



Pro gradu -tutkielma
Lääketieteellisen fysiikan suuntautumisvaihtoehto

Hammasröntgentutkimusten termoluminesenssidosisimetria

Anna Kellaranta

30.5.2011

Ohjaaja: FT Arvi Hakanen

Tarkastajat: Dos. Antti Kosunen
Prof. Sauli Savolainen

HELSINGIN YLIOPISTO
FYSIIKAN LAITOS

PL 64 (Gustaf Hällströmin katu 2)
00014 Helsingin yliopisto

Sisällysluettelo

1 JOHDANTO	1
2 FOTONISÄTEILYN ANNOSMITTAUS	2
2.1 Röntgensäteilyn ominaisuudet ja radioaktiivisuus	2
2.1.1 Röntgenlaitteisto.....	4
2.1.2 Säteilyn spektri ja ominaisuudet.....	6
2.2 Dosimetriset perussuureet.....	7
2.2.1 Säteilytys X	8
2.2.2 Kerma K ja ilmakerma K_a	8
2.2.3 Absorboitunut annos D ja ilmaan absorboitunut annos D_a	10
2.3 Ionisaatiokammio	11
2.4 Säteilysojeluksuureet	12
2.4.1 Ekvivalenttiannos H_T	12
2.4.2 Efektiivinen annos E	13
2.4.3 Annosekvivalentti H.....	13
2.4.4 Vapaa ja suunnattu annosekvivalentti $H^*(d)$ ja $H'(d, \Omega)$	13
2.4.6 Henkilöannosekvivalentti $H_p(d)$	14
2.5 Pinta-annos ESD.....	15
2.5.1 Takaisinsirontakerroin.....	16
3 TERMOLUMINESSENSSI ANNOSMITTAUKSESSA.....	17
3.1 Termoluminesenssi-ilmio	17
3.2 TL-järjestelmän suorituskyky	20
3.3 TLD-mittausmenelmä.....	21
3.3.1 TL-materiaalit.....	21
3.3.2 TL-dosimetri.....	25
3.3.3 TL-lukija.....	26
3.3.4 Vakiosäteilytin	27
3.3.5 Kalibrointi	28
3.3.6 TL-kalibrointitiedostojen yhteenveto	28
3.4 Hammas-TL-annoslaskennan parametrit ja virhearviot	30
3.4.1 Mitattu pulssimäärä MP, P	31

3.4.2 Kidekohtainen herkkyyskerroin PS, h.....	32
3.4.3 Lukijan herkkyyskorjaus r.....	32
3.4.4 Tausta BKG, T	32
3.4.5 Energiakorjauskerroin E.....	33
3.4.6 Kalibrointikerroin CtoD/RC, C.....	33
3.4.7 Fading F.....	34
3.5 Tiedonsiirto hammasrekisterin ja WinTLD-ohjelmiston välillä.....	34
4 MITTAUSMENETELMÄT	34
4.1 ISO H - ja ISO N -röntgensäteilylaadut.....	34
4.2 ISO H- ja ISO N -röntgensäteilylaatujaen ilmakermamittaukset.....	36
4.3 TL-annosmittaus	39
5 TULOKSET	40
5.1 ISO H - ja ISO N -röntgensäteilylaadut.....	40
5.2 ISO H- ja ISO N -röntgensäteilylaatujaen ilmakermamittaukset.....	41
5.3 TL-annosmittaus	42
5.3.1 Energiakorjauskerroin	43
5.3.2 Epävarmuusarvio.....	45
5.3.3 TL-materiaali.....	47
6 POHDINTA	48
6.1 ISO H - ja ISO N –röntgensäteilylaadut.....	48
6.2 ISO H- ja ISO N -röntgensäteilylaatujaen ilmakermamittaukset.....	49
6.3 TL-annosmittaus	49
6.3.1 Energiakorjauskerroin	50
6.3.2 Epävarmuusarvio.....	50
6.3.3 TL-materiaali.....	51
7 JOHTOPÄÄTÖKSET.....	51
KIITOKSET	52
LÄHDELUETTELO.....	53
Liite 1: Kalibrointitodistus, ISO N-säteilylaadut, DOS, STUK.	
Liite 2: Säteilytystodistus, 19.5.2010, STUK.	
Liite 3: Säteilytystodistus, 7.7.2010, STUK.	
Liite 4: ISO H-röntgensäteilylaadut ja säteilytysasetukset, Laatukäsikirja, DOS, STUK.	

KÄYTETYT LYHENTEET

BSF	Back Scatter Factor, takaisinsirontakerroin
CPE	Charged Particle Equilibrium, elektronitasapaino
DOS	Dosimetrialaboratorio
ESD	Entrance Skin Dose, pinta-annos, joka sisältää takaisinsironnan
FWHM	Full Width at Half Maximum, puoliarvoleveys
HVL	Half-Value Layer, säteilyn ilmakermanopeuden puoliintumispaksuus
ICRP	International Commission on Radiological Protection, Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements, Kansainvälinen säteily-yksiköiden ja –mittausten toimikunta
IEC	International Electrotechnical Commission, johtava Kansainvälinen sähköalan standardointiorganisaatio
ISO	International Organization for Standardization, Kansainvälinen standardointijärjestö
PTB	Physikalisch-Technische Bundesanstalt, saksalainen kansallinen metrologian alan instituutti, kalibrointilaboratorio
PMMA	Polymetyylimetakrylaattimuovi (pleksi)
RQR	Standardin IEC 61267/2005 määrittelemä diagnostiikkaan tarkoitettu säteilylaatusarja
STUK	Säteilyturvakeskus
TLD	Thermoluminescence Dosimetry, termoluminesenssidosimetria
TL	Thermoluminescence, termoluminesenssi
WinTLD	Annoslaskentaohjelma, jossa käytetään TL-kiteitä

1 JOHDANTO

Säteilyä alettiin käyttää lääketieteellisenä tutkimus- ja hoitomenetelmänä pian sen jälkeen, kun Wilhelm Conrad Röntgen vuoden 1895 marraskuussa keksi röntgensäteilyn ja Antoine Henri Becquerel hänen jälkeensä havaitsi radioaktiivisuuden vuoden 1896 maaliskuussa. Säteilyn haittavaikutukset ilmenivät nopeasti kun säteilyn käyttö yleistyi ja levisi ympäri maailman. Vuonna 1898 W. C. Röntgen varoitti säteilyn aiheuttamista biologisista haittavaikutuksista, mutta vasta vuonna 1928 perustettiin Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta ICRP. [1]

Suomessa säteilyn käyttö on ollut luvanvaraista vuodesta 1957 alkaen. Asukaslukuun nähden Suomessa on huomattavan paljon säteilylaitteita; muun muassa terveydenhuollon röntgenlaitteita asukasta kohden on ollut 1990-luvulla viidenneksi eniten maailmassa [1]. Röntgenlaitteita käytetään merkittävän paljon hammasröntgenkuvauksessa. STUK valvoo hammasröntgenlaitteiden ja niiden käytön turvallisuutta sekä potilasannoksia säteilylain nojalla suorittamalla käytössä oleville hammasröntgenlaitteille valvontamittauksia ja tarkastuksia. Säteilyn käyttöä hammasröntgen-toimipaikoissa valvotaan postitse lähetettävillä testipaketeilla sekä annosrekisterin ylläpidolla. Testipaketeissa käytetään termolominesenssilaiteita annoksen määrittämiseen. STUK raportoi vuosittain hammasröntgentoiminnan harjoittajien määrän sekä sen, monelta laitteelta hammasröntgenkuvauksista aiheutuvaa potilasaltistusta on mitattu. Lisäksi selvitetään keskimääräinen annos, joka vastaa likimain posken ihon annosta hammasta kuvattaessa sekä monellako kuvauslaitteella vertailutaso on ylittynyt [2].

Termoluminesenssi-ilmiö havaittiin parisataa vuotta ennen röntgensäteilyä, sillä jo vuonna 1663 Robert Boyle totesi timantin hehkuvan näkyvää valoa kun sitä lämmitettiin [3]. Myöhemmin röntgensäteilyn havaitsemisen jälkeen ymmärrettiin, että ionisoiva säteily pystyy varastoimaan aineen rakenteeseen energiaa, joka vapautuu materiaalista sitä lämmitettäessä - ilmiö nimettiin termoluminesenssiksi eli termolominesenssiksi. Vuonna 1904 Marie Curie kirjoitti säteilytettyssä kalsiumfluoridissa havaitsemastaan termoluminesenssista ja vuoteen 1940 mennessä oli saavutettu ymmärtämys termoluminesenssin toimintamekanismista.

Tämän pro gradu-tutkielman lähtökohta on STUKissa toteutettu hammasröntgenlaitteiden postivalvonta. STUK toimittaa jokaiselle hammasröntgenlaiterekisterin laitteelle testipaketin 3-5 vuoden välein. Vuodessa toiminnan harjoittajille lähetettävien testipakettien lukumäärä on noin 1500 [4]. Työn tavoitteena on perehtyä hammaspostivalvonnassa käytettyihin menetelmiin ja selventää nykyisiä ja tulevia käytäntöjä TL-annosmittauksessa. Osana työtä tarkastellaan käytetyn TL-materiaalin annosvasteen riippuvuutta fotonisäteilyn energiasta ja määritetään uudelleen annoslaskennassa käytetty energiakorjauskerroin. Tulevaisuudessa annoslaskenta toteutetaan hammasrekisterin sijasta WinTLD-ohjelmassa. Aikaisempi selvitys hammasröntgentutkimusten potilasannosvalvonnan parametreista ja virhearviosta on vuodelta 1996, josta alkaen myös hammaskalibrointitietoja oli saatavilla [5]. Tulosten perusteella arvioidaan TL-järjestelmän epävarmuutta ja esitetään mahdolliset käytännöt tiedonsiirtoon annosrekisterin ja potilasannosten laskentaohjelman välillä.

2 FOTONISÄTEILYN ANNOSMITTAUS

2.1 Röntgensäteilyn ominaisuudet ja radioaktiivisuus

Sähkömagneettinen säteily on aaltoliikettä, jonka välittäjähiukkasina toimivat massattomat kvantit, fotonit. Fotonin energia E riippuu aaltoliikkeen taajuudesta

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}, \quad (1)$$

missä h on Planckin vakio, f on aaltoliikkeen värähtelytaajuus, c on valon nopeus ja λ on värähdysliikkeen aallonpituus. Röntgensäteily sijoittuu sähkömagneettisen säteilyn spektrin lyhytaaltoiseen ja suurienergiseen osaan, ja se on peräisin atomin elektronikuorilla tapahtuvista viritystilojen purkautumisista, joissa emittoituu karakteristista röntgensäteilyä.

Röntgensäteilyä tuotetaan törmäyttämällä suurinopeuksisia elektroneja aineeseen, jolloin osa elektronien energiasta vapautuu röntgensäteilynä. Röntgendiagnostiikassa tämä tapahtuu röntgenputken ja -generaattorin avulla: röntgenputkessa syntyy säteilyä, ja

generaattori tuottaa tähän tarvittavan sähköisen tehon. Röntgendiagnostiikassa tuotettavien fotonien energia on yleensä 10 - 150 keV, kun radioaktiivisten aineiden emittoiman gammasäteilyn energia voi olla jopa useiden megaelektronivolttien suuruusluokkaa. [1]

Röntgensäteily vaimenemista väliaineessa voidaan kuvata fotonien energiasta ja väliaineesta riippuvalla lineaarisella vaimennuskertoimella μ , joka määritellään seuraavasti

$$\mu = -\frac{1}{N} \frac{dN}{dx}, \quad (2)$$

missä N on fotonien määrä ja x on väliainekerroksen paksuus. Massavaimennuskertoimen μ/ρ saadaan jakamalla lineaarinen vaimennuskertoimen väliaineen tiheydellä ρ . Kaavasta (2) saadaan integroimalla yhtälö, joka kuvaa röntgensäteilyn vaimenemista väliaineessa

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

missä N_0 on fotonien määrä väliaineen pinnalla. [6]

Röntgenlähteiden lisäksi dosimetriassa käytetään radioaktiivisia nuklidilähteitä, jotka hajoavat ja samalla vapautuu ionisoivaa säteilyä. Tällaisia ovat esimerkiksi gammaaktiiviset Cs-137 ja Co-60. Radioaktiivisen aineen puoliintumisaika tarkoittaa aikaa, jonka kuluessa aineen aktiivisuus on laskenut puoleen alkuperäisestä arvostaan. Aktiivisuus noudattaa eksponentiaalista lakia

$$A = A_0 e^{-\lambda t}, \quad (4)$$

missä λ on nuklidille ominainen hajoamisvakio. Puoliintumisajan ja puoliintumispaksuuden yhtälöt ovat näin ollen samaa muotoa, ja puoliintumisaika on

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}. \quad (5)$$

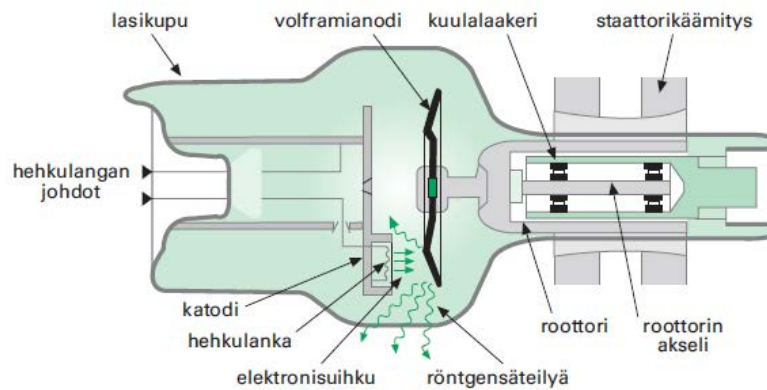
Gamma- ja röntgensäteily ovat ionisoivaa säteilyä, jotka eroavat toisistaan syntytapansa perusteella; gammasäteilyä syntyy radioaktiivisessa atomiytimessä tai elektroni-positroniparin annihilaatiossa [6].

2.1.1 Röntgenlaitteisto

Röntgenlaitteiston tärkeimmät osat ovat ohjauksyksikkö, korkeajänniteyksikkö sekä röntgenputki, jolle röntgengeneraattori antaa tarvittavan sähköisen tehon. Ohjauksyksikön avulla valitaan kuvauksessa käytettävä putkijännite, joka määrää säteilyn laadun sekä röntgenputken läpi katodilta anodille kulkevien elektronien lukumäärän aikayksikössä eli säteilyntuoton. Putken säteilyntuottoon vaikuttavat jännite ja putkivirta sekä putken sisäinen suodatus. Lopulliseen röntgensäteilyntuottoon vaikuttaa lisäksi putken ulkopuolella toteutettu suodatus. Korkeajänniteyksikkö sisältää muuntajien ja verkko- ja suurjännitekaapeleiden lisäksi fokuskoon valitsimet. Lisäksi röntgenlaitteistoon kuuluvat säteilykeilan rajoittimet ja suodattimet.

Kuva 1 esittää pyöriväänodisen röntgenputken rakennetta. Röntgenputken kuori on valmistettu useimmiten lasista, ja sen sisällä olevassa tyhjiössä ovat anodi ja katodi. Kun katodia eli volframista valmistettua hehkulankaa kuumennetaan, siitä irtoaa elektroneja, joiden lukumäärään voidaan vaikuttaa säätämällä hehkuvirran suuruutta ja siten hehkulangan lämpötilaa. Röntgengeneraattori asettaa hehkuvirran oikeaan arvoonsa hieman ennen kuvauksen suorittamista. Säteilyn tuottoa säädellään anodin ja katodin välisellä suurjännitteellä eli putkijännitteellä, joka määrää syntyvän röntgensäteilyn energian. Suurjännitteen ollessa kytkettynä sähkökenttä vetää katodilla syntyvät elektronit suurella nopeudella anodille ja ne tuottavat törmätessään röntgensäteilyä ja jarrutussäteilyä, jota syntyy eniten kulkusuuntaa vastaan kohtisuorissa suunnissa. Suurin osa elektronien liike-energiasta muuttuu lämmöksi ja vain pieni osa (n. 1 %) säteilyksi. Näin syntynyt lämpö saadaan jakaantumaan suurelle alueelle, kun anodista tehdään litteä

ja pyörivä, jolloin se ei pääse kuumentumaan liikaa. Pienitehoisissa röntgenlaitteissa sen sijaan riittää kiinteäänodinen röntgenputki. [1]



Kuva 1. Pyöriväänodisen röntgenputken rakenne [1].

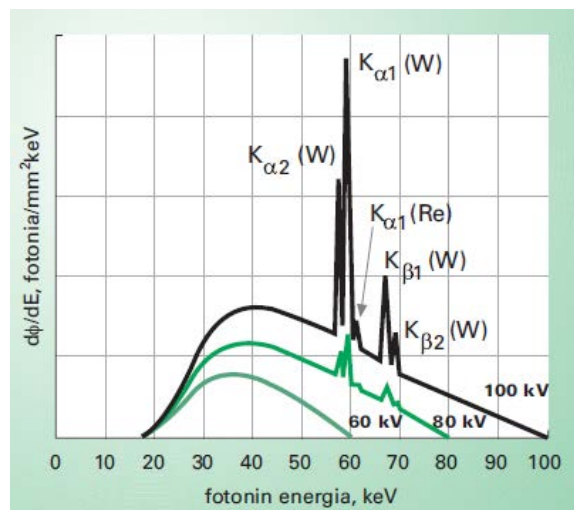
Yksittäisten hampaiden kuvaamiseen tarkoitettuja röntgenlaitteita kutsutaan intraoraalilaitteiksi, sillä kuvauksen yhteydessä röntgenfilmi asetetaan potilaan suuhun. Nämä laitteet ovat varsin yksinkertaisia, mutta myös pienitehoisia. Röntgenputkesta tuleva ympyränmuotoinen säteilykeila kohdistetaan potilaaseen suuntausputken avulla ja sen halkaisija on rajattu noin kuuteen senttimetriin. Kuvaa otettaessa suuntausputki on kiinni potilaassa ja siihen voidaan asentaa filmin kokoa vastaava kaihdin sekä filminpidike, joka asetetaan potilaan suuhun (bitewing – kuvaus). Tällä tavoin voidaan pienentää potilaan saamaa säteilyannosta merkittävästi, sillä filminpidikkeen ja kaihtimen avulla varmistetaan pienen säteilykeilan osuminen filmille. Uusimmissa intraoraalihakaslaitteissa on mahdollista säätää kuvausajan lisäksi putkijännitettä. [1]

Tavallisen hammasröntgenlaitteen käyttöä koskevat vaatimukset on esitetty ST-ohjeessa 3.1 [7]. Primäärisäteilyn kokonaissuodatuksen on vastattava vähintään 1,5 mm Al kuvausjännitteen ollessa enintään 70 kV ja vähintään 2,5 mm Al, kun kuvausjännite on yli 70 kV. Saman ohjeen mukaan röntgenputken ja potilaan välinen etäisyys määritellään suhteessa 60 kV:n suuruiseen putkijännitteeseen.

2.1.2 Säteilyn spektri ja ominaisuudet

Spektri kuvaa säteilyn energiajakaumaa, joka on röntgensäteilyn tapauksessa jatkuva ja gammasäteilyllä se koostuu diskreeteistä kvanttienergioista. Röntgenlaitteella tuotettavan säteilyn spektri on yleensä leveä. Röntgenputken spektriin vaikuttavat anodimateriaali, anodikulma, käytetty putkijännite ja säteilykeilan suodatus. Väliaineessa etenevä säteily suodattuu ja vaimenee ja tämä aiheuttaa keskimääräisen vaimennuskertoimen muuttumisen. Suodatuksen tarkoituksena on poistaa säteilyn spektristä sen pienien energisimmät komponentit eli ns. pehmeä säteily, joka läpäisee ainetta heikosti. Syvälle edennyttä suurienergistä säteilyä kutsutaan kovaksi säteilyksi.

Suodatinmateriaaleina käytetään tavallisesti alumiinia ja kuparia. Kupari vaimentaa raskaampana alkuaineena säteilyn intensiteettiä enemmän kuin alumiini, joten sitä tarvitaan ohuempi kerros kuin alumiinia. Säteilyn energian ja sitä kautta annosnopeuden kasvaessa lisätään röntgenputken lisäsuodatusta. Röntgenspektrit esitetään tavallisesti fotonikertymän (yksikkö fotoneita/mm²) tai fotonikertymänopeuden (yksikkö fotoneita/mm²s) energiajakaumana eli derivaattana energian suhteen (kuva 2). Kunkin spektrin suurin energia vastaa käytettyä putkijännitettä. [1]



Kuva 2. Röntgenspektri (volframi (W)- ja renium (Re)-anodit, putkijännitteet 60, 80 ja 100 kV) [1].

Säteilyn laatua kuvataan usein ilmoittamalla ainoastaan putkijännite. Säteilyn energia kasvaa putkijännitteen funktiona, jolloin sen vaimentamiseen tarvittavan

väliainekerroksen paksuus kasvaa. Säteilyn laatua voidaankin kuvailla myös sen läpätunkevuuden avulla, eli ilmoittamalla sellaisen ainekerroksen paksuus, joka pienentää säteilyn ilmakermanopeuden puoleen alkuperäisestä arvostaan, kun mittaus tehdään kapean keilan geometriassa. Tätä paksuutta kutsutaan ensimmäiseksi puoliintumispaksuudeksi (1.HVL). Röntgendiagnostiikassa ensimmäiset puoliintumispaksuudet ovat n. 0,2 - 7 mm Al. Mittaussuurena käytetään yleensä ilmakermaa, joka voidaan mitata ionisaatiokammioilla. Toinen puoliintumispaksuus (2.HVL) tarkoittaa puolestaan sitä materiaalikerroksen paksuutta, joka tarvitaan puolittamaan jo kerran puolittunut ilmakermanopeus. Cs-137 ja Co-60 gammasäteilyllä käytetään yleisesti pleksistä valmistettuja kasvupäällyksiä ionisaatiokammioiden pinnalla ja samasta materiaalista valmistettuja levyjä TL-dosimetrien edessä varauksellisten hiukkasten tasapainon (CPE) saavuttamiseksi [8]. 4 mm paksun pleksilevyn suodatusvaikutuksen voidaan olettaa melko laajalla energia-alueella olevan likimain sama kuin 4 m paksun ilmakerroksen.

Puoliintumispaksuudella $x = \text{HVL}$ ja $\frac{N}{N_0} = \frac{1}{2}$, jolloin kaavasta (3) saadaan puoliintumispaksuudelle yhtälö

$$\text{HVL} = \frac{\ln 2}{\mu}. \quad (6)$$

Puoliintumispaksuuden lisäksi spektrin ominaisuuksia ovat spektrin puoliarvoveveys (FWHM), keskimääräinen energia ja näiden suhde, jota kutsutaan spektrin suhteelliseksi leveydeksi [9]. Puoliarvoveveys tarkoittaa spektriinkin leveyttä kohdassa, jossa sen intensiteetti on puolet maksimiarvosta.

2.2 Dosimetriset perussuureet

Dosimetria on tieteenala, joka käsittelee säteilyannoksen mittaamista ja mittaussuureita sekä säteilyannoksen suureita. Säteilymittareina käytetään esimerkiksi erilaisia ionisaatiokammioita, puolijohdeilmaisimia sekä TL-dosimetrejä.

2.2.1 Säteilytys X

Röntgen- ja gammasäteily ovat ionisoivaa säteilyä. Ensimmäiset ionisoivan säteilyn ilmaisumenetelmät perustuivatkin fotonisäteilyn ilmassa aiheuttaman ionisaation määrän mittaamiseen, ja mitattua suuretta nimitetään säteilytykseksi. Säteilytys määritellään seuraavasti [10]

$$X = \frac{dQ}{dm}, \quad (7)$$

missä dQ on säteilyn vaikutuksesta ilmaan syntynyt varaus, kun kaikki säteilyn massasta dm vapauttavat elektronit ovat täydellisesti pysähtyneet ilmassa. Säteilytys on määritelty ainoastaan röntgen- ja gammasäteilyn fotoneille, ja se voidaan mitata vain ilmassa. Säteily voi tuottaa myös positroneja vuorovaikuttaessaan ilman kanssa. Säteilytyksen yksikkö SI-järjestelmässä on C/kg. [11,12]

2.2.2 Kerma K ja ilmakerma K_a

Kerma (Kinetic Energy Released per unit MAAss) kuvaa liike-energiaa, joka siirtyy massa-alkiossa (tilavuus V) varauksettomilta (u , uncharged) hiukkasilta varauksellisille hiukkasille. Säteilyenergian R avulla siirtynyt energia ε_{tr} voidaan määritellä seuraavasti [13]

$$\varepsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_{u,nonr} + \sum Q, \quad (8)$$

missä $(R_{in})_u$ on tilavuuteen V tulevien varauksettomien hiukkasten säteilyenergia, $(R_{in})_{u,nonr}$ on tilavuudesta poistuvien varauksettomien hiukkasten säteilyenergia lukuun ottamatta säteilyhäviöitä ja $\sum Q$ on lepomassaenergian muutos. Säteilyhäviöillä tarkoitetaan takaisin varauksettomille hiukkasille esimerkiksi jarrutussäteilynä siirtynyttä energiaa. Kerma määritelmässä käytetään kaavan (8) mukaisen energian siirtymän odotusarvoa (e , expectation value) $(\varepsilon_{tr})_e$. Kerma voidaan esittää seuraavasti

$$K = \frac{d(\varepsilon_{tr})_e}{dm}, \quad (9)$$

missä $d\varepsilon_{tr}$ on edellä mainittu varauksellisten hiukkasten sama liike-energia ja dm on tilavuuden V massa-alkio. Kermaan luettava energia syntyy tarkasteltavassa tilavuudessa; osa energiasta saattaa siirtyä massa-alkion ulkopuolelle ja absorboitua vasta siellä. Kerman yksikkö SI-järjestelmässä on gray (1 Gy = 1 J/kg). [10,12]

Monoenergeettiselle fotonisäteilylle kerma voidaan ilmaista myös massa-energia siirtokertoimen μ_{tr}/ρ ja energiavuon Ψ tulona seuraavasti [14]

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_E, \quad (10)$$

missä E on fotonisäteilyn energia.

Ilmakermalla K_a tarkoitetaan varauksettomien hiukkasten ilma-alkiossa tuottaminen varauksellisten hiukkasten liike-energia niiden syntyhetkellä jaettuna kyseisen ilma-alkion massalla. Ilmakermasta on määritelty erityistapauksia sen mukaan, missä paikassa suuretta tarkastellaan ja huomioidaanko takaisinsironnut säteily [15]. Ensimmäinen, Incident (beam) air kerma, ei huomioi takaisinsirontaa ja se mitataan säteilykeilan keskiakselilta röntgenputken fokusetäisyydellä tarkasteltavasta kohteesta. Entrance surface air kerma sen sijaan huomioi takaisinsironneen säteilyn. Ero näiden kahden välillä voi olla suuri riippuen käytetystä mittausmenetelmästä.

Kermanopeus ja ilmakermanopeus ilmaisevat kerman ja ilmakerman kasvun lyhyellä aikavälillä

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}. \quad (11)$$

Kaavan (8) mukaisesti säteilyhäviöitä ei vähennetä tilavuuteen tulevien varauksettomien hiukkasten säteilyenergiasta, eli se siis kuuluu kermaan. Näin ollen kerma voidaan jakaa kahteen erilliseen osaan seuraavasti

$$K = K_c + K_r, \quad (12)$$

missä termi K_c sisältää elektronien välisissä Coulombin vuorovaikutuksissa syntyvän ionisaation ja viritykset ja termi K_r sisältää jarrutussäteilyn myötä takaisin fotoneiksi muuttuneen energian [13].

2.2.3 Absorboitunut annos D ja ilmaan absorboitunut annos D_a

Keskimääräinen ionisoivasta säteilystä aineeseen siirtynyt energia määritellään seuraavasti [13]

$$\varepsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q, \quad (13)$$

missä R_{in} on kaikkien tarkasteltavaan tilavuuteen tulevien varauksellisten (c, charged) ja varauksettomien hiukkasten tuoman säteilyenergian summa ja R_{out} on näiden ionisoivien hiukkasten tarkasteltavasta tilavuudesta viemän säteilyenergian summa. $\sum Q$ on hiukkasten lepomassamuutosten summa. Tilavuuteen siirtynyt energia voi olla peräisin aineen ja ionisoivan säteilyn vuorovaikutuksesta tilavuutta kuvaavan massa-alkion sisäpuolella tai ulkopuolella, mutta absorboituneeseen annokseen luetaan kuuluvaksi vain alkion sisäpuolelle siirtynyt energia.

Absorboitunut annos on esimerkiksi sädehoitokäytössä tärkein dosimetrinen suure, ja usein puhuttaessa vain annoksesta tarkoitetaan absorboitunutta annosta. Absorboitunut annos voidaan määritellä kaavan (13) avulla muodossa

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}, \quad (14)$$

missä dm on tarkasteltavaa tilavuutta vastaava massa-alkio. Absorboituneen annoksen yksikkö on sama kuin kermalla eli gray. Jos absorboituneen annoksen määritelmässä esiintynyt alkio on ilmaa, käytetään nimitystä ilmaan absorboitunut annos. [10,12]

2.3 Ionisaatiokammio

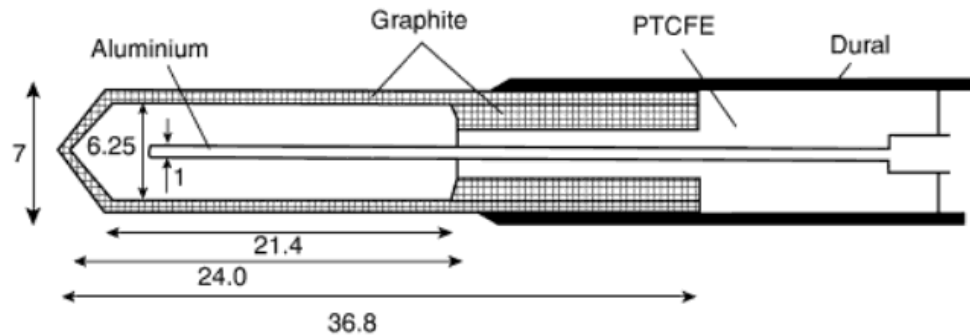
Ionisaatiokammiot ovat dosimetrian perusilmaisimia, joilla mitataan säteilyn vuorovaikutuksissa luovuttamaa energiaa. Ionisaatiokammioita on useita tyyppisiä ja kokoja, mutta niiden toimintaperiaate on sama: kammion kaasuontelossa on kaksi eri potentiaaleihin kytkettyä elektrodia. Säteily ionisoi kaasumolekyylejä ja saa siten aikaan niiden varautumisen. Elektrodien välillä vallitsee sähkökenttä, jonka ansiosta onteloon syntyneet varauksenkuljettajat kerääntyvät elektrodeille. Tämän ansiosta kammion läpi kulkee virta, joka on suoraan verrannollinen annosnopeuteen (ilmakermanopeuteen) ja ionisaatioon. Virran mittaamiseen käytetään elektrometriä, jonka on oltava hyvin herkkä, sillä mitattavan virran suuruusluokka on pieni (nA - pA). Kammion herkkyyttä voidaan kasvattamalla sen kokoa, mutta tällöin paikkaerotuskyky heikkenee, sillä signaali on todellisuudessa keskiarvo koko kammion tilavuudessa tapahtuvasta ionisaatiosta. Kammion tilavuuden onkin oltava 0,1 - 1 cm³, jolloin saavutetaan kompromissi paikkaresoluution ja tarvittavan herkkyyden välillä. Kammion seinämän tulee lisäksi olla mahdollisimman homogeeninen ja siinä voi olla ilma-aukko, jotta kammio saavuttaisi nopeasti tasapainon vallitsevassa lämpötilassa ja ilmanpaineessa. [6,10,16]

Ionisaatiokammioon absorboitunutta annosta voidaan tarkastella Bragg-Gray -onteloteorian avulla, joka on ionisaatiokammiodosimetrian lähtökohta [10]. Teoria mahdollistaa absorboituneen annoksen laskemisen samassa pisteessä väliaineessa, jossa on ionisaatiokammion avulla mitattu ilmaontelossa tapahtuva ionisaatio. Alkeisvarausta kohden tarvittava ionisaatioenergia ilmassa on 33,97 eV ja ilma-alkion massa-an absorboitunut annos on [6]

$$D_{ilma} = \frac{Q}{m_{ilma}} \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_{ilma}, \quad (15)$$

missä Q on kerääntynyt varaus, m_{ilma} on ilma-alkion massa ja $\left(\frac{\bar{W}}{e}\right)_{\text{ilma}}$ on 33,97 J/C.

Väliaineeseen absorboitunut annos saadaan Bragg-Gray -onteloteorian mukaisesti aineiden massajarrutuskykyjen avulla [6,10]. Kuva 3 esittää sylinterimäisen ionisaatiokammion rakenteen.



Kuva 3. Sylinterimäinen ionisaatiokammio [17].

Tarkasteltavassa tilavuudessa vallitsee varauksellisten hiukkasten tasapaino (CPE), jos jokaista varauksellista hiukkasta, joka vie tilavuudesta tietyn energiamäärän pois vastaa toinen hiukkanen, joka kuljettaa saman energian takaisin tilavuuteen. Tällöin voidaan osoittaa, että ilmakerma ja ilmaan absorboitunut annos ovat likimain yhtä suuret. Yhtäpitävyys on sitä tarkempi, mitä pienempi on jarrutussäteilyn osuus. [10]

2.4 Säteilysojeluksuureet

2.4.1 Ekvivalenttiannos H_T

Elimen tai kudoksen T ekvivalenttiannos on siihen absorboituneiden annosten painotettu summa, joka on painotettu säteilylaadusta riippuvilla säteilyn painotuskertoimilla. Se voidaan esittää seuraavasti [13]

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}, \quad (16)$$

missä w_R on säteilylaadun R painotuskerroin ja $D_{R,T}$ on kudokseen T säteilylaadusta R absorboitunut keskimääräinen annos. Ekvivalenttiannoksen SI-järjestelmän mukainen yksikkö on sievert ($1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$). [11,12]

2.4.2 Efektiivinen annos E

Efektiivinen annos huomioi säteilylle alttiina olevien elinten tai kudosten painotuskertoimilla, sillä säteilyhaitta on erilainen eri kudoksissa. Se voidaan esittää ekvivalenttiannoksen tavoin painotettuna summana [13]

$$E = \sum_T w_T H_T, \quad (17)$$

missä w_T on kudoksen tai elimen painotuskerroin ja H_T on ekvivalenttiannos. Painotuskertoimien summa on yksi, sillä ne kuvaavat kunkin elimen tai kudoksen osuutta säteilyn aiheuttamasta kokonaishaitasta kun koko keho on tasaisesti altistunut säteilylle. Efektiivisen annoksen yksikkö on sievert. [11,12]

2.4.3 Annosekvivalentti H

Annosekvivalentti H on absorboituneen annoksen D ja säteilyn paikallisen laatutekijä Q tulo [11]

$$H = QD, \quad (18)$$

Annosekvivalentti kuvaa eri säteilylajien absorboituneen annoksen biologista vaikutusta tietyssä kohdepisteessä ja sen SI-järjestelmän mukainen yksikkö on sievert.

2.4.4 Vapaa ja suunnattu annosekvivalentti $H^*(d)$ ja $H'(d, \Omega)$

Vapaan ja suunnatun annosekvivalentin tapauksessa on oleellista määritellä niihin liittyvät käsitteet ICRU-pallo, laaja kenttä ja suunnattu laaja kenttä. ICRU-pallolla tarkoitetaan Kansainvälisen säteily-yksiköiden ja -mittausten toimikunnan (ICRU)

määrittelemä kappale, joka absorboi ionisoivaa säteilyä likimain ihmiskehon tavoin. Se on halkaisijaltaan 30 cm:n suuruinen kudosekvivalentista materiaalista valmistettu pallo, jonka tiheys on 1 g/cm^3 ja jonka koostumus on 76,2 % happea, 11,1 % hiiltä, 10,1 % vetyä ja 2,6 % typpeä. Laaja kenttä on säteilykenttä, jossa hiukkaskertymä suunta- ja energiajakaumineen on koko tarkasteltavassa tilavuudessa sama kuin todellisessa kentässä olevassa vertailupisteessä. Myös suunnattu laaja kenttä on säteilykenttä, jossa hiukkaskertymä ja sen energiajakauma ovat samat kuin laajassa kentässä, mutta kaikki hiukkaset tulevat samasta suunnasta. Nämä kentät ovat kuvitteellisia säteilykenttiä, jotka on johdettu todellisista säteilykentistä vapaan ja suunnatun annosekvivalentin määrittelemistä varten.

Vapaa annosekvivalentti $H^*(d)$ säteilykentän pisteessä on annosekvivalentti, jonka aiheuttaisi vastaava suunnattu laaja kenttä ICRU-pallossa syvyydellä d kentän suuntaisella säteellä säteilyn tulosuunnan puolella. Suunnattu annosekvivalentti $H'(d, \Omega)$ säteilykentän pisteessä on annosekvivalentti, jonka aiheuttaisi vastaava laaja kenttä ICRU-pallon säteellä syvyydellä d ja tietyssä suunnassa Ω . Sekä vapaan että suunnatun annosekvivalentin yksikkö on sievert. Suureet määritetään tietyllä syvyydellä d , joka mitataan ICRU-pallon pinnasta sisäänpäin. Kovalle säteilylle käytetty syvyys on 10 mm, pehmeälle 0,07 mm iholle ja 3 mm silmälle. [18] Co-60-gammasäteilylle vapaa annosekvivalentti 10 mm:n syvyydellä, $H^*(10)$, lasketaan ilmakehämästä muunnoskertoimella 1,16 Sv/Gy.

2.4.6 Henkilöannosekvivalentti $H_p(d)$

Henkilöannosekvivalentti on annosekvivalentti pisteessä, joka on syvyydellä d kehon pehmytkudoksessa. Henkilöannosekvivalentti määritetään tietyllä syvyydellä d samoin kuin vapaa ja suunnattu annosekvivalentti ja sen yksikkö on sievert. Henkilöannosekvivalenttia $H_p(10)$ kutsutaan syväannokseksi ja henkilöannosekvivalenttia $H_p(0,07)$ pinta-annokseksi. [18]

Henkilödosimetriassa mitataan yleensä kahta suurta, syväannosta $H_p(10)$ ja pintaannosta $H_p(0,07)$, ja dosimetrioiden säteilytykset suoritetaan ilmassa käyttäen tiettyjä

standardisoituja säteilylaatuja. Ympäristödosimetriassa käytetty annosekvivalentti on $H^*(10)$, jota voidaan IEC 62387-1 standardin [19] vaatimuksilla soveltaa potilasdosimetriaan käytettäessä ISO N-laatuojen ohella ISO H-säteilylaatuja sekä gammasäteilylaatuja, jotta dosimetricien energiavastetta voidaan tarkastella mahdollisimman laajalla energia-alueella.

2.5 Pinta-annos ESD

Pinta-annos ESD on ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan keskiakselin ja potilaan etupinnan leikkauspisteessä ja se sisältää myös potilaasta tähän pisteeseen takaisinsiroavan säteilyn aiheuttaman annoksen [18,20]. Pinta-annoksen yksikkö on gray. Röntgendiagnostiikassa potilaan pinta-annos lasketaan röntgenputken säteilytuoton avulla seuraavasti

$$ESD = Y(U, F) \cdot \left(\frac{FDD}{FSD} \right)^2 \cdot Q \cdot BSF, \quad (19)$$

missä $Y(U, F)$ on röntgenputken säteilytuotto eli ilmakerma tai ilmaan absorboitunut annos jaettuna sähkömäärällä (mGy/mAs) etäisyydellä FDD fokuksesta, FSD on etäisyys röntgenputken fokuksesta potilaan iholle säteilykeilan keskellä, Q on potilastutkimuksessa käytetty sähkömäärä (mAs) ja BSF on takaisinsirontakerroin [21].

Toisaalta elektronitasapainon vallitessa pinta-annos ilmassa voidaan määrittellä ilmakerman ja takaisinsirontakertoimen tulona [22]:

$$ESD_a = K_a \cdot BSF. \quad (20)$$

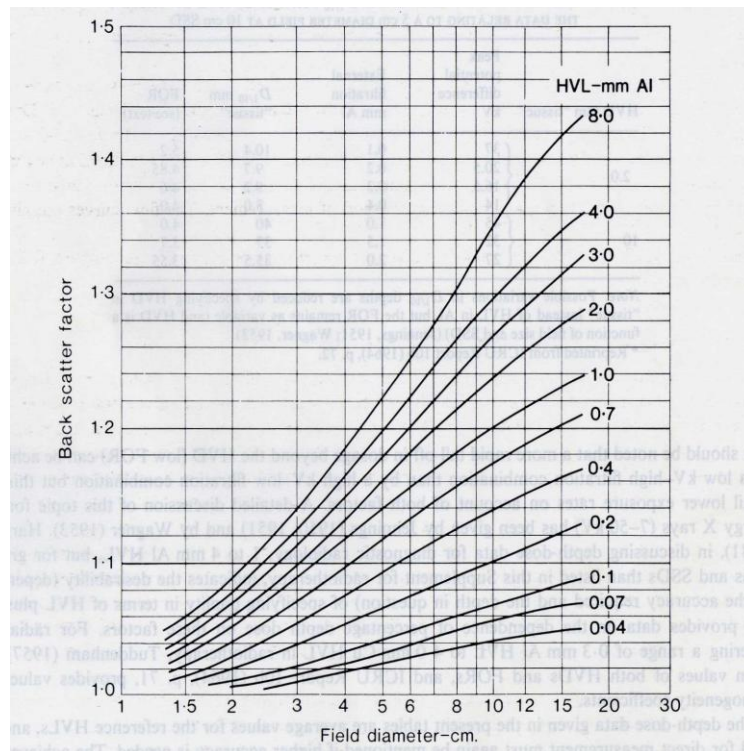
Hammasröntgenlaitteiden postivalvonnassa TL-annosmittareilla mitataan ilmakermaa posken pinnan kohdalla. Mittaussuureena on ilmakerma (Incident beam air kerma), joka ei sisällä takaisinsiroavaa säteilyä. Hammasröntgentutkimuksissa potilaan päästä tuleva takaisinsironta on pientä, mutta tarkkaan ottaen mitattu suure ei ole ESD. ESD:hen päästään ilmakermasta käyttämällä kuvassa 4 esitettyä takaisinsirontakerrointa.

2.5.1 Takaisinsirontakerroin

Takaisinsirontakerroin BSF arvioidaan kenttäkoon ja säteilyn puoliintumispaksuuden perusteella. Se on sirontakertoimen (Scatter Factor, SF) erikoistapaus, ja riippuu siten myös säteilyn sirontakulmasta ja energiasta. Takaisinsirontakerroin voidaan määrittellä joko absorboituneen annoksen tai kerman avulla siten, että verrataan vedessä mitattua arvoa vastaavaan arvoon, joka saadaan huomioimalla ainoastaan primäärifotonit

$$BSF_k^{(v)} = \frac{K_k^{(v)}}{K_k^{(free)}} = \frac{D_k^{(v)}}{D_k^{(free)}}, \quad (21)$$

missä alaindeksi k kuvaa väliainetta referenssipisteessä v-tyyppisessä fantomissa ja free tarkoittaa vapaata absorboitunutta annosta tai kermaa [23]. Seuraavassa kuvassa (kuva 4) on esitetty takaisinsirontakertoimen riippuvuus kenttäkoosta ja puoliintumispaksuudesta.



Kuva 4. Takaisinsirontakerroin BSF kenttäkoon funktiona eri puoliintumispaksuuksille [23].

3 TERMOLUMINESSENSI ANNOSMITTAUKSESSA

3.1 Termoluminesenssi-ilmio

Energiaa voi varastoitua aineeseen monilla erilaisilla tavoilla kuten ionisoivan säteilyn, biokemiallisten reaktioiden, ultraäänen tai voimakkaan sähkökentän vaikutuksesta. Ulkopuolinen energia virittää aineen elektronit niiden perusenergiatasoa korkeammille, epästabiileille energiatasoille. Viritystilan purkautuessa ylimääräinen energia vapautuu enimmäkseen lämpöenergiana, mutta pieni osa energiasta vapautuu näkyvänä valona tai ultraviolettivalona; tätä ilmiötä kutsutaan luminesenssiksi. Emittoituvan fotonin energia on pienempi kuin absorboituneen fotonin, joten sen aallonpituus on suurempi. Luminesenssi-ilmiot voidaan jakaa alalajeihin viritystavan mukaan – tällöin puhutaan esimerkiksi fotoluminesenssista, kemiluminesenssista ja bioluminesenssista.

Termoluminesenssissa kiinteään aineeseen varastoitunut energia vapautuu valona materiaalia lämmitettäessä. Ilmiötä esiintyy pääasiassa kiderakenteisissa eristeissä, joissa on todellisuudessa aina kidevikoja. Erilaiset kideviat, epäpuhtausatomit ja välisijat muodostavat elektroni- ja aukkoloukkuja, joihin varaukset voivat loukkuuntua. TL-materiaaleja valmistettaessa kidevikoja synnytetään materiaaliin tarkoituksellisesti. Loukkuuntuneen aukon tai elektronin vapautumiseen tarvitaan ulkopuolista energiaa kuten materiaalin lämmittämistä. Loukusta vapautuneet elektronit yhtyvät aukkoihin ns. luminesenssikeskuksissa (rekombinaatio), jolloin emittoituu valofotoneita. Vastaavasti valenssivyössä liikkuva aukko voi rekombinoitua loukkuuntuneen elektronin kanssa. Tätä viivästynyttä ja ulkopuolista lämpöenergiaa vaativaa prosessia kutsutaan termoluminesenssiksi eli lämpöloisteeksi. Emittoituvan valon intensiteetti on ideaalitulanteessa suoraan verrannollinen materiaaliin absorboituneeseen säteilyannokseen; tämä tekee termoluminesenssista annosmittaukseen eli dosimetriaan soveltuvan menetelmän. Esitettäessä emittoituvan valon intensiteetti lämpötilan funktiona saadaan hehkukäyrä, joka on kullekin loistemateriaalille ominainen ja se saattaa sisältää useita piikkejä, jolloin termoluminesenssin intensiteetti saa paikallisen maksimiarvonsa useissa eri lämpötiloissa. Matalissa lämpötiloissa esiintyvät piikit aiheutuvat usein epästabiileista loukuista ja dosimetrisissa sovelluksissa ne pyritään poistamaan dosimetrien esikäsittelyllä. [24]

Hehkukäyriä voidaan tarkastella käyttäen ensimmäisen tai toisen asteen kinetiikkaa. Loukuista vapautuvien varausten lukumäärä riippuu ensimmäisen asteen kinetiikan mukaisesti vapautumistodennäköisyydestä p , joka on lämpötilan funktio [3]

$$p = s \cdot e^{-E/k_B T}, \quad (22)$$

missä s on taajuustekijä, E on aktivaatioenergia, joka vaaditaan vapauttamaan loukkuuntunut varaus, T on lämpötila kelvineissä ja k_B on Boltzmannin vakio. Lämpötilan kasvaessa Boltzmannin yhtälön (22) mukainen todennäköisyys kasvaa ja saavuttaa lopulta arvon 1, jolloin loukku tyhjenee täydellisesti eli on saavutettu edellä mainittu aktivaatioenergia. Jos lämpötila pidetään vakiona, niin loukussa olevien varausten lukumäärä n alkaa laskea ajan funktiona seuraavasti [3]

$$\frac{dn}{dt} = -p \cdot n. \quad (23)$$

Loukuissa on kuitenkin rajallinen määrä varauksia, joten vapautuvien varausten lukumäärä aikayksikössä ei käyttäydy samalla tavalla kuin teoreettinen vapautumistodennäköisyys p . Tämän johdosta se alkaa laskea, ja tuloksena saadaan hehkukäyrän tyypillinen muoto, jonka rajaama pinta-ala vastaa materiaaliin absorboitunutta säteilyannosta. Lopullinen hehkukäyrä on yksittäisten loukkujen tyhjentymisen tuottamien hehkukäyrien kombinaatio. [24,25]

Randall-Wilkins-teorian mukaisesti materiaalista emittoituvan valon intensiteetti on suoraan verrannollinen kaavan (23) kuvaamaan varausten vapautumisnopeuteen seuraavasti [26]

$$I = -C \frac{dn}{dt} = Cp \cdot n, \quad (24)$$

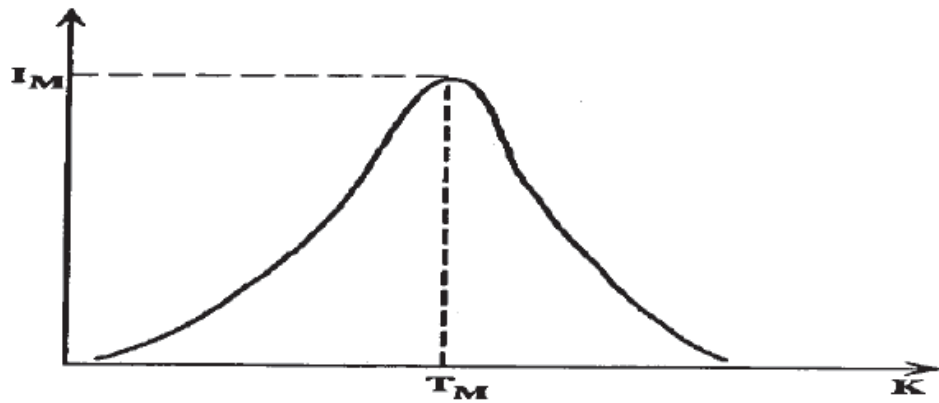
missä vakio C liittyy luminesenssin tehokkuuteen ja sen arvoksi voidaan asettaa yksi [25]. Jos oletetaan, että materiaalia lämmitetään vakionopeudella

$$\beta = \frac{dT}{dt}, \quad (25)$$

saadaan hehkukäyrän yhtälö seuraavaan muotoon [25]

$$I(T) = C \cdot n_0 \cdot s \cdot e^{-E/k_B T} \cdot e^{-\int_{T_0}^T \frac{s}{\beta} e^{-E/k_B T} dT}, \quad (26)$$

missä n_0 on loukkuuntuneiden elektronien lukumäärä ajanhetkellä $t = 0$. Yhtälön (26) ratkaisuna saadaan siis vapautuvan valon intensiteetti lämpötilan funktiona (kuva 5).



Kuva 5. Yhden loukun täydellisestä tyhjentyisestä syntyvä hehkukäyrä [25].

Ennen materiaalin lämmitystä tapahtuvasta loukkuuntuneiden tilojen purkautumista kutsutaan fading-ilmiöksi. Se kuvaa siis varastoituneen annostiedon stabiilisuutta ja on tärkeä parametri arvioitaessa jonkin materiaalin soveltuvuutta dosimetrisiin sovelluksiin. Pieni fading-ilmiö onkin lineaarisen annosvasteen ohella tärkein vaadittava TL-materiaaliominaisuus. Signaalin häipymisnopeus fading-ilmiön seurauksena riippuu useista tekijöistä, kuten säilytyslämpötilasta, lämpökäsittelystä, säteilyn tyypistä sekä siitä, mitä hehkukäyrän piikkejä käytetään annoksen määrittämisessä, ja se tulee todennäköisemmäksi säteilytysajan ja säteilyannoksen kasvaessa. Fading-ilmiö voidaan jakaa termiseen ja optiseen signaalin häipymiseen. Ensimmäisessä todennäköisyys elektronin vapautumiselle loukusta voidaan laskea Boltzmannin yhtälöstä (22). Suuri termien signaalin häipyminen liittyy yleensä matalan lämpötilan hehkukäyrän piikkeihin

tai yksittäisiin, leveisiin hehkupiikkeihin, joilla on matalan lämpötilan komponentti. TL-materiaalin esikäsitteilyllä voidaan lämmittämällä poistaa matalan lämpötilan piikit ennen varsinaista luentaa, jossa signaali kerätään korkeamman lämpötilan elektroniloukkujen purkautuessa. Jälkimmäisessä näkyvän valon fotonit ja erityisesti ultraviolettivalo saavat aikaan virheellisen TL-signaalin jo ennen varsinaista säteilytystä tai aiheuttavat loukkuuntuneiden elektronien häviötä tai uudelleenjakautumista säteilytetyssä loisteaineessa. TL-materiaalin altistuminen keinotekoiselle tai luonnolliselle ultraviolettivalolle voi tuottaa sellaisen valomäärän, joka on verrannollinen jopa useiden mGy:n suuruiseen säteilyannokseen. [3,25,27]

3.2 TL-järjestelmän suorituskyky

TL-järjestelmän suorituskyvyn arvioinnissa sovelletaan IEC 62387-1 standardia [19]. Standardin mukaan $H^*(10)$ -dosimetreille on käytettävä standardissa ISO 4037-1 [28] määrittelemiä ISO N-säteilylaatuja N-15, N-20, N-30, N-40, N-60, N80, N-100, N-200 ja N-300 sekä Cs-137 ja Co-60 gammasäteilyä ja säteilytykset on suoritettava ilmassa. Standardinmukainen kokonaisvaatimus suhteelliselle vasteelle on -29% - +67% [19].

Dosimetriassa ionisoivan säteilyn mittaaminen rutiiniosuhteissa on energiariippuvaista. Tästä johtuen on tärkeää määritellä standardisäteilylaatuja osana laboratorion laadunvalvontaohjelmaa. Kalibrointilaboratoriot tarjoavat kalibrointitekijät tavallisesti vain tietyille fotonispektreille. Röntgensäteilyn spektri määritellään yleensä röntgenputken jännitteen, säteilyn suodatuksen sekä ensimmäisen puoliintumispaksuuden avulla (mm Al tai mm Cu). Lisäksi säteilylajin määrittelyssä voidaan käyttää säteilyn keskimääräistä energiaa sekä toista puoliintumispaksuutta. Säteilyn fotonien spektraalisen jakauman tunteminen on tärkeää monissa sovelluksissa, kuten määrittäessä dosimetrin herkkyyttä tai vastetta energian funktiona. Määrittelyksen tulee tapahtua jatkuvan fotonien energian funktiona, jotta saavutettaisiin riittävä energiaresoluutio.

Standardi ISO 4037-1 [28] määrittelee ISO N-spektrisarjan (ISO N10 – ISO N300) ominaisuudet sekä esittää kyseisen säteilylaadun yksittäisten säteilylajien aiheuttamat pulssimäärät fotonien energian funktiona. STUK ylläpitää ISO N-säteilylaatuja ja varmistaa

säännöllisesti niiden täyttävän standardin ISO 4037-1 asettamat vaatimukset vertaamalla fotonikertymäspektreistä laskettuja tunnuslukuja standardissa määriteltyihin arvoihin. Spektrit mitataan STUKin Dosimetrialaboratoriossa ja muunnetaan Spektripaja-ohjelmalla [29] yhden metrin etäisyydelle röntgenputken fokuksesta. ISO N-laatuja käytetään pääasiassa henkilödosimetriassa [9].

3.3 TLD-mittausmenelmä

Tässä luvussa esitellään TL-materiaalien teoriaa sekä STUKin TL-annoslaskennassa käytetyn mittausmenetelmän osat. Mittausmenettely tulee osittain muuttumaan, kun annoslaskenta siirtyy rekisteristä WinTLD-ohjelmaan.

3.3.1 TL-materiaalit

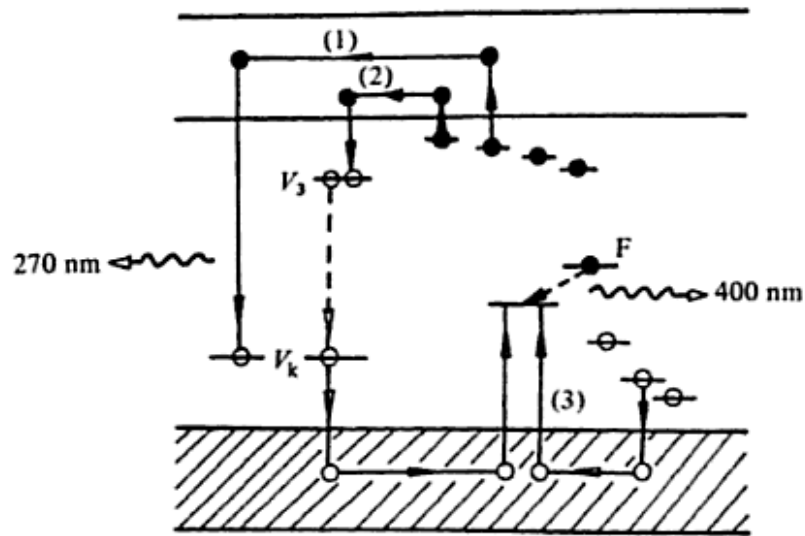
Termoluminesenssia esiintyy epäpuhtausatomeja sisältävissä kiteisissä materiaaleissa. TL-materiaalilta vaaditaan kuitenkin monia lisäominaisuuksia, jotka mahdollistavat sen käyttämisen dosimetrisissa sovelluksissa. Näitä ovat muun muassa materiaalia lämmitettäessä emittoituvan valon spektrialueen soveltuvuus käytetylle laitteistolle, lineaarinen ja mahdollisimman laajan energia-alueen kattava tasainen energiavaste sekä materiaalin edullisuus. TL-materiaalin kudosekvivalenttisuus ionisoivaa säteilyä käytettäessä on myös merkittävä etu annosmittauksessa. Yleisimmin käytettyjä TL-materiaaleja ovat litiumfluoridin (LiF) isotoopit 6 ja 7 sekä näiden seokset, joihin lisätään epäpuhtausatomeiksi magnesiumia, fosforia ja titaania. [25]

Tiettyssä materiaalissa esiintyvä termoluminesenssi voidaan jakaa kahteen vaiheeseen: virittyminen ja elektronien loukkuuntuminen sekä elektronien ja aukkojen rekombinaatio luminesenssikeskuksissa, jonka seurauksena emittoituu fotoneita. Litiumfluoridissa esiintyvä termoluminesenssi-ilmiö voidaan selittää muu muassa Mayhughsin mallin avulla [3]. Materiaalilla tehtyjen tutkimustulosten selittäminen kattavasti on kuitenkin hyvin vaikeaa johtuen esimerkiksi epävarmuudesta loisteaineen koostumuksen standardisoinnissa. Litiumfluoridissa tapahtuvan termoluminesenssin on kuitenkin todettu olevan voimakkaasti riippuvainen kiteen epäpuhtauksien lukumäärästä ja tyypistä sekä

tavasta, jolla epäpuhtausatomit tuodaan kidehilaan. Myös loisteaineen terminen, optinen ja mekaaninen kohtelu valmistuksen ja käytön aikana vaikuttaa materiaalin käyttökelpoisuuteen ja loisteominaisuuksiin.

Fotonidosimetriassa käytettyjä TL-materiaaleja ovat esimerkiksi yhdistelmät LiF:Mg,Ti (TLD-100) ja LiF:Mg,Cu,P, joista käytetään kirjainlyhenteitä MTS-N ja MCP-N. Tyypinimen pääte kertoo materiaalissa käytetyn litiumin isotoopin. Kirjain N (Natural) kertoo litiumin olevan luonnollisessa muodossaan, jolloin sen koostumus on 7,5 % isotooppia Li-6 ja 92,5 % isotooppia Li-7. Lisäksi käytetään materiaalia MCP-Ns, johon on lisätty grafiittia. Erilaisten lisäaineiden vaikutus näkyy ominaisuuksien lisäksi TL-materiaalin värissä. TLD-100 materiaalia lämmitettäessä siitä emittoituva valon aallonpituus on 400 nm, mikä soveltuu hyvin dosimetrien luennassa käytettävän laitteiston fotokatodille. [25,30]

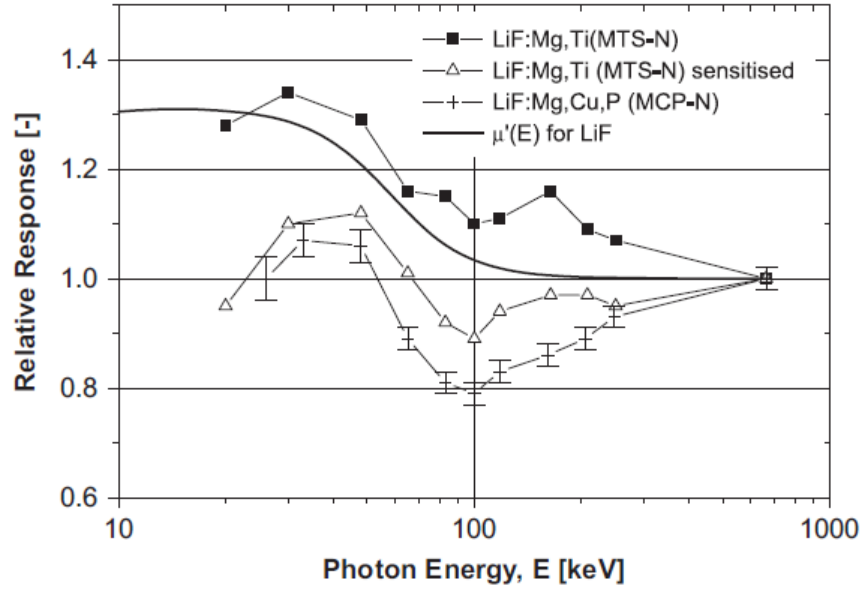
Mayhughin malli perustuu kokeellisiin tutkimuksiin litiumfluoridin optisen absorptiospektrin muutoksista käyttäen erilaisia määriä magnesiumioneja, erilaisia säteilytysaikoja sekä termisiä tai optisia valkaisumenetelmiä. Tuloksena saatujen hehkukäyrien avulla Mayhugh esitti mallin loukkuuntumis- ja uudelleenjärjestäytymisprosesseille vuonna 1970. Mallin ymmärtämiseksi on tarkasteltava magnesiumionien merkitystä loisteaineessa sekä säteilytyksen ja lämmityksen seurauksena saatua hehkukäyrää. LiF:Mg,Ti-materiaalin hehkukäyrässä on vähintään kuusi hehkupiikkiä normaalien ja 300 °C:n välisellä lämpötila-alueella. Nämä piikit on numeroitu seuraavasti: piikki 1 (60°C), piikki 2 (120°C), piikki 3 (170°C), piikki 4 (190°C) ja piikki 5 (285°C). Kunkin piikin resoluutio riippuu kiteen lämmitysnopeudesta. Piikkiä numero 5 käytetään yleensä dosimetriassa. Matalissa lämpötiloissa esiintyvät piikit liittyvät korkeaan fading-efektiin; ihanteellisessa tilanteessa näitä piikkejä ei havaittaisi ollenkaan. Magnesiumioneja käytetään aikaansaamaan elektroniloukkuja yhdessä tiettyjen kidevirhekeskusten kanssa. Titaanin osuus on oletettavasti muodostaa materiaaliin luminesenssikeskuksia. [3,24] Kuva 6 havainnollistaa edellä käsiteltyä Mayhughin mallia termoluminesenssille tyypillisessä TL-materiaalissa TLD-100.



Kuva 6. Mayhughin malli termoluminesenssille materiaalissa TLD-100 [31].

Kuvassa 6 prosessi (1) kuvaa matalissa lämpötiloissa tapahtuvaa loukkuuntuneiden elektronien (mustat ympyrät) vapautumista ja rekombinaatiota aukkojen (valkoiset ympyrät) kanssa V_k -keskuksissa emittoiden 270 nm valofotonin. Prosessi (2) tapahtuu edellistä korkeammassa lämpötilassa, ja siinä elektronit rekombinoituvat V_3 -keskuksissa. V_k -keskuksista vapautuvat aukot rekombinoituvat F-keskuksista tunneloituneiden elektronien kanssa ja prosessissa emittoituu 400 nm valofotoni. Myös aukkojen terminen vapautuminen stimuloi 400 nm:n emissiota prosessissa (3). [31]

Useimmilla TL-materiaaleilla massa-energia siirtokerroin ilmassa kasvaa energian pienentyessä. Näin ollen TL-dosimetrien oletetaan olevan ylivasteisia matalilla fotonienenergioilla. Vaikka sekä MTS-N että MCP-N materiaaleilla on sama efektiivinen atomiluku, niiden energiavasteet poikkeavat kuitenkin merkittävästi toisistaan. MTS-N-materiaali on pienillä fotonienenergioilla (n. 30 keV) ylivasteisempi kuin MCP-N-materiaali. Suuremmilla energioilla (n. 80 - 150 keV) taas havaitaan MCP-N-materiaalin olevan huomattavan alivasteinen, mutta MTS-N on tällä energia-alueella ylivasteinen. Tämä ero selittyy TL-materiaalien mikroskooppisella rakenteella; MCP-N-materiaalin annosvasteikäyrällä ei esiinny supralineaarisuutta. Kuva 7 esittää MTS-N- ja MCP-N-materiaaleille mitatut suhteelliset vasteet energian funktiona; yhtenäinen käyrä kuvaa litiumfluoridin massa-energia siirtokerrointa. [25,27]



Kuva 7. TL-materiaalien annosvasteen riippuvuus fotonisäteilyn energiasta [27].

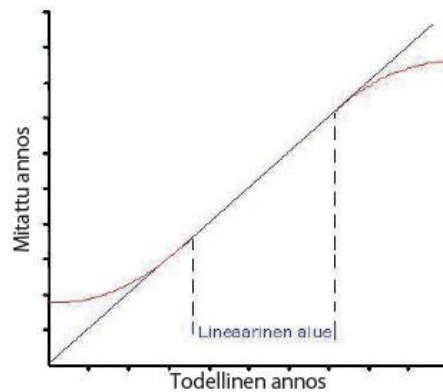
Ideaalitilanteessa TL-materiaalista emittoituvan valon intensiteetti on suoraan verrannollinen siihen absorboituneeseen säteilyannokseen. Tämä on todellisuudessa mahdollista vain osalla TL-materiaaleista, joilla efektiivinen ydinvaraus Z_{eff} on lähellä biologisen kudoksen arvoa – lisäksi säteilyn energian on oltava sopiva ja annoksen riittävän pieni. Efektiivinen ydinvaraus määritellään alkuaineen järjestysluvun Z ja varjostusvakion σ avulla seuraavasti

$$Z_{eff} = Z - \sigma, \quad (27)$$

Efektiivinen ydinvaraus huomioi tarkasteltavaa elektronia sisemmällä radoilla olevien elektronien varjostuksen. [32]

Pitkillä säteilytysjaksoilla ja suurilla annoksilla termoluminesenssin intensiteetti ei vastaa suoraan annosta, sillä tällöin havaitaan tilojen purkautuminen itsestään (fading). Näin ollen materiaalista emittoituu valoa, vaikkei siihen tuodakaan energiaa lämmityksen kautta ja emittoituvan valon intensiteetti on suhteessa suurempi kuin varsinainen TL-kiteeseen absorboitunut annos. Tätä ilmiötä kutsutaan supralineaarisuudeksi. TL-materiaalin energiavasteella tarkoitetaan kiteestä emittoituvan valon määrän riippuvuutta

siihen absorboituneen energian määrästä. Vastekäyrän supralineaaraisella alueella materiaalista emittoituu liikaa valoa todelliseen absorboituneeseen säteilyannokseen nähden. Pienillä säteilyannoksilla eli noin 1 – 30 mGy ilmakermaa TL-kiteiden annosriippuvuuden on todettu olevan lineaarinen. Tämä alue on optimaalisin annosmittauksen kannalta [25]. TL-materiaalin vasteen lineaarinen alue on esitetty alla (kuva 8). Lääketieteellisessä dosimetriassa (sädehoito) käytetyt annostasot voivat olla alueella, jolla TL-materiaalin annosvastekäyrä on supralineaarinen [27,33].



Kuva 8. TL-materiaalin annosvasteen lineaarinen alue [25].

Paramagneettinen elektroniresonanssidosimetria (EPR, Electron Paramagnetic Resonance) mahdollistaa parittomien elektronien tai radikaalien havaitsemisen niiden magneettisen momentin avulla käytettäessä mikroaaltostimulaatiota. EPR-dosimetria soveltuu erityisen hyvin suurille säteilyannoksille, sillä sen herkkyuden ei ole todettu muuttuvan gamma- tai röntgensäteilytyksissä annosalueella 0,5 – 2,5 Gy. Vastaavilla annoksilla TL-dosimetrin herkkyuden on todettu kasvavan yli 5 % aikaansaaden siten supralineaarisen annosvastekäyrän. Optisesti stimuloituun luminenssiin perustuvalla dosimetrialla (OSL, Optically Stimulated Luminescence) voidaan lineaarinen vaste saavuttaa vielä usean kymmenen grayn suuruisilla säteilyannoksilla. [34,35]

3.3.2 TL-dosimetri

TL-dosimetri koostuu TL-materiaalista valmistetuista kiteistä eli pillereistä, jotka sijoitetaan muoviliuskaan (slide) ja kotelosta (slidekotelo). Slidessä on paikka neljälle kiteelle. Kiteet ovat halkaisijaltaan 4,5 mm ja paksuudeltaan 0,90 mm, ja niiden edessä

slidekotelossa on suodatinlevy. Slidekotelo asetetaan vielä dosimetrikoteloon, jonka tarkoituksena on suojata TL-materiaaleja epäpuhtauksilta ja kosteudelta. Dosimetrikotelon kannessa on 120° kulmassa leikattu beta-ikkuna, jossa materiaalin paksuus on vain 0,1 - 0,15 mm. Slideissä on lisäksi tunnistusnumerot, joita käytetään luentaprosessissa syötettäessä dosimetrit kasetissaan lukijalaitteeseen. [25]

TL-dosimetrin rakenteen tulee olla sellainen, että syvä- ja pinta-annosten määrittäminen on mahdollista. Tämä tarkoittaa sitä, että kiteen edessä on oltava riittävän paksu materiaalikerros, $H_p(0,07)$:lle 7 mg/cm^2 ja $H_p(10)$:lle 1000 mg/cm^2 . TL-materiaalien ominaisuuksista ja niihin liittyvistä rajoituksista johtuen kiteiden edessä olevaa suodatinlevyä joudutaan muokkaamaan, jotta henkilöannosekvivalentit saataisiin määritettyä. Kuvassa 9 on esitetty STUKin hammaspostivalvonnassa käytetyn TL-dosimetrin rakenne.

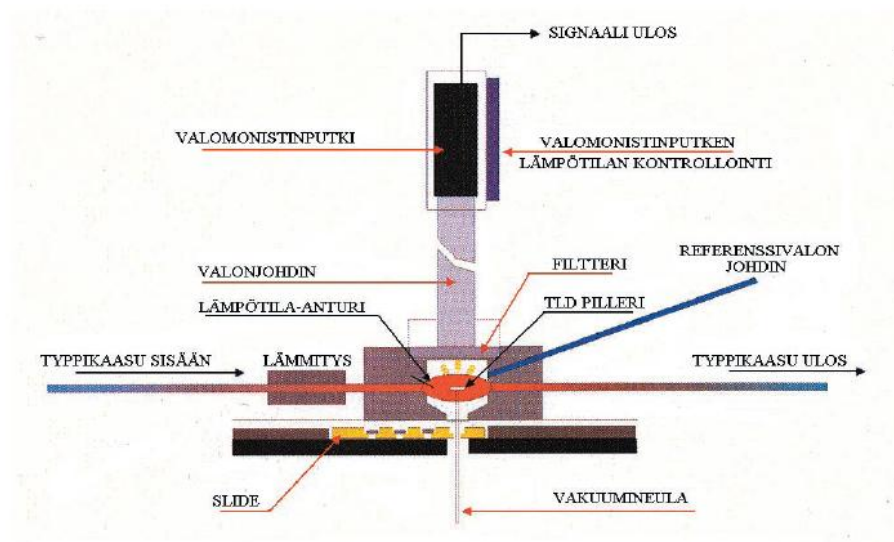


Kuva 9. TL-dosimetrin rakenne. Vasemmalla slidekotelo, oikealla ylhäällä neljä TL-kidettä ja niiden alapuolella slide, jossa näkyy tunnistusnumero [36].

3.3.3 TL-lukija

STUKissa mitataan säteilytettyjen ja tyhjennettyjen TL-kiteiden pulssimäärät käyttäen Alnor TLD lukijaa (Tyyppi RE-2000, Sno 260001). Lukijalaite toimii automaattisesti tietokoneohjauksella. Dosimetrit syötetään lukijalaitteeseen omissa syöttölippeissaan (kaseteissa) ilman dosimetrikoteloita ja niiden sisältämiä pillereitä lämmitetään yksitellen, jolloin ne alkavat emittoida valoa. Kiteitä voidaan lämmittää joko suorasti tai epäsuorasti; ensimmäisessä menetelmässä käytetään lämmitettäviä alustoja, jolloin kiteet ovat suorassa kosketuksessa lämpölähteeseen ja jälkimmäisessä lämmitys tapahtuu typpikaasuvirtauksen, infrapunan tai laserin avulla. Pillereiden emittoimaa valoa mitataan

valomonistinputken avulla, joka muuttaa kiteistä emittoituvan valon sähköiseksi signaaliksi. Sininen valo, jonka aallonpituus on 400 nm, soveltuu hyvin yleisesti käytössä olevien valomonistinputkien fotokatodeille [25]. Kuva 10 havainnollistaa STUKissa TL-dosimetrin luennassa käytettyä laitteistoa.



Kuva 10. TL-lukijan toimintaperiaate [25].

3.3.4 Vakiosäteilytin

Mittausjärjestelmään kuuluu lisäksi Alnor vakiosäteilytin (Tyyppi Dosacus IR-1, Sno 4637). Vakiosäteilyttimessä on sisäänrakennettu säteilylähde Sr-90/Y-90. Vakiosäteilytintä käytetään sekä lukijalaitteen kalibroinnissa että yksittäisten TL-kiteiden herkkyden määrittämisessä. Yli 2 % poikkeama lukijan toistettavuudessa tuottaa virheilmoituksen WinTLD-ohjelman käytön aikana. Lukijalaitteen vaste vaihtelee eri materiaaleille, joten on tärkeää pyrkiä vakioimaan se määrittämällä kullekin materiaalille ominainen korjauskerroin. Säteililyksellä tarkoitetaan vakiosäteilytyskertojen lukumäärää, ja siitä käytetään sen antotavasta johtuen myös nimitystä ”veto”.

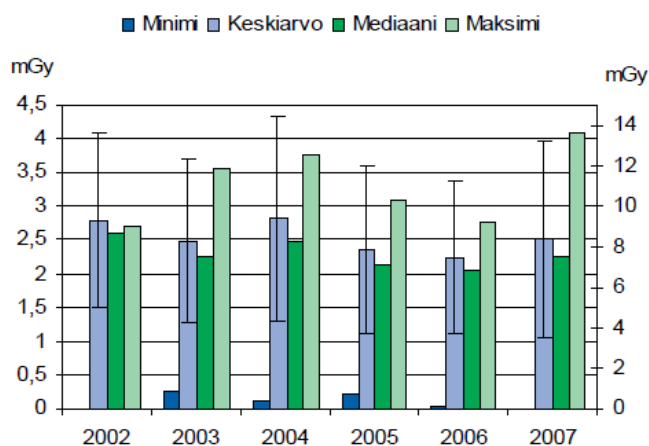
3.3.5 Kalibrointi

Dosimetrien kalibrointiprosessi voidaan jakaa useaan vaiheeseen. Ennen kalibrointia dosimetrit tyhjennetään uunissa korkeassa lämpötilassa, joka määräytyy käytetyn TL-materiaalin mukaan. Ensimmäisessä vaiheessa määritetään lukijalaitteella säteilyttämättömien dosimetrien tuottamat pulssit. Tätä pulssimäärää kutsutaan nolla-annokseksi, ja ohjelmisto vähentää sen automaattisesti luettavien dosimetrien tuottamista pulssimääristä. Toinen vaihe on edellä kuvattu lukijan kalibrointi vakiosäteilytintä käyttäen. STUKin käytännön mukaan lukijalaitteen kalibrointikerroin määritetään uudelleen vuosikalibroinnissa, joka tarkoittaa tietyn testikideryhmän säteilyttämistä vakioannokseen Co-60-gammasäteilyllä Dosimetrialaboratoriossa. Kolmannessa vaiheessa jokaiselle luettavalle TL-kiteelle määritetään yksilöllinen herkkyyskerroin. Dosimetreille annetaan sama säteilyannos kuin lukijan herkkyyskalibroinnissa. Viimeisenä määritetään vielä yhden annosyksikön tuottama pulssimäärä, jonka perusteella WinTLD-ohjelma laskee pulssimäärän annosyksikköä kohden.

3.3.6 TL-kalibrointitiedostojen yhteenveto

STUK valvoo hammasröntgenlaitteiden ja niiden käytön turvallisuutta säteilylain nojalla. Hammasröntgentoiminnan turvallisuuden varmistamiseksi STUK tekee käytössä oleville hammasröntgenlaitteille valvontamittauksia ja tarkastuksia. Turvallisuusluvasta vapautettujen intraoraalihammasröntgenlaitteiden valvonta toteutetaan postivalvontakäytännöllä, jota ei kuitenkaan sovelleta panoraamalaitteiden valvontaan vaan ns. bitewing-tyyppiseen kuvaukseen. Siinä potilaan hampaiden väliin asetetaan pidike, jonka avulla suun sisäpuolelle viedään pieni pala filmiä, joka säteilytetään ulkoisella röntgenlaitteella ja kehitetään. Kuvasta voidaan nähdä sekä ylä- että alahampaat samanaikaisesti. Mittauksilla ja tarkastuksilla valvotaan röntgentoiminnan laatua, röntgenlaitteen kuntoa sekä potilasannoksia. Säteilyn käyttöä hammasröntgentoimipaikoissa valvotaan postitse lähetettävillä testipaketeilla sekä annosrekisterin ylläpidolla. Tavanomaisia suurempien annosten syyt selvitetään. [2,4,7]

Vuosittaisessa julkaisussaan Säteilyn käyttö ja muu säteilylle altistava toiminta [2] käsitellään ilmoitusvelvollisuuden alaisen eli turvallisuusluvasta vapautetun (Säteilyasetus, 20 §) hammasröntgentoiminnan tarkastuksia. Raportista käy ilmi hammasröntgentoiminnan harjoittajien määrä sekä se, moneltako laitteelta hammasröntgenkuvauksista aiheutuvaa potilasaltistusta on mitattu. Yhteenvedossa esitetään suurin, pienin ja keskimääräinen posken ihon annos hammasta kuvattaessa sekä monellako kuvauslaitteella vertailutaso 5 mGy ylittyi. Tulokset vuosien 2002-2007 mittauksista on esitetty alla (kuva 11).



Kuva 11. STUKin suorittamat hammasröntgentoiminnan annosmittaukset vuosilta 2002 – 2007, mitattu suure on posken ihon annos (Incident air kerma). Maksimiarvolla on oma akseli kuvan oikeassa laidassa minimi- ja maksimiarvojen suuren eron takia [2].

Hammaskalibroititietoja nykyistä käytäntöä vastaavassa muodossa oli käytettävissä vuodesta 1996 alkaen. Kalibroititiedoissa on koottu TL-kiteistä luetut pulssimäärät ja määritetty niiden perusteella kalibrointikerroin. Säteilytykset on tehty vakiosäteilyttimellä (Alnor Dosacus) antamalla 7 vetoa, gammasäteilyllä (Co-60) 5 mm pleksin takana ja lisäksi on luettu taustapulssit. Kullekin kiteelle on jokaisen luennan yhteydessä määritetty kidekohtainen herkkyyskerroin, joka on suuruusluokaltaan yksi. Nettopulssit saadaan pulssimäärän ja herkkyyskerroimen suhteena, josta on vähennetty taustapulssien keskiarvo.

3.4 Hammas-TL-annoslaskennan parametrit ja virhearviot

STUKin TLD-mittausjärjestelmän parametrien ja virhearvioiden aikaisempi dokumentaatio on peräisin vuodelta 1996 [5]. Siinä käydään läpi annoslaskennassa käytetyt parametrit sekä tarkastellaan niiden virhearvioita. Tässä työssä käydään läpi annoslaskentaparametrit niin kuin ne ovat WinTLD-ohjelmassa, jossa lasketaan TL-kiteiden ilmakerma-arvot. Talasmäki käsittelee diplomityössään WinTLD-ohjelman adjusted pellet dose -algoritmia [25], jonka annoslaskentakaava ei poikkea merkittävästi Oksasen raportissa esitetystä jo pitkään käytössä olleesta kaavasta [5]. Annoslaskentamenettelyyn tämän työn mittausten perusteella tulevia muutoksia käsitellään myöhemmin luvussa 5. Tässä kappaleessa 3.4 käydään läpi annoslaskentaparametrit virhearvioineen verraten edellä mainittuja uutta ja vanhaa menettelytapaa. Kiteen ilmakerma määritellään adjusted pellet dose -algoritmilla seuraavasti [25]

$$K_a = \frac{CtoD}{PS \cdot RC} (MP - BKG)E, \quad (28)$$

missä CtoD on annosyksikön antama pulssimäärä (counts to dose), PS on kiteen yksilöllinen herkkyyskerroin, RC on lukijan kalibrointikerroin (reader calibration), MP on mitattu pulssimäärä (measured pulses), BKG on taustaa (background) kuvaava vakiopulssimäärä ja E on energiakorjauskerroin.

Potilasannoksen K laskentakaavana on ollut seuraava [5]

$$K = (Phr - T)ECF, \quad (29)$$

missä P on mitattu bruttopulssimäärä, h on kidekohtainen herkkyyskerroin, r on lukijan herkkyystekijä, T on mitattu tausta, E on energiakorjauskerroin, C on kalibrointikerroin ja F on fading. Tekijä Phr - T kuvaa todellisten pulssien määrää eli nettopulsseja. Virheen määrittämisessä sovelletaan virheen etenemislakia [37]. Tällöin suureen f(x), joka riippuu muuttujista x_i , virhe on muotoa

$$\Delta f(x) = \sqrt{\sum_i \left(\frac{\partial f}{\partial x_i}\right)^2 (\Delta x_i)^2}, \quad (30)$$

missä $\frac{\partial f}{\partial x_i}$ on osittaisderivaatta muuttujan x_i suhteen.

Epävarmuusarvio ilmoitetaan käyttäen laajennettua epävarmuutta U_E (Expanded Uncertainty), joka määritellään yhdistetyn epävarmuuden U_C (Combined Uncertainty) avulla seuraavasti

$$U_E = kU_C, \quad (31)$$

missä k kuvaa jakaumaan liittyvää luottamustasoa. Yleisesti käytetään arvoja 2 ja 3, joista ensimmäinen kuvaa luottamustasoa 95 % (2std) ja jälkimmäinen luottamustasoa 99 % (3std). Epävarmuus voidaan jakaa lisäksi A- ja B-tyyppiin. A-tyypin epävarmuusarvioissa käytetään tilastollista analyysiä. B-tyypin epävarmuus voidaan arvioida matemaattisesti maksimivirheen kautta esim. olettamalla satunnaismuuttujan tasainen jakautuminen luottamusvälillä. Tällöin epävarmuus saadaan jakamalla maksimivirhe tekijällä $\sqrt{3}$. [37]

3.4.1 Mitattu pulssimäärä MP, P

Pulssimäärä P kuvaa TL-kiteestä mitattua signaalin arvoa. Ilmakerman ollessa 10 mGy pulssimäärä on suuruusluokkaa 1000 000. Suurilla annoksilla (yli 100 mGy) lukijalaitteen epälineaarisuus voi vaikuttaa mitattuun pulssimäärään. Hammasröntgentutkimusten annoksilla TL-kiteiden ja laitteiston vasteen voidaan olettaa olevan lineaarinen. Pulssimäärän virheenä voidaan käyttää MTS-N materiaalin epähomogeenisuutta, jonka 2std arvo on 5,0 %. Epähomogeenisuus voidaan määrittää käyttäen adjusted pellet dose – algoritmia, jossa kidekohtaiset herkkyyskertoimet ovat mukana. Ilman näiden käyttöä materiaalin epähomogeenisuudelle saataisiin suurempi arvo. Adjusted pellet dose – algoritmissa kidekohtaisia herkkyyskertoimia sovelletaan mitattuun pulssimäärään, josta on jo vähennetty taustaa kuvaava vakiopulssimäärä. Algoritmia ei voida suoraan soveltaa mitatun taustan tapauksessa kuten kaavaa (29).

3.4.2 Kidekohtainen herkkyyskerroin PS, h

Luennan jälkeen TL-kiteille annetaan 7 säteilytysvetoa, ja tämän jälkeen niiden pulssimäärä mitataan välittömästi uudelleen. Vuoden 1996 tarkastelun mukaisesti kidekohtaiset herkkyyskerroimet määritetään jokaisella mittauskerralla uudelleen ja ne saadaan jakamalla koko kasetin kiteiden pulssimäärien keskiarvo yksittäisen kiteen pulssimäärällä. Yksittäisten kiteiden herkkyys vaihtelee luentakerrasta toiseen muutamia prosentteja, mikä johtuu oletettavasti vaihtelusta säteilyttäjän tai lukijan toistettavuudessa. Lukijan vaihtelu voi vaikuttaa laajemminkin mittausjärjestelmään, kuten vakiosäteilyttäjän kalibrointikertoimeen pitkällä aikavälillä.

3.4.3 Lukijan herkkyyskorjaus r

Lukijalaitteen vasteen pientä muuttumista yhden kasetin dosimetriä luennan aikana voidaan korjata käyttämällä kasetin ensimmäisenä ja viimeisenä vakiosäteilytettyjä dosimetrejä. Luenta tapahtuu 7 vuorokauden kuluttua säteilytyksestä kasetin ensimmäisen ja viimeisen sliden sisältämien kiteiden keskiarvona, kun molemmissa slideissa on kaksi kideä. Niiden antamiin vasteisiin tehdään lineaarisovitus, josta lasketaan kullekin dosimetrille r-tekijä. Lukijan herkkyyskorjaus ei ole mukana kaavassa (28), sillä WinTLD:ssä on erillinen testi lukijalaitteen vakioisuudelle.

3.4.4 Tausta BKG, T

TL-kiteistä luettu tausta T sisältää jäännöspulssit eli kiteen pohjasignaalin sekä kertyneen luonnontaustan. Kunkin TL-kiteen säteilytyshistoria vaikuttaa pohjasignaalin arvoon. Tyhjennyksen jälkeen kiteeseen 7 vuorokauden aikana kertynyt luonnontausta sisältyy pohjasignaaliin, ja tämän ajan jälkeen kertyvän luonnontaustan oletetaan noudattavan lineaarista aikariippuvuutta. Taustafunktio on siten muotoa

$$T(d) = 222d + 3500, \quad (32)$$

missä d on aika vuorokausina ja kulmakertoimen 222 pulssia/vrk mukaisen taustakertymän oletetaan alkavan 7 vuorokauden kuluttua tyhjennyksestä. Adjusted pellet dose – algoritmissa taustaa kuvaava pulssimäärä BKG määritellään vastaavalla tavalla.

3.4.5 Energiakorjauskerroin E

Annoslaskentaparametri energiakorjauskerroin on määritelty 1996 algoritmissa seuraavasti: ”Energiakorjauskertoimella muutetaan tavallisesti kalibroinnissa käytettävän Co-60 isotoopin annosekvivalentti 60 kV:n röntgensäteilyn ilmakermaksi.” Energiakorjauskerroin on laskettu näiden osamääränä ja sen yksikkö on siten ollut mGy/mSv. Energiakorjauskerroin on määritelty seuraavasti

$$E = \frac{e_{Co}}{e_{rtg}}, \quad (33)$$

missä e_{Co} on Co-60-säteilytettyjen kiteiden keskiarvotulos yksikössä nettopulssia/mSv ja e_{rtg} on röntgensäteilytettyjen kiteiden keskiarvotulos yksikössä nettopulssia/mGy.

Energiakorjauskerroin määritettiin WinTLD-ohjelman adjusted pellet dose –algoritmia (kaava (28)) varten uudelleen, nyt yksikkönä mGy/mGy. Energiakorjauskertoimen määrittystä käsitellään tämän työn luvuissa 4, 5 ja 6.

3.4.6 Kalibroitikerroin $C_{toD/RC}$, C

WinTLD järjestelmää voidaan käyttää myös ilman ulkoista kalibroitintia. Tällöin käytössä ovat kalibroitinkertoimet C_{toD} (yksikkö mSv/veto) ja RC (yksikkö pulssia/veto). Hammas-TL-järjestelmä kuitenkin kalibroidaan vuosittain (kappale 3.3.5), jolloin määritetään suoraan $C_{toD/RC}$ (yksikkö mSv/pulssia). Määritetty kalibroitinkerroin viedään WinTLD-järjestelmään hajotetussa muodossa, jossa RC on konfiguroitu erillään kertoimesta C_{toD} .

3.4.7 Fading F

Fading-ilmiö määriteltiin aikaisemmin ja sillä siis tarkoitetaan signaalin häipymistä ajan funktiona ilman lämmitysprosessia. Fading huomioidaan adjusted pellet dose - algoritmissa vakioimalla säteilytyksen ja luennan välinen aika, 7 vrk, kalibroinnissa ja mittauksissa.

3.5 Tiedonsiirto hammasrekisterin ja WinTLD-ohjelmiston välillä

Hammasröntgentutkimusten annoslaskenta on STUKissa toteutettu erillisessä hammasrekisterissä käyttäen kaavaa (29). Uudistuksessa annoslaskenta siirtyy rekisteristä WinTLD-ohjelmaan. Vanhan käytännön mukaisesti asiakkailta saapuvat dosimetrit on luettu, jonka jälkeen samoille dosimetreille on tehty säteilytys vakiosäteilyttimellä sekä herkkyysajo. Luennan jälkeen saadaan bruttopulssimäärä ja herkkyysajon tulokset tiedostoina WinTLD-ohjelmasta, jotka yhdistetään ja varsinainen annoslaskenta tapahtuu hammasrekisterissä. TL-kiteet tyhjennetään uunituksella, jonka jälkeen slidet muodostetaan uudelleen ennen niiden toimittamista asiakkaille. Uudessa käytännössä herkkyysajo olisi tarkoitus tehdä WinTLD:ssä uunituksen jälkeen jo ennen kuin testipaketit lähetetään asiakkaille. Kiteiden herkkyyskertoimista muodostetaan tietokanta, jossa herkkyyskertoimet olisivat valmiina kun testipaketti saapuu asiakkailta. Annoslaskenta tapahtuu tämän jälkeen WinTLD-ohjelmassa, josta saadaan tulos yksikössä annos/slide. Nimirekisteri mahdollistaisi tuloksen yhdistämisen asiakkaaseen, jos slidenumerot ovat WinTLD-ohjelmassa asiakaskohtaiset. Slidejä ei tässä menettelytavassa tarvitsisi purkaa ja koota uudelleen, sillä TL-kiteiden informaatio voidaan hävittää ns. annealing-ajossa, joka korvaisi uunituskäytännön. Annealing-ajo voitaisiin myös yhdistää herkkyysajoon.

4 MITTAUSMENETELMÄT

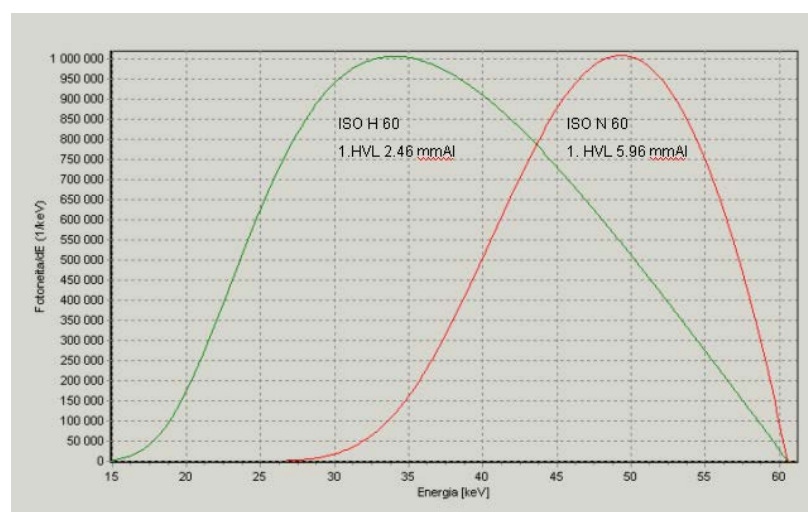
4.1 ISO H - ja ISO N -röntgensäteilylaadut

Kansainvälisesti hyväksytyt standardisäteilylaadut mahdollistavat mittaustulosten vertailemisen ja luotettavuuden erilaisista mittaolosuhteista huolimatta. Kansainvälinen

standardointijärjestö ISO kehittää ja ylläpitää muun muassa säteilylaatustandardeja. PTB-kalibrointilaboratorio ylläpitää sekä ISO H- että ISO N-säteilylaatustandardeja [38].

Henkilödosimetrioiden suorituskykytestauksessa käytetään ISO N-säteilylaatuja, joiden spektri on kapea (N, narrow) verrattuna moniin muihin laatuihin. Mirion Technologies (RADOS) käyttää TLD-systeemiä henkilödosimetriasovelluksissa. Tässä työssä tarkasteltiin TLD-systeemiä hammasröntgentutkimuksissa, eli käytettiin edellä mainittua järjestelmää sovellettuna potilasdosimetriaan [39]. Työssä otettiin käyttöön ISO H-röntgensäteilylaadut, joilla ISO N laatuja tapaan dosimetrioiden vastetta voitiin tutkia jatkuvana fotonien energian funktiona Co-60 ja Cs-137 gammasäteilylaatuihin asti (keskimääräiset energiat 1250 keV ja 662 keV). ISO H-säteilylaadut otettiin 22.3.2011 virallisesti käyttöön STUKissa ja niitä käytetään dosimetritestauksessa tarvittaessa suurilla annosnopeuksilla ja annoksilla.

ISO H60-säteilylaatu (kokonaissuodatus 3,2 mm Al, 1.HVL 2,46 mm Al) vastaa tavanomaisissa hammasröntgenkuvauksissa (intraoraali) käytettävää röntgensäteilyä. Referenssijännitteeksi on ST-ohjeessa 3.1 asetettu 60 kV [7]. ISO H60-laadun spektri on hyvin lähellä IEC RQR 5 -laadun spektriä (suodatus 2,83 mm Al, 1.HVL 2,57 mm Al) [40]. Seuraavassa kuvassa on esitetty Spektripaja-ohjelmalla [29] tuotetut ISO H- ja ISO N-laatuja 60 kV:n vuospektrit (kuva 12).



Kuva 12. ISO H60- ja ISO N60-laatuja vuospektrit [29].

Pystytettävien ISO H-laatujen HVL-mittauksia varten rakennettiin alumiini- ja kuparilevyistä tarvittavan paksuiset lisäsuodattimet. Standardi ISO 4037-1 [28] määrittelee referenssiarvot kyseisen säteilylaadun ensimmäiselle puoliintumispaksuudelle sekä hyväksyttävälle prosentuaalisille poikkeamille kyseisistä arvoista. Näiden perusteella rakennettiin säteilykeilan lisäsuodatukset, joista toisen paksuus oli hieman vähemmän ja toisen hieman enemmän kuin referenssiarvo. Röntgensäteily tuotettiin STUKin kalibrintilaboratorion röntgenlaitteilla. Pienienergisin säteily ISO H30 - ISO H60 tuotettiin käyttämällä Seifert Isovolt 160 HS -generaattoria ja AEG MB 161/4 - röntgenputkea. Säteilylaadut ISO H 100 - ISO H300 tuotettiin Seifert Isovolt 320 HS -generaattorilla ja AEG MB 350/1 -röntgenputkella.

Ionisaatiovirta mitattiin avokeilassa ionisaatiokammiolla ilman lisäsuodattimia. Tällöin saatiin referenssiarvo ionisaatiovirralle, johon lisäsuodatuksella saatuja ionisaatiovirran arvoja verrattiin. Säteilylaaduille ISO H10 – ISO H30 käytettiin ionisaatiokammiota PTW 23344 (620) ja suurempienergisille laaduille ISO H60 – ISO H300 käytettiin ionisaatiokammiota Exradin A3. Mitatuista ionisaatiovirroista laskettiin HVL-suodatetun säteilykeilan synnyttämän virran suhde avokeilassa mitattuun virtaan. Ionisaatiovirtojen suhteen voidaan olettaa olevan likimain sama kuin ilmakermanopeuksien suhde. Mikäli suhde ei ollut riittävän lähellä arvoa 0,5, muutettiin lisäsuodatuksen määrää ja toistettiin HVL-mittaus uudelleen. Tavoitteena oli saada kaksi mittauspistettä lähellä arvoa 0,5 ja niin että ne sijaitsevat molemmin puolin sitä. Lineaarisella interpoloinnilla laskettiin arvot 1.HVL:lle, ja niitä verrattiin standardin ISO 4037-1 referenssiarvoihin.

4.2 ISO H- ja ISO N -röntgensäteilylaatujen ilmakermamittaukset

ISO H-röntgensäteilylaatujen pystyttämistä varten oli valittava mittauksissa käytettävä kalibrintikerroin N_k tunnettujen vertailusäteilylaatujen avulla käytettävälle ionisaatiokammionle. PTB-kalibrintilaboratorion ylläpitämiä standardin IEC 61267 [40] mukaisista säteilylaaduista tähän työhön soveltuivat RQR 2-10 ja RQT 8-10. Mittauksissa käytettiin ionisaatiokammiota Exradin A3 (no XR100191) ja elektrometriä Keithley 6571 (no 629300). IEC RQR- ja RQT- laadut ovat röntgendiagnostiikan kalibrintilaatuja, ja

niiden ominaisuudet ja aikaisemmin määritetyt kalibroitikertoimen arvot on esitetty taulukossa 1.

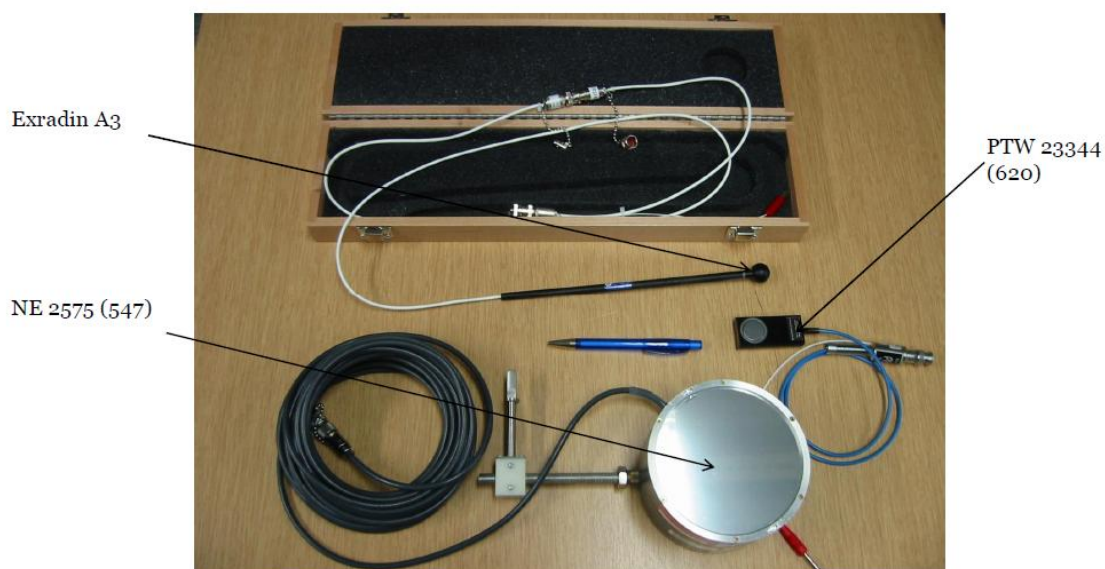
Taulukko 1. RQR 2-10 ja RQT 8-10 –säteilylaatuojen ominaisuudet.

Standardin säteilylaatu	Röntgenputken todellinen jännite (kV)	Ensimmäinen puoliintumispaksuus (1.HVL, mm Al)	Kalibroitikerroin (Gy/μC)
RQR 2	40	1,42	8,2083
RQR 3	50	1,77	8,1757
RQR 4	60	2,19	8,1433
RQR 5	70	2,57	8,1270
RQR 6	80	3,01	8,1189
RQR 7	90	3,48	8,1189
RQR 8	100	3,96	8,1189
RQR 9	120	5,00	8,1270
RQR 10	150	6,55	8,1433
RQT 8	100	6,79	8,1343
RQT 9	120	8,48	8,1670
RQT 10	150	10,22	8,1915

STUK ylläpitää standardin ISO 4037-1 mukaisia ISO N-röntgensäteilylaatuja. ISO N-laatuojen ominaisuudet ja tässä työssä määritetyt kalibroitikertoimet on esitetty liitteessä 1. Exradin A3 kammion kalibroitikerroin määritettiin ilmakehmanopeuden ja kammiolla mitatun ionisaatiovirran suhteena (yksikkö Gy/μC) 2,00 m etäisyydellä ISO N-laaduilla putkijännitteen funktiona ja tarkasteltiin sitä sitten ensimmäisen puoliintumispaksuuden (1.HVL) funktiona. Kuvaajaa täydennettiin RQR- ja RQT-laaduilla aikaisemmin määritetyillä kalibroitikertoimen arvoilla.

Energiakorjauskertoimen määrittäminen TL-menetelmällä ilmakehmasuurelle edellytti ilmakehmanmittauksia pleksin takana ISO H- ja ISO N-laaduilla. Varauksellisten hiukkasten tasapainon (CPE) saavuttamiseksi TL-dosimetrit säteilytetään PMMA-levyn takana Co-60 ja Cs-137 gammasäteilylaaduilla [8]. 4 mm paksua PMMA-levyä käytettiin

TL-dosimetrien edessä myös 30 - 300 kV röntgensäteilytyksissä, jolloin säteilytysgeometria ja sironnan lähteet pysyivät samoina kuin gammasäteilytyksissä. Ohuen PMMA-levyn vaikutus säteilyn spektriin ja A3-kammion ilmakermakalibrointikertoimeen oletettiin vähäisiksi. Mittauksissa tarkasteltiin säteilykeilan perusasetuksia ja niitä vastaavaa säteilytuottoa 2,00 m etäisyydellä mittaamalla ionisaatiovirtaa ilman pleksiä ja pleksin kanssa. PMMA-levy (paksuus 4mm) sijoitettiin ionisaatiokammion etupuolelle 9 cm:n päähän, ja mitatun ionisaatiovirran, mittaushetkellä vallitsevan paineen ja lämpötilan avulla laskettiin ilmakermanopeus (Gy/h). ISO H-laaduilla käytössä oli A3-ionisaatiokammio ja säteilytetty ilmakerma oli 10,0 mGy ja ISO N-laaduilla NE 2575 (547) ionisaatiokammio ja ilmakerma oli 5,0 mGy. Seifert Isovolt 160 HS -generaattori ja AEG MB 161/4 -röntgenputki olivat käytössä samoille ISO H-laaduille kuin HVL-mittauksissa samoin kuin laaduille ISO N25 - ISO N60 ja Seifert Isovolt 320 HS -generaattori ja AEG MB 350/1 -röntgenputki edellä mainituille ISO H-laaduille ja laaduille ISO N80 - ISO N200. Pleksivaimennuskertoimet ilmaistiin prosentuaalisesti vaimentuneen ja vaimentumattoman ilmakermanopeuden suhteena. Kuvassa 13 on esitetty tämän työn mittauksissa käytetyt ionisaatiokammiot, ja se selvittää myös niiden suhteellista kokoa toisiinsa nähden.

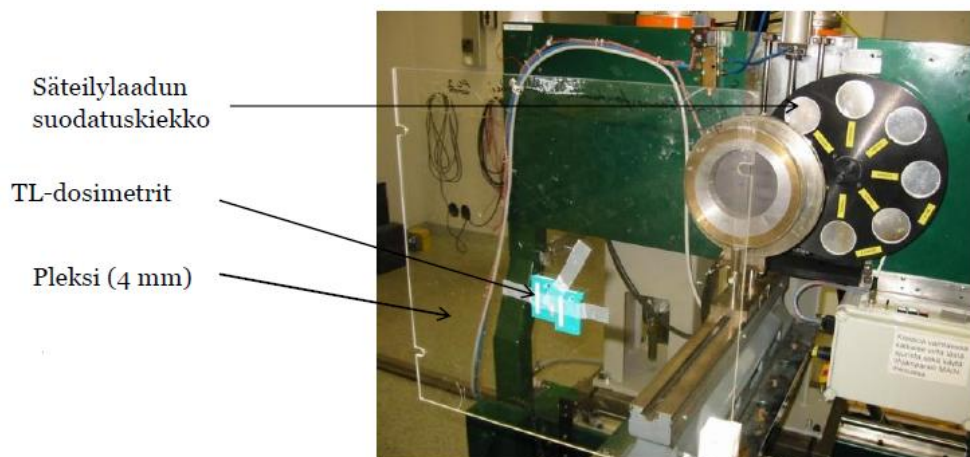


Kuva 13. Mittauksissa käytetyt ionisaatiokammiot.

4.3 TL-annosmittaus

TL-annosmittauksessa käytetty mittausmenetelmä ja annoslaskenta on kuvattu pääosin luvussa 3. Tässä kappaleessa käsitellään mittausmenettelyä, jonka avulla tässä työssä määritettiin uudelleen annoslaskentaparametri energiakorjauskerroin. Hammasröntgentutkimuksesta aiheutuvan potilasannoksen määrittämiseksi on muunnettava Co-60 säteilyllä kalibroitujen TL-dosimetrien vaste 60 kV:n röntgensäteilyn ilmakermaksi. Muunnos tehdään käyttäen annoslaskennassa parametria energiakorjauskerroin, joka saadaan säteilytettyjen TL-dosimetrien suhteellisen energiavasteen käänteislukuna. Absorboituneen säteilyannoksen määrittämiseksi TL-kiteestä on tehtävä vertailusäteilytyksiä, joissa tulee käyttää dosimetrien käyttöympäristössä todennäköisimmin esiintyvää energiaa.

Tässä työssä TL-dosimetrit säteilytettiin PMMA-pleksin (paksuus 4 mm) takana käyttäen ISO N- ja ISO H-röntgensäteilylaatuja sekä Cs-137 ja Co-60 gammasäteilylaatuja. Jokaisessa säteilytyksessä kaksi dosimetriä (slidekotelo) kiinnitettiin pleksilevyn taakse teipillä ja säteilytykset suoritettiin kollimoiduissa röntgen- ja gammasäteilykeiloissa (kuva 14). Dosimetrien etäisyys säteilylähteestä oli röntgenkeiloissa 2,00 m (keilan halkaisija 29 cm) ja gammakeiloissa 2,50 m (keilan halkaisija 45 cm). TL-lukijalaitteella määritettiin jokaisen sliden sisältämien neljän TL-kiteen nettopulssimäärän keskiarvo. Nettopulssimäärä saatiin vähentämällä mitatusta pulssimäärästä taustadosimetreista luetut taustapulssit. Nettopulssit suhteutettiin Co-60-säteilytyksen tuottamaan nettopulssimäärän keskiarvoon. Energiakorjauskerroin laskettiin 60 kV vastaavan röntgensäteilyn (ISO H60, keskimääräinen energia 37 keV ja ISO N60, keskimääräinen energia 48 keV) avulla käyttäen referenssienergiana Co-60 säteilyn keskimääräistä energiaa 1250 keV. Energiakorjauskertoimen virhe laskettiin soveltaen virheen etenemislakia [37] Co-60 säteilyn ja 60 kV:n röntgensäteilyn tuottamien mitattujen ilmakerma-arvojen suhteeseen. Säteilytystodistukset ovat liitteinä 2 ja 3.

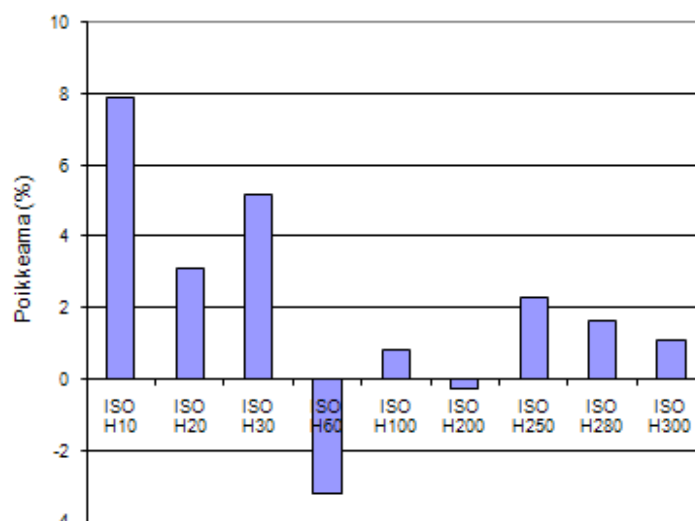


Kuva 14. TL-dosimetricien säteilyttäminen.

5 TULOKSET

5.1 ISO H - ja ISO N -röntgensäteilylaadut

ISO H-laatuojen HVL-mittaustulokset on esitetty kuvassa 15. Tulosten perusteella voidaan todeta, että poikkeama standardin ISO 4037-1 referenssiarvoista oli keskimäärin 2,1 %. Liitteessä 4 on esitetty ISO H-röntgensäteilylaatuojen ominaisuudet ja mittauksissa käytetyt säteilytysasetukset.



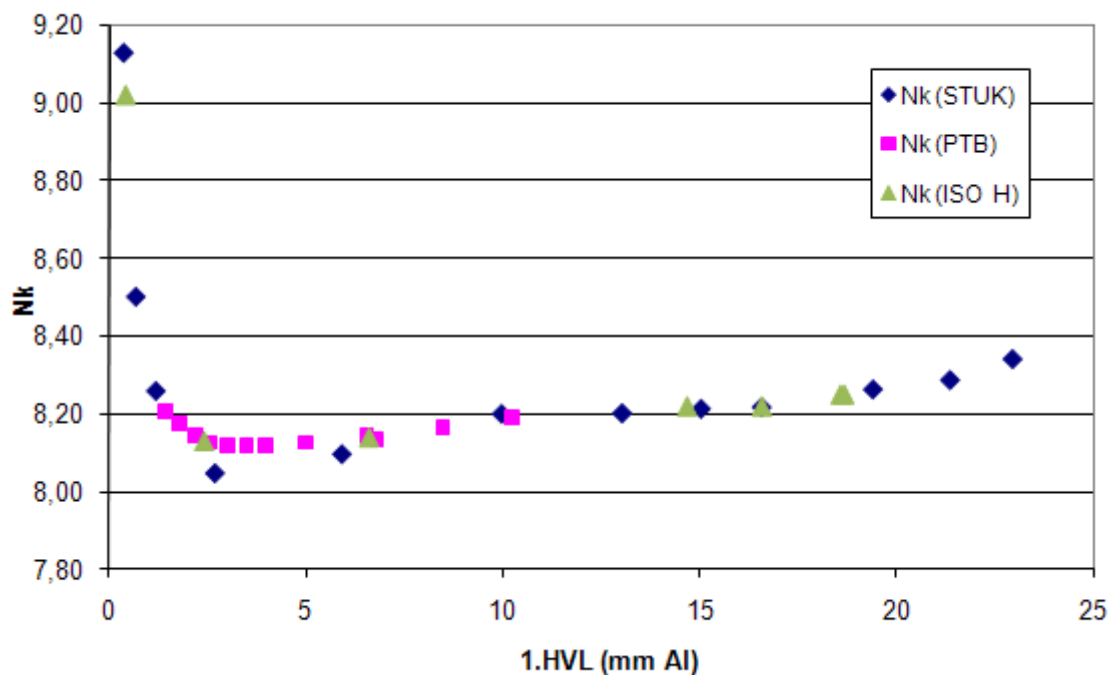
Kuva 15. ISO H-laaduille määritetyn 1.HVL:n poikkeamat standardin ISO 4037-1 määrittelemistä referenssiarvoista.

5.2 ISO H- ja ISO N -röntgensäteilylaatuojen ilmakeimamittaukset

Mittauksissa käytettävän Exradin A3-ionisaatiokammion kalibroitikertoimen N_k valinta perustui sille, että RQR- ja RQT-laaduilla (suora jäljitettävyys PTB:lle) ja ISO N-laaduilla 1.HVL:n funktiona määritetyt kalibroitikertoimet (liite 1) käyttäytyivät samankaltaisesti. RQR-, RQT- ja ISO N-säteilylaadut toimivat A3-ionisaatiokammion kalibroitikertoimen määrittäksessä vertailusäteilylaatuina. STUKin ylläpitämät ISO N-laadut kattoivat laajan energia-alueen, ja PTB:n laatuojen yhteensopivuus STUKin laatuoihin oli huomattava. Lisäksi ISO H60-laadun spektri on hyvin lähellä RQR 5-laatua. Tässä työssä interpoloitiin kalibroitikerroin ISO H-laaduille, ja tulokset on esitetty taulukossa 2, jossa kaikkien ISO H-laatuojen 1.HVL on ilmoitettu yksikössä mm Al (vrt. liite 4). RQR- ja RQT-laadut kattoivat ISO N-laatuja tarkemmin alle 5 mm Al alueen, joten ISO H-laaduille valittiin kalibroitikertoimet näiden pisteiden mukaisesti. Suuremmilla 1.HVL:n arvoilla sen sijaan oli perusteltua tehdä interpolaatio ISO N-laatuojen mukaan. Kuvassa 16 on esitetty interpoloinnin tulokset. ISO H30-laadun ympäristössä sovitettiin N-laatuojen pisteisiin kolmannen asteen polynomifunktio, muutoin käytettiin graafista interpolointia.

Taulukko 2. ISO H-laaduille määritetty ionisaatiokammion Exradin A3 kalibroitikerroin 1.HVL:n funktiona.

Säteilylaatu	Röntgenputken todellinen jännite (kV)	Ensimmäinen puoliintumispaksuus (1.HVL, mm Al)	Kalibroitikerroin (Gy/ μ C)
ISO H10	10,1	0,036	-
ISO H20	19,2	0,12	-
ISO H30	29,8	0,38	9,02
ISO H60	60,5	2,42	8,13
ISO H100	100,3	6,56	8,14
ISO H200	199,8	14,7	8,22
ISO H250	250,0	16,6	8,22
ISO H280	280,0	18,6	8,25
ISO H300	300,0	18,7	8,25



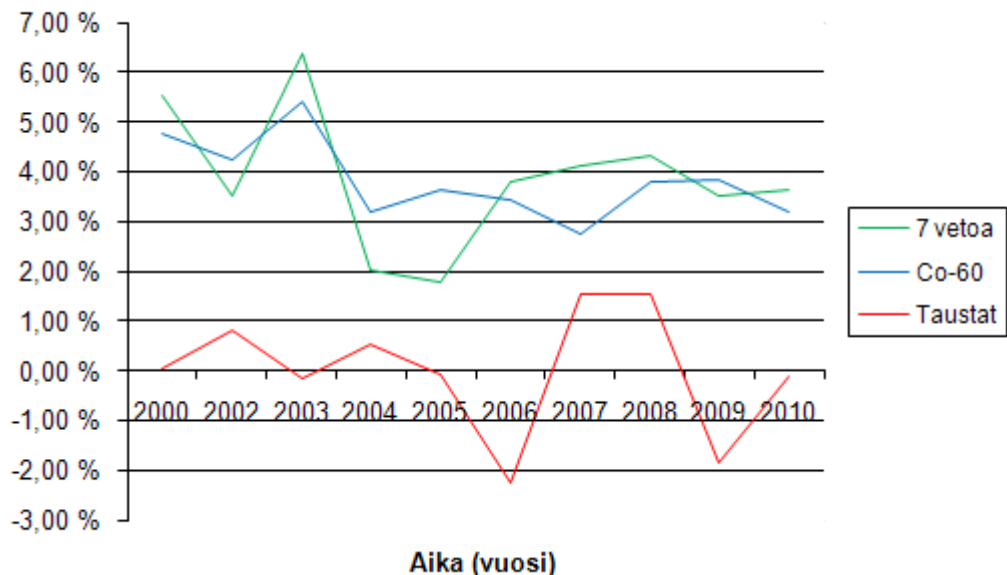
Kuva 16. Ionisaatiokammion Exradin A3 kalibrointikerroin 1.HVL:n funktiona.

5.3 TL-annosmittaus

Mittauksissa laskettiin uudelleen TL-annosmittauksessa käytetty laskentaparametri energiakorjauskerroin ja tarkasteltiin TL-dosimetreissa käytetyn materiaalin annosvasteen riippuvuutta fotonisäteilyn energiasta. Energiakorjauksen määrittämisen yhteydessä selvitettiin TL-kiteiden vaste ISO H-röntgensäteilyllä jänniteväliä 30 – 300 kV ja ISO N-röntgensäteilyllä jänniteväliä 25 – 200 kV vastaavilla energioilla sekä Cs-137 isotoopin gammaenergialla käyttäen referenssienergiana Co-60 isotoopin energiaa 1250 keV. TL-kiteiden vasteen annosriippuvuus on aikaisempien mittausten perusteella todettu lineaariseksi [5].

Annosmittauksen retrospektiivisessä tarkastelussa perehdyttiin vuosien 2000 – 2010 herkkyyskalibrointituloksiin. TL-annosmittauksen kalibrointiprosessi on kuvattu edellä kappaleessa 3.3.5. Kalibroinnin yhteydessä jokaiselle luettavalle TL-kiteelle määritetään yksilöllinen herkkyyskerroin siten, että TL-dosimetreille annetaan sama säteilyannos

kuin lukijan herkkyyskalibroinnissa. Tarkasteltaessa pulssien hajonnan ja keskiarvon prosentuaalista suhdetta havaittiin, että herkkyyskertoimien käyttö pienensi suhdetta vakio- ja gammasäteilytetyillä kiteillä keskimäärin 3,87 % ja 3,82 %, mutta taustakiteillä erotus oli vain 0,0025 %. Taustakiteistä luetut pulssimäärät olivat vain n. 2 % vakiosäteilytetyistä (7 vetoa, Sr-90) TLD-kiteistä luetuista pulssimääristä, mikä selittää osaltaan erotusten erisuuruuden. Kuvassa 17 esitetty tarkastelu osoittaa herkkyysajon olevan perusteltu menetelmä suurille pulssimäärille, mutta pienemmillä pulssimäärillä ei saavuteta vastaavaa etua.



Kuva 17. Herkkyysajon vaikutus pulssimäärien hajonnan prosentuaaliseen vaihteluun.

5.3.1 Energiakorjauskerroin

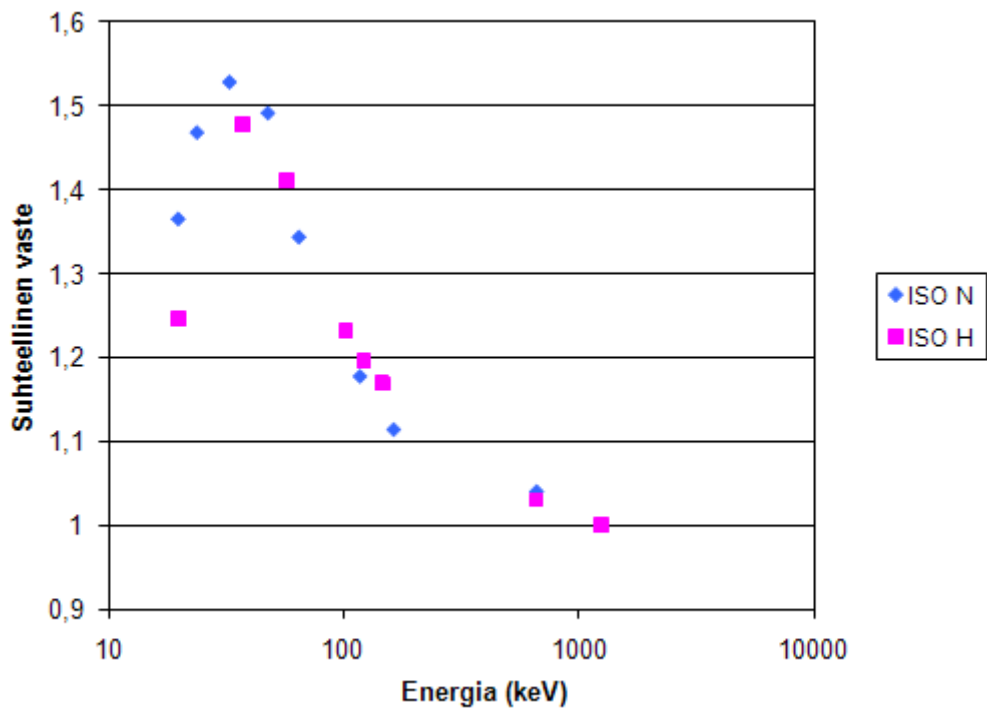
TL-dosimetrien säteilytyksen ja luennan tuloksena saatiin selville dosimetrien TL-materiaalin energiavastekäyrät (kuva 18). Dosimetreistä mitatut pulssimäärät jaettiin Co-60 säteilytyksen tuottamalla pulssimäärällä. Energiakorjauskerroin laskettiin taulukoissa 3 ja 4 esitetyn 60 kV vastaavan suhteellisen vasteen käänteislukuna, ja sen arvoksi saatiin ISO N60-laadulla 0,671 mGy/mGy ja ISO H60-laadulla 0,677 mGy/mGy.

Taulukko 3. Dosimetrien luennan tuloksena saadut energiavasteet ISO N-laaduille.

Putkijännite (kV) tai isotooppi	Energia (keV)	Suhteellinen vaste	1.HVL (mm Al)
25	20	1,3647	0,66
30	24	1,4677	1,15
40	33	1,5277	2,68
60	48	1,4908	5,91
80	65	1,3431	9,97
150	118	1,1773	16,58
200	164	1,1140	19,41
Cs-137	662	1,0401	
Co-60	1250	1,0000	

Taulukko 4. Dosimetrien luennan tuloksena saadut energiavasteet ISO H-laaduille.

Putkijännite (kV) tai isotooppi	Energia (keV)	Suhteellinen vaste	1.HVL (mm Al)
30	20	1,2463	0,38
60	37	1,4774	2,42
100	57	1,4106	6,56
200	102	1,2313	14,7
250	122	1,1964	16,6
280	146	1,1707	18,6
300	147	1,1689	18,7
Cs-137	662	1,0301	
Co-60	1250	1,0000	



Kuva 18. Potilasannoslaskennassa käytetyn TL-materiaalin energiavaste. Energiakorjauskerroin määritettiin 60 kV vastaavalla energialla.

Kuva 18 osoittaa, että energian kasvaessa TL-kiteiden suhteellinen energiavaste paranee. Pienillä energioilla havaitaan ylivastetta, ja molemmilla säteilylaaduilla määritetyt vasteet käyttäytyvät samankaltaisesti.

5.3.2 Epävarmuusarvio

Tässä työssä epävarmuuden arviointi voidaan jakaa kahteen vaiheeseen, joista ensimmäinen on kalibrointikertoimen epävarmuus ja toinen on ilmakermamittauksen epävarmuus. Mittaussuureena on Incident air kerma ja kalibrointi tapahtuu suureella $H^*(10)$. Mitattu ilmakerma voidaan esittää kolmen tekijän tulona kaavan (28) mukaisesti. Epävarmuustarkastelu on esitetty kuvassa 19.

Radiation Metrology Laboratory: Estimation of uncertainties TLD measurement (incident air kerma K in intraoral radiology)			
Source of uncertainty	A-type	B-type	
	(1 std, %)	(1 std, %)	Reasoning
Step 1. Uncertainty of calibration coefficient N (calibrated in terms of ambient dose equivalent H*(10))			
N		2,43	Irradiation of passive target
<i>quadratic sum</i>		2,43	
Combined uncertainty (1 std, %)		2,43	
Expanded uncertainty (2 std, %)		4,9	
Step 2. Uncertainty of incident air kerma K			
P		2,50	Homogeneity of MTS-N material
E		1,73	Quadratic sum of (unc. air kerma Co-gamma 1.21% and unc. air kerma RTG 1.24%)
<i>quadratic sum step 2</i>		3,04	
<i>quadratic sum steps 1 and 2</i>		3,89	
Combined uncertainty (1 std, %)		3,89	
Expanded uncertainty (2 std, %)		7,8	

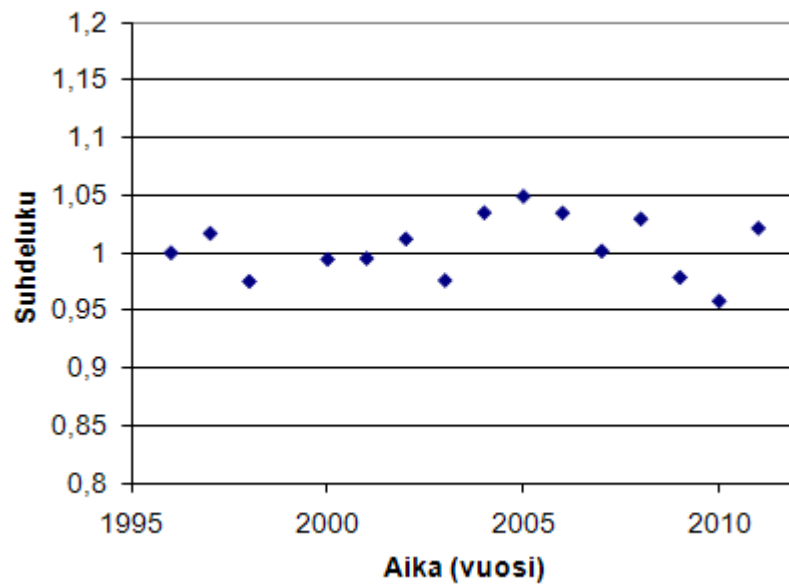
Kuva 19. Epävarmuustarkastelussa huomioitavat komponentit ja kokonaisepävarmuus.

Tässä työssä kalibroitikertoimen N epävarmuudeksi saatiin 4,9 % (2std) ja annosmittauksessa laskettavan TL-kiteen ilmakerman K epävarmuudeksi saatiin 7,8 % (2std). Jälkimmäisessä ovat mukana MTS-N-materiaalin epähomogeenisuus 5,0 % [25] ja energiakorjauskertoimen E epävarmuus 3,5 %. Energiakorjauskertoimen epävarmuusarviossa sovelletaan virheen etenemislakia kahden ilmakermamittauksen osamäärään (ks. kaava (33)). Oletuksena on, että TL-dosimetri on tarkalleen potilaan posken iholla, jolloin asettelusta ei aiheudu virhettä tulokseen. Epävarmuustarkastelussa kiteen ilmakerma on kaavan (28) esittämää muotoa

$$K(i) = NPE, \quad (34)$$

siten, että N on TL-kiteen lukijalaitekohtainen kalibroitikerroin $\frac{CtoD}{PS \cdot RC}$, P on kiteen pulssimäärä, josta pohjasignaali on vähennetty ja E on energiakorjauskerroin.

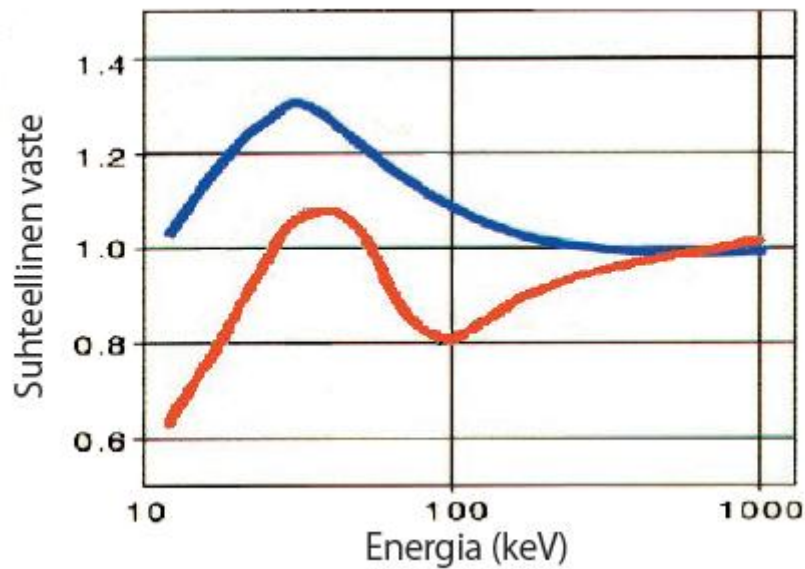
TL-annosmittaukseen kuuluu Alnor Dosacus-vakiosäteilytin, jossa on sisäänrakennettu säteilylahde Sr-90/Y-90. Lähteen maksimienergia on 2,27 MeV ja puoliintumisaika 10523 vuorokautta. Ottaen huomioon, että vakiosäteilyttimen TL-kiteille antama annos pienenee strontiumin puoliintumisajan mukaisesti, todettiin annosvaihtelun olevan 5 % sisällä (kuva 20).



Kuva 20. Vakiosäteilyttimen annoksen stabiilisuus vuosina 1996-2011.

5.3.3 TL-materiaali

Annosmittauksessa käytetyn TL-materiaalin varmistamiseksi on verrattava tässä työssä määritettyjä energiavasteita (kuva 18) kiteiden valmistajan (TLD Poland) ilmoittamiin energiavasteisiin. Kuva 21 esittää valmistajan materiaaleille MTS-N ja MCP-N materiaalien energiavasteet fotonisäteilylle.



Kuva 21. TL-kiteiden valmistajan (TLD Poland) ilmoittamat energiavasteet materiaaleille MTS-N (sininen) ja MCP-N (punainen) [30].

Verrattaessa kuvia 18 ja 21 havaitaan, että tässä työssä käytetyn TL-materiaalin energiariippuvuus vastaa riittävän tarkasti valmistajan MTS-N materiaalin energiavastetta. Kyseisessä vastekäyrässä esiintyy pienillä fotonien energioilla 10 – 100 keV ylivasteisuutta, mutta energian kasvaessa 1 MeV asti suhteellisen vasteen arvo lähestyy ideaalista arvoa. MCP-N materiaalin vastekäyrä sen sijaan käyttäytyy eri tavoin: noin alueella 80 – 150 keV havaitaan alivastealue, jonka jälkeen suhteellinen vaste paranee lähestyttäessä energiaa 1 MeV. Ylivasteisuutta havaitaan ainoastaan energia-alueella, joka on noin 40 – 80 keV. Näin ollen käytetty TL-materiaali on määritettyjen energiavasteiden perusteella MTS-N (LiF:Mg,Ti, TLD-100).

6 POHDINTA

6.1 ISO H - ja ISO N –röntgensäteilylaadut

ISO 4037-1 standardissa määritellään vertailuarvot ISO H laatujen 1.HVL:lle ja annetaan esimerkkisuodatukset, jotka tuottavat taulukoidut H-spektrien keskimääräiset energiat ja 1.HVL:n arvot. Standardin mukaan 30 kV putkijännitteeseen asti hyväksytään 10% poikkeamat 1.HVL:n vertailuarvoista ja 5% poikkeamat 30 kV putkijännitteestä ylöspäin

[28]. Tämän työn mittausten mukaan ISO H-laatuojen prosentuaalinen poikkeama standardiarvosta oli keskimäärin 2,1 %, ja suurin poikkeama 7,9 % esiintyi säteilylaadulla ISO H10. Kyseiselle säteilylaadulle ei käytetä ollenkaan alumiinista tai kuparista lisäsuodatusta. Tulosten perusteella voidaan todeta, että HVL-mittauksen tulokset toteuttavat standardin ISO 4037-1 määrittelemät ehdot. ISO H-röntgensäteilylaadut otettiin tässä työssä käyttöön, sillä niiden ISO H60-laadulla voitiin jäljitellä todellista kliinisessä käytössä olevaa suodatusta.

6.2 ISO H- ja ISO N -röntgensäteilylaatuojen ilmakeimamittaukset

Exradin A3-ionisaatiokammion kalibroitukertoimen määrittäksessä havaittiin, että RQR-laatuja voitiin niiden ominaisuuksien johdosta käyttää kalibroitukertoimen määrittämiseen ISO H-laatuja pystytettäessä erityisesti mielenkiintoalueella 60 kV:n jännitteen ympäristössä. Säteilyn energian kasvaessa myös sen vaimentamiseen tarvittavan väliainekerroksen paksuus kasvaa. ISO N-laaduilla kalibroitukerroin saatiin määritettyä energiavälille, jota vastaavat ensimmäisen puoliintumispaksuuden arvot olivat välillä 0,361 – 22,96 mm Al. RQR- ja RQT-laadut kattoivat ainoastaan alueen välillä 1,42 – 10,22 mm Al. RQR-laaduilla ei siten olisi voitu tutkia yhtä laajaa energia-aluetta kuin tämän työn osana pystytetyillä ISO H-laaduilla. Tässä työssä oli oleellista tarkastella 60 kV:n säteilyä, sillä energiakorjauskertoimella muunnetaan Co-60 säteilyllä kalibroituojen TL-dosimetrien vaste 60 kV:n röntgensäteilyn ilmakeimaksi. Kuvasta 16 voidaan todeta, että tällä jännitealueella kalibroitukerroin valittiin RQR-laatuojen mukaan, sillä ISO H-laatuojen spektri on lähempänä niitä kuin ISO N-laatuja.

6.3 TL-annosmittaus

TL-annosmittauksen tarkastelussa keskityttiin erityisesti TL-kiteiden energiavasteisiin. Tarkasteltaessa kiteille kalibroinnissa määritettäviä herkkyyskertoimia voitiin todeta, että herkkyysajo on perusteltu ainoastaan suurille pulssimäärille. Tarkasteltaessa pienempiä pulssimääriä, kuten taustapulseja TL-kiteistä, havaittiin herkkyysajon vaikutuksen olevan merkityksettömän pieni verrattuna vakio- ja gammasäteilytetyistä (Co-60) kiteistä mitattuihin arvoihin.

6.3.1 Energiakorjauskerroin

Energiakorjauskertoimen arvoksi saatiin ISO N60-laadulla 0,671 mGy/mGy ja ISO H60-laadulla 0,677 mGy/mGy. ISO N-laaduille käytetään voimakkaampaa suodatusta kuin ISO H-laaduille, mikä osaltaan selittää kertoimien pienen eroavuuden. Toukokuussa 1995 energiakorjauskertoimeksi määritettiin 0,6792 mGy/mSv [5], mikä on yhtenevä tässä työssä ISO H-laaduilla määritetyn energiakorjauskertoimen lukuarvon kanssa. Energiakorjauskertoimien yksiköt sen sijaan poikkeavat toisistaan. Tämän työn tutkimustulosten mukaan mahdolliset erot 60 kV säteilyn suodatuksessa eivät riitä selittämään eroa uuden ja vanhan kertoimen välillä. Ei voida varmuudella sanoa, mitä säteilylaatua käytettiin energiakorjauskertoimen määrittämisessä vuonna 1995. Tämän takia voidaan todeta vanhan energiakorjauskertoimen olevan virheellinen ja ottaa käyttöön tässä työssä määritetty uusi kerroin.

Co-60 annoslaskennassa on jo vuonna 1995 käytetty ETÄ-ohjelmaa (Microsoft Visual basic –macro Excelin alla). Siinä on erilliset laskentalehdet (worksheet) ilmakerhalle ja H*(10)-annokselle ja on periaatteessa mahdollista että vuonna 1995 tuotettu Co-60 H*(10)-annos onkin ollut ilmakermaa, eli säteilytysaika on voitu katsoa ilmakerma-laskentalehdeltä. Tällainen virhe selittäisi yksiköissä havaitun eron uuden ja vanhan kertoimen välillä. Vanha virheelliseksi todettu energiakorjauskerroin on ollut annoslaskennassa käytössä muodossa 0,7878 mGy/mGy, joka on tämän työn tulosten perusteella selkeästi liian suuri arvo.

6.3.2 Epävarmuusarvio

Vuonna 1996 raportoitiin kalibrointiin liittyväksi epävarmuudeksi 95 %:n luottamustasolla 7-8 % (2std). Annosmittauksen suhteellisen kokonaisvirheen todettiin olevan alle 12 % (2std) [5].

Tässä työssä kalibrointikertoimen epävarmuudeksi saatiin 4,9 % (2std) ja annosmittauksen epävarmuudeksi saatiin 7,8 % (2std). Jälkimmäisessä ovat mukana MTS-N-materiaalin epähomogeenisuus 5,0 % [25] ja energiakorjauskertoimen

epävarmuus 3,5 %. Nyt määritetyt epävarmuudet kalibroinnille ja annosmittaukselle ovat hiukan pienemmät kuin Oksasen raportissa [5].

Kalibroitikertoimen 4,9% (2std) epävarmuus tulee H*(10)-kalibroinnista. WinTLD:ssä kalibroitisuus on H*(10) ellei toisin konfiguroida. Näin päästään konservatiivisempaan epävarmuusarvioon kuin käyttämällä kalibroitisuusena ilmakermaa. Periaatteessa kalibrointiin voitaisiin käyttää myös vakiosäteilyttimen annosta. Vakiosäteilyttimen annoksen pitkäaikaisstabiiliuden voidaan todeta olevan 5 % sisällä (kuva 20).

6.3.3 TL-materiaali

Annoslaskennassa käytetyksi TL-materiaaliksi varmistui MTS-N. Valmistajan mukaan MTS-N-kiteillä on tarkoitus mitata 30 keV – 1,3 MeV fotonisäteilyä [30]. Materiaali kestää lämmityksen 400 °C ja se on energiavasteeltaan optimaalisempi kuin toinen saman valmistajan litiumfluoridipohjainen TL-materiaali MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) käytettäessä suuria annosnopeuksia. MCP-N materiaali kestää vain 245 °C lämpötilan sen ominaisuuksien muuttumatta ja sen energiavasteessa havaitaan alivastealue. Sen herkkyys on kuitenkin huomattavan suuri verrattuna MTS-N materiaaliin. MTS-N materiaalille ominaista sen sijaan on ylivasteisuus pienillä energioilla.

Talasmäki tarkasteli diplomityössään [25] MTS-N- ja MCP-N-materiaalien säteilymittausominaisuuksia. Mittaussuurena oli henkilöannosekvivalentti $H_p(0,07)$, jolloin MTS-N-materiaalilla havaittiin ylivasteisuutta 33 keV:n ympäristössä, mutta energiavasteen todettiin paranevan mentäessä suurempiin energioihin. Suure $H_p(0,07)$ sisältää takaisinsirontaa fantomista toisin kuin tässä työssä mitaussuurena käytetty Incident air kerma. Tästä johtuen kuvassa 18 ilmakermasuurella MTS-N materiaalin havaittu ylivasteisuus oli vielä suurempi kuin valmistajan ilmoittamassa annosvastekuvaajassa (kuva 21).

7 JOHTOPÄÄTÖKSET

Työn tarkoituksena oli perehtyä STUKin suorittamaan hammasröntgenlaitteiden postivalvonnan TL-annoslaskentamenettelyyn. Osana annosmittauksen kalibrointia

tarkasteltiin käytetyn TL-materiaalin annosvasteen riippuvuutta fotonisäteilyn energiasta ja määritettiin uudelleen annoslaskennassa käytetty energiakorjauskerroin, joka otetaan käyttöön WinTLD-ohjelman uudelleenkonfiguroinnin yhteydessä. Energiakorjauskertoimen määrittämisen yhteydessä tarkasteltiin annoslaskennassa käytetyn TL-materiaalin energiavastetta, jonka perusteella TL-materiaaliksi varmistui MTS-N (LiF:Mg,Ti). Osana työtä pystytettiin mittauksissa käytetyt ISO H-röntgensäteilylaadut, jotka otettiin STUKissa virallisesti käyttöön 22.3.2011 ja niitä käytetään dosimetritestauksessa tarvittaessa suuria annosnopeuksia ja annoksia. Aikaisempi STUKissa toteutettu tutkimus esitti TL-dosimetriaan perustuvan menetelmän postitse tapahtuvaan röntgendiagnostiikan valvontaan [41]. Kyseisessä tutkimuksessa tarkasteltiin keuhkokuvausta eli thorax-kuvausta ja lannerangan röntgenkuvausta, jotka ovat tavallisimmat röntgentutkimukset vartalon alueella. Postivalvonta ja TL-annosmittaus soveltuvat hyvin edellä mainittujen kuvausmenetelmien laadunvalvontaan helppokäyttöisyytensä ja tarkkuutensa ansiosta.

Tulevaisuudessa tässä työssä uudelleenmääritetty energiakorjauskerroin voidaan viedä WinTLD-ohjelmaan, jossa potilasannos määritellään TL-kiteen ilmakermana adjusted pellet dose -algoritmissa kolmen tekijän tulona. Tulon tekijät ovat kalibrointiin ja herkkyyteen liittyvä tekijä, nettopulssimäärä sekä energiakorjauskerroin. Annosmittauksen epävarmuudeksi saatiin tässä työssä 7,8 % (2std), kun epävarmuudeksi oli aikaisemmin määritetty alle 12 % (2std). Työn tulokset mahdollistavat annoslaskentamenettelyn sujuvan uudistuksen, jonka yhteydessä voidaan tehdä käytännöllisiä muutoksia myös muihin vakiintuneisiin menettelytapoihin.

KIITOKSET

Tähän Pro-gradu-tutkielmaan liittyvät mittaukset tehtiin Säteilyturvakeskuksessa toukokuun 2010 ja elokuun 2010 välisenä aikana. Suuren kiitoksen haluan esittää Dosimetrialaboratoriossa työskenteleville henkilöille ja erityisesti työn ohjaajalle Arvi Hakaselle sekä tarkastajille Antti Kosuselle ja Sauli Savolaiselle. Erityiskiitos kuuluu myös perheelleni ja ystävilleni, joilta saamaani tukea voin pitää korvaamattoman arvokkaana.

LÄHDELUETTELO

- 1 STUK, 2004: Säteily- ja ydinturvallisuus 3: Säteilyn käyttö. Toim. Olavi Pukkila. Karisto, Hämeenlinna, s. 15-36.
- 2 STUK-B 102, 2009: Säteilyn käyttö ja muu säteilylle altistava toiminta. Vuosiraportti 2008. Toim. Erkki Rantanen.
- 3 McKinlay, A. F., 1981: Thermoluminescence Dosimetry. Medical Physics Handbook 5. Adam Hilger Ltd, Bristol.
- 4 Verapan, Tiina; Rahikainen, Tuija, 2004: Hammasröntgenpostivalvonta, Hammasröntgenlaitteiden postivalvonta, ohje.
- 5 Oksanen, Eero, 30.10.1996: Hammasröntgenin postivalvontamittaukset. Annoslaskennan parametrit ja virhearvioita.
- 6 Attix, F. H., 1986, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, John Wiley & Sons, New York.
- 7 STUK, ST-ohje 3.1, 27.5.1999: Hammasröntgenlaitteiden käyttö ja valvonta.
- 8 Behrens, R., Kowatari, M. and Hupe, O., 2009: Secondary charged particle equilibrium in ^{137}Cs and ^{60}Co reference radiation fields. Radiation Protection Dosimetry (2009), Vol. 136, No. 3, s. 168–175.
- 9 Tapiovaara, Tero; Tapiovaara, Markku; Siiskonen, Teemu; Hakanen, Arvi, 2008: Säteilyturvakeskuksen Dosimetrialaboratorion röntgensäteilyn vakiolaatujen spektrit. STUK-TR 2, helmikuu 2008.
- 10 Tenhunen, Mikko, 2007: Sädehoidon fysiikka ja tekniikka.
- 11 Marttila, Olli J., 2002: Säteily ja sen havaitseminen: Suureet ja yksiköt. Toim. T. K. Ikäheimo. Karisto, Hämeenlinna, s. 66-86.
- 12 ICRU Report 57, 1.8.1998: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation.
- 13 Patomäki, Lauri, 1997: Säteilyfysiikkaan ja -biologiaan liittyvät perussuureet. Kliininen säteilybiologia, luku 2. Toim. Tapani Lahtinen ja Lars R. Holsti. Duodecim, s. 16-39.
- 14 Bushberg, Jerrold T.; Seibert, J. Anthony; Leidholt JR., Edwin M.; Boone, John M., 2002: The essential physics of medical imaging. Second Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, s. 52-54.

- 15 Kosunen, A.; Komppa, T.; Toivonen, M, 2006: Evaluation of methods to estimate the patient dose in interventional radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 117, No. 1-3, s. 178-184.
- 16 Kosunen, Antti; Sipilä, Petri; Parkkinen, Ritva; Jokelainen, Ilkka; Järvinen, Hannu, 2005: Sädehoidon annosmittaukset. Ulkoisen sädehoidon suurenergisten fotoni- ja elektronisäteilykeilojen kalibrointi. STUK-STO-TR 1, helmikuu 2005.
- 17 Mayles, Philip; Nahum, Alan E.; Rosenwald, Jean-Claude, 2007: *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*, CRC Press, Taylor & Francis Group, USA, s. 292.
- 18 STUK ST-ohje 1.9, 17.3.2008: Säteilytoiminta ja säteilymittaukset.
- 19 International Electrotechnical Commission. Radiation protection instrumentation - Passive integrating dosimetry systems for environmental and personal monitoring- Part 1: General characteristics and performance requirements. IEC 62387-1, 2007.
- 20 STUK-A 184, 2001: Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa 2001. Toim. A. Servomaa ja T. Parviainen.
- 21 STUK tiedottaa 1/2004: Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen.
- 22 Niittymäki, Henri; Hakanen, Arvi; Rautio, Simo; Järvinen, Hannu, 2007: Portable TL dosimeter—ESD phantom combination for chest and lumbar spine radiography. *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 130, No. 2, s. 224-227.
- 23 Jennings, W., A.; R. M. Harrison, 1983: X rays: HVL range 0.01 to 8.0 mm Al. *British Journal of Radiology*, Supplement No. 17: Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy. The British Institute of Radiology, London, s. 1-21.
- 24 Becker, Klaus, 1973: *Solid State Dosimetry*. CRC Press, Ohio, s. 27-45.
- 25 Talasmäki, Juha, 2005. Kahdella TL-materiaalilla varustetun henkilökohtaisen annosmitarin säteilymittausominaisuudet. Diplomityö. Tampereen teknillinen yliopisto.
- 26 Chen, Reuven; McKeever, Stephen W. S., 1997: *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena*. World Scientific, USA, s. 17-34.

- 27 Moscovitch, M.; Y. S. Horowitz, 2006: Thermoluminescent materials for medical applications: LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P. Radiation Measurements, Vol. 41, No. 1, s. S71 - S77.
- 28 International Organization for Standardization. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for their response as a function of photon energy- Part 1: Radiation characteristics and production methods. International standard ISO 4037-1:1996.
- 29 Tapiovaara, Markku; Tapiovaara, Tero, 2008: Spektripaja (2.0) –ohjelman käyttöohje ja validointi. STUK-TR 3, helmikuu 2008.
- 30 <http://www.tld.com.pl/tld/index.html> (27.7.2010)
- 31 McKeever, S. W. S., 1985: Thermoluminescence of solids. Cambridge Solid State Science Series, Press Syndicate of the University of Cambridge, USA, s. 186.
- 32 Nissilä, Teemu, 2005: Suurten fotoniannostien mittaaminen termoluminesenssin menetelmällä. Pro gradu-tutkielma.
- 33 Larsson, Leif; Katz, Robert, 1976: Supralinearity of Thermoluminescent Dosimeters. Nuclear Instruments and Methods, Vol. 138, s. 631 - 636.
- 34 Vestad, Tor Arne; Malinen, Eirik; Olsen, Dag Rune; Hole, Eli Olaug; Sagstuen, Einar, 2004: Electron paramagnetic resonance (EPR) dosimetry using lithium formate in radiotherapy: comparison with thermoluminescence (TL) dosimetry using lithium fluoride rods. Physics in Medicine and Biology, Vol. 49, s. 4701-4715.
- 35 Espinosa, G.; Golzarri, J. I.; Santiago, P., 2008: Optically stimulated luminescence response to ionizing radiation of red bricks (SiO₂, Al₂O₃ and Fe₂O₃) used as building materials. ISICA S 54 (1), s. 17–21.
- 36 <http://www.radpro-int.com/dosimeters/tld---cards/rados-type/index.html> (14.4.2011)
- 37 International Organization for Standardization. Guide to the expression of uncertainty in measurement. Geneva, Switzerland, 1995.
- 38 Ankerhold, Ulrike, 2000: Catalogue of X-ray spectra and their characteristic data -ISO and DIN radiation qualities, therapy and diagnostic radiation qualities, unfiltered X-ray spectra. Physikalisch-Technische Bundesanstalt. PTB-Bericht Dos-34.
- 39 ICRU Report 74, 2005: Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. Journal of the ICRU. Vol. 5 No. 2.

- 40 International Electrotechnical Commission. Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics. IEC 61267, 2005.
- 41 Niittymäki, Henri, 2007: Potilasannoksen mittausmenetelmä postitse tapahtuvaan säteilyn käytön valvontaan. Pro gradu-tutkielma.

Tilaaaja

Säteilyturvakeskus
Säteilyn käytön turvallisuus
Dosimetrialaboratorio

Viite

Antti Kosunen

Kalibroitu laite

Elektrometri	Keithley 6571	no	629300
Ionisaatiokammio:	Exradin A3	no	XR100191

Kalibrointi suoritettu, pvm.

6.5.2010

Kalibroitaessa ionisaatiokammio asetettiin keskelle kollimoitua röntgensäteilykeilaa siten, että kammion suora seinämä oli kohtisuorassa säteilykeilaa vastaan. Kammion keskipisteen etäisyys säteilylähteestä 2 m (keilan halkaisija 29 cm).

Kalibroinneissa käytettiin ISO-standardin mukaisia säteilylaatuja /1/. Kalibroinneissa ilmakermanopeudet vaihtelivat välillä 15-90 mGy/h.

Käytettyjen röntgenputkien oma suodatus sisältyy Taulukossa 1 ilmoitettuihin suodatuksiin. Putkien vaihtojännösjännite (ripple) oli $< 0,5$ % käytetyistä putkijännitteistä.

Ilmakermanopeus mitattiin mittanormaalilla NE 2575 (547), joka on kalibroitu PTB:ssä, Saksassa (todistus 5938, 4.11.2009). Ilmakermanopeuden kokonaisepävarmuus varmuuskertoimella 2 on noin 4 % (N-10 - N-40) tai 3 % (N-60 - N-300, S-Cs ja S-Co). Epävarmuudet on ilmoitettu viitteen /2/ ohjeen mukaisesti.

10.2.2011

Erikoistutkija Arvi Hakanen

Tämän asiakirjan julkaiseminen osittaisena tai asiakirjaan viittaaminen mainostarkoituksessa on sallittu vain Säteilyturvakeskuksen kirjallisella luvalla. Säteilyturvakeskus toimii ionisoivan säteilyn kansallisena mittanormaalilaboratoriona (laki 1334/1994 ja asetus 1515/1991) ja on jäsenenä IAEA/WHO:n SSDL-laboratorioverkossa.

STUK - SÄTEILYTURVAKESKUS STRÅLSÄKERHETSCENTRALEN RADIATION AND NUCLEAR SAFETY AUTHORITY	OSOITE	POSTIOSOITE	PUH.	FAX
	Laippatie 4 00880 HELSINKI	PL / P.O.BOX 14 FIN - 00881 HELSINKI, FINLAND	(09) 759 881 +358 9 759 881	(09) 7598 8450 +358 9 7598 8450

TAULUKKO 1. Kalibroitikertoimet eri säteilylaaduille.

Säteilylaatu	\bar{E} [keV]	1. HVL [mm]		Suodatus [mm]				Kalibroitikerroin [Gy/ μ C]
		Al	Cu	Pb	Sn	Cu	Al	
N-20	16	0,32	-	-	-	-	1,0	9.1296
N-25	20	0,66	-	-	-	-	2,0	8.5034
N-30	24	1,15	-	-	-	-	4,0	8.2613
N-40	33	-	0,084	-	-	0,21	4,0	8.0501
N-60	48	-	0,24	-	-	0,6	4,0	8.0992
N-80	65	-	0,58	-	-	2,0	4,0	8.2027
N-100	83	-	1,11	-	-	5,0	4,0	8.2041
N-120	100	-	1,71	-	1,0	5,0	4,0	8.2156
N-150	118	-	2,36	-	2,5	-	4,0	8.2198
N-200	164	-	3,99	1,0	3,0	2,0	4,0	8.2654
N-250	208	-	5,19	3,0	2,0	-	4,0	8.2894
N-300	250	-	6,12	5,0	3,0	-	4,0	8.3433

Kalibroitikertoimet on annettu NTP:ssä ($T = 20\text{ °C}$ ja $p = 101,3\text{ kPa}$).

VIITTEET:

- /1/ International Organization for Standardization. *X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. – Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence.* International standard ISO 4037-3, 1999.
- /2/ International Organization for Standardization. *Guide to the expression of uncertainty in measurement.* Geneva, Switzerland, 1995.

Tilaaaja

Säteilyturvakeskus
Säteily käytön turvallisuus
Terveysthuollon röntgentoiminta

Viite:

Tilaus: Maarit Qvist

Säteilytetty kohde:

TL-dosimetrit (Alnor, 20 kpl)

Säteilytys suoritettu, pvm.

19.5.2010

TAULUKKO. TL-dosimetreille säteilytetty ilmakerma.

Säteilylaji	Dosimetrin nro.	Ilmakermanopeus (mGy/h)	Ilmakerma (mGy)
ISO H-30	5703,5704	954	10,0
ISO H-60	5451,5452	1177	10,0
ISO H-100	5843,5854	985	10,0
ISO H-200	5399,5400	1089	10,0
ISO H-250	5999,6000	1340	10,0
ISO H-280	5263,5264	1255	10,0
ISO H-300	5293,5294	1439	10,0
¹³⁷ Cs	5563,5564	20,6	10,0
⁶⁰ Co	143,144	52,9	10,0
Tausta	5112,5477	-	-

Dosimetrit säteilytettiin kollimoiduissa ISO H /1/ röntgensäteilykeiloissa ja ¹³⁷Cs ja ⁶⁰Co gammasäteilykeilassa ilmassa. Dosimetrien edessä käytettiin pleksistä kasvupäällysyä (4 mm PMMA). Dosimetrien etäisyys säteilylähteestä oli gammakeiloissa 250 cm (keilan halkaisija 45 cm) ja röntgenkeiloissa 200 cm (keilan halkaisija 29 cm).

Ilmakermanopeuden kalibrointi on jäljitettävissä Physikalisch-Technische Bundesanstaltiin (PTB, Saksa). Ilmakermanopeuden kokonaisepävarmuus varmuuskertoimella 2 on noin 2,5 %. Epävarmuus on ilmoitettu viitteen /2/ mukaisesti.

19.5.2010

Erikoistutkija Arvi Hakanen

Tämän asiakirjan julkaiseminen osittaisena tai asiakirjaan viittaaminen mainostarkoituksessa on sallittu vain Säteilyturvakeskuksen kirjallisella luvalla. Säteilyturvakeskus toimii ionisoivan säteilyn kansallisen mittanormaalilaboratoriona (laki 1334/1994 ja asetus 1515/1991) ja on jäsenenä IAEA/WHO:n SSDL-laboratorioverkossa.

VIITTEET

- /1/ International Organization for Standardization. *X and gamma reference radiation for calibrating doseimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 1: Radiation characteristics and production methods*. International standard ISO 4037-1, 1996.
- /2/ International Organization for Standardization. *Guide to the expression of uncertainty in measurement*. Geneva, Switzerland, 1995.

Tilaaaja

Säteilyturvakeskus
Säteily käytön turvallisuus
Terveystieteiden tutkimuskeskus

Viite:

Tilaus: Maarit Qvist

Säteilytetty kohde:

TL-dosimetrit (Alnor, 20 kpl)

Säteilytys suoritettu, pvm.

7.7.2010

TAULUKKO. TL-dosimetreille säteilytetty ilmakerma.

Säteilylaji	Dosimetrin nro.	Ilmakermanopeus (mGy/h)	Ilmakerma (mGy)
ISO N-25	5703,5704	70	5,0
ISO N-30	5451,5452	42	5,0
ISO N-40	5853,5854	21	5,0
ISO N-60	5399,5400	52	5,0
ISO N-80	5999,6000	20	5,0
ISO N-150	5263,5264	53	5,0
ISO N-200	5293,5294	15	5,0
¹³⁷ Cs	5563,5564	21	5,0
⁶⁰ Co	143,144	53	5,0
Tausta	5112,5477	-	-

Dosimetrit säteilytettiin kollimoiduissa ISO N /1/ röntgensäteilykeiloissa ja ¹³⁷Cs ja ⁶⁰Co gammasäteilykeilassa ilmassa. Dosimetrien edessä käytettiin pleksistä kasvupäällyyslevyä (4 mm PMMA). Dosimetrien etäisyys säteilylähteestä oli gammakeiloissa 250 cm (keilan halkaisija 45 cm) ja röntgenkeiloissa 200 cm (keilan halkaisija 29 cm).

Ilmakermanopeuden kalibrointi on jäljitettävissä Physikalisch-Technische Bundesanstaltiin (PTB, Saksa). Ilmakermanopeuden kokonaisepävarmuus varmuuskertoimella 2 on noin 2,5 %. Epävarmuus on ilmoitettu viitteen /2/ mukaisesti.

9.7.2010

Erikoistutkija Arvi Hakanen

Tämän asiakirjan julkaiseminen osittaisena tai asiakirjaan viittaaminen mainostarkoituksessa on sallittu vain Säteilyturvakeskuksen kirjallisella luvalla. Säteilyturvakeskus toimii ionisoivan säteilyn kansallisen mittanormaalilaboratoriona (laki 1334/1994 ja asetus 1515/1991) ja on jäsenenä IAEA/WHO:n SSDL-laboratorioverkossa.

VIITTEET

- /1/ International Organization for Standardization. *X and gamma reference radiation for calibrating doseimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 1: Radiation characteristics and production methods*. International standard ISO 4037-1, 1996.
- /2/ International Organization for Standardization. *Guide to the expression of uncertainty in measurement*. Geneva, Switzerland, 1995.

Nimi ISO H -röntgensäteilylaadut ja säteilytysasetukset			Tunnus DOS 4.7.2 c <ul style="list-style-type: none"> • Dosimetrialaboratorion laatukäsikirja <ul style="list-style-type: none"> • 4. Kalibrointikäsikirja <ul style="list-style-type: none"> • 4.7 Säteilylaadut <ul style="list-style-type: none"> • Luku 4.7.2 c. 		
Laatija Arvi Hakanen Pvm. 22.3.2011 Arvi Hakanen	Tarkastaja Arvi Hakanen Pvm. 22.3.2011 Arvi Hakanen	Hyväksyjä Antti Kosunen Pvm. 22.3.2011 Antti Kosunen	Jakelu LAB	Voimassa alkaen 22.3.2011	Korvaa -

ISO H (high dose rate) -säteilylaatuja käytetään henkilöannosmittarien säteilytyksissä ja tutkittaessa mittarin energiariippuvuutta suurilla annosnopeuksilla.

ISO H -säteilylaadut, 160 kV putki.

Röntgenputken sisäinen suodatus on 1 mm Be. Säteilykeilassa on aina myös monitorikammio.

Laatu	Jännite- asetus ¹	Todellinen jännite ²	Lisäsuodatus [mm]		Puoliintumispaksuus				Säteilytysasetukset		
			Al	Cu	1. HVL, mitat- tu ³		1. HVL, ISO 4037-1:1996		Putkivirta [mA]	Monitorivirta [nA]	Ilmakermanopeus ⁴ Et. 2,0 m [mGy/h]
	[kV]	[kV]			[mm]	[mm]	[mm]	[mm]			
ISO H10	9,5	10,1	-	-	0,039	Al	0,036	Al	22	4,779	88
ISO H20	18,8	19,2	0,15	-	0,12	Al	0,12	Al	28	9,361	1191
ISO H30	29,2	29,8	0,52	-	0,40	Al	0,38	Al	31	5,400	1350
ISO H60	59,9	60,5	3,2	-	0,077	Cu	0,079	Cu	38	3,535	1295

- ¹ **Jänniteasetus** on röntgenlaitteen ohjausohjelmaan asetettava nimellinen (nominal) putkijännite.
- ² Mitattu spektrometrillä (MTa, AHa, ATi, 2.2.2009).
- ³ PTW 23344 (620), etäisyys 1 m. Mittaustulokset DOSin laatutiedostot/Säteilylaadut/DOHA
- ⁴ Exradin A3 kammioilla. Mittaustulokset DOSin laatutiedostot/Säteilylaadut/DOHA

ISO H -säteilylaadut, 320 kV putki

Röntgenputken sisäinen suodatus vastaa 0,1 mm Al.

Säteilykeilassa on aina myös monitorikammio.

Laatu	Jännite- asetus ¹	Todellinen jännite ²	Lisäsuodatus [mm]		Puoliintumispaksuus		Säteilytysasetukset		
					1. HVL, mitat- tu ³	1. HVL, ISO 4037-1:1996	Putkivirta	Monitorivirta	Ilmakermanopeus ⁴ Et. 2,0 m
	[kV]	[kV]	Al	Cu	[mm Cu]	[mm Cu]	[mA]	[nA]	[mGy/h]
ISO H100	100	100,3	3,9	0,15	0,30	0,30	29	2,942	1043
ISO H200	200	199,8	3,9	1,15	1,70	1,70	14	4,585	1134
ISO H250	250	250	3,9	1,6	2,53	2,47	11	6,385	1393
ISO H280	280	280	3,9	3,0	3,43	3,37	11	6,626	1301
ISO H300	300	300	3,9	2,5	3,44	3,40	9	7,601	1491

- ¹ **Jänniteasetus** on röntgenlaitteen ohjausohjelmaan asetettava nimellinen (nominal) putkijännite.
- ² (80-200kV) mitattu spektrometrillä elokuussa 2007. Ks STUK TR 2/2008.
- ³ A3-kammio, etäisyys 1 m. Mittaustulokset DOSin laatutiedostot/Säteilylaadut/DOHA
- ⁴ Exradin A3 kammioilla. Mittaustulokset DOSin laatutiedostot/Säteilylaadut/DOHA

Viitteet:

Säteilylaatuojen lisäsuodatukset ja 1. HVL-arvot on annettu standardissa ISO 4037-1:1996. Jänniteasetukset perustuvat Arvi Hakasen, Markku Tapiovaaran ja Aino Tietäväisen spektrimittauksiin 2.2.2009. Mitattu 1. HVL perustuu Arvi Hakasen ja Anna Kelarannan mittauksiin 6.5.2010.

Henkilödosimetrien säteilytyksissä käytettäviä putkivirtoja vastaavat monitorivirrat ja niitä vastaavat ilmakermanopeudet perustuvat Arvi Hakasen ja Anna Kelarannan mittauksiin 6.5.2010.