiat ovat hieman pienempiä kuin niitä vastaavan absorptioreunan energia. (Tapiovaara ym. 2004, 28–29.)

Diagnostisilla fotonien energioilla valosähköisen ilmiön todennäköisyys on varsin pieni, mutta raskailla alkuaineilla todennäköisyys on suurempi (Lammentausta 2017). Valosähköisen ilmiön vaikutusala pienenee fotonin energian kasvaessa, kun fotonin energia ylittää väliaineen elektronien sidosenergian. Näin on diagnostiikassa kevyiden alkuaineiden kanssa. Raskailla alkuaineilla L- ja K-kuorien elektronien sidosenergiat ovat suurempia. Näiden aineiden valosähköisen ilmiön vaikutusala kasvaa hyppäyksittäin, kun K-absorptioreunan arvo ylitetään. (Tapiovaara ym. 2004, 28–29.)

Valosähköisen ilmiön todennäköisyys on suurempi tiukasti atomiin sidotun elektronin kanssa, joten todennäköisyys kasvaa nopeasti myös alkuaineen järjestysluvun kasvaessa. Valosähköinen ilmiö on tärkein

vuorovaikutusmekanismi luussa muutaman kymmenen keV energioihin saakka. Valosähköinen ilmiö dominoi myös lyijyssä 500 keV saakka. (Tapiovaara ym. 2004, 28–29.) Valosähköiseen ilmiöön liittyvä kohdeatomien ionisaatio on tärkeä vuorovaikutusmekanismi potilaan säteilyaltistuksen muodostumisessa. (Lammentausta 2017).

Comptonin sironta

Comptonin sironnassa fotonin törmätessä vapaaseen elektroniin, se luovuttaa osan energiastaan elektronin liike-energiaksi. Elektronin liikkeen suunta muuttuu eli se siroaa. Törmäyksen jälkeen fotonilla on vähemmän energiaa ja myös se on sironnut. Kudoksissa olevia elektroneja voidaan lähes vapaina, koska niiden sidosenergiat ovat niin pieniä. (Lammentausta 2017.) Comptonin sironta on diagnostisilla fotonien energioilla merkittävin sirontaprosessi (Tapiovaara ym. 2004, 28; Lammentausta 2017). Comptonin sironta on sitä todennäköisempää, mitä suurempi on kohdeatomien elektronitiheys ja mitä pienempi on fotonien energia. Sironta on voimakkaampaa paksummassa kohteessa. (Nieminen 2017a.) Comptonin sironta on noin 30 keV suuremmilla fotonien energioilla tärkein vuorovaikutusmekanismi pehmytkudoksessa (Tapiovaara ym. 2004, 28).

Röntgensäteilyn intensiteetti vaimenee kulkiessaan väliaineen läpi vuorovaikutusmekanismien kautta. Röntgensäteily vaimenee kudoksissa eksponentiaalisesti syvyyden funktiona. Säteilyn vaimenemiseen vaikuttaa kudoksen vaimenemiskerroin ja sen paksuus. Vaimenemiskerroin vaihtelee väliaineen koostumuksen ja säteilyn energian mukaan. Kuvausjännite tulee valita kuvattavan kohteen mukaan, jotta kuvaan saadaan optimaalinen kudiskontrasti ja kuvareseptorille päätyy riittävästi fotoneja. (Lammentausta 2017.) Kuvan kontrastilla tarkoitetaan kuvassa näkyvää tummuusvaihtelua. Kontrasti on suuri, kun kuvassa on sekä hyvin tummia että vaaleita alueita. Riittävä yksityiskohdan kontrasti tarvitaan, jotta se voitaisiin nähdä kuvasta. (Tapiovaara ym. 2004, 84.) Kudoksen saama säteilyannos

primäärisäteilykeilasta on suurin juuri pinnalla, mutta ionisaation takia maksimiannos saadaan hieman pinnan alapuolella (Lammentausta 2017).

Siroavat fotonit lisäävät kuvan kohinan määrää. Kohinalla tarkoitetaan kuvan harmaasävyjen vaihtelun suuruutta, mikä näkyy kuvassa rakeisuutena. Kohinalla on ainoastaan negatiivisia vaikutuksia kuvanlaatuun. (Saarakkala & Nieminen 2017.) Potilaassa sironnut ja kuvareseptorille saapunut säteily aiheuttaa kuvaan yleishuntua ja pienentää yksityiskohtien kontrastia. Sironneen säteilyn osuus kuvareseptorille saapuvasta säteilystä on sitä suurempi, mitä paksumpi potilas on ja mitä suurempi on kuvauksessa käytetty kenttäkoko. Siroavan säteilyn vähentämiseksi kuvareseptorilla on eri menetelmiä. Sironnutta säteilyä voidaan vähentää käyttämällä mahdollisimman pientä kenttäkokoä, käyttämällä hajasäteilyhilaa tai asettamalla potilas kauemmaksi kuvareseptorista (ilmaväli). (Tapiovaara ym. 2004, 65, 84–85.)

3.8 Potilaan säteilyaltistukseen vaikuttavat tekijät

Hyvin tehdyssä röntgentutkimuksessa röntgenkuva kattaa kokonaan tarvittavan anatomisen alueen ja kuvaustekniikka, kuvausprojektiot sekä potilaan asettelu ovat sovitun mukaisia. Röntgenlaitteiden monipuolisten toimintojen ja automaation takia on tärkeää, että käyttäjät tietävät laitteen ominaisuuksien käyttötarkoituksen ja niiden vaikutuksen potilaan annokseen. Tämä edellyttää laadukasta röntgenlaitteen käyttökoulutusta ja helposti saatavilla olevia käyttöohjeita. (Tapiovaara ym. 2004, 79, 144.)

Kuvausalueen rajaaminen

Kuvausalueen rajaaminen on tärkeää. Potilaan kuva-alue ei saa olla liian suuri, mutta kaiken oleellisen tulee näkyä kuvassa. (STUK 2023a.) Liian suuri kenttäkoko aiheuttaa potilaalle ylimääräistä säteilyaltistusta sekä kasvattaa sirontaa potilaan kudoksissa, mikä vaikuttaa kuvanlaatuun heikentävästi (Nieminen 2017a). Kenttäkoko on säädettävä kuvaan tarvittavan anatomisen

alueen mukaan niin pieneksi kuin on mahdollista. Säteilykeilan säätämistä suuremmaksi ”varmuuden vuoksi” tulee välttää. Kenttäkoon pienentäminen vähentää potilaan ja tutkimuksen tekijöiden säteilyaltistusta, mutta myös parantaa kuvanlaatua, kun potilaassa sironneen ja kuvareseptorille tulevan säteilyn osuus jää pienemmäksi. Kuitenkin valotusautomaattia käytettäessä pieni kenttäkoko voi aiheuttaa ongelmia, jos valotusautomaatin mittakammio rajautuu osittain säteilykeilasta. Tästä voi seurata röntgenkuvauksen säteilyannoksen kasvaminen tarpeettoman suureksi. Tällaisessa tilanteessa on parempi käyttää laitteen käsisäätöarvoja. (Tapiovaara ym. 2004, 148.)

Kuvausetäisyys

Potilaan säteilyaltistusta voidaan vähentää sijoittamalla röntgenputki mahdollisimman kauas kuvareseptorista ja kuvareseptori mahdollisimman lähelle potilasta (Nieminen 2017a). Säteily heikkenee kääntäen verrannollisesti etäisyyden neliöön. Kuvausetäisyyttä kasvattamalla saadaan säteilyannos potilaan iholla röntgenputken puolella pienenemään, jos kuvareseptorin annos pidetään muuttamattomana. Kuitenkin kun tarkastellaan potilaan kokonaisaltistusta paremmin kuvaavia annossuureita, huomataan, että annossäästö on paljon vähäisempää kuin pinta-annoksen perusteella arvioitaisiin. Kuvausetäisyyden muuttaminen vaikuttaa myös kenttäkokoan ja kuvausgeometriaan. Mitä pienempi kuvausetäisyys on, sitä suuremmat ovat erot eri syvyyksillä potilaassa olevien kerrosten suurennuksissa. (Tapiovaara ym. 2004, 150.)

Kuvausprojektiio

Myös kuvausprojektiolla on merkitystä potilaan säteilyannoksen kannalta. PA-projektiota käytettäessä röntgenputki on potilaan selän puolella, jolloin vatsan säteilyherkät elimet sijaitsevat yleensä syvemmillä potilaan pinnasta. Tämän takia vatsan alueen tutkimuksissa PA-projektion efektiivinen säteilyannos on vain noin puolet AP-projektioon verrattuna. Myös vatsan alueen sivukuvissa

putki potilaan oikealla puolella altistaa potilasta jonkin verran vähemmän kuin putki vasemmalla puolella mutta ero efektiivisissä annoksissa on pienempi kuin PA- ja AP-projektion vertailussa. (Tapiovaara ym. 2004, 150–151.)

Sädesuojat

Nykyaikaisissa röntgenlaitteissa on tarkasti säädetyt ja tehokkaat kaihtimet, joten on vain harvoin tilanteita, joissa tarvitsisi käyttää erillisiä sädesuojia (Tapiovaara ym. 2004, 151). Sädesuojia on kuitenkin käytettävä, jos niillä voidaan oleellisesti pienentää potilaan saamaa säteilyaltistusta eivätkä sädesuojat vaaranna tutkimuksen toteutusta (STUK S/4/2019, 5 §). Vahingossa kuvausalueella oleva suoja voi peittää kuvausaluetta ja aiheuttaa uusintakuvausten (Tapiovaara ym. 2004, 151; STUK 2023a). Jos suoja on valotusautomaatin mittakammion kohdalla, se kasvattaa potilaan annosta. Suojista saattaa kuitenkin olla hyötyä, kun halutaan suojata säteilykeilan lähellä sijaitsevia säteilyherkkiä elimiä tai raskaana olevan potilaan sikiötä. Suoja säästää suojattavaa elintä potilaassa itsessään sironneelta säteilyltä. Esimerkiksi sikiön suojaamisen kohdalla suojaamisyritys voi olla myös psykologisesti hyödyllinen, vaikka suojan käytössä ei olisi tosiasiaassa käytännön vaikutusta sikiön saamaan säteilyaltistukseen. (Tapiovaara ym. 2004, 151.)

Hila

Hilan käytöllä voidaan rajoittaa sironneiden fotonien pääsyä kuvareseptorille. Hila poistaa noin viidesosan primäärikeilan fotoneista, mitä kompensoidaan sähkömäärää (mAs) kasvattamalla. Hila voi olla fokuoitu tietylle etäisyydelle tai olla fokusoimaton. Fokusoimaton hila on tehokas poistamaan hajasäteilyä mutta on herkempi keskitysvirheille. Hila voi olla myös liikkuva, jolloin hilalamelleista ei tule raitamaisia kuvavääristymiä. Staattisen hilan kuvavääristymiä voidaan vähentää valitsemalla tiheälamellinen hila tai poistamalla hilaraidat kuvasta digitaalisella kuvankäsittelyllä. (Nieminen 2017a.)

Hajasäteilyhilan käytössä ilmentyvät potilaan annoksen ja kuvanlaadun vastakkainasettelu. Hilan käyttö parantaa kontrastia mutta kasvattaa samalla potilaan annosta, jos säteilyn määrä kuvareseptorilla pidetään muuttumattomana. Ohuiden kohteiden, kuten pienten lasten tutkimuksissa kuvanlaatu on yleensä hyvä ja kuvareseptorille tuleva sironta vähäistä potilaan ohuuden takia. Tällöin ei ole välttämättä tarpeellista käyttää hajasäteilyhilaa ainakaan, jos säteilykenttä on pieni. Tilanne on toisenlainen paksumpia potilaita ja kohteita kuvattaessa ja etenkin, jos kenttäkoko on suuri. Tällöin hilan käyttö on yleensä välttämätöntä. Kiinteällä kuvareseptoriannoksella, kuten valotusautomaatiikan käytöllä hilan lisäys johtaa aina potilaan annoksen kasvamiseen. Tällöin hilan käytön hyödyllisyys on perusteltu sillä, että kuvanlaadun parantaminen on ollut välttämätöntä. (Tapiovaara ym. 2004, 148–149.) Sirontaa voidaan myös vähentää ilmahilalla, jolla tarkoitetaan potilaan ja kuvareseptorin väliin jäävää ilmarakoa (Nieminen 2017a).

Säteilyaltistus ja kuvanlaatu

Potilaan säteilyaltistuksen pienentämistoimissa on huolehdittava, että kuvan käyttökelpoisuus diagnostiikkaan säilyy. Tämän takia lääketieteellistä röntgenkuvaa ei voida ottaa liian pienellä altistuksella, josta seuraa liian vähäinen informaation määrä kuvassa tai liian suurella altistuksella, jolloin päädytään tarpeettoman hyvälaatuisiin kuviin. Vaikka säteilyn suurempi määrä lisää informaation määrää kuvassa, tästä on hyötyä vain tiettyyn pisteeseen saakka, jonka jälkeen kuvanlaadun parantaminen ei enää lisää diagnoosin tarkkuutta. Parantunut kuvanlaatu aiheuttaa potilaalle tarpeettoman suuren säteilyaltistuksen. Tärkeää on myös käyttää tutkimuksessa annosefektiivisyydeltään mahdollisimman tehokkaita menetelmiä ja laitteita. Annosefektiivisyys on säteilyn käytön tehokkuutta kuvaava suure. Se vertaa kuvasta saatavaa informaatiota potilaan annokseen. Tulee käyttää oikein ja luotettavasti toimivia laitteita, jotka soveltuvat kyseiseen tutkimukseen. Erityisesti kuvareseptorin ja koko kuvantamisketjun tehokkuuteen on kiinnitettävä huomiota. (Tapiovaara ym. 2004, 77–78, 113, 145–146.)

3.9 Potilaan säteilyannos

Potilaan säteilyaltistukseen vaikuttavat oleellisesti kuvantamismenetelmän valinta ja kuvien määrä. Säteilyaltistus riippuu myös potilaan koosta, iästä, sukupuolesta ja mihin elimeen säteily kohdistuu. Säteilyannos voi olla moninkertainen, jos tutkimuskäytäntöä tai kuvausarvoja ei ole optimoitu asianmukaisesti. (Nieminen & Oikarinen 2017.) Ulkoisesta säteilystä, kuten natiivitutkimuksista aiheutuvia säteilyannoksia voidaan arvioida esimerkiksi pinta-ala-annosmittareilla ja röntgenlaitteen kuvausarvojen avulla. Sisäisestä säteilystä aiheutuvien annosten mittaaminen ja arvioiminen on hankalampaa, koska tällöin joudutaan tekemään epäsuoria mittauksia ja käyttämään laskennallisia menetelmiä. Sisäisestä säteilystä puhuttaessa tarkoitetaan kehoon joutuneita radioaktiivisia aineita. (Rantanen 2000, 657, 659.)

Potilaan lääketieteellisestä tutkimuksesta saadulle säteilyannokselle ei ole annettu enimmäisrajoja. Annoksen rajoituksella ei haluta estää potilaan terveyden edistämiseen tähtäävää toimenpidettä. Röntgentutkimuksia ohjaavat kuitenkin säteilysuojelun yleisperiaatteet. Periaatteiden toteuttamiseksi on välttämätöntä tietää tutkimuksesta potilaalle aiheutuvan annoksen suuruus. Säteilyannoksia seuraamalla voidaan myös paljastaa esimerkiksi röntgenlaitteeseen tulleita vikoja, joita ei muuten ehkä huomattaisi. (Tapiovaara ym. 2004, 117.)

Vuonna 2018 suomalainen sai keskimäärin noin 5,9 millisievertin (mSv) efektiivisen säteilyannoksen. Tästä noin 4 mSv aiheutui sisäilman radonista ja noin 1,1 mSv muusta luonnon taustasäteilystä. (Siiskonen 2020, 35–37; STUK 2023g.) Taustasäteilyyn kuuluu muun muassa avaruudesta tuleva kosminen säteily ja maaperässä sekä rakennusmateriaaleissa olevien radioaktiivisten aineiden säteily (STUK 2023g). Säteilyn lääketieteellisen käytön keskimääräinen efektiivinen annos oli 0,76 mSv vuodessa.

Röntgentutkimuksista ja -toimenpiteistä aiheutunut annos on kasvanut kymmenen vuoden aikana erityisesti TT-tutkimusten määrän kasvun vuoksi. Natiivitutkimuksista aiheutui vuonna 2018 alle 0,1 mSv annos väestön yksilöä

kohti ja vertailuna TT-tutkimuksista 0,5 mSv annos väestön yksilöä kohti. (Siiskonen 2020, 35, 37, 32–33.) Vuoden 2018 jälkeen ei ole tuoreempaa annostietoa saatavilla. Kerrottaessa säteilyaltistuksen suuruudesta potilaalle, sitä voidaan suhteuttaa luonnon taustasäteilyyn (Nieminen & Oikarinen 2017).

3.10 Säteilyn annossuureet

Pinta-annos sekä annoksen ja pinta-alan tulo kuvaavat potilaaseen kohdistuvaa säteilyn määrää potilaan pinnalla. Säteilyn tunkeutuminen syvemmällä kudoksissa voidaan huomioida keskimääräisesti potilaaseen säteilystä absorboitunutta energiaa tarkastelemalla. (Tapiovaara ym. 2004, 126.) Absorboituneella annoksella tarkoitetaan säteilystä aineeseen siirtynyttä energiaa jaettuna ainemäärän massalla. Sen yksikkö on gray (Gy). Gy on sama kuin J/kg. (Rantanen 2000, 657.) Absorboituneen energian arvioimiseen tarvitaan annoksen ja pinta-alan tulon lisäksi tieto säteilyn spektristä ja kudoksen paksuudesta säteilyn suunnassa. Paksuuden merkitys ei ole kovin suuri, koska vain vähäinen osa säteilystä läpäisee potilaan. Potilaaseen absorboitunut energia riippuu myös potilaasta takaisin sironneen säteilyn suuruudesta. Potilaan keskimääräinen kokokehoannos saadaan jakamalla potilaaseen absorboitunut energia potilaan massalla. Tämäkään ei ota huomioon ihmisen eri elinten ja kudosten erilaista herkkyyttä säteilyn aiheuttamalle satunnaiselle haitalle. (Tapiovaara ym. 2004, 126.)

Potilaassa siroava säteily vaikuttaa elinten annoksiin. Takaisinsironna kasvattaa potilaan pinta-annosta yleensä 10–60 prosenttia, ja syvällä potilaassa valtaosa annoksesta tulee sironneesta säteilystä. Syvällä sijaitsevien elinten annosten laskemiseksi tulee tietää potilaan rakenteen ja ihoannoksen lisäksi säteilyn spektri, fokusetäisyys, säteilykeilan koko ja elinten sijainti keilaan nähden. Röntgensäteilyn annosjakaumaa voidaan kuvata isodoosikäyrästä, joka näyttää absorboituneen annoksen nopean pienenemisen syvyyden kasvaessa ja säteilykeilasta etäännyttäessä. Annos pienenee puoleen syvyyden kasvaessa 2–8 cm riippuen säteilyn spektristä, tarkasteltavasta syvyydestä ja kenttäkoosta. (Tapiovaara ym. 2004, 126–127.)

Eri säteilylaatuojen vaikutus kudokseen saadaan huomioitua kertomalla absorboitunut annos säteilyn painotuskertoimella, jolloin saadaan säteilyannossuure ekvivalenttiannos. Sen yksikkö on sievert (Sv). Esimerkiksi röntgensäteilyn painotuskerroin on yksi ja alfahiukkasten 20. (Rantanen 2000, 658; Valtioneuvosto 1034/2018 liite 2, 23.) Eri kudosten ja elinten säteilyherkkyydet saadaan huomioitua efektiivisellä annoksella, joka tarkoittaa säteilylle altistuneiden kudosten ekvivalenttiannosten ja kudosten painotuskertoimien tulojen summaa. Sen yksikkö on myös sievert. Efektiivisellä annoksella pyritään kuvaamaan koko elimistön säteilystä saamaa terveydellistä haittaa. Kudosten painotuskertoimet kuvaavat kunkin kudoksen syöpäherkkyyttä. (Rantanen 2000, 658.) Esimerkiksi keuhkojen painotuskerroin on 0,12; sukurauhasten 0,08 ja ihon pinnan 0,01 (Valtioneuvosto 1034/2018 liite 2, 23).

Efektiivisen annoksen kuvaamassa riskissä on myös epämääräisyyttä, koska se on määritelty keskimääräiselle väestölle, jossa on yhtä paljon miehiä ja naisia sekä laaja ikäjakauma. Efektiivinen annos ei tämän vuoksi kuvaa tarkasti yksilön säteilyhaittaa, vaan arvio on suunnattu keskimääräiselle väestölle. Efektiivistä annosta parempi haitta-arvio olisi selvittää potilaan eri elimiin ja kudoksiin keskimäärin absorboituneet annokset ja arvioida niiden avulla sukupuolesta ja altistusiästä riippuvat syövän ja perinnöllisten haittojen riskit. (Tapiovaara ym. 2004, 127.)

Efektiivisen annoksen määrittäminen on vaivalloista, koska siihen tarvitaan absorboituneet annokset yli kahdessakymmenessä kehon elimessä tai kudoksessa. Nämä annokset riippuvat vahvasti myös muista seikoista, kuten säteilyn laadusta ja kohdistuksesta sekä potilaan yksilöllisistä ominaisuuksista. Jos annosmittauksen tavoitteena on jokin muu asia kuin säteilyhaitan arviointi, kannattaa tyytyä efektiivistä annosta yksinkertaisempien annossuureiden mittaukseen. (Tapiovaara ym. 2004, 128.)

Potilaan elinten annoksia ei pystytä suoraan mittaamaan. Tavallisesti elinannokset ja efektiivinen annos arvioidaan mitattujen annostietojen ja tiettyyn tutkimustilanteeseen laskettujen muuntokertoimien avulla. Muuntokertoimien

laskennassa joudutaan tyytymään yksinkertaistettuihin matemaattisiin fantomeihin. Joissakin laskentaohjelmissa voidaan kuitenkin sovittaa fantomimalliin joitakin potilaan yksilöllisiä ominaisuuksia. Tällainen on esimerkiksi Säteilyturvakeskuksen (STUK) julkaisema PCXMC Monte Carlo annoslaskentaohjelma. (Tapiovaara ym. 2004, 128–129.)

4 Säteilyn mittaaminen

4.1 Säteilymittaukset röntgendiagnostiikassa

Tavallisimpia säteilymittauksia ovat esimerkiksi annos-, annosnopeus- tai vaimennusmittaukset. Mittauksia voidaan hyödyntää muun muassa laadunvarmistuksessa, potilaan annoksen määrittämisessä ja apuna laitteen säädössä, esimerkiksi sopivan kuvareseptoriannoksen asettamisessa. (Tapiovaara ym. 2004, 165.) Säteilymittauksia tehdään myös työntekijöiden säteilysuojelua varten, kun havainnoidaan altistusolosuhteita tai tehdään henkilökohtaista annostarkkailua. Säteilymittarin tulee kyetä mittaamaan tarvittua säteilylaatua, annosnopeutta ja energia-aluetta. Ympäristön olosuhteet eivät saa vaikuttaa hallitsemattomasti mittaustulokseen. Sama mittari ei yleensä sovellu kaikkien säteilylajien mittaamiseen. Mittarin soveltuvuudesta käyttötilanteeseen on oltava erityisen varmoja, kun mitataan pulssimaista säteilyä, erittäin suuria annosnopeuksia tai matalaenergistä säteilyä. (STUK 2023f.)

Potilaan säteilyaltistuksen määrittämisessä käytettävän säteilymittarin tulee olla asianmukaisesti kalibroitu, jotta mittausten tulokset ovat jäljitettävissä mittanormaaleihin (STUK 2004, 17). Kalibrointi suoritetaan säteilyn käyttösovellutuksen mukaan joko laboratoriossa, jolla on jäljitettävyys säteilyn kansainvälisiin mittanormaaleihin tai säteilyn käyttöpaikalla (STUK 2016, 11; STUK 2023f). Kalibroinnissa mittarille määritetään kalibrointikerroin, joka on mittaussuuren näyttämän arvon ja mittaussuureen arvon suhde. Todellinen säteilysuureen arvo saadaan kertomalla mittarin näyttämä arvo kalibrointikertoimella. Kerroin voi riippua mitattavasta säteilylaadusta. Kalibrointikertoimelle määritetään myös epävarmuusarvio. Tämän avulla tiedetään, kuinka hyvin mittaustulos kuvaa mitattavan suureen todellista arvoa ja mitkä asiat vaikuttavat mittausepävarmuuteen. (STUK 2023f.)

Kalibrointi on tehtävä ennen säteilymittarin ensimmäistä käyttökertaa. Tämän jälkeen mittari tulee kalibroida vähintään kerran viidessä vuodessa, ellei mittaussuomenetelmää tai toimintaa hyväksyttäessä ole toisin vaadittu. (STUK 2004, 17; STUK 2023f.) Terveysthuollossa ja radonmittauksissa kalibrointiväleille on asetettu tarkempia vaatimuksia. Lääketieteellisen altistuksen määritykseen tarkoitettun säteilymittarin kalibrointiväli saa olla korkeintaan kaksi vuotta. Sädehoidossa käytettävien mittareiden kalibrointiväli saa olla korkeintaan kolme vuotta. Radonmittareiden kalibrointivälin tulee myös olla korkeintaan kaksi vuotta. Kalibrointien välillä mittarin toimintakunto on tarkistettava säännöllisesti esimerkiksi mittarin yleiskunnon selvityksellä ja toimintakokeella sopivan säteilylähteen kanssa. (STUK 2023f.)

Työntekijöiden henkilökohtaista annostarkkailua suorittavien mittaussuomenetelmien on haettava hyväksyntää mittareilleen STUK:lta. Myös radonmittareihin on haettava hyväksyntää STUK:lta. Säteilymittareille asetetut vaatimukset on kerrottu STUK:n määräyksessä ionisoivan säteilyn mittauksista STUK S/7/2021. (STUK 2023f.) Terveysthuollon säteilymittauksissa on edellytyksenä, että lääketieteellisen fysiikan asiantuntija varmistaa käytettävien menetelmien ja mittareiden soveltuvuuden (STUK 2016, 11).

Kuvantamisessa testikappaleina voidaan käyttää fantomeja, jotka on tehty muistuttamaan riittävästi ihmiskehoa vaimennukseltaan, rakenteeltaan ja ominaisuuksiltaan säteilyn sirottajana. Fantomeihin voidaan myös lisätä yksityiskohtia, joiden näkyminen olisi tärkeää diagnoosin teossa. (Tapiovaara ym. 2004, 101.) Fantomin tulee olla tiettyyn röntgentutkimukseen hyvin soveltuva ja vastata keskimääräistä potilasta. Valotusautomaattia käytettäessä fantomin materiaalin tulee vastata säteilyn vaimentumis- ja sirontaominaisuuksiltaan potilasta mahdollisimman tarkasti. Fantomin koon on oltava riittävä, jotta se peittää kaikki tutkimuksessa käytettävät valotusautomaatin mittakentät. Käsisäätöarvoja käytettäessä riittää, että fantomin takaisinsirontaominaisuudet ovat samankaltaiset kuin potilaalla. (STUK 2004, 4, 22.)

Esimerkkinä fantomista on STUK:n käyttämä thorax-PA fantomi, jonka aikaansaama säteilyn vaimeneminen vastaa säteilyn vaimenemista potilaan keuhkoalueella. Tämä fantomi on vedellä täytetty paksuista muoviseinistä tehty 26 cm * 26 cm kokoinen laatikko, jonka kokonaispaksuus on 10 cm säteilykeilan suunnassa. Säteilyn vaimenemista on lisätty 0,5 cm paksuisella PMMA- eli pleksilevyllä, joka on laatikon päällä. (STUK 2004, 22.)

Fantomimittauksissa käytetään samaa kuvaustekniikkaa kuin normaalikokoisten potilaiden tutkimuksissa. Mittauksessa on käytettävä samoja valotusautomaatin mittakammioita kuin vastaavissa potilaiden tutkimuksissa, ja mittakammion on oltava kokonaan säteilykeilassa. Fantomimittaus saattaa kuitenkin poiketa hieman oikean potilaan tutkimuksesta, koska säteilykenttä on rajattava niin, ettei se ylitä fantomia mistään suunnasta. Asianmukaisella rajauksella estetään tutkimustelineelle osuneen vaimentumattoman säteilyn siroaminen valotusautomaatin kammiolle. Tarkemmissa mittauksissa fantomilla mitattu tulos korjataan vastaamaan annosta fantomin esittämän kuvitteellisen potilaan pinnalla. Fantomimittauksiin annosmittariksi soveltuu esimerkiksi ionisaatiokammio mittari, ja se asetetaan mittauksessa fantomin pinnalle. (STUK 2004, 22, 6.)

Röntgenlaitteen tuottaman säteilyn määrää tai voimakkuutta kuvataan mittaamalla ilmaan absorboitunut annos säteilykeilassa tietyllä etäisyydellä röntgenputken fokuksesta. Mittaus voidaan ilmaista annoksen sijaan myös ilmakermana, mutta diagnostiikassa käytettävällä säteilyllä ilmaan absorboitunut annos ja ilmakerma ovat käytännössä samat. Molempien mittayksikkö on gray (Gy), mutta röntgenlaitteilla mitattavat annokset ovat yleensä milligrayn (mGy) tai mikrograyn (μ Gy) suuruisia. Röntgenputken säteily on yleensä niin kovaa, että ilman absorptio voidaan jättää huomiotta. Annos on silloin kääntäen verrannollinen mittauspisteen ja röntgenputken fokuksen välisen etäisyyden neliöön. Jos putkijännite olisi hyvin pieni tai säteilyn suodatus sallittua vähäisempi annoksen pieneneminen olisi nopeampaa ilmassa tapahtuvan säteilyn vaimenemisen vuoksi. (Tapiovaara ym. 2004, 165–166.)

Säteilyannos on suoraan verrannollinen röntgenputken sähkövirran ja kuvausajan tuloon eli röntgenputken läpi kulkeneeseen sähkömäärään (mAs-arvo). Useimmiten annoksen ja sähkömäärän poikkeamat johtuvat siitä, että asetetut kuvausarvot eivät vastaa tarkasti putkelle syötettyjä arvoja. Tämän takia annosmittaukset ovat hyödyllisiä selvittämään röntgenputkelle asetettujen ja todellisuudessa säätyvien kuvausarvojen tarkkuutta. Röntgenputkien säteilytuotoissa on yksilöllisiä eroja eli eri laitteiden mittaustulokset poikkeavat toisistaan jonkin verran. Mittaustulosten vaihtelevuutta selittää röntgenputkelle asetettujen kuvausarvojen ja todellisten arvojen mahdollinen epävastaavuus sekä ettei yleensä tiedetä tarkasti kaikkien säteilykeilassa olevien materiaalikerrosten aiheuttamaa vaimennusta. (Tapiovaara ym. 2004, 166.)

Vähitellen tapahtuvaa potilasannosten kasvua tai kuvanlaadun heikkenemistä on vaikea havaita ilman vakioisuusmittauksia. Määräajoin suoritettavien mittausten on tarkoitus paljastaa laitteen toiminnan ja kuvanlaadun muutokset varhaisessa vaiheessa. Vakioisuusmittausten tuloksia verrataan perusarvoihin, jotka on määritetty silloin, kun laitteen on tiedetty olleen hyvässä toimintakunnossa. Jos mittaustulokset poikkeavat perusarvoista enemmän kuin on sallittu, tehdään tarvittavat korjaustoimenpiteet. (Tapiovaara ym. 2004, 174.)

4.2 Säteilymittarityypit

Ionisaatiokammio mittari on yleisin säteilysuojelumittauksissa käytettävä mittarityyppi. Ionisaatiokammio on täytetty helposti ionisoituvalla kaasulla. Ionisaatiokammion kotelon sisällä on elektrodipari, joiden välillä on tasajännite. Säteilyn läpäistessä ionisaatiokammion täytekaasu ionisoituu, ja syntyneet elektronit siirtyvät elektrodeille niiden välisen jännitteen voimasta. Näin ilmaisimeen syntyy pieni sähkövirta. Virran suuruus on suoraan verrannollinen säteilyn aiheuttamaan ionisaatioon eli absorboituneeseen energiaan. (Lammentausta 2017.)

Tuikeilmaisoin on tehokas mittari, kun halutaan havaita pieni määrä säteilyä. Säteilyn energian absorboituminen mittarin tuikeaineessa saa aikaan atomin virityksen, joka vapautuu näkyvänä valona tai ultraviolettisäteilyä (UV-säteily). Valosignaalin voimakkuus on suoraan verrannollinen absorboituneen energian määrään. Valosignaali vahvistetaan ja muutetaan sähköiseksi signaaliksi. Puolijohdeilmaisimet ovat hyvin herkkiä mittareita, ja niillä on hyvä säteilyn energian erotuskyky. Puolijohdeilmaisimessa ionisaatio synnyttää vapaita elektroneja ja vastaavan määrän aukkoja puolijohteen johtavuusvoilla. Puolijohdeilmaisimen toimintaperiaate muistuttaa ionisaatiokammioittaria. (Lammentausta 2017.)

Termoloistedosimetrissa säteily virittää ilmaismateriaalin elektroneja, jotka jäävät "loukkuun" metastabiileille energiatiloille. Ilmaisinta lämmitettäessä varastoitunut energia vapautuu näkyvänä valona. Valon määrä on suoraan verrannollinen kertyneeseen absorboituneeseen annokseen. Lämmitys purkaa kaikki energiatilat, jonka jälkeen dosimetria voi käyttää uudelleen. Radiofotoluminesenssidosimetri (RPLD) on vaihtoehto termoloistedosimetrille. Sen etuna on kumuloituneen annoksen mittaus useassa osassa, sillä annosinformaatio ei häviä dosimetrin luvun yhteydessä verrattuna termoloistedosimetriin. Säteily synnyttää RPLD:n hopeafosfaattilasiin pysyviä luminenssikeskuksia eli metastabiileja loukkuja. Dosimetri luetaan UV-säteilyllä, joka saa valon emittoitumaan lasista. Valon voimakkuus on suoraan verrannollinen dosimetriin absorboituneeseen annokseen. (Lammentausta 2017.)

4.3 Potilaan säteilyaltistuksen määrittäminen

Potilaan säteilyaltistuksen seuranta on osa laadunvarmistusta, joka on toiminnanharjoittajan velvollisuus. Seurannalla varmistetaan, ettei röntgentutkimusten säteilyaltistus ole potilaalle kohtuuttoman suuri. Potilaan säteilyaltistusten arvioinnissa käytetään röntgentutkimusten annoksille asetettuja vertailutasoja. (STUK 2004, 3.) Potilaan säteilyaltistus määritetään vähintään kerran kolmessa vuodessa ja tämän lisäksi aina, kun

tutkimuskäytäntöön tai laitteistoon tehdään muutoksia tai korjauksia, jotka vaikuttavat merkittävästi säteilyaltistukseen (STUK 2004, 5; STUK S/4/2019, 10 §). Säteilyaltistus määritetään jokaisen tutkimustelineen yleisimmin tehtävissä tutkimustyypeissä, joille vertailutaso on annettu vähintään yhdessä kuvausprojektiossa (STUK 2004, 5).

Vuosina, jolloin määritystä ei tehdä, tulee varmistaa, ettei säteilyaltistus ole muuttunut (STUK S/4/2019, 10 §). Varmistus voidaan tehdä esimerkiksi vertaamalla kuvausarvoja aikaisempiin arvoihin tai käyttämällä teknisen laadunvarmistuksen tuloksia. Varmistus tehdään jokaisella tutkimustelineellä ainakin yhden tutkimustyyppin yhdessä kuvausprojektiossa. Tutkimuksen tulee olla sellainen, jolle on annettu vertailutaso ja jota tehdään kyseisellä telineellä. (STUK 2004, 5.) Mittauksen tai laskennan suorittamisessa potilasjoukolla säteilyaltistus määritetään vähintään kymmenen normaalikokoisen potilaan mediaanina (STUK S/4/2019, 10 §). Tutkimusten on tullut sujua tavanomaisesti. Lasten tutkimusten säteilyaltistuksen arviointia varten on välttämätöntä tietää potilaan tarkka ikä, pituus ja paino. (STUK 2004, 5.)

Natiivitutkimuksissa käytettäviä suureita ovat muun muassa pinta-annos (ESD, Entrance Surface Dose) sekä annoksen ja pinta-alan tulo (DAP, Dose-Area Product) (STUK 2004, 4). DAP:sta käytetään myös nimitystä kerman ja pinta-alan tulo (KAP) (Toroi ym. 2008, 8). ESD:n mittayksikkö on Gy ja DAP-arvon Gy * cm². Mittayksiköistä käytetään yleensä johdannaisia, koska annokset ovat sen verran pieniä: esimerkiksi mGy tai mGy * cm². (STUK 2004, 4.)

4.4 Pinta-annos

Pinta-annos (ESD) on ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan keskiakselin ja potilaan etupinnan leikkauspisteessä ja sisältää myös potilaasta siroavan säteilyn. Yhtä röntgenkuvaa vastaava ESD voidaan mitata suoraan potilaan iholta tai potilasta vastaavan fantomin pinnalta. (STUK 2004, 18, 6.) Jos mittaus suoritetaan ilman potilasta tai fantomia, on mitattu pinta-annos pienempi, koska potilaasta ilmaan takaisin sironnut säteily ei sisälly mittauksen tulokseen

(Tapiovaara ym. 2004, 119). Mitattaessa ESD suoraan potilaan iholta tulee varmistaa, ettei annosmittari peitä tutkittavaa aluetta kuvantulkintaa haittaavasti ja että röntgenkuviin merkitään annosmittarin paikka. Kuvia tulkitseville lääkäreille olisi hyvä kertoa annosmittausten suorittamisesta. (STUK 2004, 6–7.)

ESD voidaan mitata potilaan iholta kiinnittämällä säteilymittari säteilykeilan keskelle. Pinta-annosta kutsutaan joskus myös ihoannokseksi, mutta tämä voi aiheuttaa sekaannusta, sillä ihon annoksella tarkoitetaan usein keskimääräistä annosta koko ihokudoksessa. (Tapiovaara ym. 2004, 119.) Potilaan iholle kiinnitettävän annosmittarin vaatimuksia ovat pienikokoisuus ja vähäkontrastisuus. Termoloistedosimetrit (TL-dosimetrit) ovat yleensä tähän tarkoitukseen sopivia. TL-dosimetrin materiaalin tulee olla käytettävälle röntgensäteilyn energia-alueelle eli kuvausjännitteille ja annosalueille soveltuva. Keuhkotutkimusten ja lasten pinta-annosten mittaamiseen tarvitaan herkempiä TL-dosimetreja kuin muissa tutkimuksissa. TL-dosimetrit pitää yleensä kalibroida yksilöllisesti annosmittauksiin. (STUK 2004, 7.)

Useimmat säteilymittarityypit eivät sovellu suoraan potilaan iholta mitattaviksi, koska ne näkyisivät röntgenkuvassa ja saattaisivat hankaloittaa kuvantulkintaa. Tämänkaltaisilla mittareilla ESD voidaan silti mitata toistamalla säteilytys samoilla kuvausarvoilla kuin potilasta kuvattaessa, ja mitata ilmaan absorboitunut annos potilaan ihon kohdalta ilmassa tai sopivan fantomin pinnalla. Jos mittausta ei ole tehty fantomin pinnalta, jolloin takaisinsironna olisi tuloksessa mukana, se voidaan lisätä mittaustulokseen jälkikäteen. Takaisinsirontakerroin (BSF, Backscatter Factor) kuvaa potilaasta sironneen säteilyn aiheuttamaa annosisäystä säteilykeilassa potilaan pinnalla. BSF riippuu eniten säteilyn laadusta ja kenttäkoosta. Tyypillisesti sen suuruus röntgendiagnostiikassa on noin 1,3–1,4. (Tapiovaara ym. 2004, 120.)

ESD voidaan myös määrittää laskennallisesti, jos kuvausarvot ovat tiedossa. Tällöin se lasketaan tutkimuksessa käytettyjen kuvausarvojen ja röntgenputken säteilyntuoton avulla. Putken säteilyntuotolla tarkoitetaan kyseiselle röntgenputkelle tietyllä suodatuksella säteilykeilan keskellä, yleensä yhden

metrin fokusetäisyydellä, mitattua ilmakermaa yhden mAs:n varausta kohden (mGy/mAs) tietyllä putkijännitteellä. Säteilyntuoton ja ESD:n mittaukseen tulee käyttää siihen soveltuva mittaria, jolla on riittävän pieni energia- ja annosnopeusriippuvuus. Tällaisia ovat ainakin ionisaatiokammioon perustuvat mittarit. Samaan tarkoitukseen löytyy myös puolijohdeilmaisinmittareita. Mammografialaitteiden mittaukset edellyttävät energiavasteeltaan tavanomaista parempaa mittaria. Lämpivalaisulaitteiden mittauksissa mitataan annosnopeutta eri putkivirran- ja jännitteen arvoilla. Pitkään sädetetyn kohdan ESD saadaan kertomalla annosnopeus läpivalaisuajalla. (Tapiovaara ym. 2004, 121–122.)

ESD kuvaa paikallista absorboitunutta annosta potilaan iholla eikä potilaan kokonaisaltistusta. Jos potilaasta otetaan esimerkiksi kaksi kuvaa niin, että säteilykeila kohdistuu eri kohtiin potilaan ihoa, potilaan altistusta ei voida ilmaista laskemalla kahden kuvan ESD:t yhteen. ESD on hyödyllinen suure, kun halutaan vertailla eri aikoina tai eri toimipisteissä otettujen röntgenkuvien annostasoja. ESD:n perusteella tehty vertailu ei ole kuitenkaan säteilyn haittavaikutusten kannalta tarkka, jos tutkimusten yksityiskohdat, kuten käytetyt säteily-spektrit, kenttäkoot, fokusetäisyydet, potilaiden koot tai kuvien projektiot poikkeavat toisistaan oleellisesti. (Tapiovaara ym. 2004, 122, 119.)

4.5 Annoksen ja pinta-alan tulo

Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) kuvaa ESD:tä paremmin potilaan altistusta. Se kuvaa tietyllä etäisyydellä säteilykeilassa mitatun ilmaan absorboituneen keskimääräisen annoksen ja samalla etäisyydellä mitatun säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-alan tuloa. DAP voidaan mitata suoraan röntgenputken kaihtimiin, säteilykeilan eteen kiinnitettävästä, litteästä ja suuripinta-alaisesta ionisaatiokammioista eli DAP-mittarista. (Tapiovaara ym. 2004, 123–124.)

DAP-mittari näyttää koko röntgentutkimuksesta yhdelle potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen (STUK 2004, 6). DAP ei käytännössä riipu etäisyydestä, kun säteily on niin kovaa, että ilman aiheuttama säteilyn vaimennus voidaan jättää huomiotta. Säteilyn mittaajan ei siis tarvitse miettiä kuvausetäisyyttä, vaan DAP-

mittarin mittaustulos pätee millä etäisyydellä tahansa. Mittatulos on siis sama mittarin kuin potilaan kohdalla. (Tapiovaara ym. 2004, 123–124.) DAP-arvoon ei sisälly potilaasta sironnut säteily eikä röntgenlaitteen ulkopuolelta tuleva hajasäteily (Toroi ym. 2008, 8).

DAP-mittarin ionisaatiokammio voi olla pysyvä osa röntgenlaitetta tai tilapäisesti asennettu (STUK 2004, 10). DAP-arvo voi myös olla röntgenlaitteen laskentaohjelman perusteella määritelty (Toroi ym. 2008, 9).

Kuvaustoiminnassa, jossa pääosa potilaista on yli 10-vuotiaita, DAP-mittarin suositeltava tehollinen mittausalue on vähintään $10\text{--}106 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ ja näyttötarkkuus $1 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$. Lasten kuvantamiseen erikoistuneessa toiminnassa suositeltava tehollinen mittausalue on vähintään $1\text{--}105 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ ja näyttötarkkuus $0,1 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$. (STUK 2004, 11.)

DAP-mittarin kalibrointi on parasta tehdä, kun se on asennettuna siihen röntgenlaitteeseen, jossa sitä aiotaan tulevaisuudessa käyttää. Tällöin mittaria käytettäessä huomioidaan oikea suodatus, röntgenputken sisäinen hajasäteily ja säteilykeilaa vaimentavat laitteen osat, kuten bucky-pöytä. (Tapiovaara ym. 2004, 124.) DAP-mittarin ionisaatiokammio on rakenteeltaan hento, koska se ei saa lisätä säteilyn suodatusta oleellisesti. Se on myös arka ilmankosteudelle ja tärähdyksille. Viat DAP-mittarissa voivat ilmetä toiminnan muutoksena. DAP-mittarin toimintakunto on tarkastettava asennuksen yhteydessä sekä ajoittain mittarin käyttöohjeen mukaisesti.

DAP-mittarin tilasta saadaan tietoa muun muassa kolmella eri testillä.

Ensimmäisessä testissä mittarin annetaan mitata yön yli, jolloin ei käytetä säteilyä. Jos mittarin lukema ei kasva tai pienene ollenkaan tai jos muutos on suuri, laitteessa on todennäköisesti vikaa. Joissakin mittareissa on kuitenkin käynnistymiskynnys, jolloin lukeman muuttumattomuus ei välttämättä merkitse vikaa. Toisessa testissä säteilytetään mittaria pienillä kuvausarvoilla, kuten 50 kV ja 1 tai 2 mAs. Jos mittari ei näytä mitään lukemaa, on siinä todennäköisesti vikaa. Kolmannessa testissä säteilytys tehdään isommilla kuvausarvoilla ja vertaillaan lukemaa aiempiin tuloksiin käyttäen tiettyä kenttäkokoa ja

kuvausarvoja. Jos muutos on suuri, jatkotutkimukset ovat aiheellisia. Muutoksen syynä voi olla DAP-mittari tai röntgenlaite. (STUK 2004, 17.)

DAP on ESD:tä parempi suure, kun tavoitteena on määrittää potilaan tutkimuksesta saamaa säteilyaltistusta ja satunnaisen haittavaikutuksen riskiä. ESD taas soveltuu paremmin suorien säteilyvaurioiden arviointiin. DAP-arvo ottaa huomioon kenttäkoon suuruuden, ja kaksikertainen kenttäkoko kaksinkertaistaa DAP-arvon, ESD: pysyessä käytännössä samana. Laskemalla röntgenkuvien DAP-arvot yhteen voidaan saada koko tutkimuksen aiheuttama säteilyaltistus selville. DAP-arvosta voidaan myös tarvittaessa laskea ESD. Kenttäkoko potilaan ihon pinnalla ei yleensä tiedetä, mutta se voidaan laskea kuvareseptorin kentän pinta-alan; fokuksen ja ihon välisen etäisyyden; fokuksen ja kuvareseptorin välisen etäisyyden sekä BSF:n avulla. ESD:tä DAP-arvosta laskiessa tulee käyttää BSF:ää, koska DAP-mittauksessa potilaasta sironnutta säteilyä ei juurikaan kohdistu mittarille. (Tapiovaara ym. 2004, 123–125.)

Röntgenlaitteen potilaan säteilyaltistusta osoittavaa näyttöä tai vastaavaa laitetta voidaan käyttää potilaan säteilyaltistuksen määrittämiseen. Säännöllisillä kalibroinneilla tai muilla mittauksilla varmistetaan arvojen riittävästä tarkkuudesta. Jos laitteessa ei ole tällaista näyttöä tai vastaavaa laitetta, voidaan säteilyaltistus määrittää myös laskennallisesti tai erillisellä mittauslaitteistolla. Mittauslaitteiston mittareita tulee myös kalibroida säännöllisesti tai varmistaa oikea toiminta ja tarkkailla toimintakuntoa. Säteilyaltistuksen määrittäminen tai tarvittavien mittausten suorittaminen voidaan antaa myös tehtäväksi laitteiden laadunvalvonnasta ja huolloista vastaaville asiantuntijoille. On myös mahdollista käyttää kaupallisia potilaan säteilyaltistuksen mittauspalveluja. (STUK 2004, 6.)

4.6 Vertailutasot

Potilaille samasta tutkimuksesta eri tutkimuspaikoissa saattaa aiheutua hyvinkin eri suuruisia annoksia. Osa vaihtelusta selittyy eroista potilaan koossa, rakenteessa tai terveydentilassa, mutta suurin osa johtuu eroista

tutkimustekniikassa, laitteiden toiminnassa ja kuvanlaadussa.

Röntgentoiminnan harjoittajalla on velvollisuus seurata tutkimuksesta aiheutuvia annoksia ja huolehtia, ettei oman toiminnan annostasoa ole liian korkea. Tässä hyödynnetään vertailutasoja, joilla tarkoitetaan potilaan annostasoa, joita ei normaalikokoisen potilaan tutkimuksissa tulisi toistuvasti ylittää. Ne eivät ole siis annosrajoja, joita ei saisi ylittää yksittäisen potilaan kohdalla, mutta ne eivät ole myöskään suositeltuja annoksia. (Tapiovaara ym. 2004, 138, 140.) Vertailutasot on tarkoitettu ainoastaan normaalirakenteisten ja keskikokoisten potilaiden keskimääräisen annostason vertailuun. (STUK 2004, 3). STUK määrittää vertailutasot aikuisille ja lapsille modaliteettikohtaisesti (STUK S/4/2019 liitteet 1–7). Toiminnanharjoittajalla voi olla myös omia vertailutasoja, jotka eivät saa kuitenkaan olla suurempia kuin STUK:n vertailutasot (STUK S/4/2019, 10 §).

Säteilyaltistustiedot tallennetaan ja keskiarvoja verrataan vertailutasoihin (STUK 2004, 16). Vertailutasoissa käytetään suoraan mitattavissa olevia suureita, vaikka ne eivät kuvaakaan potilaalle aiheutuvaa riskiä tarkasti (Tapiovaara ym. 2004, 138, 140). Natiivitutkimuksissa potilaan säteilyaltistuksen määrittämiseen tarvitaan joko ESD tai DAP-arvo riippuen siitä, kumman suuren avulla vertailutasot on annettu. Kun vertailutaso on annettu sekä ESD että DAP-arvona, riittää vain yhden suureen määrittäminen. (STUK 2004, 6.)

Taulukossa 1. kuvataan joitakin natiivitutkimusten vertailutasoja ESAK ja KAP suureilla aikuisille. ESAK suure on sama kuin ESD. Samoin KAP suuretta voidaan kutsua myös DAP:ksi (STUK S/4/2019 liite 6, 21). Taulukossa 2. kuvataan natiivitutkimusten saavutettavissa olevia tasoja aikuisille taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävillä röntgenlaitteilla. Nämä tasot kuvaavat kyseisellä kuvareseptoritekniikalla varustettujen röntgenlaitteiden suorituskyvyn mahdollistamia annoksia (STUK S/4/2019, liite 6, 21). Saavutettavissa olevien tasojen annokset ovat vertailutasoja pienemmät. Taulukuvailmaisoin on yleisin kuvareseptorityyppi suoradigitaalisessa kuvantamisessa (Goel ym. 2023).

Taulukko 1. Natiivitutkimusten vertailutasoja aikuisille (mukailtu STUK S/4/2019 liite 6, Taulukko 1., 21).

Kuvausprojektio	Ilmakerma pinnalla / projektio (ESAK) mGy	Ilmakerman ja pinta- alan tulo (KAP) Gy * cm ²
Thorax PA	0,12	0,1
Thorax LAT	0,5	0,2
Lanneranka AP tai PA	3,5	1
Lanneranka LAT	10	2,1
Hampaiston ja leuan panoraamatografia		0,12

Taulukko 2. Natiivitutkimusten saavutettavissa olevia tasoja aikuisille taulukuvailmaisintekniikkaa käyttävillä röntgenlaitteilla (mukailtu STUK S/4/2019 liite 6, Taulukko 3., 22).

Kuvausprojektio	Ilmakerma pinnalla / projektio (ESAK) mGy	Ilmakerman ja pinta- alan tulo (KAP) Gy * cm ²
Thorax PA	0,05	0,07
Thorax LAT		0,14
Lanneranka AP tai PA	1,8	0,7
Lanneranka LAT		1,5

Normaalikokoisille aikuisille tarkoitetut vertailutasot eivät sovi lasten röntgentutkimuksiin lasten pienemmän koon vuoksi (Tapiovaara ym. 2004, 138, 140). Lapsille on asetettu hampaiston ja leuan panoraamatomografian vertailutasot ja saavutettavissa olevat annosta kuvaavat tasot ikäryhmille 5–9-vuotiaat ja 10–16-vuotiaat. Lasten thorax-tutkimuksissa potilastietoja kerätessä tarvitaan potilaan säteilyaltistuksen lisäksi potilaan paino. Lasten thorax-tutkimuksille on asetettu vertailutasokäyrien yhtälöt potilaan painon funktiona. Vastaavat käyrät ja yhtälöt on saatavilla myös thorax-tutkimusten saavutettavissa oleville annostasoille. (STUK S/4/2019 liite 7, 23–27.)

Vertailutasoja tarkkailemalla voidaan havaita röntgenlaitteet ja tutkimuskäytännöt, joista aiheutuu tavanomaista suurempia säteilyaltistuksia. Vertailutasojen ylittyminen tarkoittaa, että potilasta on altistettu säteilylle tavanomaista enemmän. Jos vertailutason todetaan ylittyvän säännönmukaisesti ilman erityisiä lääketieteellisiä perusteita, ylityksen syy on selvitettävä ja aloitettava tarvittaessa toimet potilaan säteilyaltistuksen pienentämiseksi. Tulee huomata, että vertailutaso ei ole sama asia kuin optimaalinen annostaso. Usein tutkimusten annokset ovat huomattavasti vertailutasoa pienemmät. Myös säteilyaltistuksen alittaessa vertailutasot tulee vielä harkita, onko mahdollista edelleen pienentää säteilyaltistusta. Vertailutasojen ylittyminen ei välttämättä tarkoita, että tutkimus olisi huonosti tehty. Vertailutasoa suurempien säteilyaltistusten käyttäminen on voi olla aiheellista esimerkiksi tavallista paremman kuvanlaadun saamiseksi, jos se katsotaan tarpeelliseksi. (STUK 2004, 16, 3.)

5 Säteilysuojelu ja säteilyn terveysvaikutukset

5.1 Säteilysuojelu ja sen yleiset periaatteet

Säteilysuojelun tarkoituksena on suojella nykyisiä sekä tulevia sukupolvia, kuin myös ympäristöä säteilyn haitallisilta vaikutuksilta. Säteilylle altistavaa toimintaa sekä hyväksyttävää säteilyn käyttöä ei kuitenkaan ole tarkoitus säteilysuojelulla kokonaan poistaa. (STUK 2013, 3.) Säteilysuojelulainsäädäntö pohjautuu kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan (ICRP, International Commission on Radiological Protection) antamiin suosituksiin. STUK valvoo säteilylain, säännösten ja määräysten noudattamista Suomessa. (Nieminen 2017b.) Säteilyn käytön ja muun säteilytoiminnan on täytettävä Suomessa kolme yleisperiaatetta ollakseen hyväksyttävää: oikeutus-, optimointi- ja yksilönsuojaperiaatteet. Näistä periaatteista säädetään säteilylain toisessa luvussa. (STUK 2013, 3.)

Oikeutusperiaatteessa toiminnasta aiheutuvan hyödyn on oltava suurempi kuin siitä aiheutuvan haitan. Uutta toimintaa aloitettaessa toiminnanharjoittaja on velvollinen selvittämään ja arvioimaan kyseisen toiminnan oikeutuksen sekä raportoimaan siitä STUK:lle. Myös jo aloitetun toiminnan oikeutusta voidaan joutua uudelleen arvioimaan, jos oikeutukseen vaikuttavista tekijöistä saadaan uutta tietoa, tai uusia korvaavia menetelmiä löytyy kyseiselle toiminnalle. Säteilyn lääketieteellisessä käytössä toimenpiteen oikeutuksen arvioi lähettävä lääkäri. Toimenpiteestä vastuussa oleva lääkäri on kuitenkin velvollinen varmistamaan oikeutuksen ennen toimenpiteen toteuttamista. Muussa kuin lääketieteellisessä tarkoituksessa ihmisen altistaminen säteilylle ei ole sallittua ilman tarkoin pohdittua ja perusteltua oikeutuksen syytä. (STUK 2013, 3; Blanco Sequeiros 2017.)

Optimointi- eli ALARA-periaatteessa (As Low As Reasonably Achievable) toiminta järjestetään siten, että aiheutuva säteilyaltistus pidetään niin alhaisena kuin käytännössä on mahdollista. Tavoitteena on myös, että säteilylle altistuisi mahdollisimman vähän ihmisiä. Optimointiperiaatteen toteutuminen on

toiminnanharjoittajan vastuulla. Suunniteltaessa säteilyturvallisuuksi parantavia tekijöitä on huomioitava säteilyaltistus niin tavallisen toiminnan aikana kuin myös mahdollisissa poikkeustilanteissa. Optimointiperiaatteen toteuttamiseksi, STUK voi tarvittaessa asettaa säteilyaltistuksen enimmäisarvoja alempia rajoja eli annosrajoituksia. Näitä on asetettu esimerkiksi säteilysuojauksen suunnitteluun säteilylähteiden käyttötiloissa. (STUK 2013, 4; Blanco Sequeiros 2017.)

Yksilönsuojaperiaatteessa yksilön säteilyaltistus ei saa ylittää annettuja annosrajoja (STUK 2013, 4; Nieminen 2017b). Yksilönsuojaperiaatteen toteuttamiseksi käytetään säteilyaltistuksen enimmäisarvoja eli annosrajoja. Nämä annosrajat on asetettu säteilytyötä tekeville työntekijöille sekä väestön yksilöille. Annosrajat eivät koske säteilyn lääketieteellistä käyttöä eli säteilyn kohteena olevaa potilasta. STUK määrittelee annosrajat, ja ne pohjautuvat Euroopan unionin neuvoston direktiiviin. (STUK 2013, 4; Blanco Sequeiros 2017.) Annosrajojen avulla varmistetaan, ettei eri toimintojen altistuksista aiheudu haittaa, jota ei pidettäisi hyväksyttävänä. Säteilyaltistuksen jäädessä annettujen annosrajojen alapuolelle voidaan säteilyaltistusta vielä pienentää optimointiperiaatteen mukaisesti. (STUK 2013, 4.)

5.2 Säteilytyöntekijät

Lainsäädännössä on eri annosrajat säteilytyöntekijöille ja muulle väestölle. Säädettyihin annosrajoihin ei lasketa mukaan luonnon taustasäteilyä eikä henkilön omasta lääketieteellisestä tutkimuksesta tai hoidosta aiheutuvaa altistusta eikä altistusta, jonka henkilö voi saada muuten kuin ammattinsa puolesta. (Tapiovaara ym. 2004, 155.) Säteilytyöllä tarkoitetaan työtä, jossa efektiivinen annos voi olla enemmän kuin 1 mSv vuodessa (STUK 2023d). Säteilytyöntekijän annosrajoista säädetään Valtioneuvoston asetuksessa ionisoivasta säteilystä (Valtioneuvosto 1034/2018, 13 §). Annosrajat on koottu taulukkoon 3. Annosrajat eivät ole kuitenkaan yksinään riittäviä säteilysuojaukselle. Säteilysuojauksen tulee olla niin hyvä kuin käytännöllisin

toimenpitein on mahdollista toteuttaa huomioiden myös oikeutus- ja optimointiperiaatteet. (Tapiovaara ym. 2004, 155.)

Taulukko 3. Säteilytyöntekijän annosrajat.

Kehon alue	Säteilytyöntekijän annosraja
Efekttiivinen annos / vuosi	20 mSv
Silmän mykiön ekvivalenttiannos / viiden peräkkäisen vuoden jakso	100 mSv eikä yhtenäkkään vuonna yli 50 mSv
Ihon keskimääräinen ekvivalenttiannos eniten altistuneella yhden cm² suuruisella ihoalueella / vuosi	500 mSv
Käsien, käsivarsien, jalkaterien ja nilkkojen ekvivalenttiannos / vuosi	500 mSv

Säteilytyöntekijäluokka vaikuttaa altistusolosuhteiden seurannan, henkilökohtaisen annostarkkailun ja terveydentilan seurannan laajuuteen. Luokittelu perustuu arvioon työssä aiheutuvasta säteilyaltistuksesta ja potentiaalisesta altistuksesta. Työntäjän tehtävänä on jakaa työntekijät säteilytyöntekijäluokkiin. (STUK 2023d.) Myöhemmin puhutaan säteilytyöntekijäluokasta lyhyemmin vain säteilyluokkana. Säteilytyöntekijät jaetaan kahteen säteilyluokkaan, A ja B. Työntekijöiden jaottelu eri säteilyluokkiin on tehtävä jo ennen työn aloittamista. Työntekijän luokitusta tulee aika ajoin tarkistaa, kuitenkin vähintään silloin, kun työntekijän tehtävänkuva muuttuu tai toiminnassa tapahtuu muutoin merkittäviä muutoksia. (STUK 2009a, 9.)

Säteilyluokkaan A kuuluvilla työntekijöillä työstä aiheutuva efektiivinen annos voi olla yli 6 mSv vuodessa, silmän mykiön ekvivalenttiannos yli 15 mSv vuodessa tai ihon, käsien, käsivarsien, jalkaterien tai nilkkojen ekvivalenttiannos yli 150 mSv vuodessa (Valtioneuvosto 1034/2018, 34 §). Tällaisia työntekijöitä ovat muun muassa sädehoidossa sekä isotooppiosastolla työskentelevät

henkilöt. Säteilyluokkaan A kuuluvan työntekijän sopivuus kyseiseen luokkaan on varmistettava lääkärintarkastuksella. Tarkastuksen voi tehdä vain lääkäri, joka on saanut STUK:lta hyväksynnän toteuttaa säteilyluokkaan A kuuluvien työntekijöiden terveystarkastuksia. (STUK 2009a, 9; STUK 2023d.)

Säteilyluokkaan B kuuluvat ne säteilytyöntekijät, jotka eivät kuulu luokkaan A. Säteilyluokkaan B kuuluvan säteilytyöntekijän vuosialtistuksen tulee siis olla 1–6 mSv. (STUK 2009a, 9; STUK 2023d.) Kuvantamisyksikön työntekijät kuuluvat tyypillisesti säteilyluokkaan B eikä heillä ole henkilökohtaisia annosmittareita (Larjava & Aarnio 2016, 2324). Säteilytyöntekijän on tärkeää kertoa raskaudesta mahdollisimman pian raskauden toteamisen jälkeen, sillä sikiön ekvivalenttiansios ei saa ylittää 1 mSv vuodessa työnantajalle tehdyn ilmoituksen jälkeen. Säteilytyöntekijä ei voi työskennellä säteilyluokassa A raskauden aikana. Toiminnanharjoittajan on päätettävä edellyttääkö raskaus työtehtävien uudelleenjärjestelyä pienemmän säteilyaltistuksen työhön. (Tapiovaara ym. 2004, 156.)

Henkilökohtaisella annostarkkailulla mitataan ja määritetään ulkoisen ja sisäisen säteilyn aiheuttama säteilyannos yksittäiselle työntekijälle. Säteilyluokan A työntekijöille on järjestettävä henkilökohtainen annostarkkailu kuukauden tarkkailujaksolla. Säteilyluokan B säteilytyöntekijöille suositellaan myös henkilökohtaisen annostarkkailun järjestämistä, mutta tarkkailujakso voi olla pidempi, yleensä kolme kuukautta. Tarkkailun suorittaa hyväksytty annosmittauspalvelu, ja tarkkailun tulokset tallennetaan STUK:n ylläpitämään annosrekisteriin. Annosmittari on aina henkilökohtainen eikä ryhmäannosmittarin käyttöä lasketa henkilökohtaiseksi annostarkkailuksi. (STUK 2023d.)

Altistusolosuhteiden tarkkailua on järjestettävä kaikilla työpaikoilla, joilla käytetään säteilylähteitä tai altistutaan säteilylle. Tarkkailun tarkoituksena on havaita ennalta arvaamattomia poikkeamia työntekijöiden säteilyaltistukseen vaikuttavissa tekijöissä. Tarkkailuun voi kuulua muun muassa säteilyn annosnopeuden mittaamista, kontaminaatiomittauksia työympäristössä sekä turvalaitteiden toimivuuden tarkkailua. Myös ryhmäannosmittarin käyttö kuuluu

altistusolosuhteiden tarkkailuun. On tärkeää tietää, kuka on käyttänyt mittaria ja milloin, jotta tulosta voidaan hyödyntää henkilökohtaisen annostarkkailutarpeen määrittämisessä. (STUK 2023d.)

5.3 Työntekijän säteilyaltistus

Työntekijöiden suojautumistarpeet vaihtelevat eri röntgentutkimuksissa.

Siroavalta säteilyltä voidaan suojautua siirtymällä kauemmaksi potilaasta ja röntgenputkesta, pienentämällä altistusaikaa ja käyttämällä suojana säteilyä vaimentavia materiaaleja esimerkiksi lyijykumiesiliinaa. Yleisesti ottaen kaikki potilaan altistusta pienentävät toimet, kuten kenttäkoon pienentäminen, pienentävät myös tutkimuksen tekijän altistusta. Röntgentutkimuksia tekevien työntekijöiden säteilyannokset eivät yleensä ole kovin suuria. Poikkeuksia ovat henkilöt, jotka tekevät runsaasti sellaisia tutkimuksia tai toimenpiteitä, joissa käytetään paljon säteilyä ja suojautuminen on hankalaa. (Tapiovaara ym. 2004, 156–158.) Tällaisia ovat esimerkiksi yleis- ja kardiologisessa angiografiassa ja muissa läpivalaisutoimenpiteissä työskentelevät lääkärit ja hoitajat. Näissä tutkimuksissa läpivalaisuajat ovat pitkiä ja kuvia otetaan paljon. (Larjava & Aarnio 2016, 2324–2325.)

Tyypillisesti röntgenkuvaukset suoritetaan erillisessä kuvaushuoneessa, joka on suunniteltu suojaamaan tilan ulkopuolisia työntekijöitä ja väestön edustajia säteilyltä (STUK 2023e). Röntgenkuvausta tekevät röntgenhoitajat ovat yleensä erillisessä ohjaustilassa, jossa on lyijylasi-ikkuna kuvauksen oton aikana (Tapiovaara ym. 2004, 157). Laitteiden valvontatilat on suunniteltu siten, etteivät väestöannokset täyty niissä oleskeltaessa (Larjava & Aarnio 2016, 2324). Oleskelu tutkimushuoneessa säteilyn käytön aikana ilman painavaa syytä ei ole hyväksyttävää (Tapiovaara ym. 2004, 157). Jos työntekijöiden läsnäolo on kuitenkin välttämätöntä esimerkiksi potilaan liikkumisen takia, tulee henkilön käyttää liikuteltavia, päälle puettavia säteilynsuojia tai muita saatavilla olevia suojia (Tapiovaara ym. 2004, 158; Larjava & Aarnio 2016, 2324). Tällöin työntekijä voi käyttää myös annosmittaria (Larjava & Aarnio 2016, 2324).

Potilaan liikkumisen estämiseksi tulisi kuitenkin ensisijaisesti käyttää tähän tarkoitukseen sopivia välineitä (Tapiovaara ym. 2004, 157–158).

Jos röntgenlaitteen käytön aikana huoneessa on potilaan lisäksi muita henkilöitä, altistuvat hekin säteilylle. Suurin osa työntekijöiden ja tutkimuksessa avustavien henkilöiden altistuksesta aiheutuu potilaasta sironneesta säteilystä ja pieni osa röntgenputken suojavaipan läpi tulleesta säteilystä. Sironneen säteilyn määrä on lähes verrannollinen käytettävään kenttäkokoon ja voimakkainta röntgenputken puolella. Muut henkilöt kuin potilas eivät saa missään tilanteessa altistua primäärisäteilylle. (Tapiovaara ym. 2004, 156.) Tukihenkilön, kuten omaisen, altistus on pidettävä niin pienenä kuin mahdollista ja tämän lisäksi hänen täytyy olla vähintään 18-vuotias eikä hän saa olla raskaana (Säteilylaki 859/2018, 13:112).

Säteilysuojelussa annosrajojen tarkkailun lisäksi röntgentilojen rakenteellinen säteilysuojaus on optimoitava. Tavanomaisen röntgenhuoneen säteilysuojaus on yleensä riittävä, kun suojuksen paksuus on 1–2 mm lyijyä vastaava suunnissa, joihin ei kohdistu primäärisäteilyä ja 3 mm lyijyä vastaava primäärisäteilyn suunnissa. Käytännössä tutkimushuoneiden säteilysuojaus on yleensä niin hyvä, ettei säteilyä voida havaita ulkopuolisista tiloista herkilläkään säteilymittareilla. (Tapiovaara ym. 2004, 159, 162–163.)

Alueet, joilla altistus voi ylittää jonkin väestön annosrajoista on määritettävä joko valvonta- tai tarkkailualueeksi (Tapiovaara ym. 2004, 160). Valvonta-alueella työskentely edellyttää säteily- tai kontaminaatoriskin takia erityisiä toimia ionisoivalta säteilyltä suojautumiseksi (Valtioneuvosto 1034/2018, 35 §). Valvonta-alueelle pääsyä tulee valvoa ja siellä on noudatettava erillisiä turvaohjeita. Tarkkailualueella on riittävää työolosuhteiden valvonta, jotta säteilyaltistusolosuhteet pysyvät hyväksyttävänä. Röntgendiagnostiikassa valvonta-alueeksi määritellään esimerkiksi röntgenlaitteen lähiympäristö, johon kohdistuu primäärisäteilyä tai sironnutta säteilyä. Ohjaustila ja muut lähialueet kuuluvat tarkkailualueeseen. (Tapiovaara ym. 2004, 160.)

5.4 Ionisoiva säteily ja solu

Ionisoiva säteily voi vahingoittaa eläviä soluja sekä niiden perimää. Ionisoivasta säteilystä aiheutuvat haittavaikutukset pohjautuvat DNA-molekyylin vaurioon. Jopa yhden fotonin tai hiukkasen energia on niin suuri, että se voi osuessaan katkaista solun perimäkoodia kannattavan DNA-ketjun. Näin ollen voidaan todeta, ettei täysin vaaratonta säteilyannosta ole olemassa. Jo hyvin pienikin säteilyannos voi aikaansaada muutoksia solujen perimässä, mikä voi myöhemmin johtaa syövän syntyyn tai geneettisesti esiintyvään haittaan jälkeläisissä. Sillä, onko säteily luonnonmukaista vai keinotekoisia, ei soluvaurion kannalta ole merkitystä. (Paile 2000; STUK 2009b, 2–3; Salminen 2021.)

Säteilyllä on kyky tappaa eläviä soluja. Tiheään uusiutuvat kudokset, kuten iho, limakalvot sekä luuydin ovat herkempiä vaurioitumaan korkean säteilyannoksen seurauksena. Solukuolemaa voi kuitenkin aiheuttaa pienempikin altistus. Terveydelle ei välttämättä aiheudu haittaa pienestä altistuksesta, sillä ympärillä olevat solut jakautuvat ja korvaavat menetetyt solut. Käytännössä puhutaankin säteilyannoksen kynnsarvosta, jonka alapuolella ei kudonvauriota synny. Jos kynnsarvo taas ylittyy, pahenee vaurio nopeasti annoksen kasvaessa. (STUK 2009b, 2.)

5.5 Ionisoivan säteilyn terveysvaikutukset

Ionisoivasta säteilystä aiheutuvat terveysvaikutukset voidaan jakaa kahteen ryhmään: suoriin ja satunnaisiin haittavaikutuksiin. Suorat eli deterministiset vaikutukset ovat varmoja haittavaikutuksia, jotka aiheutuvat laajasta solutuhosta. Satunnaiset eli stokastiset vaikutukset sen sijaan ovat tilastollisia haittoja, jotka aiheutuvat yhdessä solussa tapahtuvasta perimämuutoksesta. (Paile 2002a; STUK 2009b, 2.)

Deterministiset vaikutukset ilmaantuvat, kun altistus ionisoivalle säteilylle on äkillinen ja suuri. Haitat ilmaantuvat yleensä lyhyen ajan sisällä, ja ne pystytään yhdistämään tiettyyn altistukseen. Deterministisiin haittoihin kuuluu muun muassa säteilypalovamma, sädekeuhkokuume, säteily sairaus sekä sikiövaurio. Tällaisia voi esiintyä esimerkiksi sädehoidon yhteydessä. (Paile 2002a; STUK 2009b, 5.) Saadun säteilyannoksen kasvaessa myös haitta-aste kasvaa merkittävästi. Annoksen ollessa riittävän suuri deterministinen haitta on varmaa. Haittavaikutuksia ei kuitenkaan synny laisinkaan, jos säteilyannos jää asetetun kynnsarvon alapuolelle. Säteilyn annosnopeus vaikuttaa sekä haitta-asteeseen että kynnsarvoon ratkaisevasti. Jos suuri säteilyannos saadaan pitkällä aikavälillä, on kynnsarvo haitan kehittymiselle suuri. Tällöin myös aiheutunut haitta jää pienemmäksi. (Paile 2002a.)

Säteilysuojelussa on tärkeää determinististen haittojen esiintymisen estäminen (STUK 2023c). Säteilylähteiden käyttö vaatii hyvää koulutusta, säteilyn vaikutusten tuntemista ja turvallista työskentelytapaa. Säteilyä ei voida havaita ihmisaistein ja muutokset, kuten säteilyvamma kehittyvät vähitellen. Vakavia säteilyvammoja ei ole sattunut Suomessa, mutta maailmalla niitä tapahtuu vuosittain. Niinpä säteilylähteitä on vahdittava tarkasti ja pidettävä ulkopuolisten ulottumattomissa. (Salminen 2021.)

Stokastiset vaikutukset voivat saada alkunsa jo hyvin pienestäkin altistuksesta. Kokonaisriskiin vaikuttaa koko yksilön elämän aikana kertynyt kumulatiivinen annos. Näin ollen haittaa ei voida yleensä yhdistää tiettyyn altistukseen. Haitat ilmaantuvat yleensä useita vuosia altistuksen jälkeen. Stokastisiin haittoihin kuuluvat syöpä ja perinnölliset haitat. (Paile 2002a; STUK 2009b, 5.) Toisin kuin deterministisillä vaikutuksilla, stokastisilla haitoilla ei ole kynnsarvoa. Myöskään haitta-aste ei johdu saadusta säteilyannoksesta. Säteilyannoksen kasvaessa ainoastaan haitan todennäköisyys kasvaa. (Paile 2002a.)

Perinnöllinen haitta siirtyy seuraavalle sukupolvelle. Mahdollinen haitta riippuu perimämuutoksen laadusta. (Salminen 2021.) Epidemiologisissa tutkimuksissa ei ole voitu osoittaa säteilyn aiheuttavan ihmiselle periytyviä haittoja. Haittojen syntymistodennäköisyys on pieni, ja normaalit epidemiologiset menetelmät eivät

ole riittävän herkkiä havaitsemaan niitä. Kuitenkin kokeelliset tutkimukset kasveilla ja eläimillä osoittavat kiistattomasti, että säteily aiheuttaa periytyviä geneettisiä haittoja. (Rytömaa 2003, 119.) Samankaltaisia geenimuutoksia esiintyy joka sukupolvessa muutenkin, joten säteilyn aiheuttamia muutoksia perimään ei voida erottaa muista syistä aiheutuneista muutoksista. Virheelliset sukusolut ja alkiot myös karsiintuvat helposti pois luonnostaan eikä niistä synny jälkeläisiä. (Salminen 2021.)

5.6 Ionisoiva säteily ja raskaus

Joskus röntgentutkimus on tarpeellinen raskaana olevalle naiselle, tai raskaus voi selvitä vasta röntgentutkimuksen jälkeen (Tapiovaara ym. 2004, 152).

Raskaudenaikainen säteilyaltistus voi herättää huolta tai jopa pelkoa mahdollisesta säteilystä aiheutuneesta sikiön kehitysvammasta (Paile 2002b, 132). Raskauden aikana onkin vältettävä ylimääräistä altistusta säteilylle. Ensisijaisena syynä ei ole kuitenkaan sikiön kehityshäiriöiden riski, vaan sikiökauden aikana saadun säteilyaltistuksen mahdollinen lisäriski syöväälle syntyvän lapsen elinaikana. (Salminen 2021.) Kehittyvä sikiö on herkkä säteilylle, koska sikiön solut jakautuvat vilkkaasti (Paile 2002b, 132). Säteilyn aiheuttamaan haittaan raskauden aikana vaikuttaa säteilyannoksen suuruus, säteilyn annosnopeus ja raskauden vaihe (Paile 2002b, 132; Lantto 2019).

Säteilyn vaikutuksesta alkion kehitys voi myös keskeytyä kokonaan ennen sen kiinnittymistä kohdunseinämään ja näin ollen johtaa raskauden keskeytymiseen. Jos raskaus kuitenkin jatkuu, sikiö kehittyy todennäköisesti normaalisti ja lapsi syntyy terveenä. (Paile 2002b, 133; Lantto 2019.) Sikiön riski kehityshäiriöille on suurimmillaan varhaisen sikiökehityksen aikana ja vastaavasti pienin raskauden viimeisellä kolmanneksella (Lantto 2019). Herkässä kehitysvaiheessa suurelle ja äkilliselle säteilyannokselle altistuneesta sikiöstä saattaa syntyä pienipäinen, pienikokoinen ja henkisesti jälkeenjäänyt lapsi. Alhaisemmasta annoksesta voi mahdollisesti seurata lievästi alentunut älykkyys. (Salminen 2021.)

Edellä kuvattuja deterministisiä sikiövaurioita ei synny, jos säteilyannos ei ole ylittänyt tiettyä kynnyksarvoa (Paile 2002b, 137). Sikiön synnynnäisissä epämuodostumissa kynnyksarvo on $\geq 100\text{--}200$ mGy. Deterministisen haitan riski on olematon alle 50 mGy:n annoksilla. Sikiöön kohdistuvat säteilyannokset ovat kuitenkin huomattavasti kynnyksarvoa pienempiä diagnostisissa kuvantamistutkimuksissa eivätkä näin ollen lisää kehityshäiriöiden riskiä. Esimerkiksi keuhkojen tai raajojen natiiviröntgentutkimuksesta sikiön saama keskimääräinen säteilyannos on alle 0,002 mGy ja vatsan AP-suunnan natiivikuvauksessa keskimääräinen säteilyannos on 1–3 mGy. (Lantto 2019.) Röntgentutkimuksesta sikiölle aiheutuva haitta on lähes olematon tutkimuksen kohdentuessa alueelle, joka on kaukana kohdusta. Tällaisia kuvauskohteita ovat esimerkiksi äidin pää, raajat, sydän ja keuhkot. Vatsa ja lantion alueen tutkimuksissa sikiön säteilyaltistus on suurempi. (Tapiovaara ym. 2004, 154.)

Kohdussa saatu säteilyaltistus saattaa aiheuttaa sikiölle stokastista haittaa (Paile 2002b, 137). Kohdussa saadun säteilyaltistuksen lisäys elinaikaiseen syöpäriskiin on suurempi ensimmäisen raskauskolmanneksen aikana verrattuna toiseen ja kolmanteen kolmannekseen (Pääkkö & Ijäs 2020, 308–309). Äideille tehtyjen raskaudenaikaisten röntgentutkimuksen jälkeen syntyville lapsille ilmenneistä lapsuudenajan syöivistä on kerätty tutkimustietoa ja määritelty riskiarviota. Sikiön riski saada lapsuusiän syöpä raskaudenaikaisen säteilyaltistuksen myötä on arvioitu olevan noin 6 prosenttia yhtä sievertiä kohti. Tämän mukaan sikiön riski olisi noin 1:17 000, kun sikiö on saanut 1 mSv annoksen. Normaalisti noin yksi lapsi viidestäsadasta sairastuu syöpään ennen kymmenen vuoden ikää. Kymmenen millisievertin annoksella sikiön lapsuuden aikaisen syövän riski kasvaa jo noin 30 prosenttia. (Paile 2002b, 137.) Luonnon säteilystä aiheutuu sikiölle koko raskauden aikana noin 1 mSv annos. (Paile 2002b, 132; Lantto 2019).

Suunniteltaessa sukukypsälle naiselle röntgentutkimusta lääkärin on tiedusteltava, onko potilas raskaana tai voiko tähän olla mahdollisuus (Paile 2002b, 138). Raskaana olevan naisen kohdalla tulee harkita mahdollisuutta siirtää röntgentutkimus tehtäväksi vasta synnytyksen jälkeen tai raskauden

loppupuoliskolle, tai tutkimuksen korvaamista tutkimusmenetelmällä, jossa ei käytetä ionisoiva säteilyä, kuten ultraäänellä tai magneettikuvauksella (Paile 2002b, 138; Tapiovaara ym. 2004, 154). Jos tutkimus kuitenkin todetaan tarpeelliseksi, tutkimus tehdään mahdollisimman pienellä sikiön annoksella. Tämä voidaan toteuttaa esimerkiksi rajoittamalla otettavien kuvien määrää. (Paile 2002b, 138.) Sikiön arvioitu säteilyannos ja muut altistukseen vaikuttavat oleelliset tiedot merkitään potilaan asiakirjoihin (Tapiovaara ym. 2004, 154). Joskus röntgenkuvauksen tekemättä jättämisestä voi olla sikiölle enemmän haittaa kuin kuvauksesta aiheutuvasta säteilyannoksesta. Röntgentutkimuksesta aiheutuva säteilyaltistus ei ole juuri milloinkaan aihe raskauden keskeyttämisen harkinnalle. (Paile 2002b, 138.) Röntgentutkimuksen suorittajan on vielä varmistettava potilaan raskauden mahdollisuus ennen tutkimuksen aloittamista. Jos mahdollisuudesta ei olla varmoja, tulee potilaaseen suhtautua kuin raskaana olevaan. (Tapiovaara ym. 2004, 154.)

6 Toteutus

6.1 Toiminnallinen opinnäytetyö ja kehitystoiminnan malli

Kehittämistoimintaa voidaan pitää yläkäsitteenä esimerkiksi toiminnalliselle opinnäytetyölle (Salonen ym. 2017, 7). Toiminnallisen opinnäytetyön lopullisena tuotoksena on aina jokin konkreettinen tuote (Vilkkä & Airaksinen 2003, 51). Tuotos voi olla esimerkiksi malli, opas, esite, perehdytyskansio tai prosessikuvaus (Salonen 2013, 5–6). Toiminnallisessa opinnäytetyössä, esimerkiksi tuote tai tapahtuma tehdään aina jonkun käytettäväksi, koska tavoitteena on ihmisten osallistuminen toimintaan tai toiminnan selkeyttäminen oppaan tai ohjeistuksen avulla. Kohderyhmän täsmällinen määrittäminen vaikuttaa tuotteen sisältöön tehtyihin ratkaisuihin. Opinnäytetyön raportoinnissa on käsiteltävä tuotoksen saavuttamiseen käytettyjä keinoja. (Vilkkä & Airaksinen 2003, 38, 40, 51.)

Kehittämisosaaaminen ja innovatiivisuus ovat yhä tärkeämpiä ammatillisia kvalifikaatioita työelämässä. Kehittämisessä on pitkälti kysymys toiminnassa oppimisesta. (Salonen ym. 2017, 6.) Kehittämistoiminnan lineaarisessa mallissa työskentelyvaiheet seuraavat toisiaan laaditun kehittämissuunnitelman mukaisesti. Työskentely etenee tavoitteen määrittelystä suunnitteluun, toteutukseen, prosessin päättämiseen ja lopuksi arviointiin. Tässä mallissa ei ole oteta kovin hyvin huomioon tekijöitä, jotka voivat muuttaa projektin etenemistä. (Salonen 2013, 14–15.)

Kehittämistoiminnan konstruktivistisessä näkökulmassa painottuu kehittämistoiminnan syklisyys ja kehittäjien täysivaltainen toimijuus. Tieto ja ymmärrys rakentuvat keskusteluiden, suunnittelun ja kokeilemisen kautta. (Smith 2015, Salonen ym. 2017, 31 mukaan.) Kehittämistoiminnan syklisessä tai spiraalimallissa on kyse toiminnassa oppimisesta, ja reflektiivisyys, arviointi sekä vuorovaikutus ovat oleellisia (Salonen ym. 2017, 52). Spiraalimallissa kehittäminen kuvataan jatkuvana syklinä eli spiraalina. Kehittämistoiminnan spiraalimallissa tunnistetaan ja otetaan huomioon kehittämistoiminnan

inhimilliset, kulttuuriset ja sosiaaliset piirteet. Spiraalimallin mukainen kehittämistoiminta sisältää arviointia; paluuta ja pysähtymistä; sekä kehittämistehtävien, sisältöjen ja toimenpiteiden uudelleensuuntaamista ja tarkentamista. Spiraalimalli huomioi paremmin ihmisen toimijana ja tunnistaa hänet oppijana ja luovana toimijana. Malliin sisältyy myös pienten askelten työskentely -etenemistapa, jossa kaikkea ei voida suunnitella etukäteen vaan asiat tarkentuvat työskentelyn aikana. (Salonen 2013, 15, 14.)

Tämä opinnäytetyö toteutettiin toiminnallisena opinnäytetyönä, johon sisältyi kehittämistyö. Opinnäytetyön kehittämistoiminnan mallina toimi spiraalimalli, koska prosessin eri vaiheissa palattiin aiempiin vaiheisiin ja tehtiin muutoksia. Opinnäytetyön tuotos esimerkiksi muuttui suunnitelmassa kuvatusta. Opinnäytetyöprosessiin kuului myös paljon keskustelua, yhdessä pohtimista ja itsearviointia opinnäytetyön tekijöiden kesken. Spiraalimalli huomioi hyvin prosessin mahdollisen muutoksen ja inhimilliset tekijät.

6.2 Itseopiskelumateriaali

Opinnäytetyön kehittämistyönä tuotettiin itseopiskelumateriaali röntgensäteilyn perusteista. Itseopiskelumateriaali soveltuu ensimmäisen vuoden röntgenhoitajaopiskelijoille tai opinnoissaan edistyneemmille opiskelijoille, jotka haluavat kerrata röntgensäteilyn perusteet. Opinnäytetyön tekijät kokivat, että tämänkaltainen itseopiskelumateriaali olisi ollut hyödyllinen esimerkiksi ennen Säteilyturvallisuusvastaava-opintojaksoa, koska röntgensäteilyn perusteet olivat myöhemmässä vaiheessa opintoja päässeet unohtumaan.

Itseopiskelumateriaali sisältää tietoa muun muassa röntgensäteilyn muodostumisesta, säteilyn vuorovaikutuksista aineen kanssa, potilaan säteilyaltistuksesta, säteilyn mittaamisesta sekä säteilyn terveysvaikutuksista ja säteilysuojelusta. Opiskelija voi halutessaan lukea koko opiskelumateriaalin tai vain valitsemansa osion. Opiskelumateriaali koostettiin opinnäytetyöraportissa kuvatusta teoriapohjasta Wordilla ja julkaistaan pdf-tiedostomuodossa. Opiskelumateriaali sisältää havainnollistavia kuvia ja taulukoita.

Opiskelumateriaalista löytyy myös lyhenteiden ja sanojen selitykset sekä sisällysluettelo. Opiskelumateriaali on tarkoitettu ensisijaisesti itsenäiseen opiskeluun näyttöpäätteeltä. Opiskelumateriaali jää Turun ammattikorkeakoulun röntgenhoitajakoulutuksen käyttöön eikä sitä julkaista opinnäytetyöraportin liitteenä.

7 Pohdinta

7.1 Eettisyys ja luotettavuus

Opinnäytetyö on opiskelijan oppimisprosessi, jonka on tarkoitus edistää asiantuntijuutta, ammatillista kehittymistä ja työelämätaitoja.

Ammattikorkeakoulujen rehtorineuvosto (ARENE) on antanut suositukset eettisestä ja hyvän tieteellisen käytännön mukaisesta opinnäytetyöprosessista. (ARENE 2020a, 6, 3.) Yhteisillä suosituksilla edistetään hyvää tieteellistä käytäntöä, ennaltaehkäistään tieteellistä epärehellisyyttä sekä parannetaan opinnäytetöiden laatua (ARENE 2020b, 2). Suositukset on tarkoitettu pääasiassa tutkimuksellisille opinnäytetöille, mutta niitä voidaan käyttää soveltuvin osin myös muun tyyppisiin opinnäytetöihin (ARENE 2020a, 3).

Ammattikorkeakoulut ovat sitoutuneet noudattamaan Tutkimuseettisen neuvottelukunnan (TENK) ”Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa” -ohjetta eli HTK-ohjetta. HTK-ohje on suomalaisessa tiedeyhteisössä sovittu yhteinen tutkimuseettinen ohje. (ARENE 2020a, 4, 8.) Ohjeella pyritään edistämään hyvää tieteellistä käytäntöä ja ehkäisemään siihen kohdistuvia loukkauksia kaikilla tieteenaloilla. Hyvän tieteellisen käytännön perusperiaatteet ovat luotettavuus, rehellisyys, arvostus ja vastuunkanto. (TENK 2023, 6, 11.) Opinnäytetyölle tehtiin asianmukainen opinnäytetyösuunnitelma ja opinnäytetyösopimus.

Opinnäytetöissä tulee noudattaa hyvää tieteellistä käytäntöä ja opinnäytetyön tekijä on itse vastuussa työnsä eettisyydestä (ARENE 2020a, 7, 17).

Opinnäytetyötä on tehty huolellisesti ja kunnioitettu kirjallisuuden lähteiden alkuperäistä työtä. Lähteisiin on viitattu asianmukaisella tavalla. Lähteiden valinnassa ja tulkinnassa on hyödynnetty lähdekritiikkiä. Lähteinä on käytetty röntgenhoitajakoulutuksessa aiemminkin käytettyjä, opinnäytetyön tekijöiden luotettavaksi arvioimia lähteitä, kuten STUK:n julkaisuja. Käytetyt lähteet ovat suomenkielisiä. Opinnäytetyön luotettavuutta olisi parantanut kansainvälisten tieteellisten julkaisujen käyttäminen lähteinä.

Osa opinnäytetyössä käytetyistä lähteistä on julkaistu 2000-luvun alkupuolella, joten ne ovat jo aika vanhoja. Mielestämme ne soveltuivat kuitenkin riittävän hyvin röntgensäteilyn perusteiden kuvaamiseen. Osa lähteiden kuvaamista tiedoista on voinut vanhentua, esimerkiksi lähteissä kuvatut röntgenlaitteistot ovat muuttuneet ja tekniikka kehittynyt. Myös säteilyn käytön lainsäädäntö on uudistettu tämän jälkeen ja säteilyn terveysvaikutuksista saadaan koko ajan tarkempaa tietoa tutkimusten myötä. Olennaisia tietoja esimerkiksi säteilyannoksista, annosrajoista ja vertailutasoista on kuitenkin tarkistettu muista lähteistä ja muutettu lähteiden kuvaamista tiedoista ajantasaisiksi.

Hyvän tieteellisen käytännön loukkaukset ovat epäeettistä tai epärehellistä toimintaa ja ne tulee käsitellä asianmukaisesti (ARENE 2020a, 7).

Opinnäytetyön tekijät ovat tietoisia, että opinnäytetyö tarkistetaan plagiaatintunnistusjärjestelmässä ennen kuin se lähetään arvioitavaksi. Plagioinnilla tarkoitetaan luvatonta lainaamista eli toisen henkilön tuottaman sisällön vilpillistä käyttöä ilman alkuperäisen lähteen asianmukaista mainitsemista (ARENE 2020a, 23). Luvaton lainaaminen on aina hyvän tieteellisen käytännön vastaista (Hirsjärvi ym. 2009, 122).

Plagiaatintunnistusjärjestelmän käytöllä varmistetaan opinnäytetyön alkuperäisyys ja lähdeviitteiden hyvä tieteellinen käyttö (ARENE 2020a, 7).

Opinnäytetyö on viranomaisen asiakirja, joka on pääsääntöisesti julkinen (ARENE 2020a, 13). Tämä opinnäytetyö ei sisällä salassa pidettävää tietoa. Valmis opinnäytetyö julkaistaan kaikille avoimessa Theseus-julkaisuarkistossa (ARENE 2020a, 10) opinnäytetyön tuotosta lukuun ottamatta. Theseus on ARENE:n tarjoama palvelu, jossa on saatavilla Suomen ammattikorkeakoulujen opinnäytetöitä ja julkaisuja verkossa (Theseus 2023a). Theseuksen työt noudattavat Open Access -periaatetta eli ne ovat vapaasti luettavissa, ladattavissa ja linkitettävissä. Tekijänoikeudet jäävät opinnäytetyön tekijöille julkaisemisen jälkeen. (Theseus 2023b.)

7.2 Opinnäytetyöprosessi

Opinnäytetyön aiheen valintaa aloitettiin pohtimaan syksyllä 2021 ja opinnäytetyösuunnitelma esitettiin joulukuussa 2021. Syksyllä 2023 alkoi tiiviimpi yhteistyö opinnäytetyön tekijöiden välillä ja opinnäytetyöraportin tehokkaampi työstäminen. Senhetkisen raportin perusteella ja opinnäytetyön ohjaajan kanssa käydyn keskustelun pohjalta päädyttiin muuttamaan tuotos itseopiskelumateriaaliksi röntgensäteilyn perusteista. Opinnäytetyön raportti esitettiin marraskuussa 2023 ja julkaistaan arvioinnin jälkeen Theseuksessa.

Haasteina opinnäytetyön raportin kirjoittamisessa oli muun muassa aiheen rajaaminen ja aikataulujen yhteensovittaminen opinnäytetyön tekijöiden kesken. Emme ole aiemmin kirjoittaneet näin laajaa kirjallista työtä, joten se toi omat hankaluutensa. Opinnäytetyöhön tehtiin muutamia aiherajauksia. Opinnäytetyössä keskityttiin natiivikuvaukseen ja röntgensäteilyn teorian perusteisiin. Opinnäytetyössä ei siis kuvattu muita radiologian kuvantamismenetelmiä paitsi lyhyesti ohimennen. Opinnäytetyössä ei myöskään kerrottu hiukkassäteilystä, johon kuuluu esimerkiksi alfa- ja beetasäteily. Opinnäytetyössä ei käsitelty oppimiseen tai opiskelumateriaalin kehittämiseen liittyvää teoriaa, jotta opinnäytetyö ei laajenisi entisestään.

Kehitetty itseopiskelumateriaali on laaja tietopaketti röntgensäteilyn perusteista, säteilysuojelusta ja muista näihin liittyvistä aiheista, joten opinnäytetyön tavoite röntgenhoitajaopiskelijoiden tietämyksen vahvistamisesta on tältä osin saavutettu. Itseopiskelumateriaalia olisi voitu kehittää enemmän, jos sitä olisi esitettävä röntgenhoitajaopiskelijoilla. Saatua palaute olisi voinut auttaa esimerkiksi muokkaamaan materiaalia joiltakin osin. Kuitenkin opinnäytetyöraporttiin ja tuotokseen saatiin palautetta ohjaavalta opettajalta ja opponoivilta opiskelijoilta. Itseopiskelumateriaali ei sisällä ollenkaan tehtäviä, joten tällaisten kehittäminen voisi olla jatkokehitysehdotuksena toiselle opinnäytetyölle. Samankaltainen opiskelumateriaali voisi olla myös jollakin digitaalisella oppimisalustalla, jolloin opiskelija voisi nähdä edistymisensä

materiaalissa, esimerkiksi milloin hän on lukenut tietyn osion. Ehkä tämä voisi motivoida opiskelijaa enemmän.

Opinnäytetyöraportin työstäminen opetti itsenäiseen lähteiden arviointiin ja kirjoittamiseen. Tulevaisuudessa osaamme paremmin esimerkiksi hakea tietoa, hyödyntää lähdemerkintöjä ja kirjoittaa näyttöön perustuen. Olemme oppineet myös tekemään yhteistyötä opinnäytetyöprosessin aikana. Opinnäytetyön aikana olemme oppineet itsekkin lisää röntgensäteilyn perusteista ja muun muassa säteilysuojeluun liittyvästä lainsäädännöstä sekä muista ohjeistuksista. Näin olemme kehittäneet omaa ammatillista osaamistamme näiltä alueilta. Perusasioiden kertaus on varmasti paikallaan röntgenhoitajan ammatissa aina väliajoin.

Lähteet

ARENE. 2020a. Ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettiset suositukset. Helsinki: Ammattikorkeakoulujen rehtorineuvosto Arene ry. Viitattu 31.10.2023. https://www.arene.fi/wp-content/uploads/Raportit/2020/AMMATTIKORKEAKOULUJEN%20OPINN%C3%84YTET%C3%96IDEN%20EETTISET%20SUOSITUKSET%202020.pdf?_t=1578480382.

ARENE. 2020b. Vastuullinen opinnäytetyö. Ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettiset suositukset. Esitysmateriaali. Helsinki: Ammattikorkeakoulujen rehtorineuvosto Arene ry. Viitattu 2.11.2023. https://www.arene.fi/wp-content/uploads/Raportit/2020/Arenen%20ONT%20eettiset%20ohjeet%20esitysmateriaali%202020.pdf?_t=1578486373.

Blanco Sequeiros, R. 2017. Radiologisten tutkimusten oikeutus ja säteilyn käytön periaatteet. Teoksessa Blanco Sequieros, R.; Koskinen, S.; Aronen, H. J.; Lundbom, N.; Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Oppiportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 25.8.2023. <https://www.oppiportti.fi/op/krd00103/do>.

Blanco Sequeiros, R. & Lundbom, N. 2017. Tutkimusmenetelmien erityispiirteitä. Teoksessa Blanco Sequieros, R.; Koskinen, S.; Aronen, H. J.; Lundbom, N.; Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Oppiportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 25.8.2023. <https://www.oppiportti.fi/op/krd00104/do#s5>.

Duodecim. n. d. Hakusana: diagnostiikka. Lääketieteen termit ja sanakirjat. Terveysportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 15.11.2023. <https://www.terveysportti.fi/apps/sanakirjat/0/diagnostiikka>.

Goel, A; Wilczek, M & Chieng, R ym. 2023. Flat panel detector. Reference article, Radiopaedia.org. Viitattu 15.11.2023. <https://doi.org/10.53347/rID-26365>.

Hirsjärvi, S.; Remes, P.; Sajavaara, P. & Sinivuori, E. 2009. Tutki ja kirjoita. 15. painos. Helsinki: Tammi.

Lammentausta, E. 2017. Ionisoivan säteilyn fysiikka. Teoksessa Blanco Sequieros, R.; Koskinen, S.; Aronen, H. J.; Lundbom, N.; Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Oppiportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 27.8.2023.

<https://www.oppiportti.fi/op/krd01402/do>.

Lantto, E. 2019. Äidin kuvantaminen raskauden aikana. Teoksessa Tapanainen, J.; Heikinheimo, O. & Mäkikallio, K. (toim.) Naistentaudit ja synnytykset. 6. päivitetty painos. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Vaatii käyttöoikeuden. Oppiportti. Viitattu 6.12.2023.

<https://www.oppiportti.fi/op/njs15100/do>.

Larjava, H. & Arnio J. 2016. Tarvitaanko säteilysuojaa vielä? Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim. Vol. 132, No 24, 2324–2328. Viitattu 10.11.2023.

<https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo13460.pdf>.

Kiwa. n. d. Mitä kalibrointi tarkoittaa? Viitattu 7.11.2023. Kiwa.com/fi -sivusto.

[https://www.kiwa.com/fi/fi/palvelutyypit/tarkastus-ja-](https://www.kiwa.com/fi/fi/palvelutyypit/tarkastus-ja-varmennus/mittauslaitteiden-kalibrointi/mita-kalibrointi-on/)

[varmennus/mittauslaitteiden-kalibrointi/mita-kalibrointi-on/](https://www.kiwa.com/fi/fi/palvelutyypit/tarkastus-ja-varmennus/mittauslaitteiden-kalibrointi/mita-kalibrointi-on/).

Nieminen, M. 2017a. Röntgensäteilyyn perustuvat menetelmät. Teoksessa Blanco Sequieros, R.; Koskinen, S.; Aronen, H. J.; Lundbom, N.; Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Oppiportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 28.8.2023.

<https://www.oppiportti.fi/op/krd01403/do>.

Mehiläinen. n. d. Mammografia. Mehiläinen. fi -sivusto. Viitattu 15.11.2023.

<https://www.mehilainen.fi/kuvantamistutkimukset/mammografia>.

Mustonen, R & Salo A. 2002. Säteily ja solu. Teoksessa W. Paile (toim.) Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 27–41.

<https://stuk.fi/documents/150192312/162661266/kirja4-2-sateilyn-terveysvaikutukset-sateily-ja-solu.pdf/960fa8dc-9017-ebb7-8cf5-58f77c3d45a9/kirja4-2-sateilyn-terveysvaikutukset-sateily-ja-solu.pdf?t=1684851452588>.

Nieminen, M. 2017b. Säteilysuojelusäädöstö. Teoksessa Blanco Sequieros, R.; Koskinen, S.; Aronen, H. J.; Lundbom, N.; Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Oppiportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 29.8.2023. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01602/do>.

Nieminen, M.; Oikarinen, H. 2017. Säteilysuojelu ja optimointi. Teoksessa Blanco Sequieros, R.; Koskinen, S.; Aronen, H. J.; Lundbom, N.; Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Oppiportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 29.8.2023. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01601/do>.

Nieminen, M.; Lammentausta, E. & Saarakkala, S. 2017. Johdanto radiologisen kuvantamisen fysiikkaan ja tekniikkaan. Teoksessa Blanco Sequieros, R.; Koskinen, S.; Aronen, H. J.; Lundbom, N.; Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Oppiportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 27.8.2023. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01401/do>.

Oral Hammaslääkärit. n. d. Hampaiden röntgenkuvaus. Oral.fi -sivusto. Viitattu 15.11.2023. <https://www.oral.fi/palvelut/hampaiden-rontgenkuvaus/>.

Paile, W. 2002a. Säteilyn haittavaikutusten luokittelu. Teoksessa W. Paile (toim.) Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 43–46. Viitattu 5.10.2023. <https://stuk.fi/documents/150192312/162661266/kirja4-3-sateilyn-terveysvaikutukset-haittavaikutusten-luokittelu.pdf/4bbb1a6-d24d-195a-65b8-3cb80009c9a6/kirja4-3-sateilyn-terveysvaikutukset-haittavaikutusten-luokittelu.pdf?t=1684851453155>.

Paile, W. 2002b. Säteily ja raskaus. Teoksessa W. Paile (toim.) Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 131–139. Viitattu 5.12.2023. <https://stuk.fi/documents/150192312/162661266/kirja4-9-sateilyn-terveysvaikutukset-raskaus.pdf/81e13f3c-ffc9-f6a7-a017-619d38e98232/kirja4-9-sateilyn-terveysvaikutukset-raskaus.pdf?t=1684851455415>.

Paile, W. 2000. Ionisoivan säteilyn haitat. Lääketieteellinen aikakausikirja Duodecim. Vol. 116, No 6, 660–663. Viitattu 1.10.2023. <https://www.duodecimlehti.fi/duo91423>.

Pääkko, E. & Ijäs, H. 2020. Akuutin vatsan kuvantaminen raskauden aikana. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim. Vol. 136, No 3, 307–313. Viitattu 6.12.2023. <https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo15371.pdf>.

Rantanen, E. 2000. Säteilyn ja radioaktiivisuuden suureet ja yksiköt sekä annoksen mittaaminen. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim. Vol. 116, No 6, 657–659. Viitattu 16.10.2023. <https://www.ebm-guidelines.com/xmedia/duo/duo91422.pdf>.

Ruonala, V. 2022. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2021. Terveysturvallisuuden valvontaraportti. STUK-B 295. Vantaa: Säteilyturvakeskus. Viitattu 15.10.2023. <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/145428/STUK-B-295-Radiologisten-tutkimusten-m%c3%a4%c3%a4r%c3%a4t-vuonna-2021.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

Rytömaa, T. 2003. Säteilyriskit ja niiden torjuminen. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim. Vol. 119, No 2, 113–121. Viitattu 31.8.2023. <https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo93381.pdf>.

Saarakkala, S. & Nieminen, M. 2017. Radiologinen kuvan laatu. Teoksessa Blanco Sequieros, R.; Koskinen, S.; Aronen, H. J.; Lundbom, N.; Vanninen, R. & Tervonen, O. (toim.) Kliininen radiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Oppiportti. Vaatii käyttöoikeuden. Viitattu 29.8.2023. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01408/do#s4>.

Salminen, E. 2021. Säteily ja terveys. Lääkärikirja Duodecim. Kustannus Oy Duodecim. Terveyskirjasto.fi -sivusto. Viitattu 30.8.2023. <https://www.terveyskirjasto.fi/dlk01082>.

Salonen, K.; Eloranta, S.; Hautala, T. & Kinos, S. 2017. Kehittämistoiminta ja kehittämisen menetelmiä ammatillisessa korkeakoulutuksessa. Turun ammattikorkeakoulun oppimateriaaleja 108. Turku: Turun ammattikorkeakoulu. Viitattu 25.10.2023. <https://julkaisut.turkuamk.fi/isbn9789522166494.pdf>.

Salonen, K. 2013. Näkökulmia tutkimukselliseen ja toiminnalliseen opinnäytetyöhön: Opas opiskelijoille, opettajille ja TKI-henkilöstölle. Turun ammattikorkeakoulun puheenvuoroja 72. Turku: Turun ammattikorkeakoulu. Viitattu 25.10.2023. <https://julkaisut.turkuamk.fi/isbn9789522163738.pdf>.

Sandberg, J. & Paltemaa, R. 2002. Ydin- ja säteilyfysiikan perusteet. Teoksessa T. K. Ikäheimonen (toim.) Säteily ja sen havaitseminen. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 11–63. Viitattu 15.11.2023.

<https://stuk.fi/documents/150192312/162661266/kirja1-1-sateily-ja-sen-havaitseminen-perusteet.pdf/2197ed47-bc24-6105-e69f-4de6225397ee/kirja1-1-sateily-ja-sen-havaitseminen-perusteet.pdf?t=1684851439543>.

Siiskonen, T (toim.) 2020. Suomalaisten keskimääräinen efektiivinen annos vuonna 2018. STUK-A263. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 15.10.2023. https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/139611/Suomalaisten_keskima%20a%20ra%20inen_efektiivinen_annos_vuonna_2018.pdf?sequence=6.

Smith, K. 2015. Constructivist Design Theory. The University of Memphis. Viitattu 30.10.2023.

<http://www.kevindsmith.org/uploads/1/1/2/4/11249861/idt7074-constructivist-design-theory-kevin-smith.pdf>.

STUK. 2023a. Säteilyn käyttö lääketieteessä. Stuk.fi -sivusto. Viitattu 18.8.2023. <https://stuk.fi/sateilyn-kaytto-laaketieteessa>.

STUK. 2023b. Mitä säteily on? Stuk.fi -sivusto. Viitattu 18.8.2023. <https://stuk.fi/mita-sateily-on>.

STUK. 2023c. Säteilyn terveyshaittojen torjuminen. Stuk.fi -sivusto. Viitattu 18.8.2023. <https://stuk.fi/sateilyn-terveyshaittojen-torjuminen>.

STUK. 2023d. Työntekijän säteilyaltistus ja terveydentilan seuranta. Stuk.fi -sivusto. Viitattu 21.8.2023. <https://stuk.fi/tyontekijan-sateilyaltistus-ja-terveydentilan-seuranta>.

STUK. 2023e. Röntgentilojen säteilysuojaus terveydenhuollossa ja eläinlääkinnässä. Stuk.fi -sivusto. Viitattu 21.8.2023. <https://stuk.fi/rontgentilojen-sateilysuojaus>.

STUK. 2023f. Säteilymittaukset ja hyväksynnät. Stuk.fi -sivusto. Viitattu 21.8.2023. <https://stuk.fi/sateilymittaukset-ja-hyvaksynnat>.

STUK. 2023g. Suomalaisen keskimääräinen säteilyannos. Stuk.fi -sivusto. Viitattu 24.10.2023. <https://stuk.fi/suomalaisten-keskimaarainen-sateilyannos>.

STUK S/4/2019. Säteilyturvakeskuksen määräys oikeutusarvioinnista ja säteilysuojelun optimoinnista lääketieteellisessä altistuksessa. Helsingissä 4 päivänä huhtikuuta 2019. Määräys. Viitattu 15.10.2023. Saatavilla sähköisesti osoitteessa <https://www.stuklex.fi/fi/maarays/stuk-s-4-2019>.

STUK S/4/2019. Liite 6. Saatavilla Säteilyturvakeskuksen määräys oikeutusarvioinnista ja säteilysuojelun optimoinnista lääketieteellisessä altistuksessa. Helsingissä 4 päivänä huhtikuuta 2019. Määräys. Liitteet 1–7, 21–22. Stuklex.fi -sivusto. Viitattu 15.10.2023. https://www.stuklex.fi/fi/STUK-S-4-2019_liite.pdf.

STUK S/4/2019. Liite 7. Saatavilla Säteilyturvakeskuksen määräys oikeutusarvioinnista ja säteilysuojelun optimoinnista lääketieteellisessä altistuksessa. Helsingissä 4 päivänä huhtikuuta 2019. Määräys. Liitteet 1–7, 23–27. Stuklex.fi -sivusto. Viitattu 31.10.2023. https://www.stuklex.fi/fi/STUK-S-4-2019_liite.pdf.

STUK. 2016. ST 1.9, Säteilytoiminta ja säteilymittaukset, 23.11.2016. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 9.11.2023. <https://www.finlex.fi/data/normit/31957/ST1-9.pdf>.

STUK. 2013. ST 1.1, Säteilytoiminnan turvallisuus, 23.5.2013. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 9.11.2023. <https://www.finlex.fi/data/normit/22496-ST1-1.pdf>.

STUK. 2009a. ST 1.6, Säteilyturvallisuus työpaikalla, 10.12.2009. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 10.11.2023. <https://www.finlex.fi/data/normit/5773-ST1-6.pdf>.

STUK. 2009b. Säteilyn terveysvaikutukset. Säteily- ja ydinturvallisuuskatsauksia. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 5.10.2023. <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/125172/katsaus-sateilyn-terveysvaikutukset-8-2009.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

STUK. 2004. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 26.9.2023. <https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/125145/rontgensateily.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

STUK. 1997. Sädehoitofysiikan sanasto: Sädehoitofysiikan sanastotyöryhmän ehdotus 1997. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 15.10.2023.
http://www.courses.physics.helsinki.fi/fys/lukseminaari/sadehoitofysiikan_sanasto.pdf.

Syväranta, S.; Vuorinen, A. & Tokola, A. 2021. Radiologisen kuvantamisen perusteet. Lääketieteellinen aikakausikirja Duodecim. Vol. 137, No 9, 969–976. Viitattu 15.8.2023. <https://www.duodecimlehti.fi/xmedia/duo/duo16215.pdf>.

Säteilylaki 9.11.2018/859. Viitattu 15.10.2023. Saatavilla sähköisesti osoitteessa
<https://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2018/20180859?search%5Btype%5D=pika&search%5Bpika%5D=s%C3%A4teilylaki>.

Tapiovaara, M.; Pukkila, O. & Miettinen, A. 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa O. Pukkila (toim.) Säteilyn käyttö. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 13–171. Viitattu 1.9.2023.
<https://stuk.fi/documents/150192312/162661266/kirja3-1-sateilyn-kaytto-rontgensateily-diagnostiikassa.pdf/e699244b-3620-cde2-bd33-11c9077e01fa/kirja3-1-sateilyn-kaytto-rontgensateily-diagnostiikassa.pdf?t=1684851448411>.

TENK. 2023. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. Tutkimuseettisen neuvottelukunnan julkaisuja 2/2023. Helsinki: Tutkimuseettinen neuvottelukunta. Viitattu 2.11.2023.
https://tenk.fi/sites/default/files/2023-03/HTK-ohje_2023.pdf.

TEPA-termipankki. n. d. Terminologiset sanastot: taajuusspektri; spektri. Hakusana: spektri. Alkuperäinen lähde: Matkaviestinsanasto (TSK 29, 2001). Viitattu 15.11.2023. <https://termipankki.fi/tepa/fi/haku/spektri>.

Terveyskylä. 2022. Kuvantamistutkimukset. Terveyskyla.fi -sivusto. Viitattu 15.11.2023.
<https://www.terveyskyla.fi/keuhkotalo/tutkimus-ja-hoito/keuhkosairauksien-tutkimukset/kuvantamistutkimukset#:~:text=Keuhkokuvas%20eli%20thoraxkuvas%20n%C3%A4kyv%C3%A4t%20keuhkojen%20lis%C3%A4ksi%20syd%C3%A4n%20kylkiluut%20ja%20rintaranka>.

Theseus. 2023a. Theseus. Theseus.fi -sivusto. Viitattu 3.11.2023.
<https://www.theseus.fi>.

Theseus. 2023b. Hyvä tietää käyttöoikeuksista. Theseus.fi -sivusto. Viitattu 3.11.2023. <https://www.theseus.fi/page/usagerights>.

Tieteen termipankki. 2023a. Tähtitiede:fotoni. Viitattu 15.11.2023.
<https://tieteentermipankki.fi/wiki/Tähtitiede:fotoni>.

Tieteen termipankki. 2023b. Tähtitiede:kokonaisintensiteetti. Viitattu 15.11.2023. <https://tieteentermipankki.fi/wiki/Tähtitiede:kokonaisintensiteetti>.

Tieteen termipankki. 2023c. Tähtitiede:absorptio. Viitattu 15.11.2023.
<https://tieteentermipankki.fi/wiki/T%C3%A4htitiede:absorptio>.

Tieteen termipankki. 2023d. Tähtitiede:emissioviiva. Viitattu 15.11.2023.
<https://tieteentermipankki.fi/wiki/Tähtitiede:emissioviiva>.

Tieteen termipankki. 2023e. Fysiikka:radioaktiivisuus. Viitattu 15.11.2023.
<https://tieteentermipankki.fi/wiki/Fysiikka:radioaktiivisuus>.

Tieteen termipankki. 2023f. Fysiikka:sähkömagneettinen säteily. Viitattu 15.11.2023.
[https://tieteentermipankki.fi/wiki/Fysiikka:sähkömagneettinen säteily](https://tieteentermipankki.fi/wiki/Fysiikka:sähkömagneettinen_säteily).

Toroi, P.; Komppa, T. & Kosunen, A. 2008. Annoksen ja pinta-alan tulon mittaaminen: DAP-mittarin kalibrointi röntgensäteilykeilassa. STUK-TR 4. Helsinki: Säteilyturvakeskus. Viitattu 4.10.2023.
<https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/123254/stuk-tr4.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.

Valtioneuvosto 22.11.2018/1034. Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 22.11.2018/1034. Asetus. Viitattu 10.11.2023. Saatavilla sähköisesti osoitteessa <https://finlex.fi/fi/laki/alkup/2018/20181034#Pidm46494957911440>.

Valtioneuvosto 22.11.2018/1034. Liite 2. Saatavilla Valtioneuvoston asetus ionisoivasta säteilystä 22.11.2018/1034. Asetus. Liitteet 1–6, 23. Viitattu 16.10.2023. <https://finlex.fi/data/sdliite/liite/6936.pdf>.

Vilka, H. & Airaksinen, T. 2003. Toiminnallinen opinnäytetyö. Helsinki: Tammi.