

Lasten lannerangan sivukuvien efektiivisen
annoksen arvioiminen EOSTM pyyhkäisy- ja
natiiviröntgenkuvantamislaitteilla

Pro gradu -tutkielma
Turun yliopisto
Fysiikan ja tähtitieteen laitos
Fysiikka
2023
LuK Alisa Valtonen
Tarkastajat:
Dos. Matti Murtomaa
FT Chibuzor Eneh

Turun yliopiston laatujärjestelmän mukaisesti tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck-järjestelmällä

TURUN YLIOPISTO
Fysiikan ja tähtitieteen laitos

Valtonen, Alisa Lasten lannerangan sivukuvien efektiivisen annoksen arvioiminen
EOS™ pyyhkäisy- ja natiiviröntgenkuvantamislaitteilla

Pro gradu -tutkielma, 63 s.
Fysiikka
Joulukuu 2023

Yksi lasten yleisimmistä selkäsairauksista on spondylolisteesi, joka kehittyy spondylolyysistä. Spondylolyysi on sairaus, joka on lasten ja nuorten yleisimpiä selkävaurioita. Spondylolisteesi tutkitaan ja kontrolloidaan Turun yliopistollisessa keskussairaalassa (TYKS:ssä) diagnostisesti EOS röntgenkuvantamislaitteella, joka on ensimmäinen EOS kuvantamislaitte Suomessa. Säteilyannos lapsille diagnostisessa radiologiassa on herättänyt kasvavaa huolta lasten lisääntyneen säteilyherkkyyden ja pidemmän eliniän vuoksi sekä siihen liittyvän säteilyriskin kasvun takia. Kliinisesti on saatavilla suhteellisen vähän dosimetristä tietoa säteilyannoksista ja riskeistä yleisimpiin lastentutkimuksiin liittyen. Tämä vaikeuttaa päätöksentekoa riskinarvioinnissa, mikä on olennaista tutkimusten oikeuttamisen ja vaihtoehtoisten tutkimusten harkinnan kannalta. Tämä tutkimus tehdään EOS pyyhkäisy- ja natiiviröntgenkuvantamislaitteilla, joilla vertaillaan efektiivisten annosten kertymistä eri kokoisilla antropomorfeilla fantomeilla ja radiofotoluminesenssidosimetreilla (RPLD:lla). RPLD:t asetetaan säteilyherkkien elinten ja kudosten kohdalle, joista saadaan määriteltyä säteilytyksestä aiheutunut haitta. Tämän tutkimuksen tavoitteena on saada uutta kliinisesti sovellettavaa annosdataa, jota voi hyödyntää kuvantamisprotokollien kehittämisessä lasten spondylolisteessin kuvantamisessa. Tuloksista nähdään, että määritetyt efektiiviset annokset ovat noin 25 % suurempia pienemmällä fantomilla natiiviröntgenkuvantamisella kuin EOS kuvantamisella. Vastaavasti suuremmalla fantomilla efektiivinen annos on jopa noin kymmenen kertaa suurempi natiiviröntgenkuvantamisella kuin EOS kuvantamisella. Nämä tulokset korostavat efektiivisten annosten suurta vaihtelua kasvuikäisille nuorille, joiden spondylolisteesiä kontrolloidaan vuosittain EOS kuvantamisella useamman vuoden ajan. Tämä tutkimus voi parantaa lasten spondylolyysin/spondylolisteessin kliinisiä kuvantamismenetelmiä.

Asiasanat: diagnostinen röntgenkuvantaminen, EOS pyyhkäisykuvantaminen, spondylolisteesi, efektiivinen annos, radiofotoluminesenssidosimetri, radiologia, säteilyannos

Keskeiset lyhenteet

TYKS	Turun yliopistollinen keskussairaala
STUK	Säteilyturvakeskus
ICRP	Kansainvälinen säteilysuojelukomissio (engl. International Commission on Radiological Protection)
RPLD	Radiofotoluminesenssidosimetri (engl. Radiophotoluminescence dosimeter)
E_f	Röntgensäteilyn fotonin energia
λ_1	Tulevan fotonin aallonpituus
E_0	Tulevan fotonin energia
λ_2	Sironneen fotonin aallonpituus
E_{SC}	Sironneen fotonin energia
E_{e^-}	Irronneen elektronin energia
E_k	Kineettinen energia
E_b	Atomin elektronikuoren sidosenergia
Φ_d	Fotonien kertymänopeus
mAs	Sähkömäärä [milliampeerisekunti]
ALARA	Optimointiperiaate (engl. As Low As Reasonably Achievable)
K	Kerma
K_a	Ilmakerma
ϵ	Keskimääräinen energia
D	Absorboitunut annos
H	Ekvivalenttiannos
E	Efektiivinen annos
w_R	Säteilylaadun painotuskerroin
w_T	Kudoksen painotuskerroin

T	Säteilyn läpäisykerroin
\dot{D}_0	Vaimentamaton annosnopeus
$\dot{D}_{K/L}$	Vaimennettu annosnopeus (kapea/leveä)
AP	Anterior-posterior
LAT	Lateraalin
TLD	Termoluminesenssidosimetri (engl. Thermoluminescence dosimeter)
GD-352M	Lasi dosimetri (engl. Glass Dosimeter), malli 352M
FGD-1000	Annosmittauslaite, malli FGD-1000
ANOVA	Varianssianalyysi (engl. Variance analysis)
$CV\%$	Variaatiokerroin (engl. Coefficient of variance)
SD	Keskihajonta (engl. Standard deviation)
u_c	Dosimetrin kokonaisepävarmuus
$\sigma(D)$	Annosmittauksen mittauspisteen yleinen epävarmuus
$\sigma(E)$	Efektiivisen annoksen epävarmuus
$\sigma(D_{f,T})$	Kudoskohtainen epävarmuus
k	Referenssimittausten korjauskerroin
DAP	Annoksen ja pinta-alan tulo (engl. Dose area product)
D_μ	Yksittäisen dosimetrin lukukertojen keskiarvo
D_{KA}	Kaikkien dosimetricien kumulatiivinen annos

Sisällys

Johdanto	1
1 Teoriaa	3
1.1 Lasten yleisimmät selkävaivat	3
1.2 Röntgensäteily lääketieteellisessä kuvantamisessa	5
1.2.1 Röntgensäteilyn syntyminen röntgendiagnostiikassa	5
1.2.2 Röntgensäteilyn ja aineen vuorovaikutus	8
1.3 Röntgensäteilyn tuottaminen ja kuvanmuodostus	13
1.3.1 Röntgenputki ja -generaattori	13
1.3.2 Röntgenkuvan muodostaminen	15
1.4 Säteilyturvallisuus	16
1.5 Tutkittava annos	17
2 Menetelmät	21
2.1 Natiiviröntgenkuvantaminen	21
2.2 EOS™ pyyhkäisykuvantamislaitte	24
2.3 Radiofotoluminesenssidosimetria	27
2.4 Fantomien käyttäminen ja suunnittelu kuvantamisessa	30
2.5 Säteilyannoksen mittaaminen	33
2.5.1 Dosimetrien käyttö ja sijoittelu	33
2.5.2 Mittausten toistettavuus	36
2.6 Dosimetrien virhe	37
2.7 Kuvausparametrit	39
2.7.1 EOS™ pyyhkäisykuvantamislaitte	40
2.7.2 Natiiviröntgenkuvantamislaitte	41
2.8 Referenssimittaukset korjauskertoimien määrittämiseksi	42

3	Kuvausten tulokset	43
3.1	Säteilyannokset eri kuvantamislaitteilla	43
3.1.1	Efektiivinen annos EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella	45
3.1.2	Efektiivinen annos natiiviröntgenkuvantamisella	50
3.2	Iän ja koon vaikutus efektiiviseen annokseen	53
3.3	Tulosten tilastollinen tarkastelu	56
4	Pohdinta	57
5	Yhteenveto ja johtopäätökset	60

Johdanto

Lasten yksi yleisimmistä selän sairauksista on spondylolisteesi, joka kehittyy spondylolyysistä. Spondylolisteesiä tutkitaan ja diagnosoidaan erilaisin diagnostisin röntgen- ja magneettikuvantamismenetelmin. Erilaiset diagnostiset kuvantamismenetelmät ovat yleistyneet ja lisääntyneet niiden kehittyessä merkittävästi viimeisen 20 vuoden aikana. Tämän takia erityisesti kasvuikäisten potilaiden lisääntynyt säteilyaltistus ja säteily määrän kertymisen seuraaminen on tärkeää, koska heille säteilytyksestä aiheutuva terveyshaitta on moninkertaisesti suurempi kuin aikuisilla.

Spondylolisteesin toteaminen tehdään TYKS:ssä EOS™ pyyhkäisykuvantamislaitteella, jolla otetaan lannerangasta lateraalinen sivukuva. Ennen EOS kuvantamislaitetta, nämä tutkimukset tehtiin TYKS:ssä natiiviröntgenkuvantamislaitteella. EOS kuvantamislaitteella annetaan laajemman kuvantamismahdollisuuden funktionaalisesa kuvausasetelmassa, jossa potilas seisoo kuormittaen lannerankaa kuvauksen aikana. Se mahdollistaa myös kolmiulotteisen kuvan rekonstruktion kaksiulotteisista kuvista.

EOS kuvantamismenetelmällä on tutkittu paljon skolioosia ja se toimiikin laitteen kuvantamisindikaationa. Lannerangan sivukuvauksessa laitteesta ei ole yhtä paljon tutkimusta, joten vertaileva annosmittaus siihen käytetyistä kuvantamislaitteista on tarpeen. Annosmittausten toteuttaminen sekä pyyhkäisykuvantamisella että projektiopohjaisella natiiviröntgenkuvantamisella antaa mahdollisuuden menetelmien välisten erojen tarkempaan määrittämiseen ja mahdollistaa kuvantamisen optimointia erityisesti lapsia ja nuoria kuvannettaessa.

Tutkielmassa tullaan käyttämään kahta erilaista diagnostista röntgenkuvantamismenetelmää: EOS pyyhkäisy- ja natiiviröntgenkuvantamista. Näiden laitteiden säteilyannosta mitataan kahdella eri kokoisella antropomorfisella fantomilla, joihin on aseteltu radiofotoluminesenssi dosimetrejä (RPLD) säteilyherkkien elinten tai kudosten alueelle. Suuremmalla fantomilla käytetään suurempaa kuvausalueutta joh-

tuen klinisistä kuvantamisprotokollista, joissa huomioidaan potilaan koko. Tämän ajatellaan vaikuttavan kuvattavan kohteen efektiiviseen annokseen, mikä tulee ottaa huomioon vertailtaessa erikokoisia fantomeita klinisiin sovelluksiin.

Tutkielman teoriaosuudessa tullaan käsittelemään klinistä ongelmaa, diagnostista röntgenkuvausta ja siihen liittyviä kuvausteknisiä ominaisuuksia. Menetelmät -osiossa käydään läpi molemmat käytettävät kuvantamistekniikat sekä mittauksiin tarvittavat tekniset tiedot. Menetelmissä määritetään lisäksi mittauslaitteiston eri osa-alueiden aiheuttamat virheet. Kuvausten tuloksissa käydään läpi mittauksissa saadut tulokset ja niiden vaikutus lasten lannerangan sivukuvien erilaisten kuvantamisprotokollien vaikutukseen säteilyannoksessa, sekä tehdään tilastollinen tarkastelu tuloksille luotettavuuden varmistamiseksi.

1 Teoriaa

Lasten selkävaivoja tutkitaan usein erilaisilla röntgensäteilyyn perustuvilla kuvantamismenetelmillä. Tässä luvussa tullaan käsittelemään lasten lannerangan sivukuvaukseen liittyviä kysymyksiä sekä lääketieteellisen kuvantamisen röntgendiagnostiikkaa.

1.1 Lasten yleisimmät selkävaivat

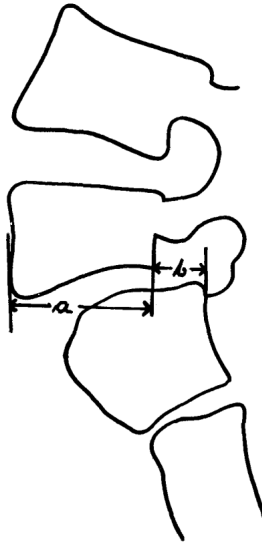
Selkärangan sivukuvausta tarvitaan erityisesti selän epämuodostumien ja selkäsairauksien diagnosoimiseen. Yleisimpiä selän sairauksia lapsuus- ja nuoruusiässä ovat skolioosi, spondylolisteesi ja Scheuermannin tauti. Selkärangan sivukuvia otetaan näistä sairauksista spondylolisteessin seurannassa.[1] EOS pyyhkäisykuvantamisen kuvausindikaationa pidetään skolioosia, josta löytyy paljon tutkimusta. Lannerangan sivukuvia ei ole tutkittu yhtä paljon pyyhkäisykuvantamisella, vaikka siten kuvataan yhtä yleisintä lasten selän epämuodostumaa, spondylolisteesia. [2]

Hoitamaton spondylolyysi voi edetä spondylolisteesiksi. Spondylolyysi on lasten ja nuorten yleisimpiä selkäkivun aiheuttajia, ja siihen vaikuttaa mekaaninen rasitus. Sitä pidetään nikamakaaren istmusalueen rasisurmutumana, joka muodostuu nikamarakenteiden yhteen tai kumpaankin nikamakaareen. Spondylolyysiä ilmenee usein urheilijoilla sellaisissa lajeissa, joissa selkää taivutetaan paljon ja siihen kohdistuu kovaa rasisurmutusta, esimerkiksi jalkapallossa ja taitoluistelussa. [1]

Spondylolisteessin (ts. nikamasiirtymän) yleisin syy kasvuiässä on nikamakaaren istmuksen höltyminen eli spondylolyysi. Spondylolisteessin syy voi myös olla pidentynyt istmus tai selän fasettinivelten (pikkunivelten) ja ristiluun yläosan kehityshäiriö. Spondylolyysi voi esiintyä ilman nikamasiirtymää, ja se voi olla tois- tai molemminpuoleinen. Spondylolyysin esiintyvyys on noin 4–5 % kouluiässä ja 6 % aikuisiässä, ja noin puolella tapauksista havaitaan myös nikamasiirtymä.[1, 3] Kouluiikäiset potilaat tarvitsevat lähtökohtaisesti kuvantamistutkimuksia ja hoitoa sairauksia var-

ten toisin kuin aikuiset potilaat, joilla sairaudet etenevät useimmilla luonnollisesti hyvälaatuisiksi. [1]

Spondylolisteesi ja spondylolyysi todetaan ja diagnosoidaan usein kohdennetulla tietokonetomografia- tai magneettikuvantamisella. Molempia sairauksia seurataan kuitenkin seisten otetulla lannerangan sivukuvalla, jota tässä tutkimuksessa tullaan myös havainnollistamaan kokeellisessa osiossa. Nikamasiirtymän suuruus mitataan röntgenkuvasta ja lasketaan prosentteina nikaman olisteetin pituudesta, joten siinä käytetään diagnostista kuvantamista sen seuraamisessa ja kehityksessä. [1, 4] Tämä nikamasiirtymä määritetään kuvan 1 mukaisesti kaavalla $siirtymä = \left(\frac{b}{a}\right) \cdot 100 \%$ [5].



Kuva 1: Havainnekuva nikamasiirtymän suuruuden määrittämiseen [5].

Nikamasiirtymän suuruus määritellään Meyerdingin luokituksella viiteen eri tasoon I–V siirtymän asteen mukaan. Näistä eri tasoista tasot I–II voidaan jakaa pienen (0–25 %) ja tasot III–V suuren asteen siirtymiin ($\geq 50 \%$). Kymmenen asteen siirtymä on noin 4 mm. [6, 7]

TYKS:ssä spondylolyysin ja spondylolisteetin diagnoimiseen ja seurannan protokollat toteutetaan seuraavanlaisesti. Mikäli epäillään spondylolyysiä ja / tai -listeesiä, tehdään lannerangan magneettikuvaus. Magneettikuvauksella voidaan erottaa rasi-

tusosteopatia, spondylolyysi sekä -listeesi ja nähdään myös sijaitsevatko muutokset tois- vai molemminpuoleisesti. Mikäli todetaan molemminpuoleinen spondylolyysi tai spondylolisteesi, kuvataan potilaasta jatkotutkimuksen lannerangan sivukuva EOS pyyhkäisykuvantamisella pystyasennossa mahdollisen spondylolisteesin asteen kartoittamiseksi. Pyyhkäisykuvausta käytetään spondylolisteesipotilaiden seuranta-tutkimuksena kasvun aikana. Sillä seurataan, lisääntyykö siirtymä kasvun aikana. Kohdistettua tietokonetomografiatutkimusta käytetään diagnoosivaiheessa, kun halutaan selvittää onko kyseessä uusi vai vanha spondylolyysi. [8] Potilaiden ikähaarukka on noin 5–21 vuotta, mikä kattaa lapsuuden ja murrosiän kasvuvaiheet [9]. Tulevissa mittauksissa käytetään 5- ja 20-vuotiaita mallintavia fantomeita, jotka toimivat hyvin tämän ikähaarukan ääritapauksina.

Lapsia kuvannettaessa tulee aina ottaa huomioon se, että niiden koko voi vaihdella huomattavasti verrattuna aikuisiin. Kasvuiässä olevien lasten keho kehittyy ja solut jakautuvat nopeammin kuin aikuisilla, ja näin ollen ovat herkempiä säteilytykselle. Lasten terveysriski on jopa 5-kertainen aikuisiin verrattuna, mikä tarkoittaa sitä, että lapsiin kohdistuva säteilyannoksen terveyshaitta on merkittävästi suurempi kuin aikuisilla [10]. Lapsia kuvantaessa tulee käyttää mahdollisimman korkeaenergistä generaattoria, jotta voidaan vähentää kuvantamisaikaa ja mahdollista liikettä pienempään kuvantamiskohteeseen. [11]

1.2 Röntgensäteily lääketieteellisessä kuvantamisessa

1.2.1 Röntgensäteilyn syntyminen röntgendiagnostiikassa

Lääketieteellisessä kuvantamisessa eli röntgendiagnostiikassa käytettävä röntgensäteily on sähkömagneettista säteilyä, ja se tuotetaan yleensä röntgenputken ja -generaattorin avulla. Röntgensäteilyn tyypillinen aallonpituus diagnostiikassa on 0,001–1 nm, mikä vastaa atomin mittakaavaa. Röntgensäteilyn tuottaminen perustuu varatun hiukkasen energiatilan muutokseen, ja tässä tapauksessa varatut hiuk-

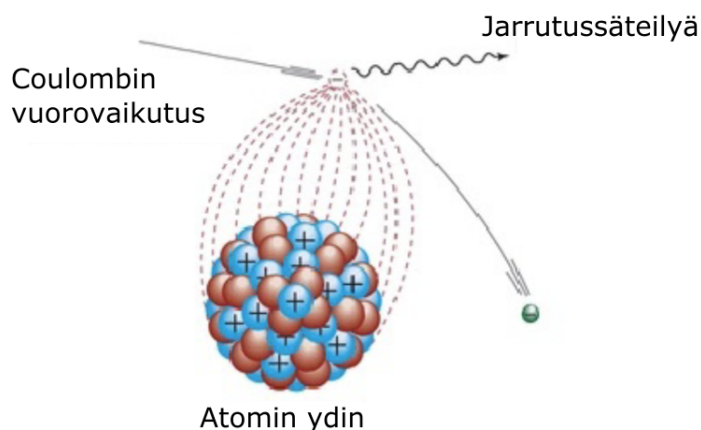
kaset ovat elektroneja, joiden kiihdytyksen seurauksena ne vapauttavat fotonin ja osa elektronien energiasta vapautuu röntgensäteilynä. Fotoni on sähkömagneettisen säteilyn pienin kvantti eli hiukkanen. Diagnostista röntgensäteilyä voidaan tuottaa jatkuvalla spektrillä jarrutussäteilynä, kun elektronien liike-energia pienentyy nopeasti tai tietyille atomille ominaisena karakteristisena säteilynä. [12]

Valosähköisessä absorptiossa fotonin energia siirtyy elektronille kineettiseksi energiaksi. Diagnostisen röntgensäteilyn tuottamisessa elektronin kineettinen energia siirtyy fotonin energiaksi. Tämän röntgensäteilyn aallonpituuden ja värähtelytaajuuden välisellä yhteydellä voidaan määrittää röntgensäteilyn fotonin energia

$$E_f = hv = \frac{hc}{\lambda}, \quad (1)$$

missä h on Planckin vakio, v tarkoittaa värähtelytaajuutta, λ kuvaa aallonpituutta ja c on valonnopeus. Yhtälöstä voidaan määrittää röntgenspektrille tyypillinen aallonpituus. [12]

Diagnostisen röntgensäteilyn syntytapaan liittyy kaksi erilaista prosessia. Yksi niistä on Bremsstrahlung eli jarrutussäteily. Jarrutussäteilyä syntyy, kun röntgenputkessa kiihdytetty elektroni hidastuu nopeasti lähestyessään röntgenputken anodin atomiytimiä. Elektroni hidastuu Coulombin vuorovaikutuksesta ja sen lähestyessä anodia, jolloin sen kineettinen energia pienenee ja tämä energian muutos vapautuu röntgensäteilynä energian säilymisperiaatteen mukaisesti. Eri elektronit voivat hidastua eri tavalla, jolloin myös syntyvän röntgensäteilyn energiajakauma eli spektri on jatkuva. Diagnostisessa röntgensäteilyssä käytetään noin 50–150 kV:n kiihdytysjännitteitä, jotka vaikuttavat röntgensäteiden energioihin.



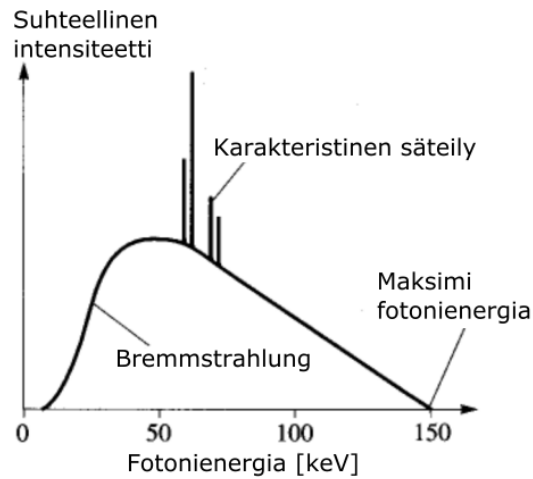
Kuva 2: Säteilyenergian menetys jarrutus säteilyllä. Suomennettu viitteestä [11].

Kuvassa 2 on esitettyä atomiytimen Coulombinen vuorovaikutus elektroniin. Elektroni vuorovaikuttaa sähkökentän kanssa, jolloin syntyy jarrutus säteilyä. [11]

Toinen prosessi on karakteristinen röntgensäteily, joka antaa röntgenspektrille huippuja jollakin taajuuksilla ja aallonpituuksilla, jotka ovat riippuvaisia kuvattavan kohteen materiaalista. Nämä röntgenspektrin huiput esitetään kuitenkin usein energian ja intensiteetin avulla. Karakteristisessa säteilyssä elektronit, joiden kiineettinen energia on vähintään 70 keV, voivat luovuttaa sen energian osittain tai kokonaan yksittäisille atomeille. Tämä on volframiin tunnettu sitoutumisenergia K-kuoren elektronille [11]. Volframilanka sijaitsee röntgenputken katodissa. Atomin elektronit ovat sijoittuneet tietylle atomin orbitaalien elektronikuorelle ja niillä on tietty sidosenergia, jolla ylläpitää tasapainoa. Elektronikuoria ovat muun muassa K, L ja M, joista sisimmällä eli K-kuorella on suurin sidosenergia. [12, 13]

Karakteristinen röntgensäteily syntyy seuraavanlaisesti. Röntgenputkessa kiihdytetty elektroni törmää anodimateriaaliin, jolloin se luovuttaa energiaansa atomin alemmalla olevan kuoren, kuten K-kuoren elektronille, joka poistuu kuorelta. Alemmalla kuorella tarkoitetaan atomin elektronikuoren sisempää kuorta, jossa elektronit ovat kiinni kuorella suuremmalla sidosenergialla verrattuna ylempään elektronikuoreen. Tällöin K-kuorelle jää yhden elektronin vajuus eli aukko. Tämä aukko täyttyy

spontaanisti ylemmällä elektronikuoren elektronilla, esimerkiksi L-kuorelta. Samalla vapautuu fotoni, jonka energia on sama kuin K- ja L-kuoren välinen energiaero. Tässä tapauksessa kyseinen röntgensäteily olisi $K\alpha$ -säteilyä. Elektronikuorten energiat ovat kullekin alkuaineelle ominaisia, joten myös röntgensäteilyn energia riippuu alkuaineesta. Tästä tulee nimitys karakteristinen röntgensäteily.[12, 13]



Kuva 3: Röntgenspektrin suhteellinen intensiteetti energian funktiona 150 kV kiihdytysjännitteellä.

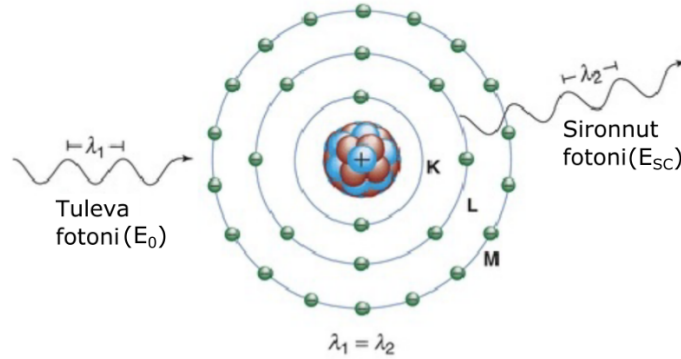
Kuvassa 3 röntgenspektri, jossa on kuvattu jarrutussäteilyä. 150 kV:n spektristä nähdään K-kuoren karakteristiselle säteilylle tyypillisiä emissiopiikkejä.

1.2.2 Röntgensäteilyn ja aineen vuorovaikutus

Diagnostisessa radiologiassa ja ydinlääketieteessä röntgen- ja gammasäteilyn merkittäviä vuorovaikutuksia ovat Rayleigh'n sironta, Comptonin sironta, valosähköinen absorptio sekä parinmuodostus (engl. pair production). [11]

Rayleigh'n sironta on koherenttia sirontaa eli se perustuu elastiseen vuorovaikutukseen, missä energiaa ei menetetä. Siinä fotoni vuorovaikuttaa ja virittää koko atomin, toisin kuin Comptonin sironnassa tai valosähköisessä absorptiossa, joissa fotoni vaikuttaa vain elektroniin. Rayleigh'n sirontaa havaitaan lähinnä erittäin ma-

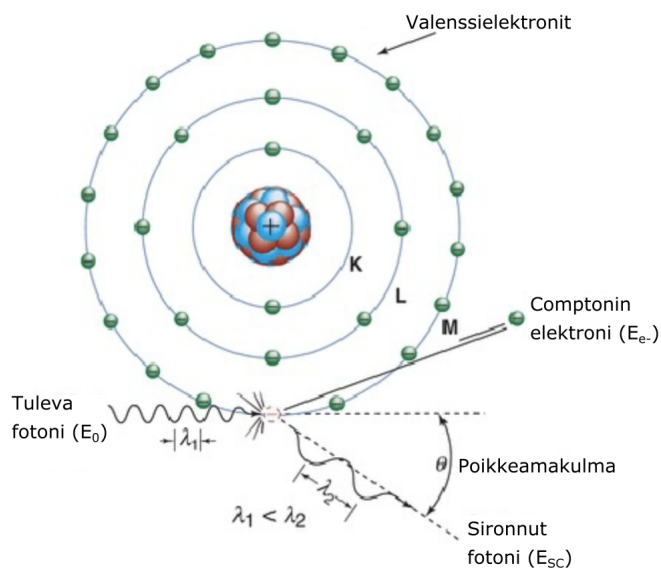
talilla röntgenspektrien energioilla. [11]



Kuva 4: Rayleigh'n sironta. Suomennettu viitteestä [11].

Kuvassa 4 on esitettyä Rayleigh'n sironta, jossa tuleva fotoni λ_1 vuorovaikuttaa atomin kanssa, jolloin sironnut fotoni λ_2 emittoituu samalla aallonpituudella ja energialla kuin tuleva fotoni, eli $E_0 = E_{SC}$. [11]

Comptonin sironta on epäkoherenttia sirontaa eli vuorovaikutus on epäelastinen, missä energiaa menetetään. Comptonin sironnassa fotoni siroaa vapaasta elektronista, ja tällöin fotonin energia pienenee ja suunta muuttuu. Tämän fotonin aallonpituus kasvaa taajuuden pienentyessä. Fotonin energian kasvaessa Comptonin sironnan vaikutuspinta-ala pienenee, koska suuremmalla fotonin energialla Comptonin aallonpituus lyhenee. Tällöin Comptonin sironta vuorovaikuttaa pienemmällä alueella. Röntgendiagnostiikassa Comptonin sironta on tärkeä vuorovaikutusmekanismi erityisesti pehmytkudosta kuvannettaessa. Luun alkuaineilla on korkeampi järjestysluku kuin pehmytkudoksella, mikä johtaa siihen, että luussa valosähköinen absorbtio on tärkein vuorovaikutus matalammilla noin muutaman kymmenen kiloelektronivoltin energioilla. [12]



Kuva 5: Comptonin sironta [11].

Kuvassa 5 on esitetty Comptonin sironta, jossa tuleva fotoni E_0 vuorovaikuttaa atomin valenssielektronin eli atomin uloimman kuoren elektronien kanssa. Tämä aiheuttaa Comptonin elektronin E_{e^-} irtoamisen atomista. Samaan aikaan sironnut fotoni E_{SC} emittoituu suuremmalla aallonpituudella kuin E_0 tietyllä poikkeamakulmalla θ . Comptonin sironta aiheuttaa atomin ionisaation ja fotonin E_0 energian jakautumisen seuraavanlaisesti

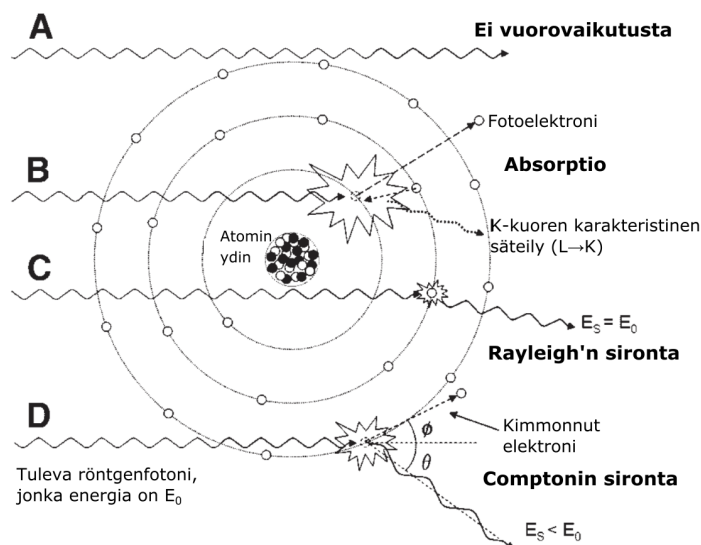
$$E_0 = E_{SC} + E_{e^-} , \quad (2)$$

missä E_{SC} on sironneen fotonin energia ja E_{e^-} irronnut elektroni. [11]

Valosähköisessä ilmiössä fotonin energia siirtyy elektronille, joka poistuu atomista. Fotoni luovuttaa välittömästi kaiken energiansa elektronille, ja tämän fotoelektronin kineettinen energia E_k on

$$E_k = E_0 - E_b , \quad (3)$$

missä E_0 kuvaa fotonin energiaa ja E_b elektronikuoren sidosenergiaa. Fotonin energian tulee olla suurempi tai yhtä suuri kuin elektronin sidosenergia, jotta valosähköinen absorptio onnistuu. [11]



Kuva 6: Röntgensäteilyn vuorovaikutuksista. Suomennettu viitteestä [14].

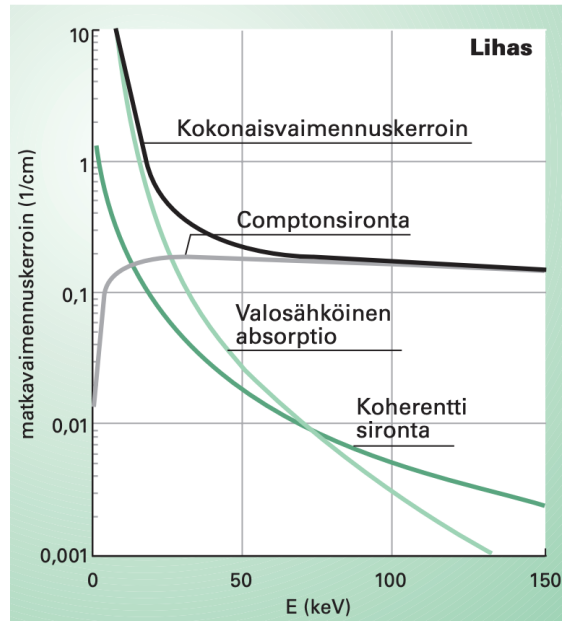
Kuvassa 6 on havainnollistettu röntgensäteilyn erilaiset vuorovaikutukset. Kuvan 6A kohdassa on esitetty vaimentamaton keila, joka ei vuorovaikuta materiaan kanssa. Kuvan 6 B kohta esittää valosähköistä absorptiota, C kohta Rayleigh'n sirontaa ja D kohta Comptonin sirontaa. [14]

Röntgensäteilyn vaimenemiseen vaikuttaa sen energiaspektri sekä matkavaimennuskerroin, joka kuvaa vuorovaikutusten todennäköisyyttä. Matkavaimennuskerroin kuvaa röntgensäteilyn vaimentumisen tai heikentymisen suuruutta kulkiessa jonkin aineen läpi. Siihen siis vaikuttaa sekä röntgensäteilyn ominaisuudet että aineen ominaisuudet. Röntgensäteilyn vaimenemiselle ja sitä vaimentavan materiaalin välille voidaan määrittää fotonien kertymänopeus Φ_d , jossa säteilyn fotonien energiat integroidaan sen fotonien kertymänopeuden energajakautaan $\Phi_0(E)$ eli säteilyn spektrin yli.[12]

$$\Phi_d = \int_0^{E_{max}} \Phi_0(E) e^{-\mu(E)d} dE, \quad (4)$$

Kaava 4 on määritelty sellaisille vuorovaikutuksille, jossa fotoni on täysin absorboitunut väliaineeseen. Tämä tarkoittaa siis vain primäärisen säteilyn vaimenemista kapean säteilykeilan geometriassa. Leveän säteilykeilan geometriassa tulee ottaa

huomioon myös sekundäärinen säteily eli sironta. [12]



Kuva 7: Lihaskudoksen kokonaisvaimeneminen [12, s. 30].

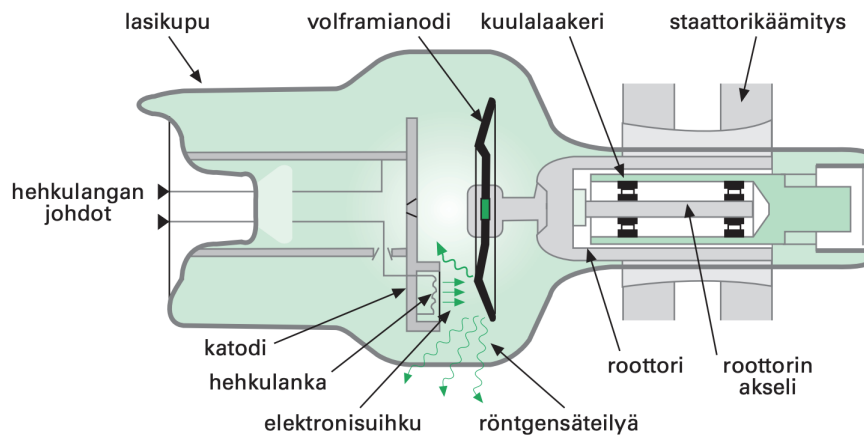
Kuvassa 7 on esitetty lihaskudoksen matkavaimennuskertoimet ja eri vuorovai-
kutusten komponentit röntgendiagnostiikan energia-alueella. Näiden eri vuorovai-
kutusten matkavaimennuskertoimien pieneneminen kuvaa niiden todennäköisyyden
muuttumista energiaa kasvattaessa. Lineaarinen matkavaimennuskertoimen riippuu siis
fotonien energiasta ja on verrannollinen väliaineen tiheyteen. [12]

Parinmuodostus ilmenee vain, kun röntgensäteiden ja gammasäteiden energiat
ovat yli 1,02 MeV. Tässä röntgen- tai gammasäde vuorovaikuttaa atomiytimen säh-
kökentän kanssa, jolloin fotonin energia siirtyy elektroni-positroni pariiksi. Parin-
muodostusta ei käytetä diagnostisessa röntgenkuvantamisessa, koska siinä fotonin
energiat ovat huomattavasti pienempiä kuin parinmuodostuksessa. [11]

1.3 Röntgensäteilyn tuottaminen ja kuvanmuodostus

1.3.1 Röntgenputki ja -generaattori

Röntgendiagnostiikassa röntgenputkesta voidaan tuottaa jarrutussäteilyä sekä karakteristista röntgensäteilyä. Röntgenputken tärkeimpiä komponentteja ovat katodi, anodi, hehkulanka ja röntgenputkea suojaava lasikupu. Kuvassa 8 on esitetty röntgenputken rakenne. Kuvasta puuttuu röntgenputken suojavaippa, joka on täytetty öljyllä. Tämä öljy auttaa putken lämmön siirtämisessä ja toimii putken sähköisenä eristeenä. [12]



Kuva 8: Röntgenputken rakenne [12].

Röntgenputken katodina toimii volframista tehty hehkulanka, jonka tehtävänä on emittoida elektroneja, kun sitä kuumennetaan. Hehkulangan lämpötilaa ja elektronien emissiota voidaan säädellä hehkuvirralla, jonka röntgengeneraattori määrittää. [12]

Röntgengeneraattori mahdollistaa energian tuoton sekä röntgenputken jännitteen, hehkuvirran ja hekutusaajan. Nämä kolme röntgenputken parametria, jännite, hekuvirta ja hekutusaika, vaikuttavat röntgensäteilyn määrään ja spektriin kaikista eniten. Röntgenputkeen tuotettu energia riippuu yksittäisten fotonien energioista, kun taas sen jännite kuvaa elektronien liikettä ohjaavaa potentiaaliero put-

kessa. Röntgenputken jännite on diagnostisessa kuvantamisessa suurin piirtein 40–150 kV. Röntgenputken hehkutusvirta mitataan milliampeereina (mA), ja se määrittää kuinka paljon elektroneja virtaa katodilta anodille sekunnissa, missä $1 \text{ mA} = 6,24 \cdot 10^{15}$ elektronia/sekunti. Röntgenputken tyypillinen hehkutusvirta vaihtelee noin 100–1000 mA välillä, ja hehkutusaika on lähes aina alle 100 ms. Hehkutusaika kuvaa aikaa, jolloin generaattori kytkee korkeajännitteen katodin ja anodin välille. Putken hehkutusvirtaa ja -aikaa pidetään usein yhtenä suureena, sähkömääränä, jonka yksikkö on milliampeerisekunti (mAs), ja se on yleisemmin käytetty diagnostisessa kuvantamisessa. Sähkömäärä siis kertoo fotonien määrän tai intensiteetin röntgensäteilyssä ja sitä säätämällä voidaan vaikuttaa röntgenkuvan laatuun tai säteilyannoksen määrään. [11, 12]

Röntgenputkeen kytketään suurjännite, jonka seurauksena sähkökenttä vetää katodilta irronneet elektronit anodille, johon ne törmäävät suurella nopeudella ja synnyttävät röntgensäteilyn. Röntgenputken tyhjiö suojaa katodin hehkulankaa palamiselta sekä mahdollistaa vapaan kulun elektroneille katodin ja anodin välillä. [12]

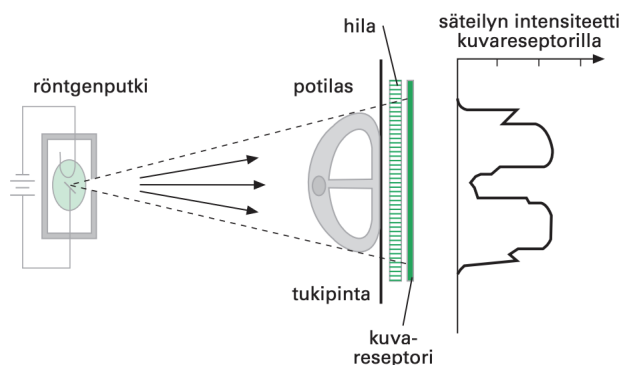
Katodin hehkulanka on sijoitettu ja suunnattu röntgenputkeen niin, että elektronisuihku virtaa sähköiseen fokukseen, joka sijaitsee anodissa. Sähköinen fokus kuvaa elektronisuihkun osumapinta-alaa anodille, eli se määrittää elektronisuihkun koon. Yleensä diagnostisessa kuvantamisessa käytettävässä diagnostiikkaputken katodissa on kaksi erikokoista hehkulankaa, mikä mahdollistaa kahden eri fokuskoon (pieni tai suuri) säätelyn. Iso fokuskoko pienentää röntgenkuvan terävyyttä, mutta mahdollistaa suuremman tehon ja lyhyemmän kuvausajan röntgenputkelle. Fokuskoon valinta vaikuttaa tuotetun kuvan geometriseen vääristymään. Lisäksi potilaan liike voidaan havaita kuvasta epätarkkuutena. [11, 12]

Röntgenputken vaipassa on suojaamaton kohta, josta röntgensäteilyn hyötykeila tuotetaan säteilyikkunan läpi. Tämä suojaamaton kohta röntgenputken vaipassa voidaan peittää primäärisäteilyn suodattimella, joka absorboi röntgensäteilyä

matalaenergisien säteilyyn. Suodattimet ovat yleensä alumiinista tai kuparista olevia noin 0,1–1 mm paksuisia levyjä. Niiden tehtävänä on pienentää potilaaseen kohdistuvaa säteilyannosta absorboimalla röntgensäteilyn pehmeimmän osan, joka muuten absorboituisi potilaaseen, vaikka se ei osallistu kuvanmuodostukseen. [12]

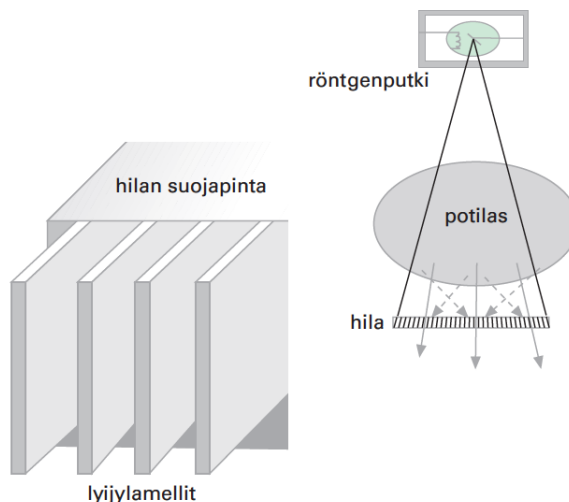
1.3.2 Röntgenkuvan muodostaminen

Diagnostisen röntgenkuvan muodostamisessa käytetään kuvailmaisimia, jotka havaitsevat säteilyn, joka on läpäissyt potilaan ja auttaa muuntamaan sen kuvaksi tai signaaliksi. Röntgenkuva muodostuu, kun säteilystä aiheutuva fluoresenssi tai aineen ionisoituminen muuttaa detektorin elektronien energiatasoa. Kuvailmaisimina käytetään erilaisia digitaalisia ilmaisimia. [12] Digitaalisen röntgensäteilyn detektoreista lisää kappaleessa 2.1. [12]



Kuva 9: Diagnostisen röntgenkuvan muodostuminen [12, s. 62].

Kuvassa 9 on esitetty röntgenkuvauksen periaate, josta nähdään, miten säteilyn intensiteetti pienenee kuvailmaisimella röntgensäteilyn vaimentuessa. Säteilyn vaimenemiseen vaikuttaa potilaan kudosten alkuainekoostumus, paksuus ja tiheys, sekä säteilyn spektri. Röntgendiagnostiikassa pystytään erottamaan luu, rasva- ja pehmytkudos sekä kaasulla täyttyneet ontelot. [12]



Kuva 10: Hajasäteilyhilan rakenteen havainnekuva [12].

Kuvassa 10 on esitetty tarkemmin natiiviröntgenkuvantamisessa käytetyn hilan rakennetta, jonka sijainti röntgenkuvauksessa on esitetty kuvassa 9. Hila parantaa röntgenkuvan kontrastia huomattavasti, ja se lisätään kuvausasetelmaan potilaan ja kuvailmaisimen väliin, jotta pystytään minimoimaan sironneiden fotonien pääseminen kuvareseptorille. Hila valmistetaan tyypillisesti lyijylamelleista, koska lyijy absorboi hyvin säteilyä. Näiden lyijylamellien tehtävänä on siis absorboida hilaan vinosti saapuvat fotonit. [12]

Röntgenkuva esittää kuvatun anatomisen kohteen rakenteiden kirkkausvaihteluita eli se esittää elimistön röntgenvarjokuvan, jossa kuvapisteen kirkkaus riippuu säteilyn vaimenemisesta kuvatun kohteen ja fokuksen välisellä matkalla. [12]

1.4 Säteilyturvallisuus

Säteilyaltistukselta suojautumisen kolme tärkeintä elementtiä ovat altistusaika, etäisyys ja suojaus. Röntgensäteilyyn altistumisen aika tulee olla mahdollisimman lyhyt, ja siihen vaikuttaa oleellisesti myös etäisyys röntgensäteilyn lähteestä. Röntgensäteen säteilyannos on käänteisesti verrannollinen etäisyyden neliöön. Säteilyltä suo-

jautuminen suojavaatteella vähentää tehokkaasti säteilyannosta tutkittavasta potilaasta, tutkimuksen suorittavasta säteilytyöntekijästä sekä mahdollisesta potilaan tukihenkilöstä. [15]

Säteilyturvallisuus perustuu oikeutusperiaatteeseen, optimointiperiaatteeseen sekä yksilönsuojaperiaatteeseen. Oikeutusperiaate tarkoittaa sitä, että säteilyn käytön tulee olla hyödyllisempää kuin siitä aiheutuva haitta. Optimointiperiaate (engl. As Low As Reasonably Achievable, ALARA) on säteilysuojelun perusperiaate, jonka mukaan säteilyaltistuksen tulee olla mahdollisimman pieni tutkimuksen onnistumisen kannalta. Tästä on kehitetty uudempi optimointiperiaate, ALADA (engl. As Low As Diagnostically Acceptable), jossa korostetaan säteilyriskiä kuvantamisessa ns. hienomman kuvan ja diagnostisesti hyväksyttävän kuvan välillä [16]. Yksilönsuojaperiaate tarkoittaa säteilytyöntekijöiden ja väestön säteilyaltistuksen valvontaa vuosittaisilla annosrajoilla. Säteilyaltistuksen valvontaa ohjaa Suomessa Säteilyturvakeskus (STUK). [10]

1.5 Tutkittava annos

Ionisoivaa säteilyä voi olla suoraa tai epäsuoraa. Varaukselliset hiukkaset, kuten elektronit, ovat suoraan ionisoivia eli ne aiheuttavat ionisaation suoraan ionisoidessaan atomin. Epäsuorasti ionisoiva säteily aiheuttaa sekundäärisäteilyä, jonka seurauksena ionisaatio tapahtuu. Sähkömagneettinen säteily ja varauksettomat hiukkaset ionisoivat epäsuorasti. [17] Epäsuorassa ionisaatiossa energia kulkeutuu fotonien avulla, ja se muuttuu varauksellisten partikkeleiden, kuten elektronien, kineettiseksi energiaksi. Kerma (engl. Kinetic Energy Released in MAtter) kuvaa tätä kineettistä energiaa, joka on siirtynyt varatuille partikkeleille epäsuorasti sähkömagneettisella säteilyllä massayksikköä kohtaan seuraavanlaisesti

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (5)$$

missä dE_{tr} kuvaa siirtynyttä energiaa ja dm massayksikköä. Kerman yksikkö

on Gray (Gy), missä $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$. Se voidaan laskea röntgensäteille materiaalin massaenergian kertoimesta sekä energiavirtauksesta (engl. energy fluence). [18, s. 20]

Monoenergiselle säteilylle on määritelty ilmakerma

$$K_a = \Psi \frac{\mu_{tr}}{\rho}, \quad (6)$$

missä $\Psi = \Phi_E$ kuvaa energiakertymää energialle E ja (μ_{tr}/ρ) kuvaa energia-absorptio-
massavaimennuskerrointa.[19] Diagnostiikassa tuotetulla säteilyllä ilmaan absorboi-
tunut annos ja ilmakerma ovat käytännössä yhtä suuret. [20] Yleiselle kermalle ja
hiukkaskertymän energiajakaumalle Φ_E on määritelty yhtälö [19].

$$K = \int \Phi_E \frac{\mu_{tr}}{\rho} E dE \quad (7)$$

Keskimääräinen aineeseen siirtynyt energia (engl. imparted energy) kuvaa mate-
riaaliin päätyntä kokonaisenergiaa eli absorboitunutta energiaa. Se on säteilydo-
simetrian fundamentaalinen määre, joka riippuu tilavuudesta ja ajasta. Sen yksikkö
on Joule (J). [21] Keskimääräinen energia on määritelty

$$\epsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q, \quad (8)$$

missä R_{in} kuvaa kaikkien varattujen sekä ei-varattujen ionisoivien partikkeleiden
säteilyenergiaa tietyssä tilavuudessa. R_{out} kuvaa vastaavasti niiden partikkeleiden
säteilyenergiaa, jotka poistuvat tietyssä tilavuudesta. ΣQ kuvaa atomin ytimen le-
poenergian muutosta. Diagnostisessa radiologiassa fotonien energiaa käytettäessä, ΣQ
on nolla. [18]

Absorboitunut annos kuvaa sitä, kuinka paljon energiaa säteily jättää kohtee-
seen massayksikköä kohden. Absorboituneen annoksen yksikkö on Gray (Gy). [22]
Absorboitunut annos D on määritelty

$$D = \frac{\epsilon}{m}, \quad (9)$$

missä ϵ kuvaa ionisoivan säteilyn välitettyä energiaa ja m altistetun materiaalin mas-
sayksikköä. Absorboitunut annos on määritelty kaikenlaiselle ionisoivalle säteilylle,

toisin kuin kerma, joka on määritelty vain epäsuoralle ionisoivalle säteilylle. Röntgensäteille se voidaan laskea absorptio massa-energiakertoimesta sekä säteilykeilan energiavirtauksesta. [11]

Tulevassa kokeellisessa osiossa säteilyannosta mittaavien dosimetrioiden tulokset saadaan niihin absorboituneena annoksena. Tulosten tilastollinen tarkastelu ja käsittely tehdään absorboituneelle annokselle, ennen kuin niistä määritetään ekvivalenttiannos ja efektiivinen annos.

Ekvivalenttiannos kuvaa säteilyannoksesta aiheutuvaa haittaa tietylle kudokselle tai elimelle. Tämä on merkityksellistä, koska ionisoiva säteily aiheuttaa erilaista terveydellistä vahinkoa eri kohtiin kehossa. Ekvivalenttiannos H on määritelty

$$H = Dw_R, \quad (10)$$

missä D kuvaa absorboitunutta annosta ja w_R säteilyn painotuskerrointa (engl. radiation weighting factor). Säteilyn painotuskerroin on dimensioton kerroin, jota käytetään kuvastamaan eri säteilytyyppien biologisten vaikutusten suuruutta [10]. Röntgensäteilyn painotuskerroin on yksi, joten tulevissa mittauksissa ekvivalenttiannos on sama kuin absorboitunut annos. Ekvivalenttiannoksen yksikkö on Sievert (Sv), missä $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$. Ionisoivan säteilyannoksen biologista haittaa pyritään kuvaamaan tällä säteilyn painotuskertoimella, joka perustuu populaation tarkasteluun. Sen takia ekvivalenttiä annosta ei voida soveltaa yksilökohtaiseen potilaan tarkasteluun. [11, 22]

Efektiivinen annos kuvaa säteilyn aiheuttamaa terveydellistä kokonaishaittaa. Siihen otetaan huomioon altistuneiden kudosten ja elinten ekvivalenttiannosten summa. Efektiivisen annoksen yksikkö on sama kuin ekvivalenttiannoksella eli Sv. [11, 22] Tulevassa tutkimuksessa tullaan mittaamaan säteilyannoksen kertymää, missä vertaillaan efektiivistä annosta.

Aktiivinen luuydin, paksusuoli, keuhkot, mahalaukku, rintarauhaset sekä muut kudokset ovat ihmiskehon säteilyherkimpää kudoksia, ja niillä on suurin kudoksen

painotuskerroin (engl. tissue weighting factor) w_T . Eri elinten säteilyherkkyys huomioidaan keskimääräisessä tapauksessa näiden kertoimien avulla. Kudosten painotuskertoimet arvioivat tiettyjen kudosten ja elinten todennäköisyyttä erilaisiin stokastisiin vaikutuksiin, kuten syöpään. [10, 18] Efektiivinen annos E on määritelty

$$E = \sum_T w_T H_T, \quad (11)$$

missä H_T kuvaa painotettua ekvivalenttiannosta kaikissa ihmiskehon elimissä ja kudoksissa, ja w_T dimensiotonta kudoksen painotuskerrointa. Eri kudosten ja elinten painotuskertoimien summa on yksi.[10]

Taulukko I: Kudosten painotuskertoimet [10]. *Muut kudokset: lisämunuaiset, rintakehän alue, sappirakko, sydän, munuaiset, imusolmukkeet, lihaskudos, suun limakalvo, haima, eturauhanen (miehet), kohtu/kohdunkaula (naiset), ohutsuoli, perna, kateenkorva.

<i>Kudokset ja elimet</i>	w_T	$\sum w_T$
Aktiivinen luuydin, paksusuoli, keuhkot, mahalaukku, rintarauhaset ja muut kudokset*	0,12	0,72
Sukurauhaset	0,08	0,08
Virtsarakko, ruokatorvi, maksa ja kilpirauhanen	0,04	0,16
Iho, aivot, sylkirauhaset ja luun pinta	0,01	0,04
<i>Summa</i>		1,00

Nämä kudosten painotuskertoimet ovat Kansainvälisen säteilysuojelukomission (engl. International Commission on Radiological Protection, ICRP) määrittelemät kertoimet kuvaamaan säteilyn haittaa referenssipopulaatiolle, johon on huomioitu molemmat sukupuolet ja laaja ikähaarukka. Efektiivinen annos pätee siis populaatioon, eikä spesifiin yksilöön, joten sitä ei tulisi käyttää potilaan riskin arvioimiseen yksittäisestä annoksesta. Efektiivistä annosta käytetään säteilyturvallisuuden soveluksissa. [10, 11] Taulukon I painotuskertoimet on määritelty kaikille kudoksille ja

elimille, jotka ovat säteilyherkimpää kudoksia ja näin ollen merkityksellisimpiä altistuksen riskin arvioimisessa.

Efektiivisen annoksen laskemisessa säteilyn painotuskerroin w_R ottaa huomioon eri säteilytyyppien suhteellisen tehokkuuden vaikutuksen eri kudoksiin reaktioihin eli deterministiseen haittaan, kun taas kudosten painotuskerroin w_T huomioi eri elinten tai kudosten herkkyyden vaikutukset stokastiseen haittaan. [10, 11]

2 Menetelmät

Tässä luvussa tullaan käsittelemään tutkimusmenetelmiä, laitteistoa ja työvälineitä, joita mittauksissa käytetään. Ennen kuvantamista on tärkeä tuntee kuvantamislaitteet, sekä itse tutkittavan suureen eli säteilyannoksen mittaamiseen tarvittavat välineet, kuten dosimetrit ja fantomit. Tässä luvussa käsitellään erityisesti kaksi erilaista röntgenkuvantamistapaa, joilla selkärangan sivukuvien mittaukset tullaan myös kokeellisessa osiossa tekemään.

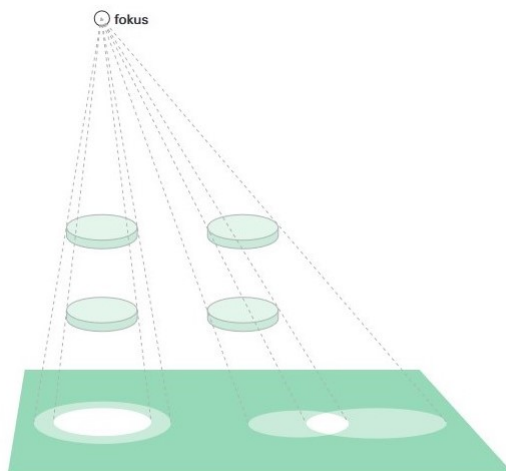
2.1 Natiiviröntgenkuvantaminen

Suoradigitaalisessa röntgenkuvantamisessa röntgensäteilyn detektorit ovat tärkeässä asemassa kuvanmuodostuksen kanssa, ja ne mahdollistavat säteilyannoksen ja kuvanlaadun optimoinnin. Röntgensäteilyn detektoreita on erilaisia ja niistä yleisin suoradigitaalinen taulukuvailmaisoin jaetaan rakenteeltaan kolmeen osaan; konversio-kerrokseen, joka absorboi röntgensäteilyn, optiseen tai sähköiseen liitosrakenteeseen välittäen signaalin lukuelektroniikalle ja lopuksi lukuelektroniikkaan, joka muuttaa signaalin digitaaliseksi kuvaksi. Konversio-kerros voi olla suoraa konversiota, jolloin röntgensäteily muutetaan suoraan signaaliksi ja siitä kuvaksi, tai se voi olla epäsuoraa, jolloin röntgensäteily muutetaan ensin valoksi. [23]

Natiiviröntgenillä voidaan ottaa lannerangan sivukuvia seisten tai maaten, mut-

ta selkäsairauksia tutkittaessa seisten otetussa kuvassa saadaan havainnollistettua paremmin mahdolliset rakenteelliset muutokset rasituksessa. Natiiviröntgenkuvausta voidaan toisaalta hyödyntää lannerangan sivukuvissa myös maaten, mikäli potilas ei pysty seisomaan tai olemaan paikoillaan kuvauksessa.

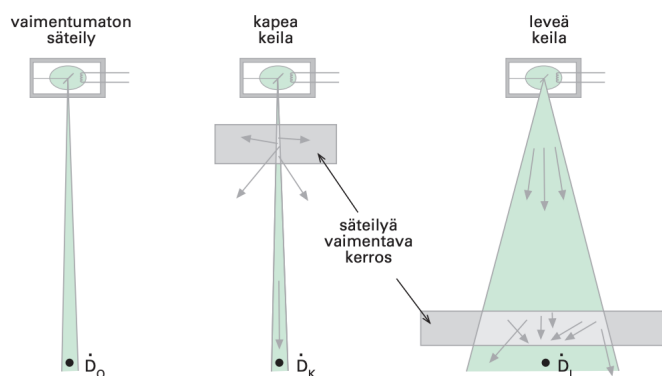
Säteilyannokseen vaikuttavat röntgenputken jännite ja sähkömäärä. Nämä voidaan valita itse tai käyttää laitteen automaattisia kuvausarvoja, jotka määräytyvät detektorin ja potilaan sijoittelun mukaan. Automaatilla kuvantaessa siis röntgengeneraattori kalibroi kuvausasetelmasta röntgenputken sähkömäärän valotusautomaatin avulla. [12] Ennen EOS kuvantamislaitetta, lannerangan sivukuvat on otettu TYKS:ssä aina manuaalisesti määritetyillä kuvausarvoilla, jotka käsitellään tarkemmin luvussa 2.7.2.



Kuva 11: Natiiviröntgenin geometriset vääristymät [12, s. 64].

Kuvassa 11 on esitetty natiiviröntgenkuvantamisessa tapahtuva geometrinen vääristymä. Röntgensäteilyn lähteminen tietyistä röntgenputken kohdasta koko kuvattavalle alueelle aiheuttaa geometristä vääristymää, kun kolmiulotteinen kohde projisoidaan kaksiulotteiseksi kuvaksi. Geometristä vääristymää voidaan minimoida sijoittamalla potilas mahdollisimman lähelle kuvailmaisinta ja pidemmällä kuvausetäisyydellä. [12] Pidempi kuvausetäisyys mahdollistaa röntgensäteilyn kapeamman

säteilykeilan, jolloin säteily on helpompi kohdistaa haluttuun kuvauskohteeseen. Tu-
levissa mittauksissa tullaan ottamaan hyvin kohdennetusti lannerangan sivukuvia,
joten geometrinen vääristymä ei ole niin suurta tarkasti rajatulla kuvausalueella.
Natiiviröntgenkuvantamisessa sirontaa ja geometrista vääristymää havaitaan enem-
män kuin EOS pyyhkäisykuvantamisella, jonka säteilykeila on kapeampi, ja siitä
muodostuvan kuvan kaksiulotteinen suhde on 1:1 [24].



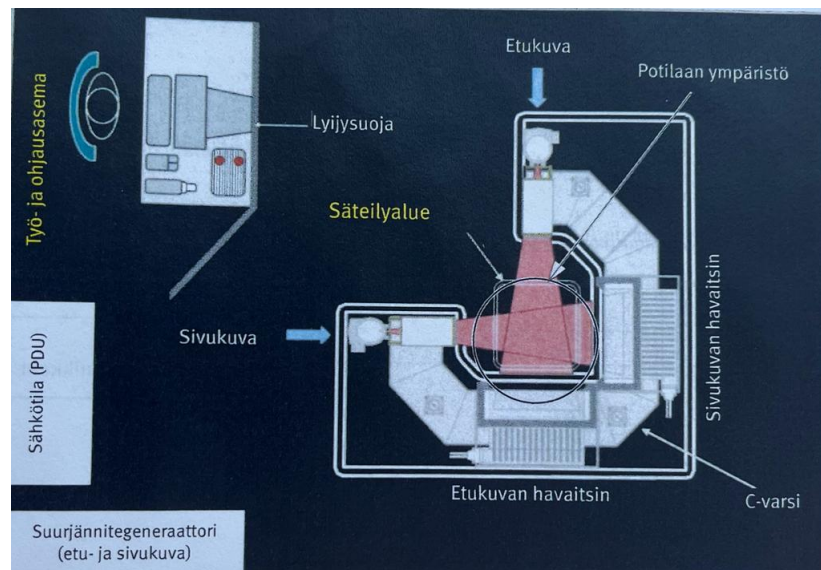
Kuva 12: Erilaisten säteilykeilojen geometrioita [12, s. 170].

Kuvassa 12 on esitetty kapean ja leveän säteilykeilan mittauseroita. Sä-
teilyn läpäisykerroin on määritelty vaimennetun kapean tai leveän keilan $\dot{D}_{K/L}$ ja
vaimentamattoman säteilyn \dot{D}_0 annosnopeuksien suhteena $T = \dot{D}_{K/L}/\dot{D}_0$. Säteily-
keilan leveys vaikuttaa säteilyn sirontaan sen primäärisäteilyn vaimennuksen suu-
ruudella. Leveämmällä keilalla muodostuu enemmän sirontaa kuin kapealla keilalla,
jolloin leveämmän keilan primäärisäteilyn vaimennus on heikompi. Leveämmässä
keilassa säteily vaimenee vähemmän, jolloin syntyy sekundääristä vaimennusta, jo-
ka koostuu siroavista fotoneista. Kapeammalla säteilykeilalla ei synny sekundääristä
vaimennusta, jolloin fotoneita ei pääse siroamaan. [12]

Mittauksissa tullaan käyttämään suoradigitaalista natiiviröntgenkuvantamislai-
tetta (Ysio Max, Siemens Healthineers, Erlangen, Saksa).

2.2 EOS™ pyyhkäisykuvantamislaitte

Professori Georges Charpak sai Fysiikan Nobel-palkinnon vuonna 1992 kehittämästään partikkelidetektorista, joka perustuu monijohtoiseen verrannollisuuskammioon (engl. proportional multiwire chamber) sekä kaasupitoiseen röntgendetektoriin. EOS pyyhkäisykuvantaminen perustuu tähän Charpakin keksintöön, mikä mahdollistaa röntgenkuvantamisen samaan aikaan kaksiuuloitteisesti rakokuvaustekniikalla. Se siis pystyy kuvaamaan samaan aikaan etu- ja sivusuuntaan eli anterior-posterior (AP) tai posterior-anterior (PA), ja lateraalisesti (LAT) muodostaen kaksiuuloitteisen kuvan koko kehosta. Tästä kaksiuuloitteisesta kuvasta voidaan rekonstruoida kolmiulotteinen kuva sille spesifillä tietokoneohjelmalla, stereografialla. [25–27] Tulevissa mittauksissa tullaan kuvaamaan lannerangan sivukuvia, eli niissä käytetään vain lateraalista kuvausta.



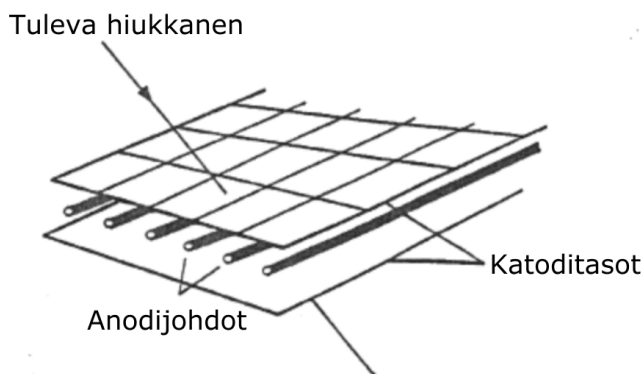
Kuva 13: EOS pyyhkäisykuvantamislaitteen rakenne [24]. Etukuvalla tarkoitetaan anterior-posterior kuvausta ja sivukuvalla lateraalista kuvausta, ja havaitsimella laitteen detektoreita.

Kuvassa 13 on esitetty EOS pyyhkäisykuvantamislaitteen rakenne. Siitä nähdään hyvin EOS -laitteen kaksisuuntainen kuvantaminen, sekä kuvantamiseen liittyvä asetelma.[24]

Rakokuvaustekniikan avulla pienemmällä säteilyannoksella saadaan parempilaatuisia röntgenkuvia. EOS kuvauksessa röntgenputki osoittaa detektoria kohti, ja röntgenputki ja detektori liikkuvat yhtäaikaaisesti skannaten kuvattavan kohteen vertikaalisesti ylhäältä alas. EOS kuvauksen röntgenputken ja detektorin asettelu parantaa potilaan anatomista visualisointia röntgenkuvauksessa. Röntgenputken ja detektorin kollimaatiolla voidaan minimoida säteilyn sirontaa. [28]

EOS kuvantamisessa röntgensäteilyä voidaan tuottaa kahdesta eri suunnasta, joiden kapeat säteilykeilat kollimoidaan tiettyjen rakojen läpi detektorille. Rakojen paksuus on noin 0,5 mm, mutta röntgensäteilyn säteilykeila leviää aina vähän eli todellinen säteilykeila on hieman suurempi. Nämä röntgensäteilylähteet ovat sijoiteltu ortogonaalisesti toisiinsa nähden, sekä ovat kytkettynä suoraan detektoreihin, jotka käyttävät kaasupitoisen mikroverkon teknologiaa [29]. Röntgenputken ja detektorin välinen etäisyys on 1,3 metriä, jonka välissä potilas on suurin piirtein keskellä. [28] Tätä geometriaa on havainnollistettu kuvassa 13.

EOS pyyhkäisykuvantamislaitteen kaasudetektorilla mitataan ionisaatiota eli kaasuatomeista irronneiden elektronien määrää, kun röntgensäteilyn fotoni on törmännyt atomiin. Tässä prosessissa negatiivisesti varautuneet elektronit irtoavat neutraaleista kaasuatomeista, joista tulee positiivisesti varautuneita. Elektronit kulkevat sähkökentässä kohti anodijohtoja, joissa sähkökenttä on todella vahva. Tämän seurauksena syntyy elektronivyöryjä ja tarpeeksi energiaa siihen, että kaasu ionisoituu. Ionisaation seurauksena röntgendetektorille muodostettu elektronisuihku aiheuttaa sähköisen purkautumisen detektorissa. Tämä kaasuihin detektorissa sisältää useita ohuita johtimia vierekkäin, ja niistä muodostuva monimutkainen mikroverkkosysteemi muodostaa tyypillisen monijohtoisen verrannollisuuskammion. [27, 30]



Kuva 14: Monijohtoisen verrannollisuuskammion rakenne. Suomennettu viitteestä [30].

Kuvassa 14 on esitetty Charpakin kehittämä monijohtoinen verrannollisuuskammio. Siinä anodilangat eli johtimet ovat katoditasojen välissä, ja nämä johtimet toimivat itsenäisesti ja käyttäytyvät, kuten yksittäinen verrannollisuuslaskuri. [26] Tämän EOS pyyhkäisykuvantamisen detektorimenetelmän avulla voidaan pienentää röntgensäteilyaltistusta sekä mahdollistaa laajempi dynaaminen kuvantamisalue, mikä parantaa kuvien syvyyttä ja laatua. [27]

Selkärangan sivukuvia kuvataan TYKS:ssä pääsääntöisesti EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella spondylolyysi ja spondylolisteesi epäilyjen vahvistamiseksi tai pois-sulkemiseksi, ja hoidon suunnittelua varten. Tulevissa mittauksissa käytettävä laite on EOS pyyhkäisykuvantamislaitte (EOS® imaging, Pariisi, Ranska).

EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella voidaan suorittaa mittaukset kahdella eri matalan annoksen protokollalla, joista uudempaa ”microdose” -protokollaa käytetään aina lapsia kuvantaessa. Tällä protokollalla vähennetään säteilyn kumulatiivista annosta 26-kertaisesti verrattuna natiiviröntgenkuvantamiseen. Skolioosia tutkittaessa EOS:lla säteilyannosta voidaan pienentää 2,5–10-kertaisesti verrattuna natiiviröntgenkuvantamiseen. [2, 26]

Skolioositutkimuksissa on saatu säteilyannoksen ja pinta-alan tuloksi eli DAP:ksi (engl. dose area product, DAP) EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella $23,6 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2/\text{kg} \pm 4,32$ ja natiiviröntgenkuvantamislaitteella $95,7 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2 / \text{kg} \pm 30,39$. Tulosten pe-

rusteella EOS pyyhkäisykuvantamislaitteen säteilyannos on noin neljä kertaa pienempi ja sen virhe on noin 14 % pienempi kuin natiiviröntgenkuvantamisella. [2]

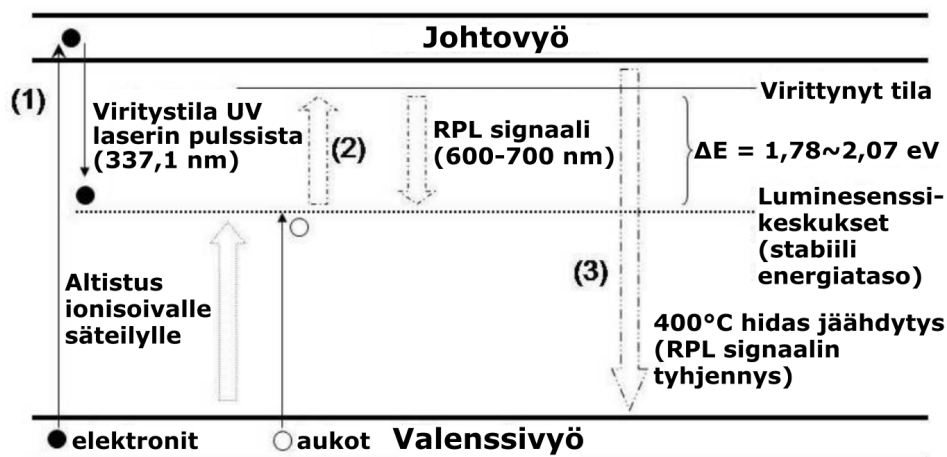
2.3 Radiofotoluminesenssidosimetria

Radiofotoluminesenssidosimetria (RPLD) perustuu ionisoivan säteilyn vuorovaikutukseen dosimetriaineen kanssa, jolloin siihen absorboituu energiaa. Tämä energia varastoituu metastabiileille energiatiloille, joka vapautetaan näkyvänä valona esimerkiksi lämmön avulla. Tästä saadaan määritettyä dosimetriin absorboitunut annos. Kyseinen toimintaperiaate pätee myös muissa luminesenssidosimetrioissa. [31, 32]

RPLD koostuu hopeafosfaattilasista, joka toimii luminesenssimateriaalina. Hopeafosfaattilasi on metafosfaattilasia, joka on aktivoitu hopealla. Tämä hopeafosfaattilasi perustuu positiivisen hopeaionin Ag^+ ja fosfaatti-ionin PO_4^- reagointiin ionisoivalle säteilylle altistuessa seuraavanlaisesti

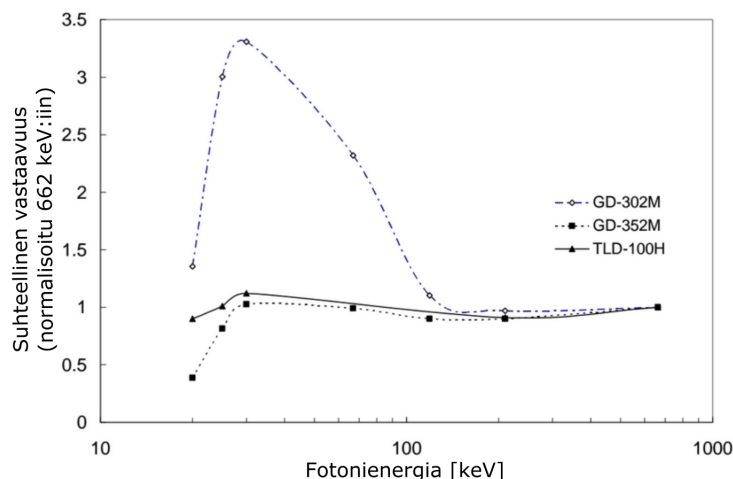


Kaavassa 12 hopeafosfaatti altistetaan säteilylle, jolloin siitä irtoaa elektroni ja syntyy hPO_4 aukkopareja. Kaavassa 13 hopeaioni vastaanottaa elektronin, joka pelkistää sen. Hopeaionin vastaanottaessa hPO_4 aukon, se hapettuu kaavan 14 mukaisesti. Pelkistyneitä (Ag^0) ja hapettuneita (Ag^{2+}) hopeaioneja kutsutaan radiofotoluminesenssikeskuksiksi (RPL-keskus), ja nämä ovat stabiileja energiatiloja. [31]



Kuva 15: RPL:n energiatasokaavio. Suomennettu viitteestä [31].

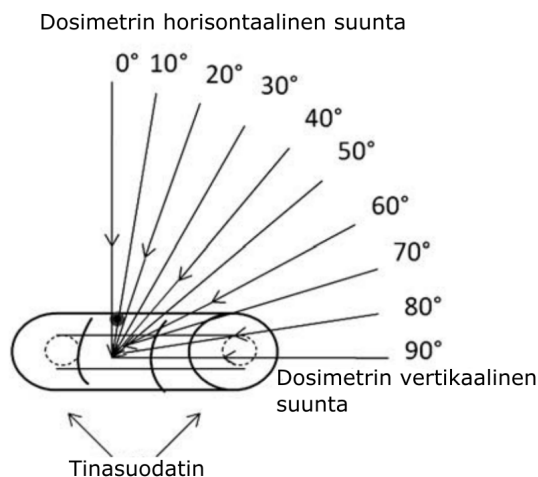
Kuvan 15 kohdassa (1) hopeafosfaattilasi altistetaan säteilylle ja PO_4^- ja Ag^+ muodostavat RPL-keskuksia kaavojen 12, 13 ja 14 mukaisesti. Kohdassa (2) RPL-keskuksiin kohdistetaan pulssimainen N^2 -laserin ultraviolettisäde, jolloin elektronit virittyvät ja purkautuvat emittoiden fotoneja 600–700 nm aallonpituudella. Tämän takia RPL-keskusten lukumäärä pysyy samana ja dosimetrejä pystytään käyttämään uudestaan. Emittoituneiden fotoneiden määrä on lineaarisesti verrannollinen absorboituneeseen säteilyannokseen. Kohdassa (3) RPLD:iä pidetään noin tunnin ajan 400 °C lämpötilassa, jolloin elektronit palautuvat alkuperäisille energiatasoille. [31]



Kuva 16: Dosimetrien energiariippuvuus. Suomennettu viitteestä [31].

RPL-dosimetrejä on kolmea erilaista, joita kaikkia yhdistää niiden energiariippuvuus. [32] Kuvassa 16 on esitettyinä kahden erilaisen GD-sarjan dosimetrin sekä termoluminesenssidosimetrin (TLD) energiariippuvuudet. Tulevissa mittauksissa tullaan käyttämään Dose AceGD-352M dosimetrejä, jotka ovat muovikuorien sisällä ja sisältää tinasuodattimen. Tinasuodatin suodattaa pienienergistä säteilyä, jotta dosimetrin energiariippuvuus säteilytykseen pysyy stabiilina. Dose AceGD-352M dosimetrillä voidaan tarkastella annoksia laajasti $10 \mu\text{Gy} - 500 \text{Gy}$ välillä, joka jaetaan kahteen kategoriaan. Nämä kategoriat ovat pienen annoksen vaihteluväli ($10 \mu\text{Gy} - 10 \text{Gy}$) sekä suuren annoksen vaihteluväli ($1 \text{Gy} - 500 \text{Gy}$), joista tulevissa mittauksissa käytetään pienen annoksen vaihteluväliä. Dosimetrien annosluenta-alaite pystyy määrittämään tarvittavan annoksen vaihteluvälin automaattisesti. [31, 33]

Tulevissa mittauksissa käytetään suodatettuja dosimetrejä, jotta voidaan tutkia luotettavasti pienienergistä säteilyä. Suodattamattomien dosimetrien annos kasvaa energian pienentyessä, mikä johtuu valosähköisen ilmiön vuorovaikutuksesta lasiin. [32] GD-352M dosimetrin rakenne on anisotrooppinen, joten sen tulos voi vaihdella riippuen säteilyn tulokulmasta. [33]



Kuva 17: Eri kulmasta tulevan säteilytyksen vaikutus GD-352M dosimetriin. Suomennettu viitteestä [34].

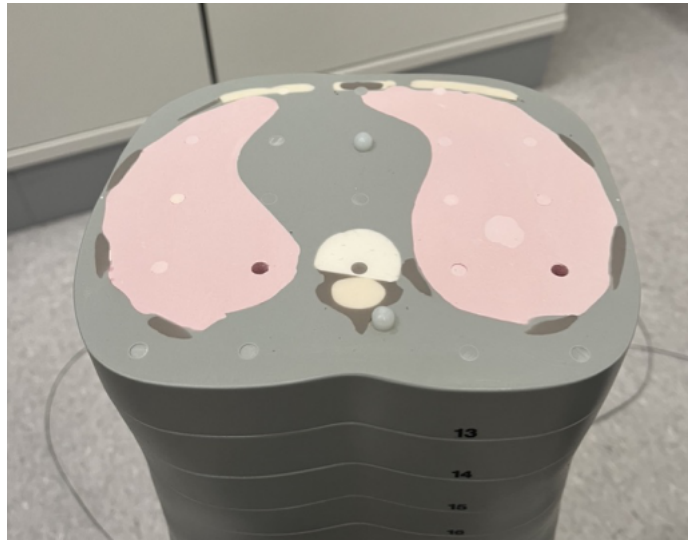
Kuvassa 17 GD-352M dosimetriin kohdistuvan säteilytyksen kulmariippuvuus. Dosimetristä saadaan luotettavaa tulosta, kun säteilyn tulokulma dosimetriin on 0–40 asteen välillä. Yli 50 asteen tulokulma aiheuttaa dosimetrien annosmittaukseen merkittävää jopa 40–50 % virhettä kulmariippuvuudessa. [34]

Säteilytyksen kulmariippuvuuden epävarmuudeksi on arvioitu olevan noin 0,65 % [33]. Kulmariippuvuuden epävarmuus tulee ottaa huomioon, kun tulevissa mittauksissa määritetään dosimetristä aiheutuvaa virhettä. GD-352M dosimetrin epävarmuuteen vaikuttaa muun muassa tinasuodatin, joka stabiloi dosimetrin energiariippuvutta. [33] Dosimetrin horisontaalisen suunnan asettelu mahdollisimman suoraan kohti säteilyn lähdettä siis kannattaa, mutta tästä johtuva epävarmuus on kuitenkin hyvin pieni.

2.4 Fantomien käyttäminen ja suunnittelu kuvantamisessa

Antropomorfisella fantomilla tarkoitetaan fantomia, joka kuvastaa ihmisen kehoa, josta voidaan erottaa joitakin kudoksia tai elimiä. Tulevissa mittauksissa käytettävien fantomien selkäranka, keskimääräinen pehmytkudos, keuhkot ja aivot ovat erotettavissa niiden rakenteeltaan vastaten oikeiden elinten vaimennuskertoimia. Nämä

elimet ovat kudosekvivalentin muovin sisällä. Fantomit on jaettu poikittaissuuntaisiin leikkeihin, joissa on z-suuntaisesti 2,5 cm pituisia ja 5 mm paksuisia reikiä halkaisijaltaan, joihin dosimetrit voidaan asettaa pitkittäissuuntaisesti niin, että ne ovat kohtisuorasti säteilykeilaan nähden. [35] Kuvassa 18 on esitetty havainnekuva pienemmän fantomin leikkeestä rintakehän korkeudelta, josta voidaan havaita keuhkokudos, selkäranka, sternum ja reiät, joihin dosimetrit voidaan sijoitella.



Kuva 18: Havainnekuva pienemmän fantomin (malli 705) leikkeestä.

Mittauksissa tullaan käyttämään kahdenlaista fantomia mallintamaan selkäranka ja ihmiskehoa: 5-vuotias lapsifantomi (CIRS ATOM[®] Dosimetry Phantom, model 705) ja aikuisfantomi (CIRS ATOM[®] Dosimetry Phantom, model 701). [36] Taulukossa II on esitetty mittauksissa käytettävien fantomien tekniset tiedot. Taulukossa rintakehän dimensioilla tarkoitetaan AP x LAT suunnan halkaisijoita.

Taulukko II: Fantomien tekniset tiedot [36].

<i>Suureet</i>	<i>Lapsifantomi (malli 705)</i>	<i>Aikuisfantomi (malli 701)</i>
Pituus [cm]	110	173
Paino [kg]	19	70
Rintakehän dimensiot [cm]	14 x 17	23 x 32

Näitä fantomeita voidaan hyvin käyttää lasten ja nuorten koon ääritapausten vaihteluvälinä, sillä spondylolisteesipotilaiden ikähaarukka on noin 5–21 vuotta. Spondylolisteesiä seurataan diagnoosin jälkeen kasvuikäisellä lapsella säännöllisesti röntgenkuvantamisella. Spondylolisteesipotilaalla kuvantamiskertoja kertyy siis useita riippuen potilaan iästä diagnoosin saamisesta. Mitä nuorempana spondylolisteesi todetaan, sitä enemmän potilasta tullaan kuvantamaan.

Jatkossa lapsifantomia kutsutaan pienempänä fantomina ja aikuisfantomia suurempana fantomina. Kuvassa 19 on esitetty havainnekuva pienemmästä fantomista koottuna edestä ja sivusta. Siitä voidaan erottaa fantomin eri leikkeet.



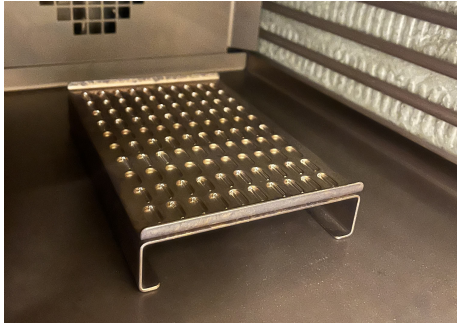
Kuva 19: Havainnekuva käytettävästä pienestä CIRS ATOM fantomista (malli 705).

2.5 Säteilyannoksen mittaaminen

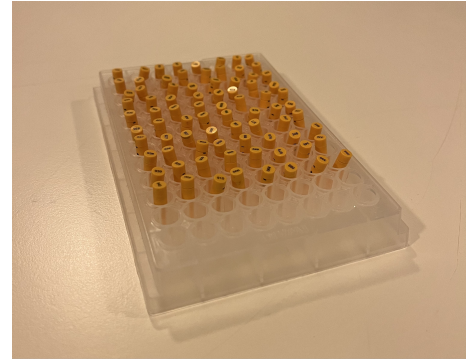
2.5.1 Dosimetrien käyttö ja sijoittelu

RPL-dosimetrit tulee tyhjentää ennen kuin niitä voidaan käyttää. Tyhjennysohjelma kestää noin 8 tuntia ja siinä uuni (Nabertherm GmbH, Lilienthal/Bremen, Germany) lämmitetään noin 390 °C:een tunniksi, jonka jälkeen lämpötila laskee hitaasti huoneenlämpöön. Tämän jälkeen dosimetrit ovat valmiina käytettäväksi. Mittausten jälkeen dosimetrit laitetaan uuniin esilämmitystä varten, jotta säteilytettyjen dosimetricien fluoresoiva signaali stabiloidaan. Esilämmitys kestää noin 3,5–4 tuntia, ja siinä dosimetrit lämmitetään 70 °C lämpöiseksi puoleksi tunniksi, jonka jälkeen lämpötila laskee huoneenlämpöiseksi. Dosimetrien tulee olla huoneenlämpöisiä, ennen kuin ne voidaan lukea. Dosimetrit luetaan Dose Ace FGD-1000 (AGC Techno Glass Co., Shizuoka, Japani) -laitteella. Tulokset luetaan viisi kertaa, jonka jälkeen laite

antaa tuloksista keskiarvon ja kaksi virhearvoa (keskihajonta, SD ja vaihtelukerroin, CV) tulosten luotettavuuden varmistamiseksi. [32]



(a) Tyhjennykseen.



(b) Esilämmitykseen.

Kuva 20: RPLD:ien erilaiset alustat uuniin eri vaiheissa.

Dosimetricien ensimmäisen tyhjennyksen jälkeen suoritetaan luenta kaikille dosimetreille, jotta voidaan tarkistaa kaikkien dosimetricien pohjalukemat. Nämä vaihtelevat dosimetricien iän ja käytön mukaan. Keväällä 2019 käyttöön otettujen dosimetricien pohjalukemat ovat noin 40–60 μGy , kun taas 2020 dosimetricien pohjalukemat ovat noin 15–30 μGy ja 2021 dosimetricien noin 9–12 μGy . Näiden pohjalukemien vaikutusta lopulliseen tulokseen pyritään vähentämään ottamalla kaikista eristä vähintään kolme dosimetriä taustan mittaamiseen joka mittauksissa.



Kuva 21: RPLD:t makasiinissa valmiina luettavaksi.

Dosimetrit sijoitellaan fantomiin kaikkien säteilyherkkien elinten kohdille. Sä-

teilyherkät elimet ja niiden painotuskertoimet on esitelty tarkemmin taulukossa I. Molempiin fantomeihin on käytetty mittauksissa yhteensä 72–80 dosimetriä per mitaus, jotka ovat jakautuneet elin/kudoskohtaisesti taulukon III mukaan. Kuvan 19 oikeanpuoleisesta kuvasta nähdään fantomin pinnalle aseteltuja dosimetrejä rintakehän ja lannerangan korkeudella, jotka mittaavat iholle kertyvää annosta. Jokainen dosimetri on sijoitettu kaikissa mittauksissa aina samaan paikkaan fantomikohtaisesti, jotta mittausten toistojen luotettavuus paranee.

Taulukko III: Elinkohtaiset dosimetricien sijoittelut.

<i>Kudokset/elimet</i>	<i>RPLD:ien lkm (pieni)</i>	<i>RPLD:ien lkm (suuri)</i>
Aivot	4	4
Kilpirauhanen	3	3
Ruokatorvi	3	3
Rintarauhaset	4	4
Iho (rintakehä)	4	4
Keuhkot	12	14
Mahalaukku	4	6
Maksa	4	6
Iho (Lanneranka)	4	4
Lannerangan nikamat	4	4
Paksusuoli	9	11
Sukurauhaset(N)	2	2
Virtsarakko	2	2
Sukurauhaset(M)	1	1

Näiden taulukossa III esitettyjen elinkohtaisten dosimetricien lisäksi jokaisesta eri dosimetrierästä (4 kpl) otetaan 3 dosimetria per erä mittaamaan taustasäteilyä. Taustadosimetriceistä lasketaan keskiarvot jokaiselle erälle, ja se vähennetään kysei-

sen erän kaikista dosimetreistä. Näin minimoidaan erien välistä eroa sekä virhettä tulosten tulkinnassa.

Mittausten tulokset saadaan luettua Dose Ace FGD-1000 -laitteella. Tästä saadut tulokset kuvaavat jokaiselle dosimetrille kertynyttä absorboitunutta annosta. Näistä tuloksista tarkastellaan jokaisen dosimetrin viiden luennan keskiarvoa.

2.5.2 Mittausten toistettavuus

Kaikissa mittauksissa säteilytetään fantomi kolmesti, jolloin voidaan varmistaa tulosten luotettavuus ja taustasäteilyn määrä tarkemmin pienillä säteilyannoksilla. Tällä tavalla jokaisesta mittauksesta saadaan kolminkertainen säteilyannos, ja jakamalla tulos kolmella saadaan yhdestä kuvantamiskerrasta kertynyt säteilyannos.

EOS kuvantamisen mittausasetelmat toistetaan molemmilla fantomeilla kolmesti, jotta voidaan tilastollisesti todeta toistojen merkitsevyys samalla tavalla toistettulla kuvausasetelmalla. EOS kuvantamisella tehdään siis kolmet samanlaiset kuvantamiset molemmille fantomeille, joissa kaikissa säteilytetään fantomit kolmesti yhdellä kuvantamiskerralla. Toistojen merkitsevyys määritetään saaduista mittaus-tuloksista varianssianalyysin (engl. analysis of variance) eli ANOVA:n avulla. Varianssianalyysi tutkii kahden tai useamman aineiston tilastollista merkitsevyyttä, ja siinä nollahypoteesina pidetään sitä, että aineistot ovat yhtä suuria keskenään. [37, 38] Aineistojen yhtä suuruudella tarkoitetaan vertailtavien aineistojen samankaltaisuutta, eli tässä tapauksessa vertailtavat aineistot ovat EOS kuvantamisen toistetut mittaustulokset.

ANOVA tutkii numerodataa, joka ei ole järjestäytynyt tiettyyn järjestykseen. Se perustuu F-testiin, joka määrittää nollahypoteesin toteutumisen. F-testin tulokset antavat p-arvon sekä F-suhteen, joka kuvaa riippumattoman muuttujan varianssin suhdetta virhevarianssiin. Virhevarianssilla tarkoitetaan mittaustuloksen yksittäisen arvon virhettä. Nollahypoteesi hylätään, mikäli p-arvo on pienempi kuin 0,05 tai,

varianssi on suurempi kuin virhevarianssi. [37, 38]

2.6 Dosimetrien virhe

Aikuisille diagnostisessa röntgenkuvantamisessa 20 % tarkkuus dosimetreille 95 % luottamusvälillä on tarpeeksi säteilyriskin arvioinnissa [18]. Radiologiset tutkimukset aiheuttavat usein vain vähän ärsytystä kehoon ja säteilyannokset ovat suhteellisen pieniä, joten vaadittu 20 % tarkkuus on riittävä säteilyn turvallisuuden arvioimiseen. Vertaileville annosmittauksille ja suhteellisen säteilyriskin arvioimiselle, 7 % epävarmuus on hyvä, kun kudosreaktiot ovat odotettavissa. Seitsemän prosentin epävarmuus dosimetrien luennassa on tarpeeksi mahdollisen säteilyriskin arvioimisessa lapsilla. [18] Käytettävien dosimetrien luennan toistojen variaatiokerroin on 2 % [39].

Virheen vaikutukset ovat suurimmillaan pienemmillä annoksilla. Tämä johtuu siitä, että dosimetreillä on tietyt raja-arvot, joilla voidaan havaita annoksia. Mikäli annokset ovat pienempiä, on suurempi todennäköisyys siihen, ettei kaikkea signaalia tunnisteta. Virheeseen vaikuttavat eri tekijät tulee ottaa huomioon, jotta voidaan karakterisoida koko mittausasetelman luotettavuus ja toistettavuus. Mittausvirhe on määritelty mitatun arvon ja "todellisen arvon" erona. Tämä virhe on arvioitu olevan noin 2–4 % RPLD:n käsittelyssä. RPLD:ien erien samankaltaisuus on noin $\pm 1 - \pm 1,5$ % .[40]

Lasketaan toistettujen EOS kuvantamisten annosmittauksille variaatiokertoimet (engl. coefficient of variation, CV) jokaiselle dosimetrille erikseen. [20] Variaatiokerroin on määritelty

$$CV\% = \left(\frac{SD}{\bar{x}} \right) \cdot 100, \quad (15)$$

missä SD kuvaa annosten keskihajontaa (engl. standard deviation, SD) ja \bar{x} mitat-

tujen annosten keskiarvoa. [20] Keskihajonta on määritelty

$$SD = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}, \quad (16)$$

missä $i = 1, 2, 3, \dots, x_i$ on mitattu annos ja n mitattujen annosten toistot, joka on tässä tutkimuksessa 3. [20] Määritellään yksittäiselle RPL:lle epävarmuus u_c

$$u_c = \sqrt{u_a^2 + u_b^2}, \quad (17)$$

missä u_a kuvaa tyypin A epävarmuutta ja u_b tyypin B epävarmuutta. Tyypin A epävarmuus on yleinen tilastollinen analyysi toistetuista mittauksista, joka määritetään kaavan 15 mukaisesti eli variaatiokertoimen laskemisella kolmelle mittaustoistolle. Tyypin A epävarmuus pienenee toistojen N lisääntyessä. Tyypin B epävarmuus kuvaa sellaista mittausepävarmuutta, jota ei voida määrittää toistojen avulla. Näitä epävarmuuksia on säteilyannoksen variaatio tietyllä energiaspektrillä, kulmariippuvuuden arvioiminen sekä röntgensäteen lähteen variaatio. [18]

Jokaiselle mitatulle säteilyannokselle voidaan arvioida yleinen epävarmuus (engl. standard uncertainty) $\sigma(D)$

$$\sigma(D) = \sqrt{\frac{u_c}{N}}, \quad (18)$$

missä N kuvaa altistusmäärää. Efektiiviselle annokselle on määritelty epävarmuus $\sigma(E)$

$$\sigma(E) = \sqrt{\sum \sigma(D_{f,T})^2}, \quad (19)$$

missä $\sigma(D_{f,T})$ on epävarmuus yksittäisen kudoksen annokselle, joka vaikuttaa efektiivisen annoksen epävarmuuteen. Tämä kudokohtainen epävarmuus voidaan määrittää osittaisderivaatalla

$$\sigma(D_{f,T}) = \frac{w_T}{n} \sqrt{f_T^2 \sum \sigma(D_{T_i})^2 + \sum D_{T_i} \sigma(f_T)^2}, \quad (20)$$

missä w_T kuvaa kudokohtaista painotuskerrointa efektiiviselle annokselle (määritelty taulukossa I), n kuvaa dosimetrien määrää tietylle kudokselle tai elimelle, $\sigma D(f_T)$

kuvaa ärsytetyn kudoksen murto-osaa ja D_{Ti} kuvaa jokaisen kudoksen keskiannosta. [20]

2.7 Kuvausparametrit

Molemmilla käytettävillä laitteilla on erilaiset kuvantamismekanismi, joten niissä käytettävät kuvausparametritkin eroavat. Kummallakin kuvantamislaitteilla valitaan tietty suodatus ja fokuskoko, ja molemmat laitteet määrittävät kuvausarvojen ja -alueen perusteella DAP:n.

DAP on ilmakerman integraali säteilypinta-alan A yli [10]. DAP kuvaa potilaan pinta-annoksen altistusta tietyllä etäisyydellä d , ja se on määritelty kaavan 6 avulla

$$DAP = \int_A D(x, y, z) dz dy = \bar{D}(d) \cdot A(d), \quad (21)$$

missä $\bar{D}(d)$ kuvaa ilmaan absorboitunutta keskimääräistä annosta ja $A(d)$ kuvaa samalla etäisyydellä mitattua säteilykeilan poikkipinta-alaa. DAP:n voidaan siis ajatella määrittelevän potilaan pintaan kohdistuvien fotonien kokonaislukumäärää. [12] Mittauksissa DAP määritetään kuvausalueen mukaan EOS kuvantamislaitteen tietokonejärjestelmästä, ja DAP on siis laskennallinen arvio perustuen kuvauspinta-alaan.

Kuvattavan kohteen fokuskokoa säädellään röntgenputkesta. Säteilyn suodatusta käytetään säätelemään ja minimoimaan röntgensäteilyn pienienergisimmät fotonit. Suodatus sijaitsee röntgenputken säteilyikkunan edessä, jolloin se estää pienienergisimpien fotonien läpipääsyn. Alumiini on yleisin suodatusmateriaali, mutta tulevaisuudessa mittauksissa molemmat laitteet käyttävät kuparisuodattimia. Kuparia käytetään suodatuksessa erityisesti silloin, kun halutaan vaimentaa säteilyä voimakkaasti ja se mahdollistaa lyhyemmän kuvausajan ja kasvattaa saatavaa annosnopeutta. [12]

2.7.1 EOS™ pyyhkäisykuvantamislaitte

EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella jännite ja sähkömäärä valitaan kuvattavan kohteen painon mukaan. ”Microdose” -protokollaa käytetään näissä mittauksissa molemmilla fantomeilla, koska sitä käytetään kliinisesti näissä kokoluokissa. EOS -laitteella pystytään määrittämään kuvannettava kohde tarkemmin, kun käytetään suunnittelukuvaa. Suunnittelukuvan arvo riippuu kuvausalueen koosta, mutta tässä tapauksessa siitä aiheutuva annos on merkityksettömän pieni verrattuna varsinaisen kuvan DAP:iin.

Taulukko IV: Käytetyt kuvausparametrit EOS:lla.

<i>Suureet</i>	<i>Pienellä fantomilla</i>	<i>Suurella fantomilla</i>
Jännite [kV]	80	90
Sähkövirta [mA]	80	100
Microdose	kyllä	kyllä
DAP [mGy·cm ²]	7,01–10,6	22,54–29,28
Suunnittelokuva	kyllä	kyllä
Kuva-alueen pituus [cm]	20–24,5	24–29,5
Kuvausaika [s]	3,7–4,03	4,02–4,93
Potilaan koko [1–3]	1 (pieni)	2 (keskikokoinen)
Fokuskoko [mm]	0,4 x 0,7 (pieni)	0,4 x 0,7 (pieni)
Suodatus	0,1 mm Cu	0,1 mm Cu

Taulukon IV esitetyt parametrit ovat kaikissa kolmessa EOS -mittauksissa käytetyt suureet molemmille fantomeille. Sellaisilla suureilla, joiden arvot vaihtelee, on otettu kyseisten suureiden minimi- ja maksimiarvot. Taulukon arvoista nähdään, että ne kasvavat suuremmalla fantomilla verrattuna pienempään. Taulukosta IV nähdään, että kuva-alueen pituus on vaihdellut toistojen välissä jopa 20 %, mikä tulee

ottaa huomioon tuloksien virhetaskastelussa. Kuvausaikaan vaikuttaa kuva-alueen pituus. Taulukossa IV esitetyn DAP:n arvoon vaikuttaa kaikki muut taulukossa esitetyt kuvausparametrit, mihin itse DAP:n arvo perustuu. Se ei siis varsinaisesti ole kuvausparametri, mutta niistä riippuva suure, minkä takia se on esitetty samassa taulukossa.

2.7.2 Natiiviröntgenkuvantamislaitte

Natiiviröntgenkuvantamislaitteella käytetään hilaa parantamaan kuvanlaatua sekä suodattamaan sekundääristä säteilyä eli hajasäteilyä. Hilan käyttäminen perustuu potilaan kokoon, jolloin pienemmällä lapsilla hilaa ei tarvita. Lannerangan lateraalissa kuvauksessa natiiviröntgenillä etäisyys detektorista röntgenputkeen on aina 150 cm, ja se ei riipu kuvattavan kohteen koosta. Tämä johtuu siitä, että natiiviröntgenkuvantamiseen liittyvät geometriset vääristymät ja säteilykeilan kohdistus riippuvat eniten tästä detektorin ja röntgenputken välisestä etäisyydestä.

Taulukko V: Käytetyt kuvausparametrit natiiviröntgenlaitteella.

<i>Suureet</i>	<i>Pienellä fantomilla</i> [Käsiarvo/Automaatti]	<i>Suurella fantomilla</i> [Käsiarvo/Automaatti]
Jännite [kV]	89,8 / 79	90
Sähkömäärä [mAs]	6,4 / 7,7–10,8	50 / 112,7–116,7
Hila	ei	kyllä
DAP [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	1,8–2,1/ 2,3–2,7	36–40,9/87,8–117,8
Etäisyys detektorista röntgenputkeen [cm]	150	150
Fokuskoko [mm]	1 x 1 (suuri)	1 x 1 (suuri)
Suodatus	0,1 mm Cu	0,2 mm Cu

Taulukossa V on esitettyinä eri arvot käsiarvoilla/automaatilla mitattuna mo-

lemmille fantomeille. Näistä kuvantamistavoista huomataan merkittävä ero käytetyssä sähkömäärässä erityisesti suuremmalla fantomilla. Suuremmalla potilaalla automaatin käyttäminen voi siis aiheuttaa paljon suuremman sähkömäärän käyttämisen röntgenputkessa, mikä kasvattaa säteilyannosta merkittävästi. Natiivilla kuvattaessa pienemmän ja suuremman fantomin selkeänä erona on myös käytettävä suodatus. Suuremmilla arvoilla käytetään puolet paksumpaa kuparisuodatinta kuin pienemmillä arvoilla.

2.8 Referenssimittaukset korjauskertoimien määrittämiseksi

Mitatuille arvoille tulee määrittää korjauskertoimet referenssimittauksilla natiiviröntgenkuvantamislaitteella, jotta voidaan varmentaa dosimetrien kalibrointi ja tulokset. Nämä mittaukset tehdään ionisaatiokammioilla (RaySafe X2 R/F sensor, Billdal, Ruotsi), joka on kalibroitu. Mittaukset suoritetaan kaikilla kuvausarvoilla niiden mittaussparametrien mukaan, jotka on määritelty kappaleissa 2.7.1 ja 2.7.2 riippuen fantomista ja kuvantamislaitteesta. Kuvausasetelma mahdollistaa dosimetrien referenssimittaukset ilmassa.

Referenssimittaukset perustuu ilmakerman määrittämiseen, missä kalibrointi tehdään ionisaatiokammioilla eli vertailumittarilla, jonka jälkeen mittaukset suoritetaan dosimetreille. Näihin mittauksiin käytetään kaikista neljästä dosimetrieristä kolme dosimetria, jotta voidaan saada luotettava tulos niiden keskiarvosta. Dosimetrit ja vertailumittari asetetaan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ kuvauskenttään metrin etäisyydelle röntgenputken fokuksesta. Eri kuvausarvoilla saadut korjauskertoimet k kerrotaan kaikkiin saatuihin tuloksiin tietyillä kuvausarvoilla, jolloin saadaan määritettyä mitattujen tulosten todennäköisin todellinen arvo. Referenssimittausten tulokset on esitetty taulukossa VI.

Taulukko VI: Referenssimittausten tulokset.

<i>Kuvantamislaitte</i>	<i>Fantomi</i>	<i>Jännite [kV]</i>	<i>Suodatus [mm Cu]</i>	<i>Korjauskerroin</i>
EOS	Pienempi	80	0,1	0,956
	Suurempi	90	0,1	0,988
Natiiviröntgen	Pienempi	90	0,1	0,988
	Suurempi	90	0,2	0,976

Taulukosta VI nähdään, että kaikilla mittaussparametreilla tehtyjen dosimetrioiden kalibroinnit eroavat mitatuista arvoista vain 1,2–4,4 %. Dosimetrioiden virheestä todettiin aikaisemmin, että 7 % epävarmuus on riittävä. Tämä viittaa siihen, että dosimetrioiden kalibrointi on järkevä sekä niiden käyttäminen on luotettavaa säteilyannosmittauksiin tutkimuksessa käytetyn RQR säteilylaadun mukaan. RQR on röntgen diagnostiikassa tavanoimaisiin ionisaatiokammioihin määritetty röntgensäteilylaatu, jota käytetään 40–150 kV:n jännitteillä toimivilla laitteilla. [41]

3 Kuvausten tulokset

Tässä luvussa tullaan käsittelemään tutkimuksen kokeellisen osion merkittävimmät tulokset. Merkittävimmät vertailukohteet tuloksissa ovat efektiivisten annosten vertailu EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella ja natiiviröntgenkuvantamislaitteella, sekä lapsen iästä ja koosta johtuvat erot säteilyannoksissa.

3.1 Säteilyannokset eri kuvantamislaitteilla

Tuloksissa tullaan vertailemaan EOS pyyhkäisykuvantamisella mitattuja tuloksia natiiviröntgenkuvantamiseen käsiarvoilla, koska ne vastaavat eniten todellista kliinistä kuvantamista. EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella kaikkiin dosimetreihin absorboituneeksi kumulatiiviseksi annokseksi saatiin 585–740 μGy , kun taas natiivi-

röntgenlaitteella tämä annos oli 1140–10 200 μGy . Pelkästään dosimetriin absorboituneesta kumulatiivisesta annoksesta huomataan, että EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella annos on huomattavasti pienempi ja vakaampi eri kokoisilla fantomeilla.



(a) EOS pyyhkäisykuvantamislaitteessa.

(b) Natiiviröntgenkuvantamislaitteessa.

Kuva 22: Pienempi fantomi molemmissa kuvantamislaitteissa.

Kuvissa 22a ja 22b on esitetty mittausasetelmat molemmilla kuvantamislaitteilla. Molemmilla menetelmillä fantomit on asetettu lateraalisesti säteilylähteeseen nähdä. Säteilylähde eli röntgenputki on ollut kaikissa mittauksissa fantomien vasemmalla puolella, mikä tulee ottaa huomioon potilaan anatomiassa ja säteilyherkkien elinten tai kudosten altistuksessa. Taulukossa VII on esitetty mittauksen absorboituneet annokset eri kuvantamismenetelmillä ja fantomeilla. Taulukon keskiarvoon D_μ on laskettu kyseisten menetelmien yksittäisten dosimetriin keskiarvot kaikista toistetuista mittauksista ja niiden keskihajonta (keskiarvo \pm SD). Annosväli kuvaa menetelmien absorboituneen annoksen vaihteluvälin eri dosimetreille fantomissa ja

D_{KA} mittausten kaikkien dosimetrien kumulatiivista annosta.

Taulukko VII: Absorboituneet annokset.

<i>Mittaus</i>	D_{μ} [μGy]	<i>Annosväli</i> [μGy]	D_{KA} [μGy]
EOS pienempi fantomi	10,2± 13,3	0–38,9	585,2
Natiivi pienempi fantomi	19,2 ± 33,9	0–180,3	1140
EOS suurempi fantomi	10,8 ± 19,3	0–106,7	740
Natiivi suurempi fantomi	154,4± 291,4	0–1430	10 240

Taulukosta VII nähdään hyvin, miten paljon dosimetrikohtaiset annokset vaihtelevat eri kohdissa fantomia, ja efektiivisen annoksen määrittäminen on näin ollen merkityksellistä. Annosvälin minimi on kaikissa mittauksissa 0, koska jokaisessa mittauksessa vähintään yhteen dosimetriin ei ole absorboitunut taustan poiston jälkeen säteilyä. Lisäksi elin- ja kudiskohtaisten annosten tunteminen on tärkeää, etenkin näin tarkasti kohdistetulla kuvantamismenetelmällä. Mittaustulosten kumulatiivisesta absorboituneista annoksista voidaan tulkita yksittäisen potilaaseen absorboitunutta kokonaisannosta, mutta siinä ei ole otettu huomioon eri elinten tai kudosten säteilyherkkyyttä. Kumulatiivista absorboitunutta annosta voidaan kuitenkin käyttää hyvin kuvaamaan potilaan kokonaisaltistusta röntgensäteilyyn.

Seuraavissa kappaleissa 3.1.1 ja 3.1.2 tullaan käsittelemään näille absorboituneille annoksille määritettyjä elin- ja kudiskohtaisia absorboituneita annoksia molemmilla tutkittavilla laitteilla. Lisäksi, määritetään tuloksille efektiiviset annokset tarkentamaan säteilytyksen lokalisaatiota ja terveydellistä haittaa.

3.1.1 Efektiivinen annos EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella

EOS pyyhkäisykuvantamislaitteelle määritettävät efektiiviset annokset lasketaan kolmen toistetun mittausten keskiarvosta. Taulukossa VIII on esitetty EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella mitattujen elin- ja kudiskohtaiset absorboituneet annokset ja

niille määritetyt efektiiviset annokset kudosis- ja elinkohtaisten painotuskertoimien w_T (taulukossa I) avulla molemmille fantomeille. Taulukossa VIII D_{KA} kuvaa tietyn kudoksen kumulatiivista absorboitunutta annosta ja E kuvaa niille määritettyä efektiivistä annosta. Nämä annokset on määritelty pienelle (P) ja suurelle (S) fantomille. Kumulatiivisille absorboituneille annoksille on myös määritelty keskihajonnat ($\pm SD$), joista näkee yksittäisen dosimetrin säteilyannoksen variaation tietylle kudokselle/elimelle.

Taulukko VIII: Elinkohtaiset annokset EOS pyyhkäisykuvantamisella.

<i>Kudokset/elimet</i>	$D_{KA(P)}[\mu Gy]$	$E_P[\mu Sv]$	$D_{KA(S)}[\mu Gy]$	$E_S[\mu Sv]$
Aivot	$8,3 \pm 0,79$	0,083	$6,0 \pm 1,0$	0,06
Kilpirauhanen	$5,8 \pm 0,14$	0,23	$0,0 \pm 0$	0
Ruokatorvi	$7,6 \pm 1,3$	0,31	$3,5 \pm 1,6$	0,14
Rintarauhaset	$8,2 \pm 0,48$	1,0	$3,3 \pm 0,80$	0,4
Iho (rintakehä)	$6,3 \pm 0,57$	0,031	$5,1 \pm 0,94$	0,025
Keuhkot (vasen)	70 ± 16	4,2	62 ± 11	3,7
Keuhkot (oikea)	$13 \pm 1,3$	0,77	$9,9 \pm 1,2$	0,59
Mahalaukku	110 ± 11	13	130 ± 19	16
Maksa	30 ± 2	1,2	$36 \pm 4,0$	1,4
Iho (lanneranka)	87 ± 22	0,44	120 ± 44	0,61
Lannerangan nikamat	$46 \pm 2,1$	5,6	$48 \pm 3,1$	5,7
Paksusuoli (vasen)	150 ± 10	8,8	270 ± 22	16
Paksusuoli (oikea)	$15 \pm 2,3$	0,92	$30 \pm 3,0$	1,8
Sukurauhaset (N)	$23 \pm 1,8$	0,93	$8,5 \pm 1,3$	0,34
Virtsarakko	$5,1 \pm 0,22$	0,2	$0,88 \pm 0,33$	0,035
Sukurauhaset (M)	$2,4 \pm 0$	0,098	$3,07 \pm 0$	0,12
<i>Summa</i>	590	40	740	50

Taulukosta VIII nähdään hyvin se, miten säteilytys on jakautunut eri elinten ja kudosten välillä, sekä lateraalisen kuvantamisen anatomiset vaikutukset. Esimerkiksi verratessa maksan ja mahalaukun annoksia huomataan merkittävä anatominen puoliero. Suuret elimet, eli keuhkot ja paksusuoli on jaettu tässä tutkimuksessa horisontaalisesti vasempaan ja oikeaan puoleen ja niille on määritetty erikseen efektiiviset annokset. Näissä elimissä niiden kudokset painotuskertoimet on jaettu puoliksi efektiivisen annoksen määrittämiseksi. Sukuelimien efektiiviset annokset määritettiin niin, että sukuelinten kudosten painotuskerroin jaettiin molempien sukuelinten annokseen puoliksi ICRP:n sukupuolikeskiarvotuksen (engl. sex averaging) mukaisesti [10]. Muiden taulukossa VIII tutkittujen kudosten ja elinten efektiiviset annokset määritettiin taulukon I painotuskertoimien mukaisesti. Tässä tutkimuksessa taulukon I kudoksista luun pintaan, sylkirauhasiin ja muihin kudoksiin* ei käytetty dosimetreja, joten niiden säteilyannos voidaan approksimoida nolllaksi.

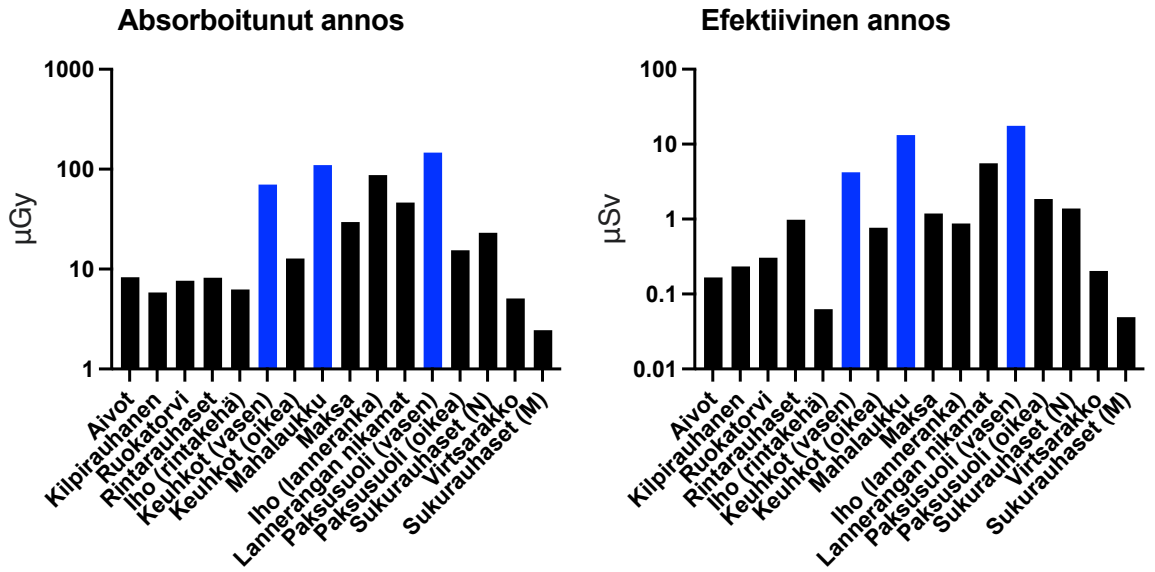
Ihon annokset mitattiin kahdelta eri vertikaaliselta tasolta, rintakehästä ja lanterangasta, ja niissä dosimetrit aseteltiin anterior-posterior -suuntaisesti sekä lateraalisesti molemmille puolille. Mittaustuloksissa ihon annokset on määritelty kaikkien neljän suunnan summana, mutta niiden dosimetricien yksittäiset arvot eivät ole jakautuneet tasaisesti. Efektiivisen annoksen määrittämisessä kuitenkin elin- ja kudokset kumulatiiviset annokset ovat merkityksellisiä, joten tätä puoliero ei tarvitse ottaa tässä tapauksessa huomioon.

EOS pyyhkäisykuvantamisella otetaan aina suunnittelukuva ennen varsinaista kuvausta, jolloin voidaan varmemmin lokalisoida kuvattava kohde. EOS kuvantamisen mittaukset suoritettiin tavallisesti suunnittelukuvien kanssa, ja sen vaikutusta tuloksiin testattiin jättämällä toisesta mittauskerrasta suunnittelukuvien ottaminen kokonaan pois. Tällä toisella mittauskerralla kuvantamisprotokolla oli muuten täysin sama kuin muissa EOS kuvantamisen mittauksissa, mutta suunnittelukuva jätettiin ottamatta kaikissa mittauskerran toistoissa. Muissa EOS kuvantamisissa suunnit-

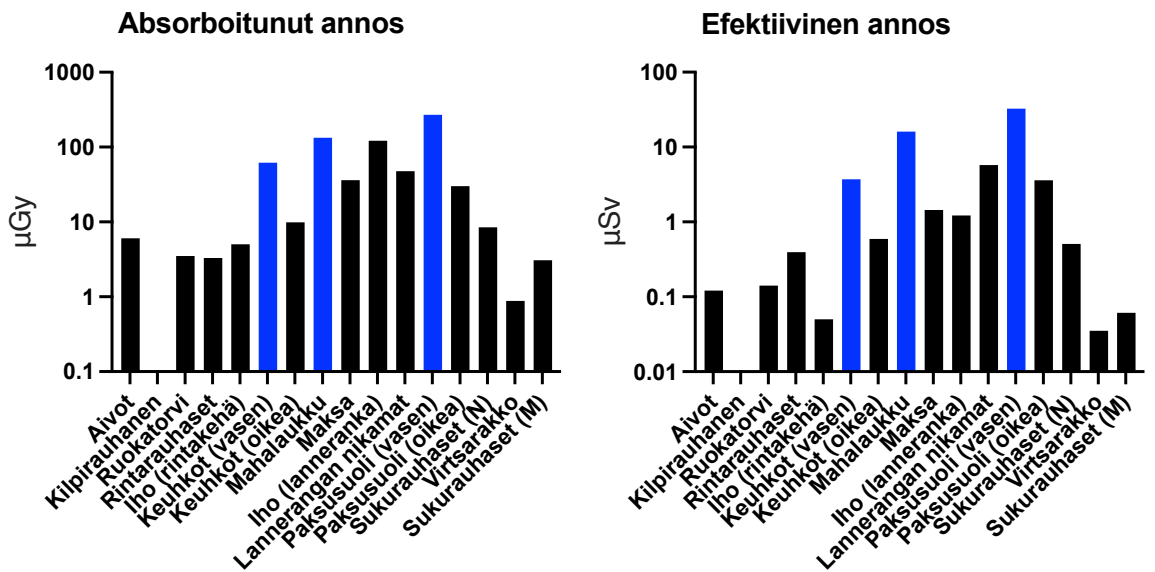
telokuva otettiin jokaisen toiston yhteydessä. Näitä tuloksia vertaillen ANOVA:n avulla ei havaittu muutosta, joten voidaan ajatella sen olevan merkityksetön säteilyannokseen.

ANOVA:sta saatiin kaikkien elinten ja kudosten erikseen määritettyjen P-arvojen keskiarvoksi 0,51, mikä tarkoittaa 51 % samankaltaisuutta vertailtavalle datalle. EOS pyyhkäisykuvantamisen mittauksista voidaan siis todeta, että toistetut mitaukset mukailevat nollahypoteesia eli eroavat toisistaan merkityksettömän vähän.

Kuvissa 23a ja 23b on esitetty EOS pyyhkäisykuvantamisella kertynyt absorboitunut ja efektiivinen annos logaritmisissa asteikoissa. Tulokset esitetään logaritmisissa asteikoissa, jotta kaikkien tutkittavien kudosten ja elinten tulos olisi havaittavissa yhdessä graafissa. Tulosten elimet/kudokset ovat järjestetty kuvaajiin anatomisesti ylhäältä alaspäin x-akselille niin, että ylin kudos/elin on vasemmassa reunassa ja alin kudos/elin oikeassa reunassa. Kuvaajista näkee hyvin, miten anatomisesti lähempänä kuvausaluetta säteilyannos on suurimmillaan. Sinisellä merkatut pylväät ovat anatomisesti vasemmalla puolelta mitattujen elinten/kudosten annos, jotka havaitaan kaikissa mittauksissa suurimpina annospiikkeinä.



(a) Pienellä fantomilla.



(b) Suurella fantomilla.

Kuva 23: Absorboituneen ja efektiivisen annoksen kertyminen EOS pyyhkäisykuvantamisella logaritmisissa asteikoissa.

3.1.2 Efektiivinen annos natiiviröntgenkuvantamisella

Natiiviröntgenkuvantamislaitteella mitatut kuvausasetelmat ovat toistettu vain kerran, koska aikaisemmin todettiin toistojen merkityksettömyys ANOVA:n avulla molemmilla fantomeilla EOS kuvantamisella. Taulukossa IX on esitetty natiiviröntgenkuvantamislaitteella mitattujen elin- ja kudoksettaiset absorboituneet annokset ja niille määritetyt efektiiviset annokset vastaavanlaisesti kuin EOS pyyhkäisykuvantamiselle taulukossa VIII.

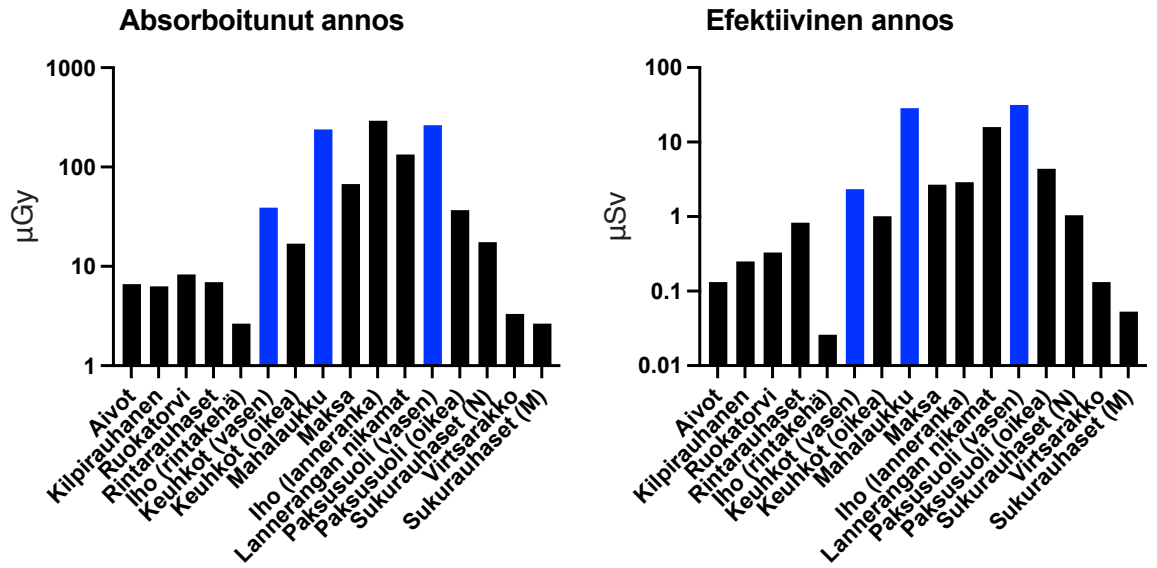
Taulukko IX: Elinkohtaiset annokset natiiviröntgenkuvantamisella.

<i>Kudokset/elimet</i>	$D_P[\mu Gy]$	$E_P[\mu Sv]$	$D_S[\mu Gy]$	$E_S[\mu Sv]$
Aivot	$6,6 \pm 1,1$	0,066	$7,5 \pm 1,2$	0,077
Kilpirauhanen	$6,3 \pm 0,42$	0,25	$0,00 \pm 0$	0,00
Ruokatorvi	$8,2 \pm 2,1$	0,33	$5,2 \pm 1,9$	0,22
Rintarauhaset	$6,9 \pm 0,43$	0,83	$20 \pm 3,2$	2,3
Iho (rintakehä)	$2,6 \pm 1,2$	0,013	$17 \pm 4,4$	0,084
Keuhkot (vasen)	$40 \pm 7,5$	2,3	170 ± 27	10
Keuhkot (oikea)	$17 \pm 2,2$	1,0	$41 \pm 3,3$	2,5
Mahalaukku	240 ± 30	28	2900 ± 260	350
Maksa	$67 \pm 5,1$	2,7	605 ± 44	24
Iho (lanneranka)	290 ± 75	1,4	1500 ± 607	7,4
Lannerangan nikamat	$130 \pm 7,9$	16	560 ± 23	67
Paksusuoli (vasen)	260 ± 34	16	3600 ± 260	220
Paksusuoli (oikea)	$37 \pm 7,3$	2,2	520 ± 65	30
Sukurauhaset (N)	$17 \pm 3,2$	0,7	220 ± 96	9,0
Virtsarakko	$3,3 \pm 1,00$	0,13	$62 \pm 0,33$	2,5
Sukurauhaset (M)	$2,6 \pm 0$	0,11	$6,2 \pm 0$	0,25
<i>Summa</i>	1100	70	10 200	700

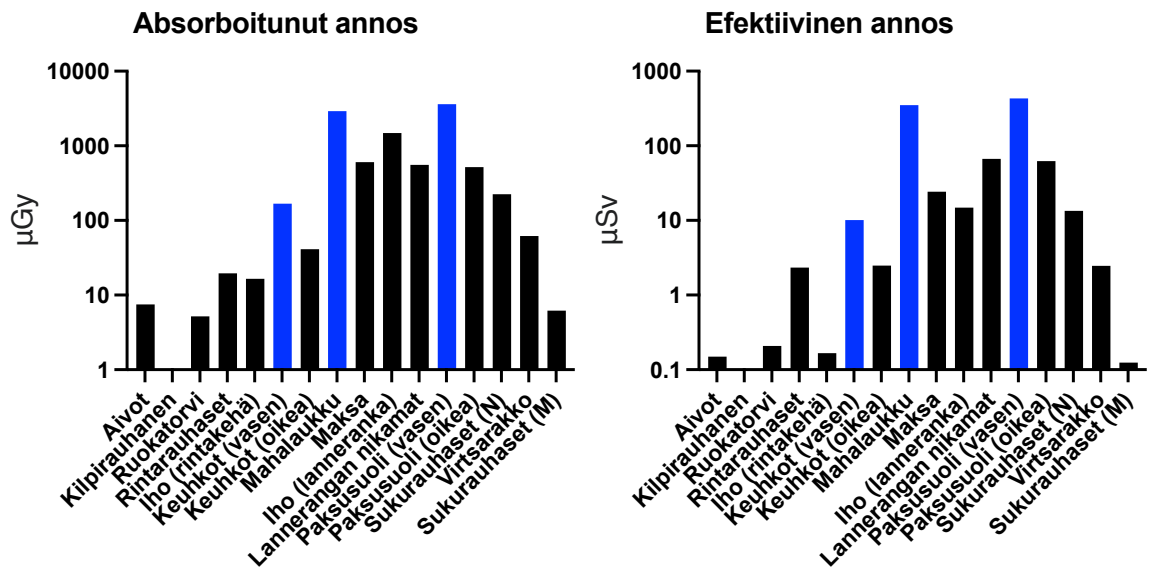
Taulukoiden IX ja VIII tuloksista havaitaan selkeä ero eri kokoisten fantomien sekä kuvantamismenetelmien välillä. Tämä on suurin syy siihen, minkä takia erityisesti kasvuikäisillä lapsilla ja nuorilla tarkkaan optimoitu kuvantamisprotokolla on tärkeää.

Kuvissa 24a ja 24b on esitetty vastaavanlaiset kuvaajat, kuin EOS pyyhkäisykuvantamisella aikaisemmassa kappaleessa. Näistä kuvista nähdään paremmin natiivikuvauksen suurempi ero säteilyannoksen kanssa, sekä laajemmalle alueelle jakautunut sironta.

Natiiviröntgenkuvantamislaitteella tehtiin vertailun vuoksi mittaus laitteiston automaattisilla parametreilla molemmille fantomeille. Tällä menetelmällä pienemmän fantomin kumulatiiviseksi absorboituneeksi annokseksi saatiin noin 10 % suurempi annos ja suuremmalle fantomille jopa noin 2,5 kertainen annos verrattuna valmiiksi määritetyillä käsiarvoilla natiiviröntgenkuvantamisella. Näin kohdennetulla kuvantamisella autoomatilla kuvantamista ei kuitenkaan käytetä koskaan suuremman säteilyaltistusriskin takia. Tulosten perusteella voidaan myös todeta, että se on järkevää säteilyannoksen minimoimiseksi.



(a) Pienellä fantomilla.



(b) Suurella fantomilla.

Kuva 24: Absorboituneen ja efektiivisen annoksen kertyminen natiiviröntgenkuvantamisella logaritmisissa asteikoissa.

3.2 Iän ja koon vaikutus efektiiviseen annokseen

Kappaleissa 3.1.1 ja 3.1.2 on esitetty menetelmäkohtaisesti saadut tulokset. Niistä nähdään hyvin, millaiset trendit tuloksista saadaan menetelmien mukaan. Tuloksista nähdään kuitenkin merkittävin ero eri kokoisten fantomien absorboituneissa ja efektiivisissä annoksissa.



Kuva 25: Molempien fantomeiden EOS pyrhkäisykuvantamisen kuvat. Vasemmalla pienempi fantomi ja oikealla suurempi fantomi.

Kuvassa 25 on esitetty EOS kuvantamisjärjestelmästä saatavat diagnostiset kuvat. Näistä kuvista nähdään selkärangan rakenteista lannerangan nikamat L1–L5,

puolikas rintarangan T12 nikama sekä häntäluuta. Nämä rakenteet pyritään ottamaan mukaan lannerangan sivukuvaan. Dosimetrit ovat helposti havaittavissa kuvista valkoisina suorakulmioina.

EOS pyyhkäisykuvantamisella tehdyissä mittauksissa kuvausarvoja eli jännitettä ja sähkömäärää kasvatettiin lineaarisesti kuvattavan kohteen painon ja koon mukaan. Kuvausalue määritettiin suunnittelukuvan avulla, jolloin kuvausalueen määrittäminen oli helpompaa ja tarkempaa toteuttaa. Suunnittelukuvan laatu oli kuitenkin pienemmällä fantomilla huomattavasti parempi, ja se oli liian hyvä verrattuna todellisen potilaskuvauksen suunnittelukuvan laatuun. Kuvausalue rajattiin pienemmällä fantomilla kuitenkin samalla tavalla, kuin se olisi potilaskuvauksessa toteutettu. EOS kuvantamisen ja natiiviröntgenkuvantamisen anatomiset skaalaukset toteutetaan lannerangan sivukuvausalueella molemmilla menetelmillä yhtä laajasta alueesta (koko lanneranka, T12 ja häntäluu), vaikka spondylolisteesin havaitsemiseksi riittäisi vain lannerangan kolme alinta nikamaa (L3–L5).

Kuvasta 26 nähdään samat anatomiset rakenteet kuin EOS pyyhkäisykuvantamisella otetuista kuvista ja näillä kuvilla voidaan yhtä pätevästi diagnostisesti todeta mahdollinen spondylolisteesi. Kuvantamismenetelmistä saatuja kuvia verrattaessa (kuvat 25 ja 26) EOS kuvantamisen kuvat ovat kuitenkin tarkempia, ja niissä näkyy kontrastierot vahvemmin kuin natiivikuvantamisella. Käytetyssä Siemensin natiiviröntgenlaitteessa ei ole suunnittelukuvauksen mahdollisuutta, mikä vaikeuttaa kuvan tarkkaa skaalausta.



Kuva 26: Molempien fantomeiden natiiviröntgenkuvantamisen kuvat. Vasemmalla pienempi fantomi ja oikealla suurempi fantomi.

Kuvista 25 ja 26 pystytään molemmista havaitsemaan samat anatomiset ominaisuudet, eikä fantomin koko vaikuta diagnostiseen tutkimiseen kummallakaan kuvantamismenetelmällä. Kuitenkin näiden kuvantamismenetelmien välillä merkittävin fantomien koosta johtuva ero havaitaan natiiviröntgenkuvantamisen säteilyannoksissa, eli natiiviröntgenkuvantamisessa annos muuttuu fantomin koon suhteen voimakkaammin kuin EOS kuvantamisella. Spondylolisteetin seuranta toteutetaan yksilöllisellä kuvantamissuunnitelmalla, mutta sitä voidaan seurata kerran vuodessa murrosikään saakka. Tällöin juuri kasvavan nuoren säteilyaltistus voi kasvaa hyvinkin paljon natiiviröntgenkuvantamisella ja kokonaisaltistus on merkittävästi suu-

remppi kuin EOS kuvantamisessa. Tämä havaitaan hyvin, kun arvioidaan kymmenen toiston efektiiviset annokset molemmille menetelmille. Tällöin EOS pyyhkäisykuvantamisella efektiiviset annokset ovat noin 0,5–1 mSv, kun taas natiiviröntgenkuvantamisella annokset ovat jopa noin 1–10 mSv.

3.3 Tulosten tilastollinen tarkastelu

Dosimetrien virheen määrittämiseksi jokaiselle dosimetrille on laskettu erikseen variaatiokerroin kaavan 15 mukaisesti. Nämä laskut tehtiin ensimmäisen kolmen mittauksen vertailuna eli EOS pyyhkäisykuvantamisella pienemmän fantomin tutkimuksille. Kaikkien dosimetrien variaatiokertoimen keskiarvoksi saatiin 16,77 %. Kaikille dosimetreille määritettiin myös epävarmuus u_c yksittäisten dosimetrien keskiarvoina kaavan 17 mukaisesti. Epävarmuus A:na käytettiin dosimetrien variaatiokertoimien keskiarvoa ja epävarmuus B:nä käytettiin dosimetrien kulmariippuvuuden epävarmuuden (0,65 %), mittausvirheen (3 %) ja referenssimittausten kalibraation suurimman eron (4,5 %) summaa. Dosimetrien epävarmuuden keskiarvoksi saatiin 18,65 %. Tämä määritetty dosimetrien epävarmuuden keskiarvo on suhteellisen suuri, mutta ICRP:n mukaan pienillä elin- ja kudosaannoksilla 20 % virhe on hyväksyttävä, eli saatu epävarmuus on tämän määritelmän mukaan hyväksyttävä. [10]

Efektiivisen annoksen epävarmuus määritettiin kaavan 19 avulla. Efektiivisen annoksen epävarmuudeksi saatiin pienemmälle fantomille EOS pyyhkäisykuvantamisella 9,7 % ja natiiviröntgenkuvantamisella 9,6 %. Suuremmalle fantomille saatiin EOS pyyhkäisykuvantamisella 8,1 % ja natiiviröntgenkuvantamisella 4,8 % epävarmuudet.

4 Pohdinta

Lasten lannerangan sivukuvausta eri röntgenkuvantamismenetelmin lähdettiin tutkimaan, koska TYKS:ssä on siirrytty käyttämään näissä kuvantamisissa natiiviröntgenkuvantamislaitteen sijaan EOS pyyhkäisykuvantamislaitetta, joka on Suomen ensimmäinen. Näistä menetelmistä ei ole tehty vertailevia annosmittauksia lannerangn sivukuvaukselle aikaisemmin TYKS:ssä. EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella ei olla tehty niin paljoa tutkimusta Suomessa, ja erityisesti kliinistä annosdataa on vähän. Tutkielman tulokset antavat hyvin vertailevaa annosdataa kuvantamismenetelmien välillä, ottaen huomioon koon vaikutusta kuvantamisessa.

Tutkielmassa mitattujen lannerangan sivukuvien efektiivisiksi annoksiksi saatiin määritettyä EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella 0,04–0,05 mSv ja natiiviröntgenkuvantamislaitteella 0,07–0,7 mSv. Lannerangan röntgenkuvantamisen keskimääräinen efektiivinen annos on noin 0,3 mSv. [10] Tulokset vastaavat kirjallisuudesta saatuihin annoksiin natiiviröntgekuvantamislaitteella, ja näin ollen voidaan ajatella tulosten olevan järkeviä, kun verrataan natiiviröntgenistä saatuja tuloksia. EOS pyyhkäisykuvantamislaitteella saatiin pienennettyä efektiivistä annosta, mihin laite pyrkii.

Hypoteesin mukaan säteilyannos kasvaa kuvausalueen kasvaessa, mikä myötäilee saatuja tuloksia. Vertailtaessa eri kokoisten fantomeiden tuloksia, EOS pyyhkäisykuvantamisella efektiivinen annos on suuremmalla fantomilla noin 25 % suurempi kuin pienemmällä fantomilla. Vastaavasti natiiviröntgenkuvantamisella efektiivinen annos on suuremmalla fantomilla noin kymmenen kertaa suurempi kuin pienemmällä fantomilla. Tähän liittyen jopa yllättävää on, miten paljon eroa efektiivisissä annoksissa ilmeni erityisesti natiiviröntgenkuvantamisella eri fantomien välillä. Toisin sanoen hypoteesi pienemmän kuvausalueen kapeammasta efektiivisen annoksen vaihteluvälistä pätee, ja tulee ottaa huomioon kuvausalueen määrittämisessä ja sen minimoimisessa.

Vertailtaessa eri kuvantamismenetelmiä, pienemmällä fantomilla saadut efek-

tiiviset annokset ovat natiiviröntgenkuvantamisella melkein kaksi kertaa suurempia kuin EOS pyyhkäisykuvantamisella. Vastaavasti suuremmalla fantomilla saatu efektiivinen annos on natiiviröntgenkuvantamisella jopa kymmenen kertaa suurempi kuin EOS pyyhkäisykuvantamisella.

TYKS:ssä kaikki spondylolyysin ja -olisteetin mahdolliset seurantatutkimukset tehdään aina EOS pyyhkäisykuvantamisella, jolla saadaan pidettyä säteilyannos vakaammin pienempänä. Kahta eri kuvausmenetelmää verrattaessa odotettiin eroavia tuloksia efektiivisessä annoksessa menetelmien välillä, mutta sen suuruudesta ei ollut tarkkaa arviota ennen mittauksia. EOS pyyhkäisykuvantaminen oli säteilyannoksen kannalta vakaampi ja siitä aiheutuva säteilyriski oli kaikissa mittauksissa pienempi kuin natiiviröntgenkuvantamisessa. Merkittävän eron pystyi havaitsemaan kuitenkin vasta suuremmalla fantomilla. Fantomien ja dosimetrien mittauserävarmuus otettiin huomioon heti alusta asti, minkä takia molemmilla fantomeilla tehdyt ensimmäiset mittausasetelmat toistettiin kolmesti. Tuloksissa odotettiin suurempaa vaihtelua suuremmalla fantomilla, mikä piti paikkansa.

EOS pyyhkäisykuvantamisella käytetty suunnittelukuva edesauttaa tarkempaa kuvausalueen rajausta, mikä on merkittävä etu kuvantamismenetelmässä. Suunnittelukuvan tarkkuuteen vaikuttaa EOS kuvantamisen kaasukammioiden kalibrointi, ja kaasukammioiden kalibrointia lisäämällä voitaisiin parantaa suunnittelukuvan laatua ja näin ollen rajata lannerangan kuvausaluetta pienemmäksi.

Efektiivisen annoksen määrittämisessä fantomien avulla on tietenkin myös omat epävarmuudet liittyen ihmisen yksilöllisiin vaihteluihin ja anatomiaan. Tarkastellessa mittausten diagnostisia kuvia, voidaan havaita, ettei dosimetrit ole kummallakaan fantomeista identtisissä kohdissa. Dosimetrien sijoittelu on tehty niin tarkasti kuin se silmämääräisesti on mahdollista, mutta eksaktia elin- tai kudiskohtaista sijoittelua ei ole voitu tarkistaa. Pienellä ja suurella fantomilla oli kaikissa mittauksissa kuitenkin tietyt reiät, joihin käytettiin joka mittauksessa tiettyä dosimetriä varmistamaan

toistojen luotettavuutta. Vastaavanlaiseen kohdennettuun kuvantamiseen voisi tehdä jatkossa esimerkiksi testimittauksen dosimetrien sijoittelusta ennen varsinaisia mittauksia. Testimittauksessa voitaisiin ottaa laajempi kuva fantomista, kun dosimetrit on aseteltu haluttuihin kohtiin, ja varmistaa dosimetrien anatomisen sijoittelun tarkkuus fantomissa. Tällöin dosimetrien sijoittelua pystyttäisiin optimoimaan paremmin.

Efektiivisen annoksen määrittämisen heikkoutena on se, miten kudosten painotuskertoimet jakautuu tutkittujen elinten ja kudosten kanssa. Tehdyissä mittauksissa otettiin muun muassa huomioon naisten ja miesten sukuelimiin absorboituvat annokset, jotka kuvaavat hyvin niihin kertynyttä säteilyannosta. Sukuelimille on määritetty yksi kudospainotuskerroin, joka jaettiin puoliksi molemmille tutkituille sukuelimille ICRP:n sukupuolikeskiarvon määrittämisen mukaisesti [10]. Tällöin saadut efektiiviset annokset vastaavat sukupuolikeskiarvoitetun populaation arvoja. Lisäksi, kaikkia ICRP:n määrittelemiä kudosten painotuskertoimien kudoksia ja elimiä ei otettu huomioon tutkielmassa rajallisen dosimetrimäärän sekä niiden sijoittelun vuoksi. Niiden kudosten, joita ei tutkittu tässä tutkimuksessa, säteilyannos arvioidaan nollassa sen takia, että ne eivät olleet tämän tutkimuksen fokuksena. Tutkielmassa määritetyt efektiiviset annokset ovat siis approksimaatioita populaation terveydellisestä säteilyn kokonaishaitasta.

Dosimetrien kalibrointi tehtiin vain natiiviröntgenkuvantamisella, josta saatuja korjauskertoimia käytettiin molemmilla kuvantamismenetelmillä. Käytetyissä kuvantamislaitteissa on eri röntgenputket, mitkä vaikuttaa niistä tuotettuihin röntgenspektreihin. Kummastakin laitteesta tuotettu röntgensäteily on kuitenkin samaa säteilytyyppiä, ja molempiin putkiin tuotettu kiihdytysjännite on sama. Tällöin voidaan siis olettaa, että eri putkesta tuotetun röntgensäteilyn ero ei ole merkityksellistä ja natiiviröntgenlaitteella kalibroidut dosimetrit antavat tarpeeksi luotettavan korjauskertoimen myös EOS pyyhkäisykuvantamislaitteen tuloksiin.

5 Yhteenveto ja johtopäätökset

EOS pyyhkäisykuvantamisella saadaan kuvattua pienemmällä säteilyannoksella lanterangan sivukuvia kuin natiiviröntgenkuvantamisella. Taulukossa X on esitetty tutkielmassa määritetyt efektiiviset annokset ja niiden epävarmuudet kaikille tutkituille menetelmille.

Taulukko X: Lopputulokset.

<i>Kuvantamislaitte</i>	<i>Fantomi</i>	<i>Efektiivinen annos [mSv]</i>	<i>Epävarmuus [%]</i>
EOS	Pienempi	0,04	9,7
	Suurempi	0,05	8,1
Natiiviröntgen	Pienempi	0,07	9,6
	Suurempi	0,7	4,8

Taulukon X lopputuloksista nähdään, että määritetyt efektiiviset annokset ovat noin kaksi kertaa suurempia pienemmällä fantomilla natiiviröntgenkuvantamisella verrattuna EOS pyyhkäisykuvantamiseen. Vastaavasti suuremmalla fantomilla efektiivinen annos on jopa yli kymmenen kertaa suurempi natiiviröntgenkuvantamisella verrattuna EOS pyyhkäisykuvantamiseen.

Viitteet

- [1] D. Schlenzka, “Selkäsairauksien tutkimus ja hoito kasvuikäisillä [viitattu 12.2.2023] <<https://www.duodecimlehti.fi/duo90428>>,” *Duodecim*, 1999.
- [2] E. Amzallag-Bellenger, F. Uyttenhove, É. Nectoux, A. Moraux, J. Bigot, B. Herbaux, and N. Boutry, “Idiopathic scoliosis in children and adolescents: assessment with a biplanar X-ray device,” *Insights into Imaging*, vol. 5, p. 571, oct 2014.
- [3] N. Li, S. Amarasinghe, K. Boudreaux, W. Fakhre, W. Sherman, and A. Kaye, “Spondylolysis.,” *Orthopedic reviews*, vol. 14, p. 37470, aug 2022.
- [4] R. Zippel and H. Runge, “Pathologische Anatomie und Pathogenese von Spondylolyse und Spondylolisthesis im Kindesalter,” *Z orthop*, vol. 114, 1976.
- [5] L. E. Laurent and S. Einola, “Spondylolisthesis in children and adolescents,” *Acta orthopaedica Scandinavica*, vol. 31, no. 1, pp. 45–64, 1961.
- [6] H. H. Wu, K. Brown, M. Flores, A. Cazzulino, and I. Swarup, “Diagnosis and Management of Spondylolysis and Spondylolisthesis in Children,” *JBJS Reviews*, vol. 10, mar 2022.
- [7] E. Koslosky and D. Gendelberg, “Classification in Brief: The Meyerding Classification System of Spondylolisthesis,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 478, p. 1125, may 2020.
- [8] J. Syvänen, “Lasten kirurgian sekä ortopedian ja traumatologian erikoislääkäri. Henkilökohdainen tiedoksianto 21.04.2023.,” *TYKS orto*, 2023.
- [9] A. Saari, “Lapsen ja nuoren normaali kasvu ja sen arviointi [viitattu 21.3.2023] <<https://www.terveyskirjasto.fi/dlk01329/lapsen-ja-nuoren-normaali-kasvu-ja-sen-arviointi>>,” *Terveyskirjasto Duodecim*, 2023.
- [10] ICRP, “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection,” *ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4)*., 2007.
- [11] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, J. Edwin M. Leidholdt, and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*. Wolters Kluwer Health, 2020.
- [12] S. Salomaa, O. Pukkila, T. K. Ikäheimonen, R. Pöllänen, A. Weltner, W. Paile, J. Sandberg, H. Nyberg, O. J. Marttila, J. Lehtinen, and H. Karvinen, *Säteilyn käyttö: Säteily- ja ydinturvallisuus, osa 3*. Säteilyturvakeskus, 2004.
- [13] H. D. Young, R. A. Freedman, A. L. A. L. Ford, and K. Z. Estrugo, *Sears and Zemansky’s university physics : with modern physics*. Pearson International Edition, 2008.
- [14] J. A. Seibert and J. M. Boone, “X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation*,” *J Nucl Med Technol*, vol. 33, pp. 3–18, 2005.
- [15] J. S. Benseler, *The radiology handbook : a pocket guide to medical imaging*. Ohio University Press, 2014.
- [16] P. P. Jaju and S. P. Jaju, “Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA,” *Imaging Science in Dentistry*, vol. 45, p. 263, dec 2015.
- [17] R. Mustonen and A. Salo, “Säteilyn terveysvaikutukset: Säteily ja solu,” in *STUK*, 2002.
- [18] IAEA, “Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice,” *International Atomic Energy Agency*, pp. 1–359, 2007.

- [19] O. J. Marttila, *Säteilyn käyttö: Säteily ja sen havaitseminen, osa 1*. Säteilyturvakeskus, 2004.
- [20] A.-L. Manninen, *Clinical applications of radiophotoluminescence (RPL) dosimetry in evaluation of patient radiation exposure in radiology : determination of absorbed and effective dose*. PhD thesis, 2014.
- [21] G. A. Carlsson, “Definition of Energy Imparted: A New Formulation Adapted to Exact Solutions of the Absorbed Dose Equation under Nonequilibrium Conditions,” *Radiation Research*, vol. 77, pp. 209–220, 1979.
- [22] “Mitä säteily on? [viitattu 12.2.2023] <<https://stuk.fi/mita-sateily-on>>,” *Säteilyturvakeskus*, 2022.
- [23] M. Korttesniemi, “Physico-Medicae: Digitaalinen röntgenkuvaus ja säteilyannokset [viitattu 4.5.2023]. <<https://www.physicomedicae.fi/uncategorized/digitaalinen-rontgenkuvaus-ja-sateilyannokset/>>,” 2008.
- [24] *EOS system manuscript, EOS imaging*. 2012.
- [25] V. Pomeroy, D. Mitton, S. Laporte, J. A. De Guise, and W. Skalli, “Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model,” *Clinical Biomechanics*, vol. 19, pp. 240–247, mar 2004.
- [26] E. Melhem, A. Assi, R. El Rachkidi, and I. Ghanem, “EOS® biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations,” *Journal of Children’s Orthopaedics*, vol. 10, pp. 1–14, feb 2016.
- [27] T. Illés and S. Somoskeöy, “The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice,” *International Orthopaedics*, vol. 36, no. 7, pp. 1325–1331, 2012.
- [28] S. Deschênes, G. Charron, G. Beaudoin, H. Labelle, J. Dubois, M. C. Miron, and S. Parent, “Diagnostic imaging of spinal deformities: Reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager,” *Spine*, vol. 35, pp. 989–994, apr 2010.
- [29] P. Després, G. Beaudoin, P. Gravel, and J. A. De Guise, “Physical characteristics of a low-dose gas microstrip detector for orthopedic x-ray imaging,” *Medical physics*, vol. 32, no. 4, pp. 1193–1204, 2005.
- [30] P. Després, G. Beaudoin, P. Gravel, and J. A. De Guise, “Evaluation of a full-scale gas microstrip detector for low-dose X-ray imaging,” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 536, pp. 52–60, jan 2005.
- [31] D. Y. C. Huang and S.-M. Hsu, “Radio-Photoluminescence Glass Dosimeter (RPLGD),” *In-Tech*, 2011.
- [32] A. Saikkonen, “Radiofotoluminesenssidosimetria,” 2019.
- [33] J. S. Kim, B. R. Park, J. Yoo, W. H. Ha, S. Jang, W. I. Jang, G. S. Cho, H. Kim, I. Chang, and Y. K. Kim, “Measurement uncertainty analysis of radiophotoluminescent glass dosimeter reader system based on GD-352M for estimation of protection quantity,” *Nuclear Engineering and Technology*, vol. 54, pp. 479–485, feb 2022.
- [34] A.-L. Manninen, A. Koivula, and M. T. Nieminen, “The applicability of radiophotoluminescence dosimeter (RPLD) for measuring medical radiation (MR) doses,” *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 151, no. 1, pp. 1–9, 2012.

- [35] A.-L. Manninen, J.-M. Isokangas, A. Karttunen, T. Siniluoto, and M. T. Nieminen, "A Comparison of Radiation Exposure between Diagnostic CTA and DSA Examinations of Cerebral and Cervicocerebral Vessels," *American Journal of Neuroradiology*, vol. 22, no. 11, pp. 2038–2042, 2012.
- [36] "ATOM Dosimetry Phantoms," 2018.
- [37] J. N. Rouder, . Christopher, R. Engelhardt, S. McCabe, and R. D. Morey, "Model comparison in ANOVA," *Psychonomic Society*, 2016.
- [38] G. R. Iversen and H. Norpoth, "Analysis of Variance," *SAGE Publications, Inc*, 1987.
- [39] "RPL Glass dosimeter, Dose Ace, Technical Guide," *AGC Techno Glass Co., Ltd.*, 2013.
- [40] J. Zoefield, H. W. Julius, and P. Christensen, "Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD - Publications Office of the EU," *Office for Official Publications of the European Communities*, vol. EUR 19604, 2000.
- [41] "Säteilymittareiden kalibroinnit ja testaukset sekä säteilytykset [viitattu 4.12.2023] <<https://stuk.fi/sateilymittareiden-kalibrointi-testaus-ja-sateilytys>>," *Säteilyturvakeskus*.