

Solu- ja pieneläinsäteilyttimen dosimetrinen  
karakterisointi ja kalibroinnin laadunvarmistus

Pro Gradu  
Turun yliopisto  
Fysiikka  
2026  
LuK Maija Nostolahti  
Tarkastajat:  
FT Aleksi Saikkonen  
Prof. Jarno Salonen

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

TURUN YLIOPISTO  
Fysiikan ja tähtitieteen laitos

**Nostolahti, Maija** Solu- ja pieneläinsäteilyttimen dosimetrinen karakterisointi ja kalibroinnin laadunvarmistus

Pro Gradu, 50 s.  
Fysiikka  
Kesäkuu 2026

---

Eläintutkimuksella on tärkeä rooli lääketieteen alalla. Prekliinistä pieneläinten säteilytutkimusta hyödynnetään muun muassa uusia syöpähoitoja kehittäessä. Tarkan ja toistettavan säteilyannoksen antaminen tutkimuskohteille on erittäin tärkeää säteilytutkimuksessa, mutta eläinsäteilytyslaitteistojen kalibroinnissa ja laadunvalvonnassa on usein puutteita, jotka huonontavat säteilytutkimusten toistettavuutta ja luotettavuutta.

Tässä tutkielmassa perehdytään Turun yliopiston koe-eläinkeskuksen solu- ja pieneläinsäteilyttimen X-Rad225XL kalibrointiin. Tutkielman teoriaosuudessa paneudutaan ionisoivaan sähkömagneettiseen säteilyyn ja sen vuorovaikutuksiin aineen kanssa, röntgensäteilyyn ja sen tuottamiseen sekä olennaisimpiin dosimetrisiin suureisiin ja säteilyn ilmaisimiin, joista tässä tutkielmassa käytettiin ionisaatiokammiota, radiokromista filmiä ja radiofotoluminesenssidosimetreja.

Koe-eläinkeskuksen säteilyttimen tuottaman röntgensäteilyn karakterisointia varten määritettiin säteilyn puoliintumispaksuus neljälle eri säteilyn laadulle. Lisäksi mitattiin syväannoskäyrät kolmella eri säteilyn laadulla ja tutkittiin säteilykentän profiileja. Säteilyttimeen tehtyjen yhteiskäyttöisten ohjelmien kalibroinnin tarkkuutta tutkittiin eri suodattimilla, kenttäko'illa ja SSD:n arvoilla. Mittauksia varten valmistettiin yksinkertainen hiirifantomi, jonka avulla arvioitiin säteilyttimen kalibroinnin luotettavuutta hiiriä säteilyttäessä.

Säteilyttimelle määritetyt puoliintumispaksuudet olivat hyvin linjassa vastaaville pieneläinsäteilyttimille määritetyille puoliintumispaksuuksille. Säteilykentän tasaisuus ja symmetrisyys olivat hyväksyttävällä tasolla, mutta lisäosana asennetun kollimaattorin havaittiin aiheuttavan kentän keskelle viivamaisen poikkeaman, jonka alueella säteilyannos oli ympäröiviä alueita suurempi. Kaikkien säteilyttimeen tehtyjen ohjelmien kalibrointi piti hyvin paikkansa, ja ohjelmien todettiin toimivan hyvin myös hiirten säteilytystä ajatellen.

Asiasanat: röntgensäteily, X-Rad225XL solu- ja pieneläinsäteilytin, dosimetria, ionisaatiokammio, radiokrominen filmi, radiofotoluminesenssidosimetri

# Sisällys

<b>Johdanto</b>	<b>1</b>
<b>1 Röntgensäteilyn teoriaa</b>	<b>2</b>
1.1 Sähkömagneettinen säteily ja atomi . . . . .	2
1.2 Röntgensäteily . . . . .	5
1.3 Röntgensäteilyn tuottaminen röntgenputkella . . . . .	7
<b>2 Säteilyannoksen määrittäminen</b>	<b>11</b>
2.1 Dosimetrisia suureita . . . . .	11
2.2 Ionisaatiokammio . . . . .	13
2.3 Radiofotoluminesenssidosimetri . . . . .	15
2.4 Radiokrominen filmi . . . . .	19
<b>3 Tutkimuslaitteisto ja tutkimuskohteet</b>	<b>21</b>
3.1 Solu- ja pieneläinsäteilytin . . . . .	21
3.2 Tutkimuskohteet . . . . .	23
3.3 Säteilyn ilmaisimet . . . . .	24
3.4 Fantomi . . . . .	25
<b>4 Tutkimuksen suoritus</b>	<b>26</b>
4.1 Puoliintumispaksuuden mittaaminen . . . . .	26
4.2 RPL-dosimetrien kalibrointi . . . . .	28
4.3 Syväannoskäyrien mittaaminen . . . . .	29
4.4 Säteilykentän profiilin mittaaminen . . . . .	30
4.5 Ohjelmien testaus . . . . .	31
<b>5 Tulokset ja johtopäätökset</b>	<b>32</b>
5.1 Puoliintumispaksuus . . . . .	32

5.2	Absoluuttinen annos ja RPL-dosimetri <span>en</span> kalibroit <span>ikerroin</span> . . . . .	34
5.3	Syv <span>ä</span> annosk <span>ä</span> yr <span>ät</span> . . . . .	37
5.4	S <span>ä</span> teilykent <span>än</span> koko ja profiili . . . . .	38
5.5	Ohjelmien kalibroinnin tarkkuus ja hiiren saama absorboitunut annos	41
<b>6</b>	<b>Yhteenveto</b>	<b>45</b>

## Johdanto

Eläintutkimuksella on ollut rooli suurimmassa osassa merkittävistä edistysaskelista lääketieteen alalla, kuten syövän hoidossa [1]. Prekliininen solu- ja eläintutkimus on edelleen olennaisessa osassa uusien sädehoitomenetelmien kehittämisessä; Sitä hyödynnetään esimerkiksi kun tutkitaan ionisoivan säteilyn vaikutuksia elävään kudokseen [2] ja testataan uusia hoitomenetelmiä ennen niiden käyttöönottoa [3].

Suurin osa nykyään käytettävistä pieneläinsäteilyttimistä käyttää röntgensäteilyä. Prekliiniselle biologiselle säteilytutkimukselle on erittäin tärkeää, että tutkimuskohteille annettu säteilyannos tunnetaan tarkasti. Vakiintuneita standardoituja menetelmiä, joilla varmistetaan tarkan ja toistettavan säteilyannoksen antaminen pieneläinsäteilyttimillä, ei kuitenkaan edelleenkään ole. [4]

Esimerkiksi eräässä vuonna 2016 suoritetussa tutkimuksessa selvisi, että 88 prosenttia 51 tarkastellusta in vivo -eläinkokeesta ei maininnut säteilytyslaitteiston kalibroinnista raporteissaan [5]. Toisessa vuonna 2016 suoritetussa tutkimuksessa puolestaan todettiin, että seitsemästä tarkastellusta tutkimuslaboratoriosta vain neljä pystyi antamaan riittävän tarkkoja säteilyannoksia [6]. Standardoitujen menetelmien puuttuminen huonontaa säteilyyn perustuvien eläintutkimusten toistettavuutta ja luotettavuutta [4].

Turun yliopiston koe-eläinkeskuksessa otettiin keväällä 2025 käyttöön uusi mallin X-Rad225XL solu- ja pieneläinsäteilytin, jonka kalibrointiin tässä tutkielmassa perehdyttiin. Säteilyttimellä tuotetun säteilyn karakterisointia varten määritettiin säteilyn puoliintumispaksuus neljällä eri säteilyn laadulla. Lisäksi mitattiin syväannoskäyrät vedessä ja tutkittiin säteilykentän tasaisuutta. Säteilyttimeen on tehty ja kalibroitu yhdeksän säteilytysohjelmaa, joiden tuottamien annosten tarkkuutta ja kalibroinnin paikkansapitävyyttä arvioitiin. Testausta varten valmistettiin yksinkertainen hiirifantomi. Säteilyannoksen mittaamiseen tässä tutkielmassa käytettiin ionisaatiokammiota, radiokromista filmiä ja radiofotoluminesenssidosimetreja.

# 1 Röntgensäteilyn teoriaa

## 1.1 Sähkömagneettinen säteily ja atomi

Atomi koostuu positiivisesti varautuneesta ytimeistä ja sitä ympäröivistä, negatiivisesti varautuneista elektroneista. Kullakin atomin elektronilla on tietty energiatila, joka vastaa elektronin sidosenergiaa, eli sitä energiaa, joka tarvitaan elektronin irrottamiseksi atomista. Elektronit sijaitsevat ytimen ympärillä niin sanotuilla elektronikuorilla, joille kullekin mahtuu tietty määrä elektroneja [7]. Mitä alempana eli lähempänä ydintä elektronikuori on, sitä suurempi sidosenergia sen elektroneilla on. Kun atomi on perustilassa, elektronit täyttävät elektronikuoret järjestyksessä alkaen sisimmästä eli alimmasta elektronikuoresta. Atomeilla on myös viritystiloja, joissa yksi tai useampi elektroni on energiaa saatuaan viritetty eli siirtynyt ylemmälle energiatilalle. [8]

Sähkömagneettinen säteily on valonnopeudella etenevää sähkömagneettisen kentän värähtelyä, joka kuljettaa mukanaan energiaa. Sähkömagneettisen säteilyn kuljettama energia koostuu yksittäisistä energiakvanteista, joita kutsutaan fotoneiksi. Fotonit ovat massattomia sähkömagneettisen säteilyn välittäjähiukkasia, joiden energia

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (1)$$

on suoraan verrannollinen sähkömagneettisen säteilyn taajuuteen  $\nu$  ja kääntäen verrannollinen säteilyn aallonpituuteen  $\lambda$ . Säteily etenee tyhjiössä valonnopeudella  $c$ . Verrannollisuuskerrointa  $h$  nimitetään Planckin vakioksi. Atomit voivat absorboida fotoneja, eli vastaanottaa energiaa sähkömagneettiselta säteilyltä, ja emittoida fotoneja, eli säteillä energiaa sähkömagneettisen säteilyn muodossa [9]. [10]

Tarpeeksi suurienerginen sähkömagneettinen säteily on ionisoivaa säteilyä, eli se saa aikaan ionien muodostumista aineessa irrottamalla atomeista elektroneja. Säteilyn fotonit voivat olla vuorovaikutuksessa aineen kanssa lukuisilla eri tavoilla,

joista olennaisimmat ionisaatiota aiheuttavat vuorovaikutukset ovat valosähköinen ilmiö ja Compton-sironta. [8]

Valosähköinen ilmiö tapahtuu, kun atomissa olevaan elektroniin osuu fotoni, jonka energia on suurempi kuin elektronin sidosenergia. Kun atomissa oleva elektroni absorboi fotonin eli vastaanottaa kaiken fotonin energian, se irtoaa atomista saaden liike-energian  $E_{\text{kin}}$ , joka on suurimmillaan fotonin energian  $h\nu$  ja elektronin sidosenergian  $W_a$  erotus:

$$E_{\text{kin}}^{\text{max}} = h\nu - W_a. \quad (2)$$

Valosähköisen ilmiön lopputuotteet ovat positiivisesti varautunut ioni ja atomista irronnut elektroni, jota nimitetään fotoelektroniksi. Valosähköinen ilmiö tapahtuu todennäköisimmin fotonin ja sellaisen elektronin, jonka sidosenergia on lähes yhtä suuri kuin fotonin energia, välillä [11]. [8, 9]

Jos röntgenfotoni osuu elektroniin, jonka sidosenergia on paljon fotonin energiaa pienempi, elektroni ei tarvitse fotonin koko energiaa irrotakseen atomista. Tällöin vain osa fotonin energiasta muuntuu elektronin liike-energiaksi, ja absorboitumisen sijaan fotoni siroaa eli muuttaa suuntaansa ilmiössä, jota nimitetään Compton-sironnaksi. Se, kuinka paljon energiaa fotoni luovuttaa elektronille, riippuu fotonin alkuperäisestä energiasta ja siitä kulmasta, jossa se siroaa atomista. Eniten fotoni menettää energiaa niin sanotussa takaisinsironnassa, eli silloin, kun sirontakulma on  $180^\circ$ . [8, 9, 11]

Compton-sironnan lopputuotteet ovat positiivisesti varautunut ioni, elektroni ja sironnut fotoni. Elektroni menettää energiansa nopeasti vuorovaikutuksissa ympäröivän aineen kanssa. Sironnut fotoni voi sirota uudelleen toisesta atomista tai absorboitua. Compton-sironta tapahtuu todennäköisimmin fotonin ja ulkokuoren elektronin välillä, koska uloimmilla elektronikuorilla sidosenergiat ovat pienimmät. Lääketieteessä käytetyllä röntgensäteilyn energia-alueella Compton-sironta on hallitseva vuorovaikutusmekanismi röntgensäteiden ja pehmytkudoksen välillä. [8, 9, 11]

Kaikki vuorovaikutukset fotonien kanssa eivät johda kudoksen ionisaatioon. Esimerkiksi klassisessa siroonnassa eli Rayleigh-sironnassa fotoni siroaa atomista elasti-  
sesti. Tällöin fotoni ei ole vuorovaikutuksessa minkään tietyn atomissa olevan elekt-  
ronin kanssa, vaan fotoni luovuttaa energiaa koko atomille [11]. Fotonin energia tai  
suunta eivät yleensä juurikaan muutu klassisessa siroonnassa. [8]

Kun monoenerginen eli vain yhdestä energiasta koostuva sähkömagneettinen sä-  
teily etenee väliaineessa, sen intensiteetti pienenee fotonien ollessa vuorovaikutuk-  
sessa väliaineen kanssa. Jos sähkömagneettisessa säteessä on alun perin  $N_0$  fotonia,  
se fotonien määrä  $N$ , joka etenee ilman vuorovaikutuksia  $x$ :n paksuisen väliaineeker-  
roksen läpi, pienenee eksponentiaalisesti:

$$N(x) = N_0 e^{-\mu x}. \quad (3)$$

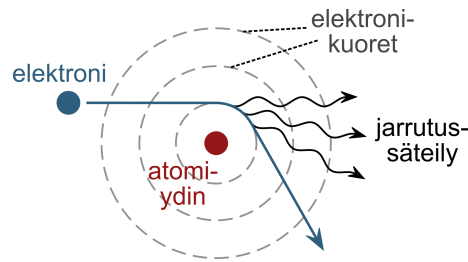
Vaimennuskerroin  $\mu$  ilmaisee monoenergisestä sähkömagneettisesta säteestä poistu-  
vien fotonien osuuden yhtä paksuusyksikköä kohden. Jakamalla matkavaimennus-  
kerroin väliaineen tiheydellä  $\rho$  saadaan massavaimennuskerroin  $\frac{\mu}{\rho}$ . [11]

Se osuus fotonin energiasta, joka keskimäärin siirtyy varattujen hiukkasten liike-  
energiaksi fotonin ollessa vuorovaikutuksessa väliaineen kanssa, määritellään ener-  
gianluovutuksen massakertoimen  $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$  (engl. mass energy-transfer coefficient) avulla.  
Väliaineeseen absorboituvan säteilyenergian määrä riippuu väliaineelle ominaisesta  
energia-absorption massakertoimesta  $\frac{\mu_{en}}{\rho}$  (engl. mass energy-absorption coefficient)  
[12], joka riippuu energianluovutuksen massakertoimesta:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g). \quad (4)$$

Vakio  $g$  on se osuus sekundäärielektronien energiasta, joka muuttuu jarrutussätei-  
lyksi. [13]

Yhtälö (3) on voimassa vain monoenergiselle säteilylle. Polyenergisessä eli useas-  
ta energiasta koostuvassa säteessä ensimmäisenä väliaineeseen absorboituvat ne fo-  
tonit, joilla on pienin energia. Tätä ilmiötä kutsutaan säteen koventumiseksi (engl.



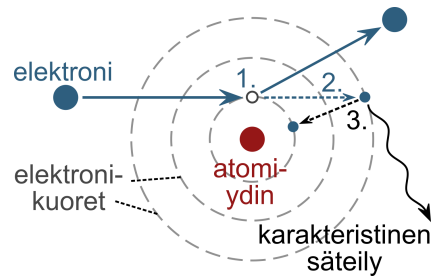
Kuva 1. Röntgenputken sähkökentässä kiihdytetyn elektronin nopeus muuttuu anodin atomien ydinten sähkökentissä, jolloin syntyy jarrutussäteilyä. [9, muokattu]

beam hardening), ja se aiheuttaa sen, että säteilyn vaimennuskerroin muuttuu väliaineen paksuuden mukaan. Polyenergisien säteilyn vaimenemista väliaineessa voidaan kuvailla käyttäen efektiivistä energiaa, joka on arvio sellaisen monoenergisien säteilyn energiasta, joka on yhtä läpituokevaa kuin polyenerginen säteily. Polyenergisien säteilyn vaimenemista voidaan approksimoida myös summaamalla yhteen säteilyssä hallitsevien energioiden eksponentiaalista vaimenemista kuvaavat funktiot [14]. [11]

## 1.2 Röntgensäteily

Röntgensäteily on suurienergistä, ionisoivaa sähkömagneettista säteilyä, jonka aallonpituus on karkeasti määriteltynä 0,001–10 nm [10]. Se voidaan luokitella syntymekanisminsa perusteella jarrutussäteilyksi tai karakteristiseksi säteilyksi [8].

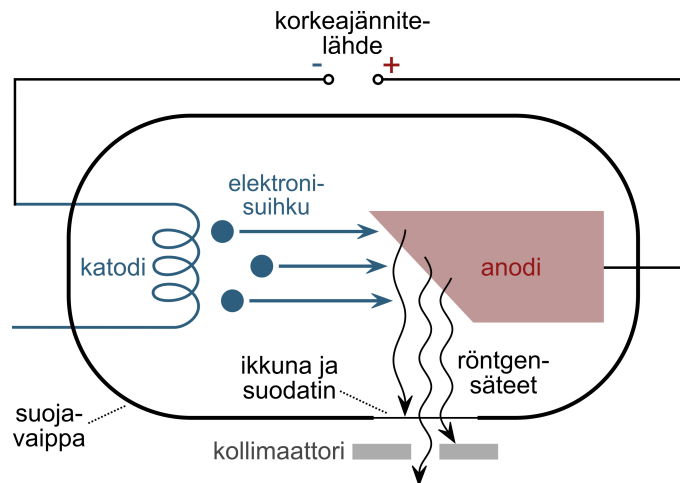
Varattu hiukkanen tuottaa sähkömagneettista säteilyä aina kun se on kiihtyvässä liikkeessä. Jarrutussäteilyä syntyy pääasiallisesti silloin, kun suurienerginen elektroni osuu materiaaliin, jonka atomeilla on suuri järjestysluku, eli joiden ytimessä on paljon protoneja. Kun elektroni on vuorovaikutuksessa ytimen aikaansaaman sähkökentän kanssa, sen nopeuden suuruus ja suunta muuttuvat, ja syntyy jarrutussäteilyä kuvan 1 mukaisesti. Jarrutussäteily koostuu useista aallonpituuksista, joiden intensiteettijakauma on jatkuva ja riippuu elektronin alkuperäisestä liike-energiasta. [8, 9, 11, 15]



Kuva 2. 1. Elektroni törmää atomissa olevaan elektroniin epäelastisesti luovuttaen tälle osan liike-energiastaan, jolloin elektronin nopeus muuttuu. 2. Atomissa oleva elektroni virittyy tai irtoaa atomista. 3. Ulomman kuoren elektroni siirtyy tyhjälle energiatasolle alemmalla kuorella emittoiden osan sidosenergiastaan karakteristisena säteilynä. [9, muokattu]

Osueessaan atomiin suurienerginen elektroni voi myös törmätä johonkin atomin elektroniin epäelastisesti, jolloin atomissa oleva elektroni sen sidosenergiasta riippuen joko irtoaa atomista tai virittyy ylemmälle energiatilalle. Irronnut tai virittynyt elektroni jättää jälkeensä tyhjän energiailan, jonka ulomman kuoren elektroni täyttää. Koska ulomman kuoren elektroni siirtyy sisemmälle kuorelle eli alemmalle energiatasolle, se säteilee osan sidosenergiastaan sähkömagneettisena säteilynä, jota kutsutaan karakteristiseksi säteilyksi. Karakteristisen säteilyn syntymekanismia on havainnollistettu kuvassa 2. Atomin energiatasot ovat diskreettejä, joten karakteristinen säteily koostuu diskreeteistä aallonpituuksista, jotka näkyvät piikkeinä jarrutussäteilyn jatkuvan spektrin päällä. [8, 9, 11]

Etenkin pienten järjestyslukujen alkuaineiden atomeissa voi karakteristisen röntgensäteiden sijasta muodostua Auger-elektroni, kun virittynyt elektroni siirtyy alemmalle energiatilalle. Näin tapahtuu, jos elektronin siirtymästä alemmalle energiatilalle vapautunut foton absorboituu toiseen atomin elektroniin ennen kuin se poistuu atomista. Jos elektronin fotonilta saama energia on vähintään sen sidosenergian suuruinen, elektroni irtoaa atomista, ja sitä nimitetään Auger-elektroniksi. [8, 11]



Kuva 3. Röntgenputken tärkeimmät komponentit ja toiminnan peruseriaate.

### 1.3 Röntgensäteilyn tuottaminen röntgenputkella

Yleisimmin käytetty röntgensäteilyn lähde on röntgenputki [16], jolla tuotetaan sekä jarrutussäteilyä että karakteristista säteilyä [8]. Yksinkertainen kaaviokuva röntgenputken tärkeimmistä komponenteista ja sen toiminnan peruseriaatteesta on esitetty kuvassa 3.

Katodi on röntgenputken negatiivinen elektrodi. Suurin osa katodeista perustuu termiseen elektroniemissioon; yleensä volframista valmistetun hehkulangan läpi kulkeva sähkövirta lämmittää katodin niin kuumaksi, että katodimateriaalin elektronien lämpöenergia ylittää niiden sidosenergian, ja elektronit irtoavat katodilta. Katodissa on yleensä hehkulankaa varten ura, jonka avulla elektronit kohdistetaan haluttuun suuntaan, kohti anodia. [11, 15, 16]

Anodi on röntgenputken positiivinen elektrodi. Katodin ja anodin välille kytketty korkeajännite eli putkijännite kiihdyttää katodilta irronneet elektronit anodille. Röntgenputken sisällä on tyhjiö, jonka ansiosta elektronit pääsevät kulkemaan katodilta anodille vapaasti ilman törmäyksiä väliaineen kanssa. Röntgenputken läpi kulkeva sähkövirta, putkivirta, kuvaa röntgenputkessa kiihdytettyjen elektronien määrää yhtä sekuntia kohti. Putkivirta on verrannollinen hehkulangan läpi kulkevaan

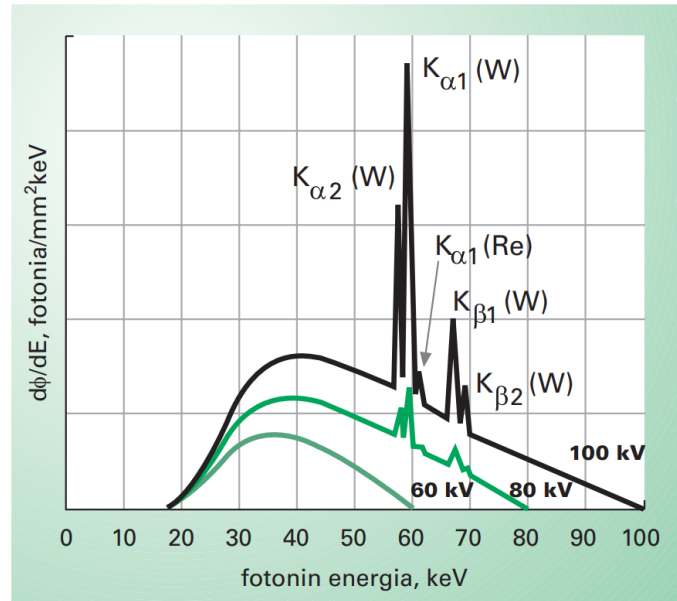
virtaan, mutta kyse on eri sähkövirrasta. [9, 11, 15, 16]

Anodilla on metallista, yleensä volframista, valmistettu kohtio, joka on usein samaa materiaalia kuin itse anodi, ja siksi usein puhutaan pelkästä anodista [16]. Elektronien törmätessä anodiin syntyy jarrutussäteilyä. Osa anodiin osuvista elektroneista irrottaa anodimateriaalin atomeista sisäkuoren elektroneja, ja karakteristista röntgensäteilyä syntyy, kun atomien ylempien kuorien elektronit täyttävät sisäkuorten vakanssit. Suurin osa anodille saapuvien elektronien liike-energiasta muuttuu kuitenkin lämpöenergiaksi, ja vain noin sadasosa vuorovaikutuksista elektronien ja anodimateriaalin välillä tuottaa röntgensäteilyä. [9, 11, 15]

Elektronisuihku siis lämmittää anodia huomattavasti, ja se kohdistuu hyvin pienen osaan anodin pintaa, niin sanottuun sähköiseen fokukseen. Sähköisen fokuksen pieni koko vaatii, että anodimateriaali kestää korkeita lämpötiloja [15]. Lisäksi pieni sähköinen fokus rajoittaa putkivirran suuruutta, sillä liian suurella putkivirralla hyvin lämpöä kestäväkin anodi kuumenee liikaa ja vahingoittuu. Jotkin röntgenputket käyttävät paikallaan olevan anodin sijasta anodia, joka pyörii elektronisuihkun suhteen. Pyörivillä anodeilla on parempi tehonsieto kuin paikallaan pysyvillä anodeilla, sillä pyörivän anodin liikkeen ansiosta elektronisuihkun aiheuttama kuumentuminen jakautuu suuremmalle alueelle. [11]

Röntgensäteitä lähtee anodilta kaikkiin suuntiin. Röntgenputkea ympäröi suojavaippa, jonka lyijyvuoraus vaimentaa muualle kuin ikkunan suuntaan lähtevät röntgensäteet. Ikkuna on suojaamaton alue putken vaipassa anodin kohdalla, ja vain sen läpi kulkevat säteet pääsevät ulos putkesta muodostaen niin kutsutun hyötykeilan. Hyötykeilan kokoa ja muotoa voidaan säätää ikkunan edessä olevan kollimaattorin avulla. [11, 15]

Röntgenputken putkivirtaa, putkijännitettä ja säteilytysaikaa säädetään röntgengeneraattorilla, joka myös antaa röntgenputkelle tarvittavan sähköisen tehon. Röntgenputken vaatima putkijännite saadaan verkkojännitteestä käyttämällä suur-

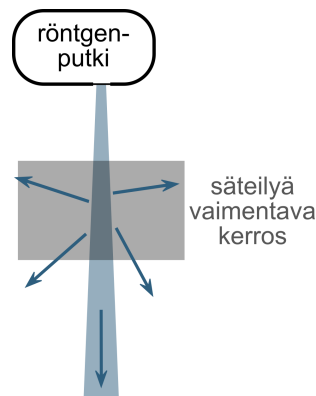


Kuva 4. Putkijännitteillä 60 kV, 80 kV ja 100 kV tuotetun röntgensäteilyn spektrit. Jännitteillä 80 kV ja 100 kV tuotetuissa spektreissä näkyvät anodimateriaalien, volframin (W) ja reniumin (Re), karakteristisen säteilyn piikit. [15]

jännitemuuntajaa. [11, 15]

Röntgensäteilyn intensiteettiä eli tuotettujen fotonien lukumäärää voidaan kasvattaa suurentamalla putkivirtaa. Elektronien saama liike-energia, kun niitä kiihdytetään röntgenputkessa, on verrannollinen röntgenputken putkijännitteeseen, joten säteilyn intensiteettiä voidaan kasvattaa myös kasvattamalla suurjännitettä. Koska jarrutussäteilyn aallonpituuksien intensiteettijakauma riippuu jarrutettavien elektronien alkuperäisestä liike-energiasta [9], suurjännitteen muuttaminen vaikuttaa paitsi tuotetun röntgensäteilyn intensiteettiin myös sen spektriin (kuva 4). [15]

Röntgensäteilyn spektriä voidaan muokata myös asettamalla röntgenputken ikkunan eteen metallinen levy suodattamaan säteilyä. Yleisimmin käytetyt suodatinmateriaalit ovat alumiini ja kupari. Röntgensäteilyn läpätunkevuus eli kovuus riippuu sen energiasta. Suodattamalla poistetaan röntgensäteestä ne pienienergiset fotonit, jotka eivät röntgensäteiden käyttötarkoitusta ajatellen kulje tarpeeksi syvälle säteilytettävässä kohteessa. Varsinaisen suodattimen lisäksi röntgensäteilyn spekt-



Kuva 5. Puoliintumispaksuus mitataan käyttäen kapean keilan geometriaa, jolloin jokainen vuorovaikutus vaimentavan materiaalin kanssa poistaa fotonin säteilykeilasta. [15, muokattu]

riä muuttavat kaikki röntgenputken, suojavaipan ja kollimaattorin säteilykeilassa olevat osat. [11, 15]

Koska röntgensäteilyn ominaisuudet riippuvat monista eri tekijöistä, tarvitaan joitakin suureita röntgensäteilyn luonnehdintaa varten. Yleisimmin röntgensäteilyn laadun kuvailuun käytetään putkijännitettä ja puoliintumispaksuutta (eng. half-value layer, HVL). Puoliintumispaksuudella tarkoitetaan sitä materiaalin paksuutta, jonka läpäistyään säteilyn annosnopeus vaimenee puoleen alkuperäisestä arvostaan. Kun puoliintumispaksuutta määritetään, vaimentavana materiaalina käytetään usein alumiinia matalaenergisisille ja kuparia korkeaenergisisille röntgensäteille, jolloin puoliintumispaksuuden yksikkö on joko mm Al tai mm Cu [13]. Puoliintumispaksuudella voidaan epäsuorasti kuvata röntgensäteiden fotonien energiaa, kun se on mitattu käyttäen kapean keilan geometriaa (kuva 5), jossa jokainen vuorovaikutus vaimentavan materiaalin kanssa poistaa fotonin säteilykeilasta. [11, 15]

## 2 Säteilyannoksen määrittäminen

### 2.1 Dosimetrisia suureita

Röntgensäteily on epäsuorasti ionisoivaa säteilyä, eli se välittää energiansa väliaineeseen kaksivaiheisessa prosessissa. Kulkiessaan väliaineessa röntgensäteilyn varauksettomat välittäjähiukkaset eli fotonit luovuttavat energiaa väliaineen atomien elektroneille muun muassa valosähköisessä ilmiössä ja Compton-sironnassa. Röntgensäteilyn irrottamat, negatiivisesti varautuneet elektronit ovat suorasti ionisoivia hiukkasia. Ne luovuttavat liike-energiaansa väliaineeseen vuorovaikutuksissa väliaineen atomien kanssa ionisoiden ja virittäen atomeja. [11, 17]

Röntgensäteilyn vaikutus kudoksiin perustuu näihin vuorovaikutuksiin säteilyn ja väliaineen välillä. Dosimetristen suureiden avulla voidaan kuvailla ionisoivan säteilyn vaikutuksia kudoksissa kvantitatiivisesti määrittämällä säteilyn kudokseen luovuttaman energian määrä. [17, 18]

Kerma  $K$  (engl. kinetic energy released per unit mass), on se energia, jonka epäsuorasti ionisoivan säteilyn varauksettomat hiukkaset luovuttavat väliaineen ionisaation myötä muodostuville varatuille hiukkasille. Kerma on siis nimensä mukaisesti varauksettomien hiukkasten yhdessä massa-alkiossa tuottamien varauksellisten hiukkasten yhteenlaskettu liike-energia  $dE_{\text{kin}}$  jaettuna massa-alkion massalla  $dm$ :

$$K = \frac{dE_{\text{kin}}}{dm}. \quad (5)$$

Kerman yksikkö on  $\text{J kg}^{-1}$ , jolle on annettu erityisnimi gray (Gy). Eräs yleisessä käytössä oleva annossuure on ilmakerma, joka tarkoittaa yksinkertaisesti kermaa, kun väliaineena on ilma [15]. [11, 18]

Absorboitunut annos tarkoittaa sitä energiaa, joka absorboituu väliaineeseen sen altistuessa epäsuorasti tai suorasti ionisoivalle säteilylle. Keskimääräinen aineeseen absorboitunut energia

$$d\bar{\epsilon} = R_{\text{in}} - R_{\text{out}} + \Sigma Q, \quad (6)$$

missä  $R_{\text{in}}$  on kaikkien tarkastelutilavuuteen osuvien ja  $R_{\text{out}}$  on kaikkien tilavuudesta poistuvien ionisoivien hiukkasten yhteenlaskettu säteilyenergia. Vuorovaikutuksiin osallistuvien hiukkasten ja atomiytimien lepoenergiat saattavat muuttua törmäyksissä, joten lepoenergioiden kokonaismuutos  $\Sigma Q$  on myös otettava huomioon.  $\Sigma Q$  on positiivinen, jos lepoenergia pienenee, ja negatiivinen, jos lepoenergia kasvaa. [18]

Keskimääräisen aineeseen absorboituneen energian avulla absorboitunut annos  $D$  voidaan määrittellä ionisoivan säteilyn materiaaliin tuomana energiana  $d\bar{\epsilon}$  yhtä massa-alkiota  $dm$  kohden:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}. \quad (7)$$

Absorboitunut annos on paras suure kuvaamaan säteilyn vaikutuksia kudoksessa, kuten solutuhon määrää. Myös absorboituneen annoksen yksikkö on Gy. [18]

Röntgensäteilyn energia-alueella ilmakerma saa suurella tarkkuudella saman arvon kuin ilmaan absorboitunut annos [15], mutta yleensä kerma ja absorboitunut annos eivät ole yhtä suuret. Kermaan luetaan mukaan muodostuvien Auger-elektronien liike-energia ja elektronien jarrutussäteilyksi muuntuva liike-energia. Auger-elektronit ja jarrutussäteily kuljettavat energiaa pois tarkasteltavasta massa-alkiosta, joten niitä ei oteta huomioon absorboitunutta annosta laskettaessa. [18]

Suurienergisten primäärifotonien aineessa aikaan saamat sekundäärifotonit etenevät pääosin samaan suuntaan kuin primäärifotonit. Kiinteän aineen rajapinnalla ja sen läheisyydessä massa-alkioista karkaavien elektronien määrä on suurempi kuin ympäristöstä takaisin aineeseen siroavien elektronien määrä. Syvemmällä aineessa ero massa-alkioista poistuvien ja niihin saapuvien elektronien määrässä, ja sitä myöten myös ero elektronien kuljettaman energian määrässä, on pienempi. Tietyllä syvyydellä ero on nolla, eli saavutetaan niin sanottu elektronitasapaino. [18]

Koska absorboitunut annos mittaa säteilyn aineeseen tuoman energian määrää, absorboitunut annos on suurin tasapainosyvyydellä. Annoksen kasvuilmiöllä (engl. build-up) kuvataan tätä absorboituneen annoksen kasvamista rajapinnalta aina ta-

sapainosyvyyteen asti. Absorboitunut annos ei siis ole aina suurin säteilytettävän kohteen pinnalla, toisin kuin kerma, joka on aina suurin aineen pinnalla. [18]

Ionisoivaa säteilyä ei voida nähdä ihmissilmällä, joten sen havaitsemiseksi ja säteilyannoksen määrittämiseksi tarvitaan tarkoitusta varten tehtyjä säteilyn ilmaisimia ja dosimetreja [19]. Dosimetrit eli säteilyannosmittarit ovat laitteita, joilla voidaan suorasti tai epäsuorasti mitata dosimetrisia suureita [20]. Seuraavaksi esitellään ionisaatiokammion, radiofotoluminesenssidosimetrin ja radiokromisen filmin toimintaperiaatteet.

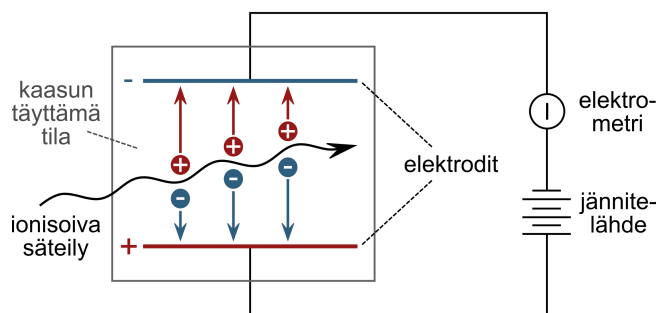
## 2.2 Ionisaatiokammio

Kaasutäytteiset ilmaisimet ovat toimintaperiaatteeltaan yksinkertaisimpia säteilyn ilmaisia. Ne koostuvat kahdesta elektrodista, joiden välinen tila on täytetty kaasulla. Kun ionisoivaa säteilyä osuu kaasuun, kaasuatomeja ionisoituu, ja näin muodostuvat positiiviset ionit ja elektronit, eli ioniparit (engl. ion pair), kerätään elektrodeille sähkökentän avulla. [21, 22]

Elektrodien välisen sähkökentän voimakkuuden määrittää elektrodien välille asetettava keräysjännite. Kaasutäytteiset ilmaisimet toimivat eri tavoilla keräysjännitteen suuruudesta riippuen, joten ne luokitellaan keräysjännitteen suuruuden perusteella ionisaatiokammioiksi, verrannollisuuslaskureiksi tai geigerputkiksi. [22]

Jos keräysjännite ei ole tarpeeksi suuri, osa kaasun ja säteilyn vuorovaikutuksissa syntyvistä ionipareista voi rekombinoitua eli yhdistyä takaisin neutraaleiksi atomeiksi ennen kuin ne saapuvat elektrodeille. Tällöin niitä ei voida kerätä, ja ionisaatiota aiheuttaneet fotonit jäävät havaitsematta. Ionisaatiokammion keräysjännite on eri kaasutäytteisistä ilmaisimista pienin, mutta kuitenkin tarpeeksi suuri, jotta lähes kaikki ioniparit ehditään keräämään ennen rekombinaatiota. Ionisaatiokammio on eniten käytetty säteilyn ilmaisimien tarkoissa dosimetrisissa mittauksissa [17]. [22]

Ionisaatiokammion rakennetta ja perustoimintaperiaatetta on havainnollistettu



Kuva 6. Ionisaatiokammio. Kaasun täyttämässä tilassa muodostuu ionisoivan säteilyn vaikutuksesta elektroneja ja positiivisia ioneja, jotka kerätään elektrodeille jännitelähteen synnyttämän sähkökentän avulla. Varaukset saavat aikaan sähkövirran, jonka suuruus mitataan elektrometrillä.

kuvassa 6. Ionisaatiokammion täytekaasun massa ja tiheys vaikuttavat muodostuvien ioniparien lukumäärään. Yleisimmin täytekaasuna käytetään ilmaa. [22]

Ionisaatiokammion elektrodeille kerätyt ionit ja elektronit saavat aikaan sähkövirran, joka on suoraan verrannollinen ioniparien lukumäärään ja siten ionisoivan säteilyn kaasuun luovuttamaan energiaan. Sähkövirta on hyvin pieni, joten se on mitattava hyvin herkällä elektrometrillä. [22]

Ionisaatiokammioilla voidaan epäsuorasti määrittää absorboitunut annos  $D_m$  missä tahansa materiaalissa hyödyntämällä Bragg-Gray-onteloteoriaa. Sen mukaan materiaaliin absorboitunut annos voidaan määrittää materiaalissa olevan, kaasulla täytetyn ontelon sisällä muodostuneiden ioniparien lukumäärän perusteella:

$$D_m = W S_m P. \quad (8)$$

$S_m$  on materiaalin massajarrutuskyky suhteessa kaasun massajarrutuskykyyn,  $P$  on kaasussa muodostuneiden ioniparien määrä massayksikköä kohden ja  $W$  keskimääräinen energiahäviö yhtä kaasussa muodostunutta ioniparia kohden. [21]

Koska kaikki vuorovaikutukset säteilyn ja kaasun välillä eivät aiheuta ionisaatiota, vaan fotoni voi esimerkiksi vain virittää kaasuatomin, fotoni voi luovuttaa energiaa kaasuatomeille ilman, että ionipareja muodostuu. Tämän takia se energiamäärä  $W$ , jonka yksi fotoni keskimäärin menettää yhtä ionisaatiokammiossa muodostunut-

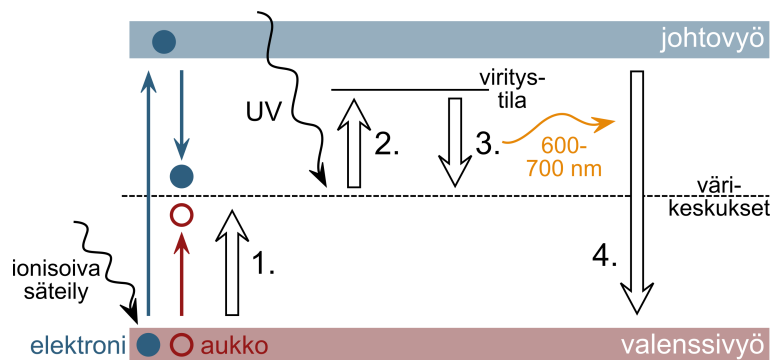
ta ioniparia kohden, on huomattavasti pienempi kuin yhden ioniparin muodostumiseen vaadittava ionisaatioenergia. [21]

### 2.3 Radiofotoluminesenssidosimetri

Kun viritystilassa olevan atomin tai molekyylin virittyneet elektronit putoavat alemmille energiatasoille, atomi tai molekyyli tuottaa sähkömagneettista säteilyä. Tätä ilmiötä kutsutaan luminesenssiksi. Jos virittymisen on aiheuttanut fotonin absorptio, ilmiötä kutsutaan fotoluminesenssiksi. Atomien fotoluminesenssissa atomin tuottaman säteilyn aallonpituus on sama kuin atomiin absorboituneen säteilyn aallonpituus, mutta molekyylien fotoluminesenssissa molekyylin emittoiman säteilyn aallonpituus on aina siihen absorboituneen säteilyn aallonpituutta pidempi. Valon emittoituminen ei tapahdu aina heti absorption jälkeen, vaan kullakin aineella on sille ominainen aika, jonka kuluttua viritystila purkautuu ja valo emittoituu. [23, 24]

Radiofotoluminesenssilla (engl. radio-photoluminescence, RPL) tarkoitetaan eräiden aineiden luminesenssia sen jälkeen, kun niihin on kohdistunut ionisoivaa säteilyä [19]. Radiofotoluminesenssidosimetri (RPL-dosimetri) on passiivinen radiofotoluminesenssiin perustuva säteilyannosmittari. Kun ionisoiva säteily on vuorovaikutuksessa RPL-dosimetrin materiaalin kanssa, säteilyn energiaa varastoituu dosimetriin. Kun dosimetriin kohdistetaan ultravioletti (UV) -laserpulsseja, energia vapautuu näkyvänä valona ja dosimetriin absorboitunut säteilyannos voidaan määrittää valon intensiteetin avulla. RPL-dosimetrin energiavyödiagrammi ja sen toiminnan kannalta oleelliset prosessit on esitetty kuvassa 7. [25]

Kiinteän aineen atomihilassa atomit ovat niin lähellä toisiaan, että niiden uloisimmat elektronikuoret ovat päällekkäin ja voimakkaassa vuorovaikutuksessa toistensa kanssa. Tämän takia atomien erilliset energiatilat sulautuvat yhteen muodostaen energiavöitä (engl. energy band). Kussakin energiavyössä on tietty määrä energiatiiloja, jotka elektronit voivat miehittää. Energialtaan suurin energiavyö, jolla vielä on



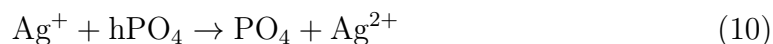
Kuva 7. RPL-dosimetrin energiavyödiagrammi. 1. Ionisoiva säteily virittää elektronin johtovyölle, jolloin valenssivyölle syntyy aukko. Elektroni ja aukko yhdistyvät hopeaionien kanssa ja muodostavat värikeskuksia energia-aukkoon. 2. UV-laserpulsси virittää värikeskukset. 3. Värikeskukset palaavat alkuperäisille, pysyville energiatiiloilleen ja lähettävät näkyvää oranssia valoa. 4. Lämpökäsittely korkeassa lämpötilassa palauttaa värikeskusten elektronit valenssivyölle ja tyhjentää RPL-dosimetrin. [26] (muokattu)

elektroneja, on valenssivyö (engl. valence band), ja energialtaan pienin energiavyö, jolla ei ole elektroneja, muodostaa johtovyön (engl. conduction band). Puolijohteissa ja eristeissä valenssivyön ja johtovyön välissä on energia-aukko, jossa ei ole sallittuja energiatiiloja. [19, 23]

Jos valenssivyöllä oleva elektroni saa vähintään energia-aukon suuruuden verran energiaa, se virittyy johtovyölle. Johtovyöllä olevilla elektroneilla on tarpeeksi energiaa liikkuaan vapaasti atomihilassa. Kun elektroni virittyy johtovyölle, se jättää jälkeensä valenssivyölle aukon (engl. hole). Aukot ovat tyhjiä elektronitiloja, jotka käyttäytyvät positiivisen varauksen tavoin [7]. Puhtaassa aineessa energia-aukossa ei ole sallittuja energiatiiloja, mutta lisäämällä aineeseen epäpuhtauksia energia-aukkoon voidaan muodostaa ylimääräisiä energiatiiloja, niin sanottuja loukkuja (engl. trap). [19, 23]

Suurin osa RPL-dosimetreista tehdään hopea-aktivoitusta fosfaattilasista [27], ja ne voidaan valmistaa useaan eri muotoon, kuten sauvoiksi tai suorakulmaisiksi levyiksi [19]. Yleisimmin käytetty lasimateriaali on FD-7, jonka voidaan ajatella koostuvan hopeaioneista  $\text{Ag}^+$  ja fosfaatti-ioneista  $\text{PO}_4^-$  [25].

FD-7-lasissa  $\text{Ag}^+$ -ionit osallistuvat loukkujen muodostumiseen reaktioyhtälöiden



mukaisesti. Ionisoivalle säteilylle altistuessaan  $\text{PO}_4^-$ -ionista virittyy elektroni  $e^-$  johtovyölle. Elektroni jättää jälkeensä valenssivyölle aukon  $\text{hPO}_4$ . Materiaalissa muodostuu siis elektroni-aukkopari. Kun elektroni ajautuu tarpeeksi lähelle  $\text{Ag}^+$ -ionia, Coulombin voima vetää sen ionin muodostamaan ansaan, ja elektroni ja ioni yhdistyvät reaktion (9) mukaisesti muodostaen energia-aukkoon neutraalin hopea-atomin  $\text{Ag}^0$ . Aukko puolestaan yhdistyy  $\text{Ag}^+$ -ionin kanssa reaktion (10) mukaisesti, jolloin energia-aukkoon muodostuu  $\text{Ag}^{2+}$ -ioni.  $\text{Ag}^0$  ja  $\text{Ag}^{2+}$  toimivat energia-aukossa puolipysyvinä energiatiloina, ja niitä kutsutaan värikeskuksiksi (engl. color center). [19, 25, 28]

Kun lasiin kohdistetaan UV-laserpulsseja, joiden aallonpituus on 337,1 nm, värikeskukset virittyvät, ja palatessaan alkuperäisille tiloilleen ne säteilevät virityksessä saamansa energian oranssina valona, jonka aallonpituus on 600–700 nm. Värikeskusten säteilemän oranssin valon intensiteetti on verrannollinen säteilytyksessä muodostuneiden värikeskusten määrään, joka puolestaan on verrannollinen lasin absorboimaan säteilyenergiaan eli säteilyannokseen [19]. Ennen ionisoivalle säteilylle altistumista ja värikeskusten muodostumista, FD-7-lasi on käytännössä läpinäkyvä pitkäaaltoiselle UV-säteilylle, joten UV-laser tuottaa luminesenssia vain säteilytetyssä lasissa [28]. [25]

Käyttämällä UV-laserpulsseja jatkuvan UV-säteilyn sijaan voidaan erottaa varsinainen signaali taustasta, sillä varsinaiseen signaaliin liittyvän luminesenssin vaimenemiseen kuluu eri aika kuin taustasta aiheutuvan luminesenssin vaimenemiseen. Mittaamalla vain se luminesenssi, joka ilmenee tietyllä aikavälillä UV-pulssin jälkeen, taustasta aiheutuva luminesenssi jää siis havaitsematta. [28]

Johtovyölle virittynyt elektroni voi jäädä loukkuun myös muihin kuin  $\text{Ag}^+$ -ionien

muodostamiin ansoihin. Nämä ansat ovat kuitenkin matalia, eli vain pieni määrä energiaa riittää virittämään ansaan joutuneen elektronin pois siitä. Absorboituaan lämpöenergiaa elektroni virittyy pois ansasta ja ajautuu lopulta  $\text{Ag}^+$ -ionille, jolloin muodostuu värikeskus. Prosessiin kuluu kuitenkin aikaa, joten kaikki värikeskukset eivät synny säteilytyksen hetkellä, vaan värikeskuksia syntyy ajan kuluessa ja lämpötilan kasvaessa lisää. Tätä RPL-dosimetrin annoksen kasvamista vielä säteilytyksen jälkeenkin kutsutaan build-up-ilmiöksi. Koska lämpötilan nostaminen nopeuttaa build-up-ilmiötä, RPL-dosimetrit lämpökäsitellään ennen annoksen lukemista, jotta kaikki johtovyölle virittyneet elektronit kulkeutuvat värikeskuksiin, joissa ne saavat aikaan mitattavan signaalin. [12, 28]

Värikeskukset ovat hyvin pitkäkestoisia ja katoavat vain kun dosimetria lämpökäsitellään korkeassa lämpötilassa [29]. Lämpökäsittely korkeassa lämpötilassa virittää värikeskusten elektronit johtovyölle, josta ne palautuvat valenssivyölle ja rekombinoituvat aukkojen kanssa. Prosessi nolaa RPL-dosimetrin ja mahdollistaa sen käytön uusissa mittauksissa. [12]

RPL-dosimetreilla on lukuisia erinomaisia ominaisuuksia, kuten homogeeninen ja vakaa säteilyherkkyys, hyvä varastointikyky, jonka ansiosta säteilyannos voidaan lukea luotettavasti vielä pitkään säteilyaltistuksen jälkeen, sekä säteilyannoksen mittauksen toistettavuus [27]. Muihin luminesenssia hyödyntäviin dosimetreihin, kuten termoloistedosimetriin verrattuna RPL-dosimetrien suurin etu on se, että niiden signaali voidaan lukea häiritsemättä sitä. Signaali voidaan siis lukea useita kertoja saaden sama tulos, mikä parantaa mitatun annoksen luotettavuutta. Eniten RPL-dosimetreja käytetään säteilytyöntekijöiden säteilyannosten seurannassa. [12]

Energia-absorption massakerroin  $\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}$  on säteilyenergian funktio, joten RPL-dosimetrien vaste tiettyä säteilyannosta kohden voi vaihdella säteilyn energiasta riippuen [12]. Se, kuinka tehokkaasti väliaine absorboi sähkömagneettista säteilyä riippuu aineen atomien järjestysluvusta [8]. Komposiiteille voidaan määrittää efektiivinen

järjestysluku  $\bar{Z}$ , joka on kaikkien komposiitissa olevien alkuaineiden järjestyslukujen keskiarvo painotettuna alkuaineiden suhteellisilla määrillä komposiitissa [30].

Hopea-aktivoitun fosfaattilasin efektiivinen järjestysluku on noin 12,4. Biologisen kudoksen efektiivinen järjestysluku on sen sijaan noin 7,4, joten RPL-lasi ei vuorovaikuta säteilyn kanssa samalla tavalla kuin kudos, mikä olisi tärkeää esimerkiksi sädehoidossa säteilyannoksia mitattaessa [12, 31]. Hyvin kudosta jäljittelevä dosimetri ei häiritse säteilykenttää ja säteilyannoksen tasaista jakautumista säteilytettävällä alueella [31], ja mitä paremmin dosimetri jäljittelee kudosta säteilyä ajatellen, sitä luotettavammin sillä mitattu annos vastaa ympäröivän kudoksen vastaanottamaa säteilyannosta [28].

Matalilla röntgenenergioilla (10–200 keV) RPL-lasissa merkittävin ionisoivan säteilyn absorptiomekanismi on valosähköinen ilmiö, johon aineen efektiivisellä järjestysluvulla on suuri vaikutus. RPL-lasi siis absorboi energiaa suhteessa enemmän, kun se altistuu matalaenergiselle säteilylle, ja siten suojaamattoman RPL-lasin suhteellinen vaste on myös suurempi matalilla energioilla. RPL-dosimetricien mittaaman annoksen suuruuden riippuvuutta fotonien energiasta voidaan vähentää erilaisten suodattimien avulla [12]. [28]

## 2.4 Radiokrominen filmi

Radiografinen filmi on yksi vanhimmista ja historian aikana eniten käytetyistä röntgensäteilyn ilmaisimista [22]. Toisenlainen, uudempi filmidosimetri on radiokrominen filmi. Yleisimmin käytetty radiokrominen filmityyppi on Gafchromic, joka koostuu pääosin vedystä, hiilestä, timestä ja hapesta matkien kudoksen kemiallista koostumusta. [20]

Radiokromisen filmin säteilyherkkä kerros sisältää väriainetta, jonka monomeerit polymerisoituvat säteilyn vaikutuksesta. Polymeerit absorboivat näkyvää valoa, mikä havaitaan filmin tummumisena. Polymerisaatiota tapahtuu sitä enemmän, eli

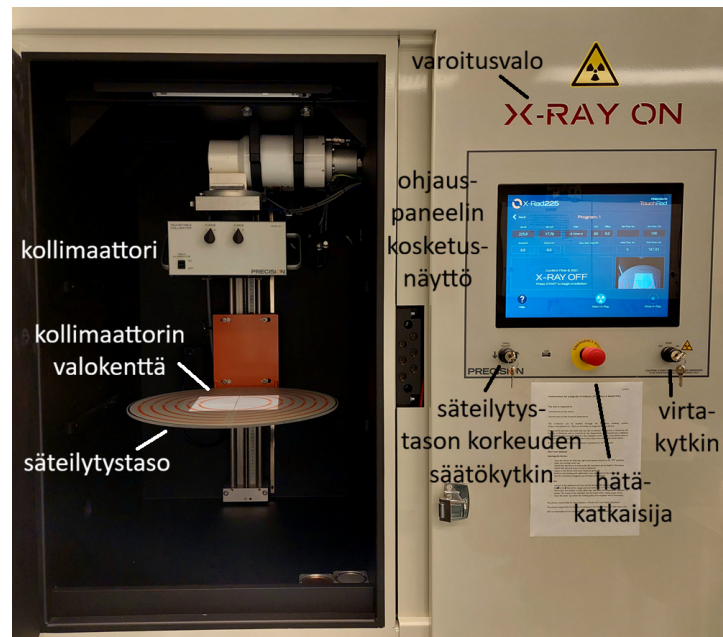
filmi tummuu sitä enemmän, mitä isommalle säteilyannokselle filmin säteilyherkkä kerros altistuu. Kun filmi luetaan densitometrillä, sen tummuminen voidaan määrittää kvantitatiivisesti, ja tummumisen voimakkuuden avulla voidaan määrittää filmin mittaama säteilyannos. [20, 32, 33]

Yleisin tapa filmin mittaaman annoksen määrittämiseksi on sen skannaaminen tasoskannerilla ja optisen tiheyden mittaaminen skannatuista kuvista. Kun filmi skannataan, sen tummumisen voimakkuutta voidaan kuvata digitaalisesti pikseliarvojen avulla. Filmi kalibroidaan määrittämällä pikseliarvon muutosta vastaava optisen tiheyden muutos, jolloin pikseliarvon muutos on verrannollinen filmin mittaamaan säteilyannokseen. [32]

Radiokrominen filmi on perinteistä röntgenfilmiä helppokäyttöisempi, sillä se ei ole yhtä herkkä näkyvälle valolle, joten sen käyttö ei vaadi pimiötä tai filmikasettia. Radiokrominen filmi kehittyy automaattisesti, joten kehitettä tai kiinnitettä ei tarvita. Radiokromisen filmin mittaama annos ei myöskään riipu annosnopeudesta, fotonien energiasta tai ympäristön olosuhteista yhtä paljon kuin röntgenfilmin mittaama annos, ja sillä voidaan mitata korkeampia annoksia kuin röntgenfilmillä. Suurilla annoksilla radiokromisen filmin vaste ei tosin ole enää lineaarinen, mikä on otettava huomioon dataa analysoidessa. [20]

Radiokrominen filmi ei ole rakenteeltaan rakeinen, joten sen erotuskyky on erinomainen, ja sitä voidaan käyttää dosimetriassa korkeiden annosgradienttien alueilla [20]. Hyvä mittaustarkkuus vaatii kuitenkin johdonmukaisen filmin käsittely- ja skannausprotokollan sekä riittävän tiedon filmin energiavasteesta [32]. Lisäksi on huomioitava, että filmin vasteen herkkyys riippuu vahvasti filmien analysointiin käytetystä lukujärjestelmästä [33].

Kun kupera pinta on kosketuksissa tasaisen pinnan kanssa, valon heijastuminen pintojen välillä saa aikaan rengasmaisen interferenssikuvion, jonka renkaita kutsutaan Newtonin renkaiksi [10]. Tämä ilmiö voi aiheuttaa ongelmia radiokromista fil-



Kuva 8. Tutkielmassa käytetty solu- ja pieneläinsäteilytin X-Rad225XL.

miä luettaessa, mutta Newtonien renkaiden muodostumista voidaan välttää esimerkiksi erilaisten pinnoitteiden avulla [34].

## 3 Tutkimuslaitteisto ja tutkimuskohteet

### 3.1 Solu- ja pieneläinsäteilytin

Tutkimuksissa käytettiin Turun yliopiston koe-eläinkeskuksen tiloissa olevaa solu- ja pieneläinsäteilytintä X-Rad225XL (Precision X-Ray Inc., Madison, Connecticut, Yhdysvallat) (kuva 8). Säteilyttimessä on metalli-keramiinen röntgenputki, jolla voidaan tuottaa röntgensäteilyä maksimissaan 225 kV:n putkijännitteellä, 17,7 mA:n putkivirralla ja 3000 W:n teholla. Säteilyttimessä on sisäänrakennettu 0,8 mm:n berylliumsuodatin, jonka lisäksi laitteeseen voidaan asettaa yksi kolmesta saatavilla olevasta ulkoisesta suodattimesta: 0,5 mm:n ja 2,0 mm:n alumiini (Al) -suodattimet ja 0,3 mm:n kupari (Cu) -suodatin. [35]

Säteilytystason etäisyyttä röntgenputkesta (engl. source-to-surface distance, SSD)

voidaan säätää 15 cm:stä 90 cm:iin. Valmistajan mukaan tason SSD:n ollessa 50 cm säteilykenttä tason pinnalla on halkaisijaltaan 28 cm ja sen tasaisuus koko säteen alueella on 90 %. Turun yliopiston koe-eläinkeskuksen säteilytystaso on korvattu pyörivällä tasolla, joka pyörii nopeudella 4 RPM. Tason pyöritysmekanismi rajoittaa sitä korkeutta, johon taso voidaan säätää niin, että suurin mahdollinen säteilytystason SSD on 72 cm. Koe-eläinkeskuksen säteilyttimeen on asennettu lisävarusteena myös kollimaattori, jolla säteilykentän kokoa voidaan rajata kahdessa suunnassa. 50 cm:n SSD:ssä pienin mahdollinen kollimaattorilla rajattu kenttäkoko on  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  ja suurin mahdollinen kenttäkoko  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . Säteilykentän koko nähdään kollimaattorin valokentän avulla. [35]

Lisäksi säteilyttimen mukana on tullut sektoroitu muovinen säteilytysastia, joka on tarkoitettu hiiren koko kehon säteilytystä varten, ja jossa voidaan säteilyttää kerralla 11 hiirtä. Astia on halkaisijaltaan noin 21 cm ja sen kannen paksuus on noin 0,6 cm.

Koe-eläinkeskuksen säteilyttimeen on tehty yhdeksän kalibroituja yhteiskäyttöistä ohjelmaa, joiden asetukset on esitetty taulukossa I. Kalibrointi on tehty kaikilla asetuksilla kaikille kolmelle suodattimelle. Ohjelmat ovat niin sanottuja *variable dose* -ohjelmia, eli käyttäjä voi asettaa ohjelmaan haluamansa säteilytettävän annoksen suuruuden. Suhteellinen annos mitataan säteilyttimen sisäisellä PTW 7862 -tasoveiyonisaatiokammion (PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Saksa), joka on sijoitettu säteilykeilaan siten, että sillä voidaan mitata annosnopeutta ja kertynyttä annosta suodatetuissa ja suodattamattomissa säteilykeiloissa. Säteilytin lakkaa tuottamasta säteilyä automaattisesti, kun haluttu annos on saavutettu mitatun annoksen ja ohjelman kalibroitimen perusteella. [35]

Taulukko I. Turun yliopiston koe-eläinkeskuksen säteilyttimeen tehtyjen kalibroitu-  
jen yhteiskäyttöisten ohjelmien asetukset. Kalibrointi on suoritettu kaikilla asetuk-  
silla jokaiselle suodattimelle.

putkijännite (kV)	putkivirta (mA)	SSD (cm)
225,0	17,70	40
225,0	17,70	60
225,0	6,0	70

### 3.2 Tutkimuskohteet

Säteilyttimen tuottaman säteilyn puoliintumispaksuus määritettiin yhteensä neljäl-  
le eri säteilylaadulle; Puoliintumispaksuus määritettiin käyttäen maksimiputkijän-  
nitettä ja -virtaa kullakin suodattimella sekä ilman suodatinta. Säteilyn puoliin-  
tumispaksuutta voidaan käyttää säteilyn laadun karakterisointiin, ja sitä tarvittiin  
ionisaatiokammion mittaaman absoluuttisen annoksen määrittämiseen [13].

Absoluuttinen annos mitattiin ionisaatiokammiolla ilmassa 0,5 mm:n alumiini-  
suodattimella ja vedessä kaikilla suodattimilla. Identtiset mittaukset vedessä suo-  
ritettiin RPL-dosimetreillä, ja tulosten perusteella määritettiin RPL-dosimetreille  
kalibrointikertoimet. Ionisaatiokammiolla mitattiin vedessä myös syväannoskäyrät,  
joita laitteen käyttäjät voivat käyttää apuna säteilytutkimuksen suunnittelussa, kun  
alue, johon säteily halutaan kohdistaa, ei ole tutkimuskohteen pinnalla. Lisäksi sä-  
teilykentän profiilia tutkittiin eri kenttäko'illa käyttäen radiokromista filmiä.

RPL-dosimetriä kalibroinnin jälkeen niitä voitiin käyttää säteilyttimen ohjel-  
mien kalibroinnin testaamiseen. Säteilyttimen kalibroinnin tarkkuutta ja sen riip-  
puvuutta suodattimesta, kenttäkoosta ja SSD:stä tutkittiin vertaamalla ohjelmaan  
asetetun annoksen suuruutta RPL-dosimetreillä mitattuun annokseen. Hiiren saa-  
maa absoluuttista annosta ja sen suhdetta ohjelmaan asetettuun annokseen tutkit-  
tiin hiirifantomien avulla. Myös hiirten säteilytystä varten tarkoitetun sektoroidun  
säteilytysastian vaikutusta hiiren saamaan säteilyannokseen tutkittiin fantomilla.

### 3.3 Säteilyn ilmaisimet

Puoliintumispaksuuden ja absoluuttisten annosten määrittämiseksi käytetty ionisaatiokammio oli mallia 30013 Farmer (PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Saksa). Farmer-ionisaatiokammio on sylinterimäinen. Sen ulompi elektrodi on valmistettu grafiitista ja sisempi alumiinista. Kammion seinät ovat akryyliset, ja kammio on vedenkestävä. Ionisaatiokammion keräämä varaus mitattiin mallin UNIDOS E elektrometrillä (PTW Freiburg GmbH, Freiburg, Saksa). Säteilyturvakeskus (STUK) on määrittänyt mittauksissa käytetylle ionisaatiokammioille ilmakerman kalibrointikerroimeksi  $N_K = 48,48 \frac{\text{mGy}}{\text{nC}}$ . [36]

Kentän tasaisuuden tutkimiseen käytettiin Gafchromic EBT3 -mallin radiokromista filmiä (Ashland Inc., Wilmington, Delaware, Yhdysvallat, Delaware), jolla voidaan mitata 0,2–10 Gy -suuruisia annoksia energia-alueella 100 keV:sta useisiin megaelektronivoltteihin [37]. Käytetyt filmit olivat kooltaan  $8'' \times 10''$ , ja niitä leikattiin tarpeen mukaan pienemmiksi.

EBT3-filmien säteilyherkkä kerros on  $27 \mu\text{m}$ :n paksuinen, ja se on kahden läpinäkyvän,  $120 \mu\text{m}$ :n paksuisen polyesterisubstraatin välissä. Filmin symmetrisen rakenteen ansiosta sillä, kumpaa filmin puolta säteilytetään, tai sillä, miten päin filmi asetetaan skanneriin, ei ole väliä. Filmin säteilyherkkä kerros sisältää filmin aktiivisen komponentin, merkkiväriaineen, stabilointiaineita sekä muita lisäaineita. Substraatit on päällystetty mikroskooppisia piidioksidishiukkasia sisältävällä pinnoitteella. Pinnoitteen hiukkasten ansiosta filmin ja tasoskannerin pintojen välillä on aina aukko, joka on lähes kymmenen kertaa suurempi kuin näkyvän valon aallonpituus ja estää siten Newtonin renkaiden muodostumisen skannattuihin kuviin. [34].

EBT3-filmit skannattiin Expression 12000XL -grafiikkaskannerilla (Epson, Suwa, Japani). Skannatut kuvat analysoitiin FilmQA Pro v5.0 -ohjelmistolla (Ashland Inc., Wilmington, Delaware, Yhdysvallat, Delaware), jolla luettiin filmin optiseen tiheyteen perustuva suhteellinen vaste.

Kentän tasaisuuden tutkimiseen käytettiin myös Gafchromic RTQA2 -mallin radiokromista filmiä (Ashland Inc., Wilmington, Delaware, Yhdysvallat, Delaware), jolla voidaan mitata 0,2–10 Gy -suuruisia annoksia energia-alueella 100 keV:sta useisiin megaelektronivoltteihin [38]. Käytetyt filmit olivat kooltaan  $10'' \times 10''$ , ja niitä leikattiin tarpeen mukaan pienemmiksi. RTQA2-filmien säteilyherkkä kerros on  $17 \mu\text{m}$ :n paksuinen. Sen alapuolella on  $97 \mu\text{m}$ :n paksuinen valkoinen polyesterisubstraatti, ja yläpuolella  $20 \mu\text{m}$ :n paksuinen liimakerros sekä  $97 \mu\text{m}$ :n paksuinen keltainen polyesterisubstraatti. [39]

Säteilyttimen kalibroituja ohjelmia testattiin käyttäen mallin Dose Ace GD-352M RPL-dosimetreja (Chiyoda Technol Corporation, Tokio, Japani). GD-352M-dosimetreilla voidaan havaita fotoneja, joiden energia on 15 keV–20 MeV, ja mitata annoksia, jotka ovat suuruudeltaan  $10 \mu\text{Gy}$ –10 Gy. GD-352M-dosimetrit ovat lasisauvoja, joiden halkaisija on 1,5 mm ja pituus 12 mm. Niiden suojakotelot ovat halkaisijaltaan 4,3 mm ja pituudeltaan 14,5 mm, ja ne sisältävät ohuen tinakerroksen, joka suodattaa pois matalaenergisien röntgensäteilyn. GD-352M-dosimetrien mittaama säteilyannos luettiin Dose Ace Reader (FGD-1000SE) -lukijalaitteella (Chiyoda Technol Corporation, Tokio, Japani). Dosimetrit puhdistettiin ja tyhjennettiin  $390^\circ\text{C}$ :n lämpötilassa ennen mittauksia, ja ne esilämmitettiin  $70^\circ\text{C}$ :n lämpötilassa ennen niiden lukemista. [40]

### 3.4 Fantomi

Mittauksia varten valmistettiin ultrasuurimolekyylisestä polyeteenistä (UHMWPE, engl. ultra-high molecular weight polyethylene) yksinkertainen hiirifantomi (kuva 9). Fantomin pituus on noin 70 mm, korkeus noin 20 mm ja leveys noin 22 mm, ja sitä on kavennettu toisesta päästä. Mitat mukailevat keskimääräisen C57BL/6J-laboratoriohiiren mittoja [4]. Fantomin keskelle, 10 mm:n korkeudelle porattiin noin 1 mm:n etäisyydelle toisistaan kolme noin 5 mm:n levyistä ja 18 mm:n syvyistä



Kuva 9. Mittauksissa käytetty hiirifantomi. Fantomin pituus on noin 70 mm, korkeus noin 20 mm ja leveys noin 22 mm. Fantomiin on porattu kolme noin 5 mm:ä leveää ja 18 mm:ä syvää reikää RPL-dosimetreja varten.

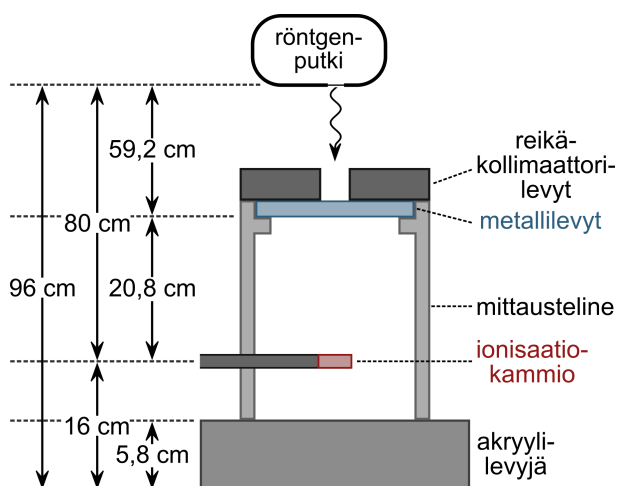
reikää RPL-dosimetreja varten. UHMWPE-muovin tiheys on  $0,93 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ , ja sen on todettu jäljittelevän etenkin lihas- ja rasvakudosta hyvin diagnostiikassa käytetyillä röntgenenergioilla (15–150 keV) [41].

## 4 Tutkimuksen suoritus

### 4.1 Puoliintumispaksuuden mittaaminen

Kaikki säteilyttimeen tehdyt yhteiskäyttöiset ohjelmat käyttävät putkijännitettä 225 kV. Osa ohjelmista käyttää putkivirtaa 17,7 mA ja osa putkivirtaa 6 mA, mutta putkivirta ei merkittävästi vaikuta röntgensäteilyn energiaan eikä siis myöskään sen läpikulkevuuteen, vaan ainoastaan sen intensiteettiin ja siten annosnopeuteen [15]. Siksi osioissa 4.1, 4.2 ja 4.3 käytettiin asetuksia 225 kV ja 17,7 mA.

Puoliintumispaksuuden selvittämiseksi käytettyä mittaustilastusta on havainnollistettu kuvassa 10. Käytössä oli puoliintumispaksuuden mittaamista varten tarkoitettu mittausteline, joka säädettiin korkeuteen 30 cm. Säteilytystaso irrotettiin, ja mittausteline asetettiin säteilytyskammion pohjalle akryylilevyistä tehdyn alustan



Kuva 10. Puoliintumispaksuusmittauksissa käytetty mittaussjärjestely.

päälle. Akryylilevyjien tarkoitus oli vähentää säteilytyskammion metallisesta pohjasta sironneiden fotonien vaikutusta, ja niiden paksuus oli yhteensä 5,8 cm. Mittaustelineen pohjan paksuus oli 1 cm, jolloin sen päälle asetettavien metallilevyjen etäisyys säteilylähteestä oli 59,2 cm.

Metallilevyjen päälle asetettiin lyijyisiä reikäkollimaattori-levyjä rajaamaan säteilykeila haluttuun kokoon. Paksumman lyijylevyn paksuus oli 2 cm ja sen keskellä oli halkaisijaltaan 6,2 cm:n kokoinen reikä. Sen päälle asetettiin 1 cm:n paksuinen lyijylevy, jossa olevan reiän halkaisija oli 2 cm. Lisäksi säteilykenttä rajattiin kollimaattorilla kokoon  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ , jolloin kaikki säteily 2 cm:n aukon ulkopuolella osui lyijylevyihin.

Ionisaatiokammio asetettiin statiivin ja kouran avulla mittaustelineen sisään niin, että sen etäisyys säteilylähteestä oli 80 cm ja 20,8 cm metallilevyistä. Ionisaatiokammio asetettiin säteilyttimen valokentän perusteella keskelle säteilykenttää, ja mittaustelinettä siirrettiin niin, että kollimaattori-levyjien rajaama säteilykeila osui keskelle ionisaatiokammion aktiivista osuutta.

Kaikki puoliintumispaksuusmittaukset tehtiin 30 sekunnin säteilytysajalla. Ensimmäistä mittapistettä varten mittaustelineeseen ei asetettu metallilevyjä nollakoh-

dan mittaamiseksi. Ionisaatiokammiota säteilytettiin 30 sekunnin ajan, jonka jälkeen luettiin elektrometrin lukema. Sama mittapiste mitattiin yhteensä neljä kertaa ennen kuin mittaustelineeseen lisättiin yksi tai useampi alumiinilevy. Jälleen suoritettiin neljä 30 sekunnin mittaista säteilytystä. Mittausta jatkettiin lisäten telineeseen alumiinilevyjä ja suorittamalla neljä säteilytystä kunnes elektrometrin lukema oli alle puolet nollakohdasta.

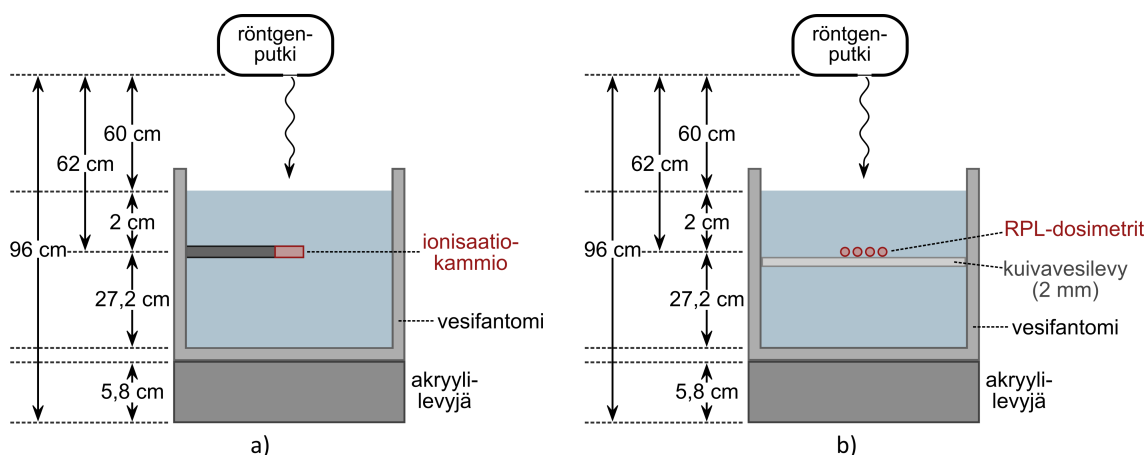
Mittaus toistettiin samanlaisena kunkin suodattimen kanssa. Samat mittaukset suoritettiin myös käyttäen vaimentavana materiaalina alumiinilevyjen sijasta kuparilevyjä.

## 4.2 RPL-dosimetrien kalibrointi

RPL-dosimetrien kalibroimiseksi absoluuttinen absorboitunut annos vedessä mitattiin käyttäen kuvassa 11a havainnollistettua mittaussjärjestelyä. Käytössä oli kooltaan  $32 \times 32 \times 32 \text{ cm}^3$  oleva vesifantomi, joka asetettiin säteilyttimen säteilytyskammion pohjalle akryylilevyistä tehdyn, 5,8 cm:n paksuisen alustan päälle. Vesifantomi täytettiin hanavedellä siten, että vedenpinnan etäisyys säteilylähteestä oli 60 cm. Veden lämpötilaa tarkkailtiin fantomin sisällä olevan lämpömittarin avulla. Huoneen ilmanpainetta tarkkailtiin digitaalisella ilmanpainemittarilla.

Vesifantomissa on kiskot, joita voidaan liikuttaa korkeus- ja vaakasuunnissa. Kiskoihin kiinnitettiin ionisaatiokammiota varten tehty teline, johon ionisaatiokammio asetettiin. Kiskoja liikutettiin niin, että ionisaatiokammio oli 2 cm:n syvyydessä AAPM:n TG-61 -protokollan [13] mukaisesti. Protokollan mukainen kenttäkoko on  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  100 cm:n SSD:ssä määriteltynä. Säteilykenttä rajattiin kollimaattorin avulla niin, että se oli vedenpinnan tasolla eli 60 cm:n SSD:ssä  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ .

Säteilytysaika oli joka kerta 30 sekuntia, ja sama mittaus toistettiin aina neljä kertaa. Ensimmäinen mittaus tehtiin ilmassa 0,5 mm:n alumiinisuolettimella. Säteilyttimen kammion ilmanpaine ja lämpötila luettiin ennen mittausta. Loppu-



Kuva 11. a) Absoluuttiannosmittauksissa ja b) RPL-dosimetricien kalibroitimittauksissa käytetyt mittausjärjestelyt.

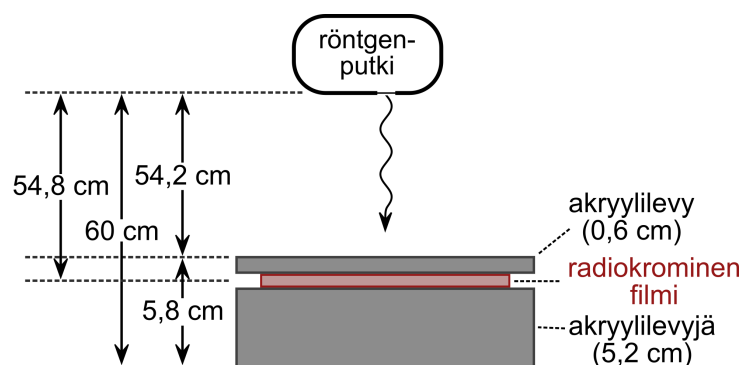
ja mittauksia varten vesifantomi täytettiin vedellä, ja mittaus suoritettiin kullakin suodattimella. Veden lämpötila ja ilmanpaine luettiin kunkin mittauksen jälkeen.

Tämän jälkeen ionisaatiokammio ja sen kiinnitysteline poistettiin vesifantomista, ja fantomin kiskojen päälle asetettiin 2 mm:n paksuinen kuivavesilevy, jonka syvyys säädettiin niin, että sen päälle asetettujen RPL-dosimetricien keskikohta oli 2 cm:n syvyydessä (kuva 11b). Näin RPL-dosimetricien keskikohta tuli samalle syvyydelle kuin ionisaatiokammion aktiivisen osuuden keskikohta.

Kuivavesilevyn keskelle teipattiin kiinni neljä RPL-dosimetria vierekkäin muutaman millimetrin päähän toisistaan. Vesifantomia siirrettiin niin, että dosimetrit olivat mahdollisimman keskellä säteilyttimen valokenttää. Mittaukset suoritettiin käyttäen samoja asetuksia, kenttäkokoja ja säteilytysaika kuin absoluuttiannosmittaukset. Koska yhdellä säteilytyksellä säteilytettiin neljä eri dosimetria, säteilytys tehtiin ainoastaan kerran kullakin suodattimella.

### 4.3 Syväannoskäyrien mittaaminen

Syväannoskäyrät mitattiin käyttäen samaa mittausjärjestelyä kuin kuvassa 11a, mutta ionisaatiokammion syvyyttä vedessä muutettiin. Säteilykentän koko oli vedenpin-



Kuva 12. Kentän tasaisuuden tutkimiseksi käytetty mittausjärjestely.

nan tasolla eli 60 cm:n SSD:ssä  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ . Ionisaatiokammio säädettiin haluttuun syvyyteen, minkä jälkeen suoritettiin kaksi 10 sekunnin mittaista säteilytystä. Mittaus suoritettiin kaikilla suodattimilla, minkä jälkeen ionisaatiokammion syvyyttä muutettiin, ja mittaukset toistettiin. Syväannos mitattiin yhteensä seitsemässä eri syvyydessä: 0,5 cm; 1,0 cm; 2,0 cm; 3,0 cm; 5,0 cm ja 10,0 cm.

#### 4.4 Säteilykentän profilin mittaaminen

Kentän tasaisuuden tutkimiseksi käytettyä mittausjärjestelyä on havainnollistettu kuvassa 12. Säteilytystaso asetettiin 60 cm:n päähän säteilylähteestä, ja sen päälle asetettiin akryylilevyjä, joiden paksuus yhteensä oli 5,2 cm. EBT3-filmi leikattiin sopivaan kokoon ja asetettiin akryylilevyjen päälle. Filmi asetettiin säteilyttimen valokentän avulla mahdollisimman keskelle säteilykenttää. Valokentän kulmat merkittiin filmiin, jotta myöhemmin voitiin verrata valokentän ja säteilykentän vastaavuutta. Säteilyn tasoittamiseksi filmin päälle asetettiin vielä yksi 6 mm:n paksuinen akryylilevy.

Mittaukset tehtiin käyttäen säteilyttimeen valmiiksi tehtyä ohjelmaa (225 kV; 17,7 mA; SSD 60 cm), johon asetettiin 2 Gy:n annos. Mittaus tehtiin 0,5 mm:n alumiinisuolettimella kolmella eri kenttäkoolla:  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ja  $14 \times 14 \text{ cm}^2$ . Neljäs mittaus tehtiin kenttäkoolla  $14 \times 14 \text{ cm}^2$  pyörivällä säteilytystasolla.

Säteilytyksen jälkeen filmi laitettiin takaisin sen pakkaukseen sen suojaamsieksi valolta. Filmiä säilytettiin jääkaapissa noin 24 tuntia ennen skannausta, jotta filmi ehti tummua. Skannaus suoritettiin läpivalaisutilassa käyttämällä 48-bittistä RGB-värimallin asetusta ja 150 dpi:n resoluutiota. Filmien suhteellinen vaste luettiin FilmQA Pro -ohjelmistolla kolmelta  $x$ -akselin suuntaiselta ja kolmelta  $y$ -akselin suuntaiselta linjalta; Yksi profiili luettiin keskeltä filmiä ja kaksi läheltä kumpaa-kin reunaa.  $x$ -akseli määritettiin säteilyttimen edestäpäin katsottuna vaakasuoraksi akseliksi, ja  $y$ -akseli pystysuoraksi akseliksi.

Kentän tasaisuutta muilla suodattimilla tutkittiin silmämääräisesti RTQA2-filmillä. Mittaukset suoritettiin samalla mittausjärjestelyllä ja samoilla asetuksilla kuin EBT3-filmillä tehdyt mittaukset, mutta käyttämällä ainoastaan kenttäkokoa  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

## 4.5 Ohjelmien testaus

Säteilyttimeen tehtyjen yhteiskäyttöisten ohjelmien kalibrointia testattiin eri suodattimilla, kenttäko'oilla ja SSD:n arvoilla. Säteilytetty annos mitattiin RPL-dosimetreilla. Yhtä säteilytystä kohden käytettiin neljää dosimetria, jotka asetettiin vierekkäin, noin 5 mm:n päähän toisistaan, säteilytystasolle keskelle säteilykenttää.

Ensimmäiset kolme säteilytystä tehtiin 60 cm:n SSD:n ohjelmilla. Kenttäkooksi säädettiin  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , ja ohjelmaan asetettiin 2 Gy:n annos. Säteilytys tehtiin kolme kertaa: kerran kullakin suodattimella. Toiset kolme säteilytystä tehtiin 60 cm:n SSD:n ohjelmalla käyttäen 0,3 mm:n kuparisuodatinta. Ohjelmaan asetettiin 2 Gy:n annos, ja säteilytys toistettiin kolmella eri kenttäkoolla:  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{ cm}^2$  ja  $14 \times 14 \text{ cm}^2$ . Viimeiset kolme säteilytystä tehtiin 0,3 mm:n kuparisuodattimella kaikilla kolmella eri SSD:llä. 40 cm:n ja 60 cm:n ohjelmat käyttävät putkivirtaa 17,7 mA, ja 70 cm:n ohjelma putkivirtaa 6 mA. Kaikki ohjelmat käyttävät putkijännitettä 225 kV.

Jokaista yhdeksästä yhteiskäyttöisestä ohjelmasta testattiin myös hiirifantomia

käyttäen. Fantomiin laitettiin kolme RPL-dosimetria ja se asetettiin keskelle säteilykenttää kollimaattorin valokentän avulla. Kentän kooksi säädettiin  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ja ohjelmaan syötettiin 2 Gy:n annos. Ohjelmaan asetettiin 1 cm:n offset, jolloin fantomissa 1 cm:n korkeudella olevien RPL-dosimetricien SSD vastasi ohjelmassa määritettyä arvoa. 60 cm:n SSD:ssä tehtiin lisäksi kolme säteilytystä hiirifantomien ollessa sektoroidun säteilytysastian sisällä.

## 5 Tulokset ja johtopäätökset

### 5.1 Puoliintumispaksuus

Puoliintumispaksuus kullakin suodattimella sekä ilman suodatinta määritettiin oletamalla säteilyn koostuvan pääasiallisesti kahdesta energiasta ja sovittamalla mittausdataan funktio

$$I(x) = I_{01}e^{-\mu_1 x} + I_{02}e^{-\mu_2 x}, \quad (11)$$

missä  $I(x)$  on ionisaatiokammion keräämä varaus, kun vaimentavan materiaalin paksuus on  $x$ , ja  $I_{01}$ ,  $\mu_1$ ,  $I_{02}$  ja  $\mu_2$  ovat sovitusparametrit. Sovitus suoritettiin Pythonin SciPy-kirjaston `curve_fit`-funktioilla, joka käyttää epälineaarista pienimmän neliösumman menetelmää. Puoliintumispaksuus määritettiin sinä paksuutena  $x_{HVL}$ , jolla

$$I(x_{HVL}) = \frac{I_{01} + I_{02}}{2}. \quad (12)$$

Tulokset on esitetty taulukossa II. Puoliintumispaksuuden virhettä arvioitiin Monte Carlo -simulaatiolla, jossa mittausdataa satunnaistettiin ionisaatiokammion keräämän varauksen ja metallilevyjen paksuuksien epävarmuuksien mukaisesti, minkä jälkeen funktio (11) sovittiin jokaiseen satunnaistettuun datasettiin ja puoliintumispaksuus määritettiin sovituksen perusteella [42]. Puoliintumispaksuuden epävarmuutena käytettiin simuloitujen arvojen keskihajontaa. Kaikkien osiossa 5 esitettyjen tulosten epävarmuudet on ilmoitettu 95 %:n luottamustasolla, joka saadaan kertomalla standardiepävarmuus kattavuuskertoimella  $k = 2$  [43].

Taulukko II. Kullakin suodattimella sekä ilman suodatinta putkijännitteellä 225 kV ja putkivirralla 17,7 mA määritetty puoliintumispaksuus.

Suodatin	HVL (mm Cu)	HVL (mm Al)
-	$0,28 \pm 0,02$	$5,4 \pm 0,1$
0,5 mm Al	$0,34 \pm 0,02$	$6,6 \pm 0,2$
2,0 mm Al	$0,50 \pm 0,02$	$8,1 \pm 0,2$
0,3 mm Cu	$0,87 \pm 0,02$	$11,4 \pm 0,2$

AAPM:n TG-61-protokollan mukaan säteilykentän haluttuun kokoon rajaavan diafragman on oltava tarpeeksi paksu vaimentamaan primäärisäteily 0,1 prosenttiin alkuperäisestä intensiteetistä [13]. Mittauksissa käytetyt lyijyiset reikäkollimaattorilevyt vaimensivat säteilyn noin 2,5 prosenttiin, kun käytössä oli 0,3 mm:n paksuinen kuparisuodatin. Reikäkollimaattorin läpi tunkeutuva säteily aiheuttaa mitattuun signaaliin pienen lisäkomponentin, minkä seurauksena määritetty puoliintumispaksuus voi olla hieman todellista suurempi. Koska kuparisuodatuksella tuotettu röntgensäteily on läpätunkevampaa kuin alumiinisuodatuksella tai ilman suodatusta tuotettu säteily, reikäkollimaattorien vaimentava vaikutus muilla tässä tutkielmassa käytetyillä säteilylaaduilla oli todennäköisesti suurempi kuin kuparisuodatuksella. Lisäksi ionisaatiokammion aktiivinen tilavuus oli kokonaan reikäkollimaattorin rajaaman säteilykentän sisällä, joten lyijyn läpäisseen säteilyn vaikutuksen mitattuun signaaliin voidaan olettaa olevan vähäinen.

Pienen lisäkomponentin mitattuun signaaliin voi aiheuttaa myös säteilytyskammion seinistä ja muista osista sironnut säteily, sillä mittausjärjestelyn ympärillä ei käytetty sironnutta säteilyä vaimentavia suojarakenteita. Takaisin sironneen vaikutusta arvioitiin kokeellisesti lisäämällä säteilylähteen ja mittaustelineen ympärille pienen järjestysluvun omaavaa materiaalia suojarakenteeksi. Mittauksissa ei havaittu muutosta ionisaatiokammion signaalissa verrattuna mittaustuloksiin ilman lisäsuojausta, minkä perusteella suojarakenteita ei käytetty lopullisissa mittauksissa.

Voidaan kuitenkin olettaa, että myös eri rakenteista takaisin sironneen säteilyn vaikutus oli vähäinen, ja että suurin osa ionisaatiokammion havaitsemasta signaalista oli siten peräisin primäärikelasta.

AAPM:n TG-61-protokollan [13] mukaan säteilylähteen etäisyyden vaimentavasta materiaalista tulisi olla vähintään 50 cm ja vastaavasti ionisaatiokammion tulisi olla vähintään 50 cm:n etäisyydellä vaimentavasta materiaalista. 50 cm:n etäisyys saavutettiin säteilylähteen ja vaimentavan materiaalin välillä, mutta ionisaatiokammion etäisyys vaimentavasta materiaalista oli vain noin 21 cm, eli selvästi TG-61-protokollan mukaista etäisyyttä pienempi. Tämä on kuitenkin yleinen ongelma pienikokoisten säteilyttimien puoliintumispaksuuksia määritettäessä, sillä säteilyttimen geometria rajoittaa mittausgeometriaa [44].

0,3 mm:n kuparisuodatuksella määritetyt puoliintumispaksuuden arvoja ( $0,87 \pm 0,01$ ) mm Cu ja ( $11,4 \pm 0,2$ ) mm Al voidaan verrata saman valmistajan mallin X-Rad 225Cx solu- ja pieneläinsäteilyttimelle samalla putkijännitteellä ja suodatuksella määritettyihin puoliintumispaksuuden arvoihin (0,856 mm Cu ja 10,88 mm Al) [4]. Eräs toinen tutkimus määrittä X-Rad 225Cx -säteilyttimellä samalle säteilyn laadulle puoliintumispaksuudeksi 0,91 mm Cu [45]. Tässä tutkielmassa määritetyt puoliintumispaksuudet ovat siis hyvin linjassa muissa tutkimuksissa määritettyjen arvojen kanssa, mikä myös osaltaan viittaa siihen, että mittausgeometrian ongelma-kohtat eivät merkittävästi vaikuttaneet puoliintumispaksuusmittausten tuloksiin.

## 5.2 Absoluuttinen annos ja RPL-dosimetrien kalibrointikerroin

Ionisaatiokammiolla vedessä 2 cm:n syvyydessä mitattu absorboitunut annos määritettiin kaavalla

$$D_{w,z=2 \text{ cm}} = MP_{\text{PT}}P_{Q,\text{cham}}N_K \left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{water}}, \quad (13)$$

Taulukko III. Ionisaatiokammion vedessä 2 cm:n syvyydessä mitattu absorboitunut annos  $D_{w,z=2 \text{ cm}}$  kullakin suodattimella ja sen perusteella määritetty RPL-dosimetrien kalibrointikerroin  $k_{\text{RPL}}$ .

Suodatin	$D_{w,z=2 \text{ cm}}$ (mGy)	$k_{\text{RPL}}$
0,5 mm Al	$728,9 \pm 0,1$	$1,48 \pm 0,09$
2 mm Al	$627,3 \pm 0,1$	$1,48 \pm 0,07$
0,3 mm Cu	$491,9 \pm 0,1$	$1,48 \pm 0,02$

missä  $M$  on elektrometrin lukema (nC),  $P_{\text{PT}}$  ilmanpaineen ja lämpötilan korjauskerroin,  $P_{Q,\text{cham}}$  ionisaatiokammion korjauskerroin,  $N_K$  ilmakerman kalibrointikerroin ( $\frac{\text{mGy}}{\text{nC}}$ ) ja  $\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{water}}$  veden ja ilman keskimääräisten energia-absorption massakertoimien suhde vedessä.  $P_{\text{PT}}$  laskettiin kaavalla

$$P_{\text{PT}} = \frac{P_{\text{ref}} T}{P T_{\text{ref}}}, \quad (14)$$

missä  $P$  ja  $T$  ovat mitatut ilmanpaine (kPa) ja lämpötila (K),  $P_{\text{ref}} = 101,33 \text{ kPa}$  ja  $T_{\text{ref}} = 295,2 \text{ K}$ . Osiossa 5.1 määritettyjä puoliintumispaksuuksia vastaavat arvot kertoimille  $\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{water}}$  ja  $P_{Q,\text{cham}}$  interpoloitiin AAPM:n TG-61-protokollan taulukoista VII ja VIII.  $\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{water}}$  määritettiin sekä kuparilla että alumiinilla mitatuista puoliintumispaksuuksista, ja laskuissa käytettiin näiden keskiarvoa. Säteilyturvakeskus (STUK) on määrittänyt mittauksissa käytetylle ionisaatiokammion ja sen kanssa käytettävälle elektrometrille  $N_K = 48,48 \frac{\text{mGy}}{\text{nC}}$ . [13]

Absorboitunut annos vedessä 2 cm:n syvyydessä on esitetty kullekin suodattimelle taulukossa III. Annosten virhettä arvioitiin virheen kasautumislailalla tulolle käyttäen ionisaatiokammion mittaustulosten keskihajontaa [43].

Ionisaatiokammion mitattu vesifantomien pinnalla absorboitunut annos määritettiin kaavalla

$$D_{w,z=0} = MN_K B_w P_{\text{PT}} \left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{air}}, \quad (15)$$

missä  $B_w$  on takaisinsironnan korjauskerroin ja  $\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{air}}^w \right]_{\text{air}}$  on veden ja ilman kes-

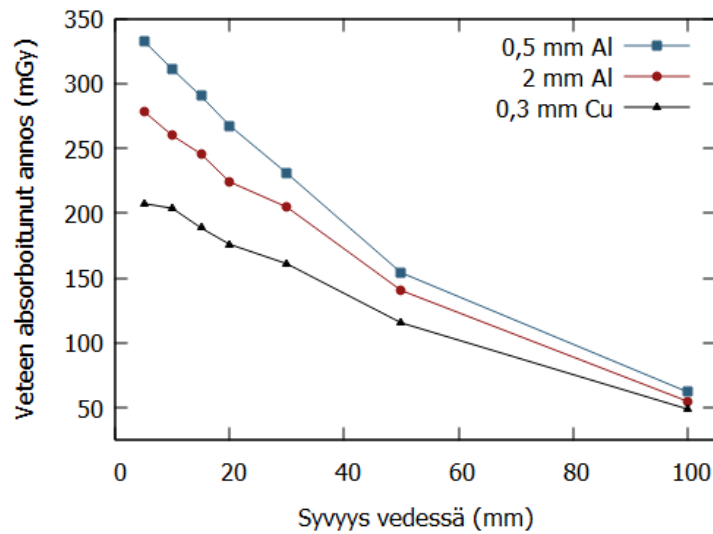
kimääräisten energianluovutuksen massakertoimien suhde ilmassa. Kertoimien arvot interpoloitiin AAPM:n TG-61-protokollan taulukoista V ja IV. Mittaus tehtiin käyttäen 0,5 mm:n alumiinisuoatinta, ja annokseksi määritettiin  $D_{w,z=0} = (878,3 \pm 0,1)$  mGy. Veden pinnalla arvioitu annos on noin 20 prosenttia suurempi kuin samalla suodattimella 2 cm:n syvyydessä määritetty annos, mikä selittyy pääasiassa säteilyn vaimenemisella vedessä syvyyden kasvaessa ja on havaittavissa myös osiossa 5.3 esitetyissä syväannoskäyrissä. [13]

Tutkielmassa käytetty ilmakerman kalibrointikerroin on määritetty noin 10 vuotta sitten. Suositusten mukaan kalibrointi tulisi suorittaa vähintään 2–3 vuoden välein, sillä ionisaatiokammioden vaste etenkin pienillä ja keskisuurilla röntgenenergialueilla on altis muutoksille [46]. Ionisaatiokammioden ja niiden kanssa käytettävien elektrometrioiden on kuitenkin todettu olevan pitkälläkin aikavälillä stabiileja, sillä kalibrointikertoimien muutosten on havaittu olevan vain muutamia prosentin kymmenesosia vuodessa [47]. Valmistajan mukaan tässä tutkielmassa käytetyn ionisaatiokammion vasteen pitkäaikainen muutos on alle  $\pm 0,5\%$  vuodessa [36]. Voidaan siis olettaa, että vaikka kalibrointikertoimen vanhuus todennäköisesti lisää mittaustulosten epätarkkuutta, vaikutus ei ole merkittävä.

RPL-dosimetrioiden kalibrointikerroin  $k$  määritettiin kullekin suodattimelle jakamalla ionisaatiokammion mitattu absoluuttinen annos  $D_{\text{cham}}$  RPL-dosimetreilla mitatulla annoksella  $D_{\text{RPL,raw}}$ , jolloin RPL-dosimetrioiden korjattu annos voitiin jatkoa laskea:

$$D_{\text{RPL}} = k_{\text{RPL}} D_{\text{RPL,raw}}. \quad (16)$$

Kalibrointikertoimet on esitetty taulukossa III. Korjauskertoimien virhettä arvioitiin virheen kasautumislailalla osamäärälle käyttäen ionisaatiokammion ja RPL-dosimetrioiden mittaustulosten keskihajontaa [43].



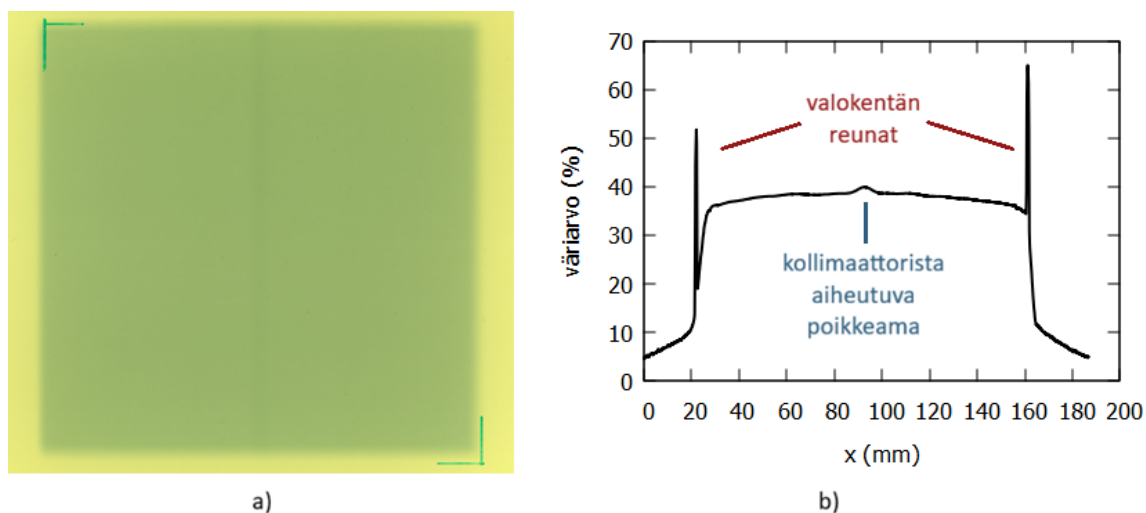
Kuva 13. Veteen absorboitunut annos syvyyden funktiona kullakin suodattimella mitattuna.

### 5.3 Syväannoskäyrät

Syväannokset laskettiin kaavalla (13) osiossa 5.2 kuvaillulla tavalla. Veteen absorboitunut annos syvyyden funktiona kullakin suodattimella mitattuna on esitetty kuvassa 13.

Kaikilla tutkituilla säteilyn laaduilla havaitaan selvästi poikkeavan suuri annos 30 mm:n syvyydessä. Vaikutus on voimakkain 0,3 mm:n kuparisuodatuksella, mutta pieni poikkeama on nähtävissä myös 0,5 mm:n alumiinisuodatuksella. Koska syväannoskäyrät mitattiin niin, että ionisaatiokammio asetettiin haluttuun syvyyteen ja mittaus tällä syvyydellä tehtiin kaikilla suodattimilla ennen syvyyden muuttamista, ionisaatiokammion voidaan olettaa olleen tarkasti samalla syvyydellä kullakin suodattimella mitattaessa. Siten, koska poikkeama 30 mm:n syvyyden kohdalla on havaittavissa kaikilla suodatuksilla, eikä poikkeaman mukainen käytös vastaa mitään syväannoskäyrissä odotettavissa olevaa fysikaalista ilmiötä, voidaan olettaa poikkeaman johtuvan epätarkkuudesta ionisaatiokammion asettelussa eikä todellisesta absorboituneen annoksen kasvusta.

Kuvasta 13 nähdään myös kuparisuodattimella mitatun käyrän vaimenevan pie-



Kuva 14. a) Kenttäkoolla  $14 \times 14 \text{ cm}^2$  säteilytetty filmi säteilyttimen edestä katsotuna. Filmin vasempaan ylänurkkaan ja oikeaan alanurkkaan on merkitty valokentän rajat. Kollimaattorista aiheutuva viivamainen poikkeama näkyy tummempana filmin keskellä. b) Säteilykentän profiili.

nilillä syvyyksillä loivemmin kuin alumiinisuodatimilla mitatut käyrät. Kuparisuo datin suodattaa säteilyä paljon saman paksuista alumiinisuo datinta voimakkaammin [15], joten kuparilla suodatettu röntgensäde on huomattavasti kovempi kuin alumiinilla suodatettu säde. Tästä johtuu kuparisuodatuksella mitatun käyrän loivempi vaimeneminen pienillä syvyyksillä, sillä kuparisuodatetussa säteessä on vähemmän matalaenergisiä fotoneja, jotka vaimentuvat vedessä nopeasti.

#### 5.4 Säteilykentän koko ja profiili

Kuvassa 14 on esitetty kenttäkoolla  $14 \times 14 \text{ cm}^2$  säteilytetty filmi ja kentän profiili. Säteilykentässä havaittiin jokaisella kenttäkoolla noin 5 mm:n levyinen viivamainen alue, jolla annos oli noin 4 prosenttia ympäröivää aluetta suurempi. Poikkeaman syyn selvittämiseksi säteilyttimeen lisäosana asennettua kollimaattoria käännettiin 90 astetta. Kun säteilytys toistettiin, havaittiin myös viivamaisen poikkeaman kääntyneen 90 astetta, mikä viittaa ilmiön aiheutuvan jostain kollimaattorin sisäisestä rakenteesta eikä säteilyttimestä itsestään.

Kentän profiileja analysoidessa datasta jätettiin huomiotta ne matala-annoksiset reuna-alueet, joilla signaalin suuruus on alle 20 prosenttia maksimi-intensiteetistä. Kohinan vähentämiseksi kentän profiilit käsiteltiin Savitzky–Golay-suodattimella Pythonin SciPy-kirjaston `savgol_filter`-funktioilla käyttäen noin 2,5 mm:n ikkuna ja toisen asteen polynomifunktion sovitusta.

Säteilykentän leveys määritettiin kenttäprofiilin puoliarvoveveytenä (engl. full width at half maximum, FWHM) eli profiilin leveytenä sillä tasolla, jolla intensiteetti on puolet maksimi-intensiteetistä [11]. AAPM:n menettelyohjeen TG-45 määritelmän mukaan kentän tasaisuus

$$F = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \cdot 100\%, \quad (17)$$

missä  $D_{\max}$  on suurin ja  $D_{\min}$  pienin säteilyannoksen arvo, kun tarkastellaan kentän keskellä olevaa aluetta, jonka leveys on 80% kentän puoliarvoveveydestä [48]. Säteilykentälle määritettiin myös symmetria

$$S = \frac{A_{\text{vasen}} - A_{\text{oikea}}}{A_{\text{vasen}} + A_{\text{oikea}}} \cdot 100\%, \quad (18)$$

missä  $A_{\text{vasen}}$  ja  $A_{\text{oikea}}$  ovat kenttäprofiilin alle jäävät pinta-alat puoliarvoveveyden alueella profiilin keskipisteen vasemmalla ja oikealla puolella [49]. Pinta-alat laskettiin Pythonin NumPy-kirjaston `trapezoid`-funktioilla. Kullakin tutkitulla kenttäkoolla määritetyt kentän puoliarvoveyydet, tasaisuudet ja symmetriat  $x$ - ja  $y$ -akselien suhteen on esitetty taulukossa IV.

Säteilykentän vastaavuutta kollimaattorin valokenttään arvioitiin filmeistä silmämääräisesti filmiin merkittyjen valokentän kulmien avulla (kuva 14a).  $y$ -suunnassa valokentän vastaavuus on hyvä säteilyttimen edestä katsottuna yläreunassa, mutta alareunassa valokenttä on muutaman mm:n säteilykenttää isompi. Vastaavasti  $x$ -suunnassa vastaavuus on hyvä vasemmassa reunassa, mutta oikeassa reunassa valokenttä on muutaman mm:n suurempi kuin säteilykenttä. Ero valo- ja säteilykenttien välillä on kuitenkin melko pieni, ja se lienee tarpeellista ottaa huomioon vain, kun säteilykenttä on hyvin pieni ja tarpeen rajata hyvin tarkasti.

Taulukko IV. Eri kenttäko'oilte määritetyt kentän puoliarvoleveydet FWHM, tasaisuudet  $F$  ja symmetriat  $S$   $x$ - ja  $y$ -akselien suhteen.

Valokentän koko (cm <sup>2</sup> )	FWHM <sub><math>x</math></sub> (cm)	FWHM <sub><math>y</math></sub> (cm)	$F_x$ (%)	$F_y$ (%)	$S_x$ (%)	$S_y$ (%)
5,0 × 5,0	5,0	4,8	5,6	2,5	0,7	-0,5
10,0 × 10,0	10,0	9,9	5,0	4,1	-0,1	1,7
14,0 × 14,0	13,9	13,8	6,0	4,1	0,5	1,4
14,0 × 14,0 (pyörivä)	15,4	15,1	5,5	6,8	0,5	0,7

Myös kenttäprofiilista määritetyt säteilykentän leveydet  $x$ - ja  $y$ -suunnissa vastaavat hyvin valokentän leveyttä. Erot valokentän ja säteilykentän koossa ovat suuremmat  $y$ -suunnassa, mikä voi osittain johtua siitä, että valokentän rajat ovat epätarkemmat tässä suunnassa, ja siten valokentän tarkka koko on vaikeampi määrittää.

Eräässä pieneläinten säteilytykseen käytettävää laitteistoa koskevassa tutkimuksessa määritetty kentän tasaisuus on luokkaa 2–3% ja symmetria luokkaa 1–2%, mitä pidetään hyväksyttävänä tasona toistettavan annoksen tuottamisen varmistamiseksi prekliinisessä tutkimuksessa [50]. Tässä tutkielmassa tutkituilla kenttäko'oilta symmetria-arvot ovat välillä  $\pm 0,1$ –1,7% ja tasaisuudet välillä 2,5–6,8%. Kollimaattorista aiheutuva poikkeama näkyy  $x$ -suuntaisissa profiileissa, minkä vuoksi tasaisuus  $x$ -suunnassa on huonompi kuin  $y$ -suunnassa määritetty tasaisuus kaikissa paikallaan mitatuissa kenttäprofiileissa.

Suurin tasaisuuden poikkeama havaittiin pyörivällä säteilytystasolla mitatulla kentällä. Tämä voi johtua siitä, että kun säteilytystaso pyörii, kentän reuna-alueilla artefaktin vaikutus jakautuu laajalle alueelle yhden rotaation aikana, kun taas kentän keskellä vaikutus kohdistuu aina samalle, pienemmälle alueelle. Tämän vuoksi artefaktin vaikutus korostuu pyörivän kentän profiileissa. Poikkeama kentän tasaisuudessa on erityisen ongelmallinen siinä mielessä, että säteilytyksen kohteet, kuten

Taulukko V. Asetuksilla 225 kV; 17,7 mA ja SSD 60 cm eri suodattimilla säteilytetyt annokset  $D_{\text{ohjelma}}$  ja RPL-dosimetreilla mitatut annokset  $D_{\text{RPL}}$ , sekä näiden suhteellinen ero.

suodatin	$D_{\text{ohjelma}}$ (Gy)	$D_{\text{RPL}}$ (Gy)	suht. ero (%)
0,5 mm Al	2,02	$2,11 \pm 0,12$	4,2
2 mm Al	2,02	$2,16 \pm 0,13$	7,0
0,3 mm Cu	2,01	$2,10 \pm 0,16$	4,2

pieneläimet, kohdistetaan usein keskelle kenttää eli alueelle, jonka läpi viivamainen poikkeama kulkee, ja säteilytyksen kohde saa tällöin hieman liian suuren annoksen.

Valmistaja lupaa vähintään 90 %:n prosentien tasaisuutta säteilykentälle, jonka halkaisija on 28 cm [35]. Suurin tässä tutkielmassa tutkittu kenttäkoko oli  $14 \times 14 \text{ cm}^2$ , mutta pienempien kenttäkokojen osalta voidaan todeta tasaisuuden olevan valmistajan lupaamalla tasolla. Kun tarkastellaan pienimmän säteilyannoksen suhdetta suurimpaan säteilyannokseen kentän keskellä olevalla alueella, jonka leveys on 80% kentän puoliarvoveveydestä, on suhde kaikilla kenttäko'illa  $y$ -suunnassa yli 90 %. Myös  $x$ -suunnassa, jossa artefakti heikentää tasaisuutta, annosminimin suhde annosmaksimiin on yli 90 % melkein kaikilla kenttäko'illa.

## 5.5 Ohjelmien kalibroinnin tarkkuus ja hiiren saama absorboitunut annos

Taulukoissa V, VI ja VII on esitetty ilman fantomia tehtyjen ohjelmien testausmittausten tulokset. RPL-dosimetreilla mitattua absoluuttista annosta verrattiin säteilyttimen ohjelman antamaan säteilyannokseen laskemalla RPL-dosimetrilla mitatun annoksen  $D_{\text{RPL}}$  ero ohjelman ilmoittamaan säteilyannokseen  $D_{\text{ohjelma}}$  suhteessa ohjelman annokseen.

Ohjelmien testausmittausten tuloksissa ei havaittu selkeää riippuvuutta mistään tutkitusta muuttujasta (suodatin, kenttäkoko, SSD). RPL-dosimetreilla mitatun an-

Taulukko VI. Asetuksilla 225 kV; 17,7 mA ja SSD 60 cm 0,3 mm:n kuparisuodattimella eri kenttäko'illa säteilytetyt annokset  $D_{\text{ohjelma}}$  ja RPL-dosimetreilla mitatut annokset  $D_{\text{RPL}}$ , sekä näiden suhteellinen ero.

kenttäkoko (cm <sup>2</sup> )	$D_{\text{ohjelma}}$ (Gy)	$D_{\text{RPL}}$ (Gy)	suht. ero (%)
4 × 4	2,01	2,00 ± 0,10	-0,4
8 × 8	2,01	2,06 ± 0,10	2,3
14 × 14	2,01	1,95 ± 0,10	-3,3
16 × 16	2,02	2,03 ± 0,12	0,5
20 × 20	2,01	2,10 ± 0,12	4,2

Taulukko VII. Asetuksilla 225 kV ja 17,7 mA 0,3 mm:n kuparisuodattimella eri SSD:n arvoilla säteilytetyt annokset  $D_{\text{ohjelma}}$  ja RPL-dosimetreilla mitatut annokset  $D_{\text{RPL}}$ , sekä näiden suhteellinen ero.

SSD	$D_{\text{ohjelma}}$ (Gy)	$D_{\text{RPL}}$ (Gy)	suht. ero (%)
40 cm	2,03	2,06 ± 0,06	1,3
60 cm	2,02	2,03 ± 0,12	0,5
70 cm	2,00	1,99 ± 0,06	-0,8

Taulukko VIII. Kaikilla yhteiskäyttöisillä ohjelmilla säteilytetyt annokset  $D_{\text{ohjelma}}$  ja hiirifantomeissa RPL-dosimetreilla mitatut annokset  $D_{\text{RPL}}$ , sekä näiden suhteellinen ero.

kV	mA	SSD	suodatin	$D_{\text{ohjelma}}$ (Gy)	$D_{\text{RPL}}$ (Gy)	suht. ero (%)
225	17,7	40	0,5 mm Al	2,04	$2,10 \pm 0,24$	3,0
225	17,7	40	2 mm Al	2,04	$2,04 \pm 0,14$	-0,1
225	17,7	40	0,3 mm Cu	2,03	$1,98 \pm 0,22$	-2,3
225	17,7	60	0,5 mm Al	2,02	$2,00 \pm 0,21$	-1,0
225	17,7	60	2 mm Al	2,02	$2,07 \pm 0,11$	2,3
225	17,7	60	0,3 mm Cu	2,01	$2,0 \pm 0,10$	0,2
225	6	70	0,5 mm Al	2,01	$2,05 \pm 0,13$	2,3
225	6	70	2 mm Al	2,01	$2,10 \pm 0,17$	4,8
225	6	70	0,3 mm Cu	2,00	$1,99 \pm 0,05$	-0,7

noksen suhteellinen ero säteilyttimen ohjelman antamaan annokseen oli suurimmillaan 7 %, mutta pääasiallisesti ero oli alle 5 %. Havaittuihin eroihin vaikuttavat säteilyttimen kalibroinnin lisäksi myös RPL-dosimetrien kalibrointiin liittyvät epätarkkuudet sekä dosimetrien ja niiden lukulaitteiston mittausepävarmuus. GD-352M-dosimetrien mittausepävarmuudeksi säteilyannosalueella 1–10 Gy on raportoitu noin 8 % [51]. Myös säteilyttimen sisäisen ionisaatiokammion mittaustuloksiin liittyy epävarmuutta; Esimerkiksi ilmanpaine ja huoneilman lämpötila vaikuttavat ionisaatiokammion täytekaasun tiheyteen ja siten sen mittaamaan annokseen [22]. Saatujen tulosten perusteella voidaan kuitenkin todeta, että säteilyttimen kalibroinnissa ei ole millään asetuksilla havaittavissa merkittäviä virheitä, ja kalibroidut ohjelmat toimivat hyvin.

Taulukossa VIII on esitetty fantomimittausten tulokset. Tuloksissa ei havaita selkeää riippuvuutta ohjelman asetuksista tai käytetystä suodattimesta, ja erot säteilyttimen ilmoittaman annoksen ja mitatun annoksen välillä voivat tässäkin ta-

Taulukko IX. Asetuksilla 225 kV; 17,7 mA ja SSD 60 cm eri suodattimilla säteilytettyt annokset  $D_{\text{ohjelma}}$  ja RPL-dosimetreilla säteilytysastiassa olevassa hiirifantomissa mitatut annokset  $D_{\text{RPL}}$ , sekä näiden suhteellinen ero.

suodatin	$D_{\text{ohjelma}}$ (Gy)	$D_{\text{RPL}}$ (Gy)	suht. ero (%)
0,5 mm Al	2,02	$1,91 \pm 0,15$	-5,5
2 mm Al	2,02	$1,98 \pm 0,11$	-2,3
0,3 mm Cu	2,02	$1,92 \pm 0,05$	-4,6

pauksessa aiheutua pitkälti RPL-dosimetrioiden kalibroinnin epätarkkuudesta ja mitausepävarmuudesta, sillä ohjelman ilmoittama annos on kaikissa mittauksissa RPL-dosimetreilla mitattujen annosten virherajojen sisällä. Lisäksi on hyvä huomioida, että fantomi on hyvin yksinkertainen malli hiirestä, eikä sen materiaali ole täysin vesiekvivalentti.

Hiirifantomissa ollessa säteilytysastiassa tehtyjen mittausten tuloksista (taulukko IX) nähdään, että RPL-dosimetreilla mitattu annos oli kaikilla suodattimilla säteilyttimen ohjelman ilmoittamaa säteilyannosta pienempi. Suhteellinen ero ohjelman ilmoittaman ja mitatun annoksen välillä oli suurin 0,5 mm:n alumiinisuodatinta käytettäessä, jolloin ero oli 5,5 %. Pienimmillään ero oli 2 mm:n alumiinisuodatinta käytettäessä (2,3 %). Ero on siis vain muutaman prosentin luokkaa, joten ohjelmat vaikuttavat toimivan hyvin myös säteilytysastiaa käytettäessä. Mikäli säteilytysastiassa säteilytettävän hiiren saama annos halutaan määrittää mahdollisimman tarkasti, voi kuitenkin olla syytä ottaa huomioon säteilytysastian vaikutus annoksen suuruuteen.

Mittauksia suoritettaessa havaittiin, että säteilyannosta alkoi kertyä jo putkivirran nousuvaiheen aikana ennen ohjelman ajastuksen käynnistymistä. Tämän vuoksi säteilyttimen mittaama annos oli systemaattisesti noin 1–2 % ohjelmaan asetettua annosta suurempi. 6 mA:n ohjelmilla, joilla säteilytysajat olivat pisimmät, ohjelmaan asetetun ja sen antaman säteilyannoksen välinen suhteellinen ero oli pienin.

## 6 Yhteenveto

Tässä tutkielmassa perehdyttiin Turun yliopiston koe-eläinkeskuksessa sijaitsevaan solu- ja pieneläinsäteilyttimeen ja sen kalibrointiin. Säteilyn puoliintumispaksuus määritettiin maksimijännitteellä ja kullakin saatavilla olevalla suodatuksella.

Säteilykentän tasaisuuden ja symmetrian todettiin olevan hyväksyttävällä tasolla. Kentän tasaisuutta tosin heikentää erikseen asennetusta kollimaattorista aiheutuva, kentän keskellä oleva viivamainen alue, jossa annos on noin 4 prosenttia ympäröiviä alueita suurempi. Valo- ja säteilykenttien vastaavuus oli hyvä, mutta pienen eroavaisuuden takia on suositeltavaa käyttää erillisiä reikälevykollimaattoreita, jos säteilykenttä on pieni ja tarpeen rajata hyvin tarkasti.

Kunkin laitteeseen tehdyn yhteiskäyttöisen ohjelman kalibrointi vastasi hyvin mitattuja annoksia. Kalibroinnin todettiin pitävän hyvin paikkansa myös, kun mitattiin säteilyannosta 1 cm:n syvyydessä hiirifantomissa. Sektoroitua säteilytysastiaa käytettäessä voi kuitenkin olla hyvä ottaa huomioon astian pieni säteilyä vaimentava vaikutus, ja jos laitteella halutaan antaa hiirelle jokin tietty syväannos mahdollisimman tarkasti, laitteen käyttäjien kannattaa käyttää vedessä mitattuja syväannoskäyriä tutkimuksen suunnittelun tukena.

Tässä tutkielmassa ei tutkittu esimerkiksi säteilyannoksen lineaarisuutta tai määritetty minimisäteilytysaikaa eli lyhintä säteilytysaikaa, jolla saavutetaan luotettava ja toistettava annos. Molempien ominaisuuksien tutkiminen tulevaisuudessa parantaisi säteilyttimellä tehtävien tutkimusten tarkkuutta ja toistettavuutta entisestään.

## Tekoälyn käyttö tutkielmassa

OpenAI:n ChatGPT-tekoälysovelluksen mallia GPT-5 hyödynnettiin osioissa 5.1 ja 5.4 käytettyjen koodien virheenkorjauksen apuna.

## Viitteet

- [1] D. S. Martin, M. E. Balis, B. Fisher, E. Frei, E. J. Freireich, G. H. Heppner, J. F. Holland, J. A. Houghton, P. J. Houghton ja R. K. Johnson, *Cancer Research* **46**, 2189–2192 (1986).
- [2] A. C. Bruno, S. Mazaro, L. Amaral, E. Rego, H. Oliveira ja J. Pavoni, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* **50**, e5848 (2017).
- [3] F. Tillner, P. Thute, R. Büttof, M. Krause ja W. Enghardt, *Zeitschrift für Medizinische Physik* **24**, 335 (2014).
- [4] M. P. Gronberg, R. C. Taylor, S. A. Smith, S. Kry, D. S. Followill, S. Stojadinovic, J. S. Niedzielski, P. E. Lindsay, S. Krishnan, F. Aguirre, T. N. Fujimoto, C. M. Taniguchi ja R. M. Howell, *Radiat Res* **193**, 341 (2020).
- [5] H. B. Stone, E. J. Bernhard, C. N. Coleman, J. Deye, J. Capala, J. B. Mitchell ja J. M. Brown, *Translational Oncology* **9**, 46 (2016).
- [6] T. M. Seed, S. Xiao, N. Manley, J. Nikolich-Zugich, J. Pugh, M. Van den Brink, Y. Hirabayashi, K. Yasutomo, A. Iwama, S. Koyasu, I. Shterev, G. Sempowski, F. Macchiarini, K. Nakachi, K. C. Kunugi, C. G. Hammer ja L. A. Dewerd, *Int J Radiat Biol* **92**, 57 (2016).
- [7] M. C. Petty, *Molecular Electronics from Principles to Practice* (John Wiley & Sons, Inc, 2007).
- [8] J. Sandberg ja R. Paltemaa, kirjassa *Säteily ja sen havaitseminen*, toimittanut T. K. Ikäheimonen (Säteilyturvakeskus, 2002), luku 1.
- [9] W. Demtröder, *Atoms, Molecules and Photons* (Springer, 2006).
- [10] H. D. Young ja R. A. Freedman, *University Physics with Modern Physics* (Pearson, 2020).
- [11] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, M. L. J. Edwin ja J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging* (Wolters Kluwer Health, 2020).
- [12] T. Yanagida, G. Okada, T. Kato, D. Nakauchi ja N. Kawaguchi, *Radiation Measurements* **158**, 106847 (2022).
- [13] C.-M. Ma, C. W. Coffey, L. A. DeWerd, C. Liu, R. Nath, S. M. Seltzer ja J. P. Seuntjens, *Medical Physics* **28**, 868 (2001).
- [14] E. V. de Castele, D. V. Dyck, J. Sijbers ja E. Raman, *Physics in Medicine Biology* **47**, 4181 (2002).
- [15] M. Tapiovaara, O. Pukkila ja A. Miettinen, kirjassa *Säteilyn käyttö*, toimittanut O. Pukkila (Säteilyturvakeskus, 2004), luku 1.

- [16] C. A. MacDonald, *An Introduction to X-Ray Physics, Optics, and Applications* (Princeton University Press, 2017).
- [17] F. H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry* (John Wiley & Sons, Inc., 1986).
- [18] O. J. Marttila, kirjassa *Säteily ja sen havaitseminen*, toimittanut T. K. Ikäheimonen (Säteilyturvakeskus, 2002), luku 2.
- [19] N. S. Bajaj, C. B. Palan, V. Chopra ja S. J. Dhoble, kirjassa *Radiation Dosimetry Phosphors*, toimittanut S. Dhoble, V. Chopra, V. Nayar, G. Kitis, D. Poelman ja H. Swart (Woodhead Publishing, 2022), luku 16.
- [20] J. Izewska ja G. Rajan, kirjassa *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, toimittanut E. B. Podgorsak (International Atomic Energy Agency Publication, 2005), luku 3.
- [21] G. F. Knoll, *Radiation Detection and Measurement* (John Wiley & Sons, Inc., 2010).
- [22] S. Klemola, kirjassa *Säteily ja sen havaitseminen*, toimittanut T. K. Ikäheimonen (Säteilyturvakeskus, 2002), luku 4.
- [23] M. Fox, *Optical Properties of Solids* (Oxford University Press, 2010).
- [24] M. A. Omary ja H. H. Patterson, kirjassa *Encyclopedia of Spectroscopy and Spectrometry (Third Edition)*, toimittanut J. C. Lindon, G. E. Tranter ja D. W. Koppenaal (Academic Press, 2017), pp. 636–653.
- [25] D. Y. Huang ja S.-M. Hsu, kirjassa *Advances in Cancer Therapy*, toimittanut H. Gali-Muhtasib (IntechOpen, 2011), luku 25.
- [26] J. Lee, M. Lin, S. Hsu, I. Chen, W. Chen ja C. Wang, *Radiation Measurements* **44**, 86 (2009).
- [27] T. Yamamoto, Y. Yanagida-Miyamoto, T. Iida ja H. Nanto, *Radiation Measurements* **136**, 106363 (2020).
- [28] J. Perry, *RPL Dosimetry: Radiophotoluminescence in Health Physics* (IOP Publishing Ltd, 1987).
- [29] Y. Miyamoto, Y. Takei, H. Nanto, T. Kurobori, A. Konnai, T. Yanagida, A. Yoshikawa, Y. Shimotsuma, M. Sakakura, K. Miura, K. Hirao, Y. Nagashima ja T. Yamamoto, *Radiation Measurements* **46**, 1480 (2011).
- [30] W. R. Hendee ja E. R. Ritenour, *Medical Imaging Physics (Fourth Edition)* (John Wiley & Sons, Inc., 2002).
- [31] M. Koshimizu, *Radiation Measurements* **176**, 107222 (2024).

- [32] J. L. Gräfe, C. Santos ja A. Pejović-Milić, *Journal of Radiological Protection* **39**, 1031 (2019).
- [33] A. Darafsheh, E. Y. León-Marroquín, D. J. Mulrow, M. Baradaran-Ghahfarokhi, T. Zhao ja R. Khan, *Physics in Medicine & Biology* **64**, 135016 (2019).
- [34] V. C. Borca, M. Pasquino, G. Russo, P. Grosso, D. Cante, P. Sciacero, G. Girelli, M. R. L. Porta ja S. Tofani, *Journal of Applied Clinical Medical Physics* **14**, 158 (2013).
- [35] Precision X-Ray, Inc., X-Rad Technical Specifications, 2016.
- [36] PTW Dosimetry, Farmer® Ionization Chamber 30013 waterproof, verkkosivu, n.d., viitattu: 30.3.2026, <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionization-chamber-30013-waterproof>.
- [37] Ashland Inc., Gafchromic™ EBT3 radiotherapy films, verkkosivu, n.d., viitattu: 30.3.2026, <https://www.ashland.com/industries/medical/radiotherapy-films/ebt3>.
- [38] Ashland Inc., Gafchromic™ RTQA2 radiotherapy films, verkkosivu, n.d., viitattu: 21.4.2026, <https://www.ashland.com/industries/medical/radiotherapy-films/rtqa2>.
- [39] Ashland Inc., Gafchromic™ RTQA2 radiotherapy films, tuote-esite, 2013.
- [40] Chiyoda Technol Corporation, Clinical Dosimetry System – Dose Ace, verkkosivu, n.d., viitattu: 17.3.2026, <https://www.c-technol.co.jp/en/dosimetryequipment/clinicaldosimetry/>.
- [41] E. Şirin ja N. Altinsoy, *Biomedical Physics & Engineering Express* **10**, 055003 (2024).
- [42] T. R. H. Pearson ja F. Casarim, kirjassa *Guidance on Applying the Monte Carlo Approach to Uncertainty Analyses in Forestry and Greenhouse Gas Accounting* (Winrock International, 2018).
- [43] P. R. Bevington ja D. K. Robinson, *Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences* (McGraw Hill, 2003).
- [44] M. Polizzi, K. Valerie ja S. Kim, *Advances in Radiation Oncology* **9**, 101486 (2024).
- [45] J. Jeong, Q. Chen, R. Febo, J. Yang, H. Pham, J.-P. Xiong, P. B. Zanzonico, J. O. Deasy, J. L. Humm ja G. S. Mageras, *Technology in Cancer Research & Treatment* **15**, 460 (2016).
- [46] International Atomic Energy Agency, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, Menettelyohje, 2000.

- [47] P. Ulkowski, W. Bulski ja K. Chełmiński, *Applied Radiation and Isotopes* **104**, 181 (2015).
- [48] R. Nath, P. J. Biggs, F. J. Bova, C. C. Ling, J. A. Purdy, J. van de Geijn ja M. S. Weinhaus, *Medical Physics* **21**, 1093 (1994).
- [49] E. B. Podgorsak, kirjassa *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, toimittanut E. B. Podgorsak (International Atomic Energy Agency Publication, 2005), luku 6.
- [50] M. Jermoumi, H. Korideck, M. Bhagwat, P. Zygmanski, G. Makrigiogos, R. Berbeco, R. Cormack ja W. Ngwa, *Physica Medica* **31**, 529 (2015).
- [51] J. S. Kim, B. R. Park, J. Yoo, W.-H. Ha, S. Jang, W. I. Jang, G. S. Cho, H. Kim, I. Chang ja Y. K. Kim, *Nuclear Engineering and Technology* **54**, 479 (2022).