

Litiumfluoridikiteet
termoluminesenssidosimetriassa

LuK-tutkielma
Turun yliopisto
Fysiikka
2026
Katri Kokkonen
Tarkastaja:
FM Hemmo Hartikainen

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

TURUN YLIOPISTO
Fysiikan ja tähtitieteen laitos

Kokkonen, Katri Litiumfluoridikiteet termoluminesenssidosisometriassa

LuK-tutkielma, 22 s.
Fysiikka
Maaliskuu 2026

Tutkielman teoreettisessa osuudessa esitellään termoluminesenssidosisometriakiteiden perusteet sekä yleistietoa termoluminesenssi-ilmiöstä. Kokeellisessa osuudessa määritetään silmädosimetriakiteiden pienin havaittu signaali, josta saadaan kalibraation avulla pienin erotettava annos. Dosimetricien kalibrointi tehtiin ISO-N standardin mukaisella röntgenputkella. Kokeellisessa osuudessa silmädosimetricien pienimmäksi erotettavaksi annokseksi määritettiin 5,88 μSv säteilylaadulle N40, 6,34 μSv laadulle N60 ja 7,49 μSv laadulle N80.

Asiasanat: termoluminesenssi, termoluminesenssidosisometria, hehkukäyrä

Sisällys

Johdanto	1
1 Termoluminesenssi	2
2 Termoluminesenssidosisimetria	4
2.1 Hehkukäyrä ja fading-ilmiö	7
2.2 Termoluminesenssidosisimetriakiteet ja niiden materiaalit	10
3 Kokeellinen osuus	12
3.1 Kiteiden herkkyystestit	12
3.2 Pienin havaittu signaali ja pienin erotettava annos	13
3.3 Virhelaskut	18
4 Yhteenveto	19

Johdanto

Termoluminesenssiin perustuvat sovellukset alkoivat yleistyä nopeasti 1950- ja 1960-luvuilla. Ensin 50-luvulla alettiin hyödyntämään termoluminesenssia dosimetrisiin tarkoituksiin. 1960-luvulla termoluminesenssia hyödynnettiin ensimmäistä kertaa arkeologisten näytteiden ajoittamiseen. [1]

Ensimmäisen tietokonetomografiakuvantamislaitteen tuloa markkinoille 1973 pidetään merkittävimpana kehitysaskelena radiologiassa röntgensäteilyn löytämisen jälkeen [2]. Säteilyn käytön lisääntyminen terveydenhuollossa ja teollisuudessa lisää tarvetta luotettaville säteilyannoksen määrittämismenetelmille. Kokeellisessa osuudessa käytettyjen silmädosimetricien EYE – DTM kehitys sai alkunsa huomiosta, jonka mukaan harmaakahi kehittyi silmän mykiöön oletettua pienemmillä säteilyannoksilla [3]. EYE – DTM silmädosimetrit kehitettiin Euroopan unionin rahoittamassa ORAMED (Optimization of Radiation protection for MEDical staff) projektissa [3]. EYE – DTM silmädosimetrit perustuvat LiF:Mg,Cu,P-kiteisiin [3]. Koska litiumfluoridikiteisiin (LiF-kiteisiin) perustuvien dosimetricien herkkyys saattaa heikentyä ajan saatossa, on tärkeää määrittää kiteiden herkkyys säännöllisin väliajoin [4]. Kokeellisessa osuudessa määritetään EYE – DTM silmädosimetreille pienin erotettava annos.

1 Termoluminesenssi

Luminesenssi on ilmiö, jossa molekyyli tai atomi emittoi valoa viritystilan purkautuessa. Jotta kappale voi emittoida valoa luminesenssissa, aineeseen tarvitsee sitoutua ylimääräistä energiaa. Luminesenssi-ilmiön voi laukaista esimerkiksi säteily tai kemiallinen energia. Luminesenssi-ilmiöt nimetään usein sen ilmiön mukaan joka aiheuttaa valon emission. Esimerkiksi fotoluminesenssin aiheuttaa atomiin törmäävä fotoni, joka virittää elektronin ylemmälle energiatilalle ja virityksen purkautuessa emittoituu valoa. Kemiluminesenssin tapauksessa kemiallisessa reaktiossa energia vapautuu valona lämmön sijaan. [5]

Luminesenssi-ilmiöt voidaan luokitella karakteristisen ajan τ_c mukaan. Valon spontaani emittoituminen virittymisen jälkeen tapahtuu todennäköisimmin karakteristisen ajan kuluttua. Fluoresenssi- ja fosforesenssi-ilmiöt voidaan erottaa toisistaan karakteristisella ajalla. Fluoresenssin karakteristinen aika on alle 10^{-8} s ja fosforesenssilla karakteristinen aika on suurempi kuin 10^{-8} s. Karakteristisen ajan sijaan luminesenssi-ilmiöt voi olla helpompi luokitella lämpötilariippuvuuden mukaan. Fluoresenssi-ilmiö ei ole riippuvainen lämpötilasta toisin kuin fosforesenssi-ilmiöt, jotka riippuvat ympäristön lämpötilasta. Termoluminesenssilla on pitkä karakteristinen aika ja se on riippuvainen ympäristön lämpötilasta, joten se kuuluu fosforesenssi-ilmiöihin. [5]

Ensimmäinen havainnot termoluminesenssista on tehty 1600-luvulla, kun huomattiin, että osa luonnon mineraaleista, kuten timantit, voivat emittoida valoa lämmityksen seurauksena. Maria Skłodowska Curie oli ensimmäinen, joka havaitsi ionisoivan säteilyn ja termoluminesenssin yhteyden vuonna 1909. Hän huomasi, että ^{226}Ra -isotoopille altistunut kaliumfluoridi emittoi valoa kuumennettaessa, ja valon intensiteetin riippuvan altistusajasta. [6]

Termoluminesenssi voidaan selittää kiinteiden aineiden energiavyömallilla, joka on esitetty kuvassa 1 [7]. Vyömallissa alin miehitetty tila on valenssivyö ja ylin mie-

hittämätön tila on johtovyö. Fermi-taso on määritetty 0 K lämpötilassa ylimmän miehitetyn tilan kohdalle. Aineet jaetaan eristeisiin ja johteisiin valenssielektronien lukumäärän perusteella. Aineet, joiden valenssielektronit täyttävät yhden tai useamman vyön, ovat eristeitä. Johteilla valenssivyö ei ole täynnä, jolloin Fermi-taso leikkaa valenssivyön. Eristeillä valenssivyön yläreunan ja johtovyön alareunan energiaerotusta kutsutaan energia-aukoksi. Eristeet, joiden energia-aukko on suurempi kuin 3 eV, ovat dielektrisiä [6]. Puolijohteiden energia-aukko on alle 3 eV [6]. [8]

Kiderakenteiset luminesoivat aineet ovat tärkeitä dosimetrisissa sovelluksissa, mutta ne eivät ole ainoita luminesoivia aineita. Biologisissa sovelluksissa käytetään esimerkiksi fluoresoivia proteiineja, joilla ei ole kiderakennetta. Molekyyleillä luminesenssi aiheutuu molekyyliorbitaalien välisistä siirtymistä.

Kiderakenteella tarkoitetaan säännöllistä kolmiulotteista atomien tai atomiryhmien joukkoa. Ideaalinen kide koostuu äärettömästä ja jaksollisesta atomien joukosta. Kiinteän olomuodon fysiikassa kiteitä kuvaillaan usein hilan ja kannan avulla, joista kiderakenne koostuu. Hila on ääretön kolmiulotteinen joukko säännöllisesti asettuneita pisteitä. Kanta on yksittäinen atomi tai atomien joukko, joka sijaitsee hilapisteessä. [8]

Kiteissä esiintyvät kidevirheet muuttavat kiteiden energiatasoja. Kidevirheet voivat olla puuttuvia atomeita tai epäpuhtausatomeita. Useat eristeiden ja puolijohteiden sovellukset saadaan aikaiseksi muuttamalla kiteiden energiakaaviota lisäämällä kiteeseen tarkoituksella valittuja epäpuhtausatomeita. Epäpuhtausatomeiden lisäämistä kutsutaan douppaamiseksi. Energia-aukon metastabiileja tiloja kutsutaan ansatiloiksi. Metastabiilissa tilassa systeemin energia ei ole alin mahdollinen, mutta siitä huolimatta systeemi voi pysyä metastabiilissa tilassa pitkään. Usein metastabiilin tilan purkautuminen vaatii ulkoista energiaa. [9]

Kuvassa 1 on esitetty termoluminesenssi-ilmiö vyömallin avulla. Tasapainotilassa Fermi-tason E_f yläpuolinen energiatila T on tyhjä. Kiteen altistuminen säteilyl-

le luo elektroni-aukkoparin, mikäli fotonin energia ylittää energia-aukon energian $\nu h > E_g$, jossa ν on fotonin taajuus ja $h = 4,13 \cdot 10^{-15}$ eVs on Planckin vakio. Elektroni-aukkoparin muodostuessa elektroni virittyy johtovyölle vapaaksi elektroniksi ja aukko jää valenssivyölle. Elektroni-aukkoparin muodostumisen jälkeen voi tapahtua välitön rekombinoituminen. Välittömän rekombinoitumisen lisäksi on mahdollista, että varauksen kuljettajat jäävät jumiin energia-aukon metastabiileihin tiloihin. Kuvassa 1 elektronit jäävät jumiin tilalle T ja aukot tilalle R . [5]

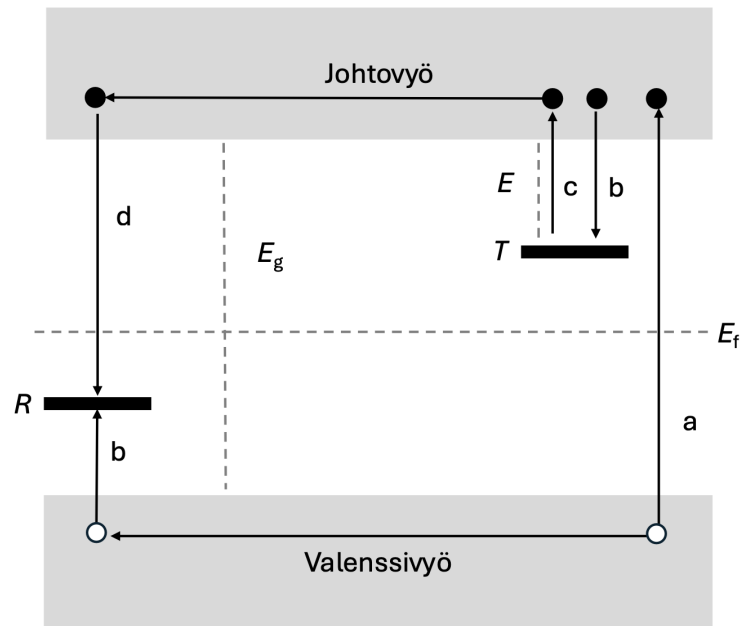
Arrheniusin yhtälön mukaan voidaan laskea todennäköisyys (yksikössä 1/s) sille, että elektroni vapautuu energia-ansasta T

$$p = s \exp \left[\frac{-E}{k_B T_0} \right]. \quad (1)$$

Yhtälössä (1) E on energia-ansan syvyys elektronivoltteina, T_0 on lämpötila kelvineinä, k_B on Boltzmanin vakio $8,617 \cdot 10^{-5} \frac{\text{eV}}{\text{K}}$. Parametri s yksikössä 1/s on vakio, joka ei riipu lämpötilasta. Mikäli energia-ansan syvyys E on suurempi kuin $k_B T_0$, elektroni jää energia-ansaan vangituksi. Kide on virittyneessä tilassa metastabiili. Ympäristön lämpötilan T_0 nostaminen nopeuttaa systeemin palautumista tasapainotilaan. [7]

2 Termoluminesenssidometria

Termoluminesenssia hyödynnettiin säteilyannoksen mittaamiseen ensimmäisen kerran vuonna 1953, jolloin LiF-kidettä käytettiin mittaamaan ydinasekokeen aikainen säteilyannos [5]. Yksi termoluminesenssin käytännön sovelluksista on termoluminesenssidometria (TLD). TLD on yleinen henkilö- ja ympäristöannoksen mittaamenetelmä sen edullisuuden ja mittaustarkkuuden takia. Säteilyannoksen suuruus on havaittavissa TLD-kiteessä pitkän ajan kuluttua altistuksesta, koska elektronien vapautuminen ansatiloilta vaatii ulkoista energiaa. Termoluminesenssidometreilla voidaan mitata röntgen-, beeta-, gamma- ja neutronsäteilyä. [10]



Kuva 1: Termoluminesenssi-ilmiö kuvattuna vyömallilla: a) säteily tuottaa elektroni-aukkoparin, b) elektroni relaksoituu ansatilaan T ja aukko relaksoituu rekombinaatiokeskukseen R , c) lämpötilan nostaminen vapauttaa elektronin ansatilalta ja d) elektroni rekombinoituu rekombinaatiokeskukseen. Mustat pisteet kuvaavat elektroneja ja valkoiset pisteet aukkoja, E on energia-ansan syvyys, E_f on fermienergia, E_g energia-aukko.

Hyvän TLD-kiteen ominaisuuksiin kuuluu hehkukäyrän intensiteetin ja annoksen lineaarinen riippuvuus [11]. Useilla materiaaleilla lineaarinen riippuvuus muuttuu sublineaariseksi tai saturoituu suurilla annoksilla, koska vapaat ansatilat loppuvat [12]. Henkilöannosmittauksessa on tärkeää, että pienikin säteilyaltistus aiheuttaa hehkukäyrässä suuren intensiteetin [11]. Luennan kannalta on tärkeää, että kiteestä emittoituneen valon aallonpituus on sopiva valomonistinputkelle [11].

Valomonistinputki on herkkä fotonidetektor. Valomonistinputken toiminta-alue on lähi-infrapun aallonpituudesta ultraviolettiaallonpituuteen (n. 200-1000 nm). Valomonistimen fotokatodilla fotonit tuottavat fotoelektroneja valosähköisellä ilmiöllä. Fotokatodin jälkeen fotoelektronit kiihdytetään korkeajännitteellä. Katodin ja anodin välissä on useita elektrodeja (dyodeja), joihin osuvat elektronit tuottavat sekundäärielektroneja. Yksittäinen fotoelektroni tuottaa elektrodilla q kappaletta sekundäärielektroneita. Kun elektrodien lukumäärä on N , anodille saapuu yhteensä q^N kappaletta elektroneja. Anodille saapuvat elektronit tuottavat mitattavan sähkövirran. [13, s. 406-407]

Kudosvastaavuus on henkilödosimetriassa tärkeä ominaisuus, johon voidaan vaikuttaa pirstämällä kidettä. TLD-kidettä voidaan pitää hyvin kudostavastaavana, jos kiteen materiaali vastaa säteilyyn ihmisen kudosta vastaavalla tavalla. Efektii- vinen järjestysluku Z_{eff} vaikuttaa säteilyn käyttäytymiseen materiaalissa. Ideaalissa tilanteessa kiteen ja kudoksen efektiivinen järjestysluku on sama. Efektii- vinen järjestysluku Z_{eff} määritetään yhtälöllä

$$Z_{eff} = \frac{\sum_i w_i f_i (\mu/\rho)_i}{\sum_i f_j (A_j/Z_j) (\mu/\rho)_j}, \quad (2)$$

jossa μ/ρ on energiariippuvainen massavaimennuskerroin, A_i atomimassa, Z_j järjes- tysluku, f_i on atomin suhteellinen mooliosuus kudoksessa siten, että $\sum_i f_i = 1$ ja w_i fotonien energian haarautumissuhde. Magnesiumulla, kuparilla ja rikillä doupatun litiumflouridi-TLD-kiteen efektiivinen järjestysluku on 8,44 ja keuhko- ja pehmytku- doksen 6,18, kun käytetään röntgenlähdettä energialla 40 kV. [14]

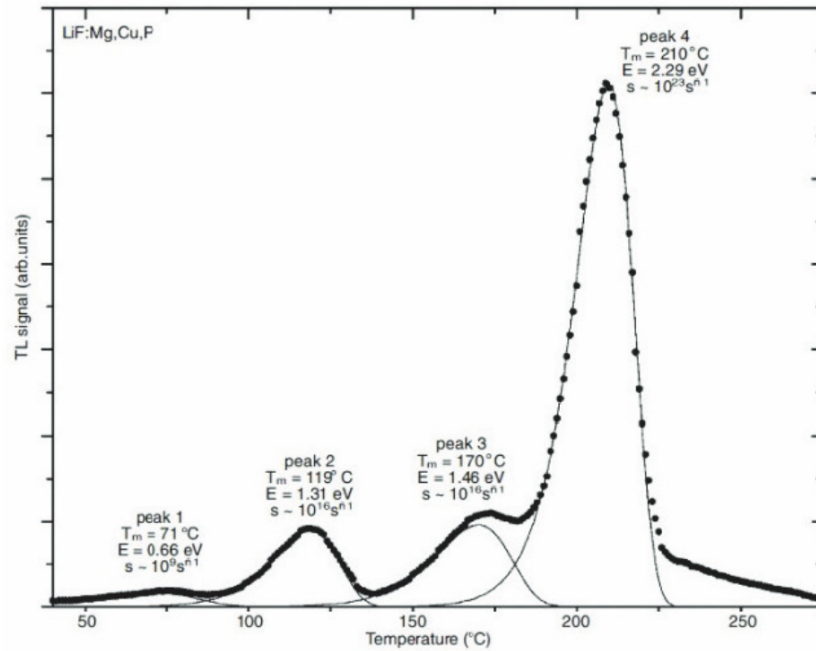
Kudosvastaavuus tekee termoluminesenssidosimetriasta hyvän mittaamenetelmän kliinisissä sovelluksissa, kuten radiologiassa. LiF-kiteillä on hyvä kudosvastaavuus ja esimerkiksi trikalsiumfosfaatti $\text{Ca}_3(\text{PO})_4$ vastaa hyvin ihmisen luita ja hampaita, koska luut ja hampaat ovat pääasiassa happea, kalsiumia ja fosfaattia. [15]

2.1 Hehkukäyrä ja fading-ilmio

Dosimetriassa annoksen määrittäminen perustuu TLD-kiteestä emittoituneen valon intensiteettiin. Emittoituneen valon intensiteetti esitetään usein lämpötilan tai ajan funktiona. Emittoituneen valon intensiteetin kuvaajaa kutsutaan hehkukäyräksi (engl. glow curve). Kiteiden luenta voidaan suorittaa nousevalla lämpötilalla, esimerkiksi $10\text{ }^\circ\text{C/s}$, tai vakio­lämpötilassa [16]. Hehkukäyrän intensiteetin maksimi, joka on yleisimmillä kidetyypeillä aallonpituudella 380-480 nm, havaitaan, kun kiteen luenta suoritetaan välillä $180\text{-}260\text{ }^\circ\text{C}$ [11].

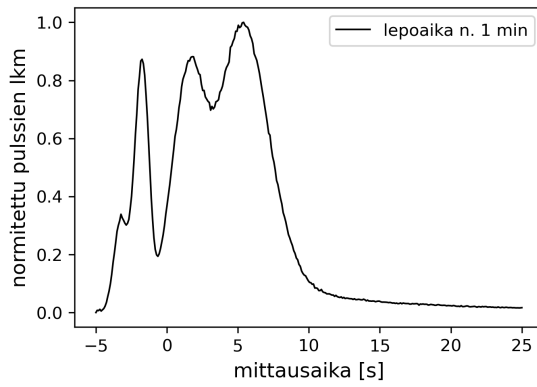
Kaikissa yleisimmissä TLD-kidemateriaaleissa havaitaan säteilytyksen jälkeistä hehkukäyrän intensiteetin laskua ajan kuluessa, eli fading-ilmioita lukuun ottamatta $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ -kiteitä. $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ -kiteillä intensiteetti laskee 8 % ensimmäisen 48 h aikana, joka jälkeen intensiteetti pysyy stabiilina. Fading-ilmio on tärkeä ottaa huomioon säteilyannoksen määrittämisessä. Se voidaan huomioida esilämmittämällä kiteitä ennen luentaa tai jättämällä epästabiilit piikit huomiotta hehkukäyrän analysoinnissa. [17]

Säteilytyksen ja luennan välisen ajan lisäksi dosimetrien säilytyslämpötilalla on suuri merkitys fading-ilmion voimakkuuteen, koska elektronien todennäköisyys rekombinoitua ansatilalta kasvaa ympäristön lämpötilan funktiona. Kuvassa 2 on esitetty hehkukäyrän piikkien lämpötilariippuvuudet LiF:Mg,Cu,P -kiteelle. Kyseisellä materiaalilla matalimman lämpötilan hehkukäyrän piikki häviää muutamassa tunnissa säteilytyksen jälkeen. [17] Dosimetriassa käytettävien korkean lämpötilan piikkien intensiteetti heikkenee noin 3 % vuodessa LiF:Mg,Cu,P -kiteillä [11].

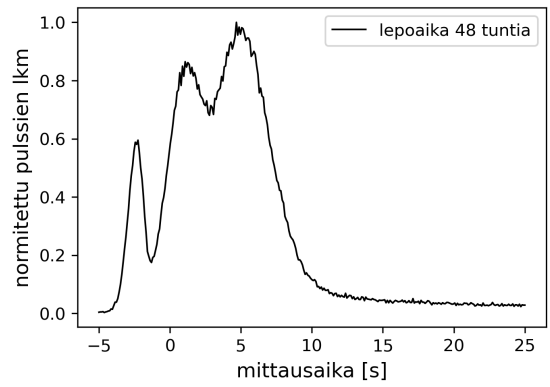


Kuva 2: MCP-kiteen hehkukäyrä. Hehkukäyrään on merkitty piikkien indeksit sekä piikin aiheuttaman energia-ansan syvyys E elektronivolteina. [6]

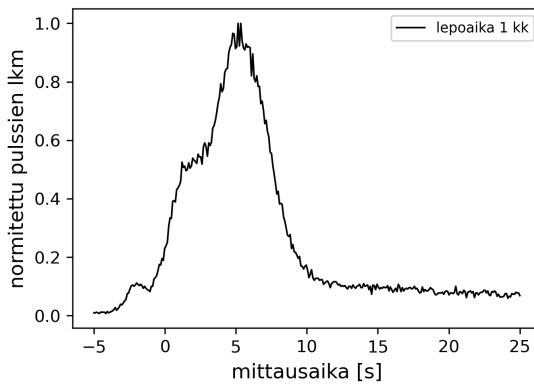
Kuvassa 3 on havainnollistettu LiF:Mg,Cu,P (tunnetaan myös nimellä MCP) kiteen fading-ilmion aikariippuvuutta ja eri piikkien stabiiliutta. MCP-kiteen stabiilin piikki on havaittavissa vielä vuosia säteilytyksen jälkeen. Piikin stabiilius riippuu energia-ansan syvyydestä. Kuvan 2 hehkukäyrään on merkitty piikkien indeksit, sekä jokaista piikkiä vastaavan energia-ansan syvyys [6]. Energia-ansan syvyyttä voidaan havaita myös vakioämpötilassa tehtävän luennan lämpötilan vaikutuksesta hehkukäyrän muotoon. Kuvassa 4 on MCP-kiteen hehkukäyrät mitattuna eri lämpötiloissa. Mittauslämpötilan laskeminen kadottaa korkean lämpötilan piikit hehkukäyrästä sekä leventää piikkejä. Tavallisesti MCP-kiteiden luenta tehdään 240°C :ssa [4].



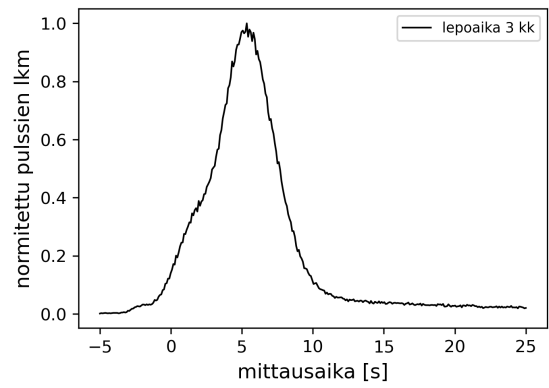
(a) 1 min lepoaika



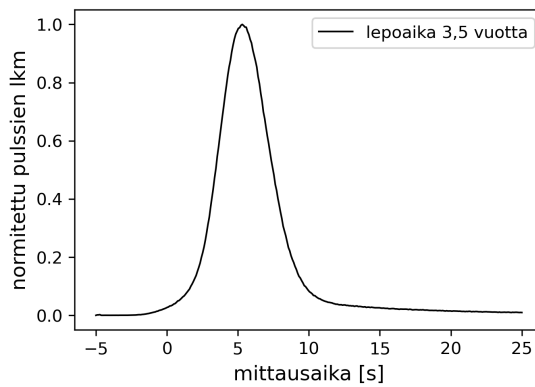
(b) 48 h lepoaika



(c) Kuukauden lepoaika

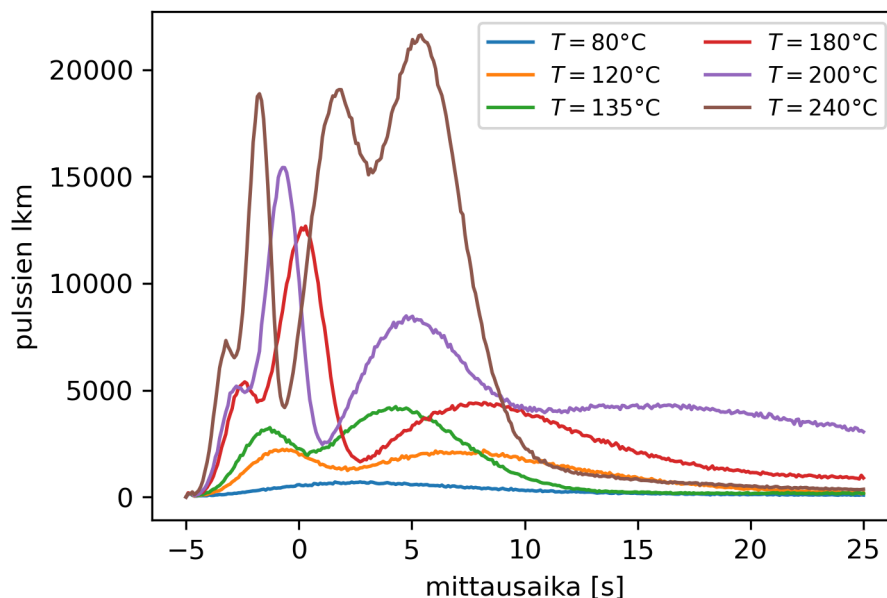


(d) Kolmen kuukauden lepoaika



(e) 3,5 vuoden lepoaika

Kuva 3: Kuvissa on esitetty säteilytyksen ja MCP-kiteen luennan välisen lepoajan vaikutus hehkukuvaajan muotoon.



Kuva 4: Kuvassa on esitetty MCP-kiteiden hekkukäyrän piikkien lämpötilariippuvuus. Kiteiden luennat suoritettiin välittömästi säteilytyksen jälkeen vakio­lämpötilassa.

2.2 Termoluminesenssidosimetriakiteet ja niiden materiaalit

TLD-kiteet valmistetaan eristeistä, joilla on suuri energia-aukko E_g . Käytetyimmät materiaalit ovat litiumin ja kalsiumin fluorideja. Myös sulfaatit ja oksidit ovat yleisiä materiaaleja. Vanhimmat käytetyt TLD-kiteet ovat magnesiumilla ja titaanilla piristettyjä litiumfluorideja (LiF:Ti,Mg). [6] TLD-kiteen materiaalilla voidaan vaikuttaa dosimetrin mittaustarkkuuteen, fading-ilmiön nopeuteen, sekä hekkukäyrän muotoon [11].

Kiteisiin lisätään epäpuhtausatomeja, jotta energia-aukkoon muodostuisi energia-ansoja ja rekombinaatiokeskuksia, jotka mahdollistavat termoluminesenssi-ilmiön. TLD-kiteen ominaisuudet riippuvat siitä, mistä aineesta kide on valmistettu, sekä piristysatomien laadusta ja konsentraatiosta. Piristysatomeilla voidaan vaikuttaa elektroniansan syvyyteen. Syvä energia-ansa heikentää fading-ilmiötä, koska todennäköisyys elektronin vapautumiselle on kääntäen verrannollinen energia-ansan sy-

vytteen. Pirstysatomien vaikutus TLD-kiteen ominaisuuksiin riippuu myös kiteen päämateriaalista. [1]

Tutkituimmat litiumfluoridikiteet ovat LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P ja LiF:Mg,Cu,Si. Pirstysatomien valinnassa kiinnitetään huomiota atomin kokoon suhteessa kiteen atomeihin, alkuaineen karakteristiseen emissiokäyrään ja atomin valenssielektronien määrään. [18]

Vanhin markkinoilla ollut TLD-materiaali on magnesiumilla ja titaanilla pirstetty litiumfluoridikide, jolla parhaat tulokset on saatu dopanttien konsentraatiolla 180 ppm Mg^{2+} ja 10 ppm Ti^{4+} . Titaanin ja magnesiumin lisäksi LiF:Mg,Ti-kiteissä on myös muutamien miljoonannesosien verran OH^- -ioneita, jotka ovat tärkeitä varauskompensaatiolle, $Ti^{4+}(O^{2-})_3$ ja $TiOH_n$ yhdisteiden muodostuminen aiheuttaa varauskompensaation. Hydroksidi-ionit voivat muodostaa myös klustereita magnesiumin ($MgOH_m$) kanssa. Klustereiden muodostuminen heikentää kiteen dosimetrista herkkyyttä. Klustereiden muodostumisen ja varauskompensaation takia hydroksidi-ionikonsentraatio on tärkeä LiF:Mg,Ti-kiteiden käytettävyyden kannalta. [19]

Litiumfluoridikiteiden douppaaminen magnesiumilla, kuparilla ja fosforilla tekee kiteistä noin 30 kertaa herkemmat verrattuna LiF:Mg,Ti-kiteisiin. Herkkyyden lisäksi toinen hyvä puoli on laaja mittausalue (1 μGy -1 MGy) [6]. LiF:Mg,Cu,P-kiteiden huono puoli on termoluminesenssin vaatima korkea lämpötila (240 °C), joka aiheuttaa herkkyyden heikkenemisen useiden lämmitysten jälkeen [4]. Herkkyyden heikkeneminen liittyy todennäköisesti magnesiumin liukoisuuden lämpötilariippuvuuteen [4]. Dopanttien tarkkaa vaikutusta LiF:Mg,Cu,P-kiteisiin ei ole tiedossa [4, 18, 19]. Kokeellisen näytön perusteella hehkukäyrän korkean lämpötilan piikkin intensiteetti on suoraan verrannollinen magnesiumin konsentraatioon ja kääntäen verrannollinen kuparin konsentraatioon. Fosfori vaikuttaa korkean lämpötilan piikin P4 (kuva 2) korkeuteen. Piikin korkeuden riippuvuus fosforin konsentraatiosta käyttäytyy porraskäyrän tavoin. Kun konsentraatio ylittää 0,15 mol%, intensiteetin kasvu

on voimakasta. LiF:Mg,Cu,P-kiteiden optimaaliset douppauskonsentraatiot ovat Mg 0,2 mol%, Cu 0,02-0,05 mol% ja P 1-3 mol%. [19]

Uudemmissa tutkimuksissa on huomattu, että korvaamalla fosfori piillä voidaan parantaa kiteen dosimetrista herkkyyttä ja vähentää termistä epästabiiliutta. LiF:Mg,Cu,Si-kiteet ovat tulevaisuuden kannalta potentiaalisia dosimetriseen käyttöön. [18]

3 Kokeellinen osuus

Kokeellisessa osuudessa määritetään EYE – DTM (Radcard, Krakowa, Puola) silmädosimetrin pienin havaittu signaali (engl. minimum signal detected, MSD), josta saadaan kalibraation avulla pienin erotettava annos (engl. minimum detectable dose, MDD).

EYE – DTM silmädosimetrit koostuvat MCP-kiteestä, joka on 3 mm paksun polyamidikapselin sisällä. Silmädosimetrit on suunniteltu mittaamaan suoraan silmän mykiön henkilöannosekvivalenttia $H_p(3)$. Silmäannoksen mittaaminen perustuu polyamidikapseliin, joka vastaa efektiiviseltä järjestysluvultaan silmän mykiötä. [3] Mykiön henkilöannosekvivalentti mitataan 3 millimetrin syvyydeltä ja sen yksikkö on sievert (Sv) [20].

3.1 Kiteiden herkkyytestit

Jotta kaikkia kiteitä voidaan pitää homogeenisena joukkona, kiteille tehtiin herkkyytestit, jossa kaikki kiteet säteilytettiin IR-2000 säteilytyslaitteella (Mirion Technologies (RADOS) Oy, Turku, Suomi), jonka jälkeen suoritettiin luenta. Luentaan käytettiin TLD reader RE-2000 (Mirion Technologies (RADOS) Oy, Turku, Suomi) TLD-kiteiden luentalaitetta. Kiteiden luenta suoritettiin 240 °C:n vakiolämpötilassa. Ennen varsinaista luenta suoritettiin 5 sekuntin esilämmitys, jonka tarkoitus

on poistaa epästabiilit piikit. Varsinainen luenta kesti 20 sekuntia, jonka jälkeen suoritettiin 5 sekuntin tyhjennys, jolla voidaan varmistaa luennan onnistuminen. TLD-kiteet lämmitetään kuumalla typpikaasulla. Kiteiden esilämmitys näkyy hehkukäyrässä (kuva 3) siten, että varsinainen mittausaika alkaa 0 sekunnin kohdalla. Tätä ennen on epästabiili piikki, joka ei ole käyttökelpoinen dosimetriassa. Säteilytys ja luenta toistettiin kolme kertaa.

Kuvassa 5 on herkkyydestissä määritettyjen pulssien hajonta kaikille käytetyille kiteille. Kiteitä on yhteensä 79 kappaletta. Kuvassa keskimäinen katkoviiva on kaikkien pulssien keskiarvon kohdalla ja harvemmat katkoviivat kuvaavat 10 prosentin eroa keskiarvosta. Yksittäinen kliinisessä käytössä ollut kide poikkesi keskiarvosta yli 10 prosenttia. Yli 10 % poikkeama voidaan sallia, koska poikkeaman takia määritetty annos on suurempi, kuin todellinen annos. Säteilyturvallisuuden kannalta on turvallisempaa, että mitattu annos on todellisuutta suurempi. Kuvaan on merkitty x:llä sellaiset kiteet joita käytettiin mukana kalibraatiossa, mutta joiden signaali jouduttiin korjaamaan keskimääräisen signaalin avulla. Kalibraatiossa jouduttiin käyttämään kiteitä, jotka olivat keskimääräistä heikompia, koska kiteiden määrä oli vähäinen logististen syiden takia.

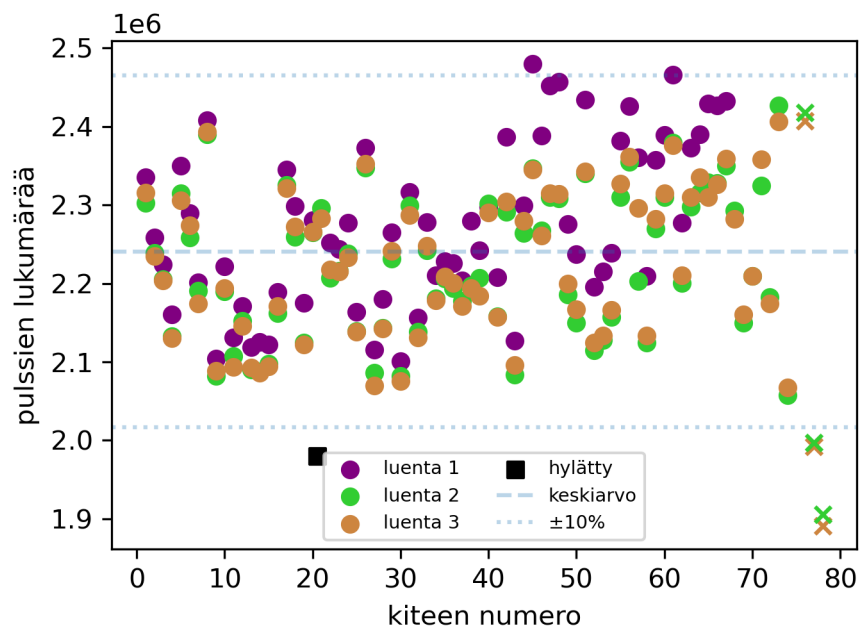
3.2 Pienin havaittu signaali ja pienin erotettava annos

TLD-kiteiden pienin havaittu signaali lasketaan säteilyttämättömien kiteiden signaalien keskihajonnan σ_s avulla

$$D_{MSD} = 3\sigma_s [12]. \quad (3)$$

Säteilyttämättömien EYE – DTM dosimetricien LiF:Mg,Cu,P-kiteiden MSD:n arvo on 8795 pulssia.

Käytetyille dosimetreille suoritettiin ISO Narrow (ISO-N) keilassa standardin ISO 4037-1:2019 mukainen kalibrointi tunnetuilla $H_p(3)$ annoksilla 50, 200, 500



Kuva 5: Kuvaajassa on TLD-kiteiden pulssien hajonta kolmen luennan välillä. Rastilla merkittyjen kiteiden pulssimäärät korjattiin kalibraatioon keskimääräisen pulssin avulla. Neliöllä merkitty kide hylättiin kliinisestä käytöstä heikon signaalin vuoksi.

Taulukko I: Taulukossa ovat keskimääräiset fotonin energiat kaikille kalibraatioissa käytetyille N-laaduille.

	N40	N60	N80
E [keV]	33	48	65

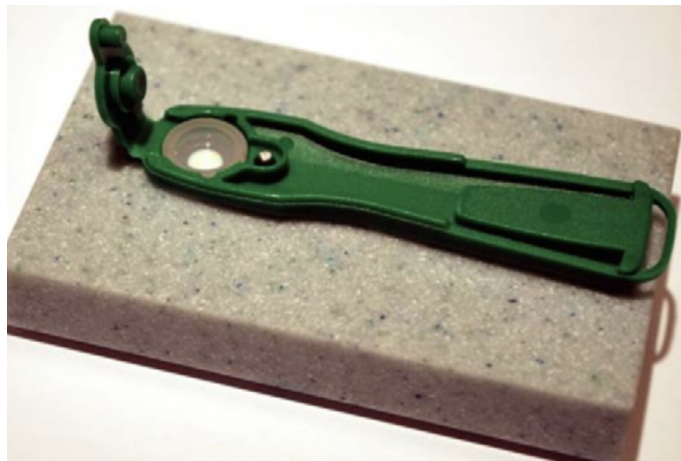
ja $1000 \mu\text{Sv}$. Dosimetrit säteilytettiin käyttäen ISO N40, N60 ja N80 säteilylaatuja. ISO-N-standardissa luku vastaa säteilyn spektrin maksimienergiaa [21]. ISO-N-standardi on röntgensäteilyn standardi, jota käytetään esimerkiksi tietokonetomografiakuvantamisessa. Käyttämällä ISO-N-standardin mukaisia säteilylaatuja dosimetricien kalibroinnin asetelma vastaa klinisen käytön olosuhteita.

Kalibraatioissa dosimetrejä oli 39 kappaletta. Kalibraatio suoritettiin kolmen dosimetrin ryhmissä siten, että jokainen tunnettu annos tuotettiin kaikilla kolmella säteilylaadulla. Säteilytettyjen dosimetricien lisäksi mitattiin taustasäteilyä kolmella dosimetrillä, jotta hehkukäyrien signaaleista voidaan poistaa ympäristön säteilyn vaikutus. Kalibroinnin mittausasettelussa (kuva 8) dosimetrit kiinnitettiin vesifantomiin siten, että dosimetricien keskikohta on nollakulmassa röntgenkeilan keskikohdan kanssa.

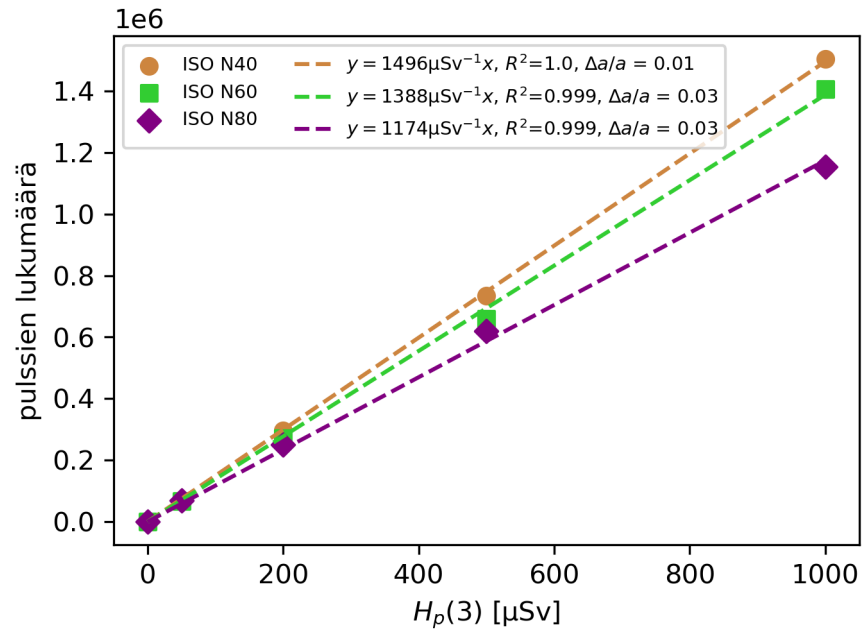
Kaksi vuorokautta säteilytyksen jälkeen suoritettiin dosimetricien luenta. Hehkukäyrän pulssimääristä ja tunnetuista annoksista määritettiin kalibrointisuora kuvassa 7. Kalibroitujen dosimetricien pulssimääristä on poistettu taustasäteily, jolloin 0 pulssia vastaa nollan sievertin $H_p(3)$ annosta. Kalibrointisuoran kulmakertoimista voidaan määrittää MSD:tä vastaavat annokset eri säteilylaaduilla. Taulukossa II on pienin erotettava annos kaikilla säteilylaaduilla. Sama pienin mitattu signaali antaa erisuuruiset annokset riippuen säteilylaadusta, koska N-laaduilla on erisuuruiset keskimääräiset energiat E . Kalibraatioissa käytettyjen N-laatuisten keskimääräiset energiat on esitetty taulukossa I.

Taulukko II: Määritetyt pienimmät erotettavat annokset D_{MDD} säteilylaaduilla N40, N60 ja N80, sekä suhteelliset virheet ΔD_{MDD} . Annokset ovat mykiön henkilöannoskvivalenttiannoksia $H_p(3)$.

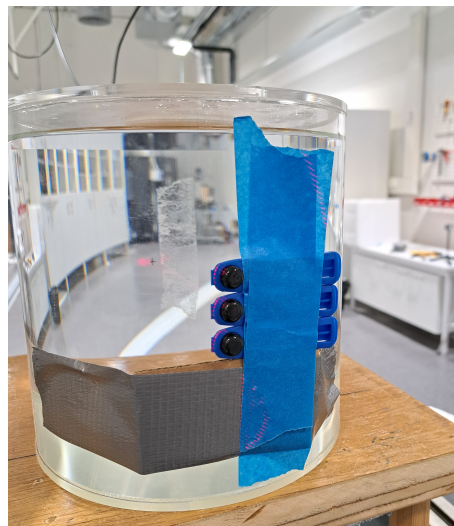
	N40	N60	N80
D_{MDD} [μSv]	$5,88 \pm 6\%$	$6,34 \pm 7\%$	$7,49 \pm 7\%$



Kuva 6: Kuvassa on EYE – DTM silmädosimetri. Valkoinen kide on polymeerikap-
selin sisällä. Vihreä osuus on dosimetrin pidike. [3]



Kuva 7: Käytettyjen LiF:Mg,Cu,P-kiteiden kalibraatio suorat ISO-standardin säteilylaaduilla N40, N60 ja N80. Kalibraatiossa säteilytys tehtiin kaikilla laaduilla 50, 200, 500 ja 1000 μSv $H_p(3)$ silmäannoksille. $\Delta a/a$ on kalibraatio suoran kulmakerroimen suhteellinen virhe 2σ (95%) luottamusvälillä ja R^2 on suoran sovituksen determinaatiokerroin.



Kuva 8: Käytettyjen dosimetrioiden asettelu vesifantomien pinnalle. Dosimetrit olivat kohtisuorassa säteilykeilaan nähden.

3.3 Virhelaskut

Kiteiden kokonaisvirhe lasketaan toistettavuuden ja tasalaatuisuuden suhteellisten virheiden neliösummana. Kuva 5 havainnollistaa kiteiden toistettavuutta ja tasalaatuisuutta. Dosimetriassa puhutaan usein pitkittäisestä ja poikittaisesta virheestä. Poikittaisella virheellä tarkoitetaan yksittäisen kiteen eroa koko kiteiden joukosta eli tasalaatuisuutta. Pitkittäinen virhe tarkoittaa yksittäisellä kiteellä tehtyjen toistomittausten hajontaa. Kuvassa 5 pitkittäinen virhe näkyy luentojen välisissä eroissa ja poikittainen virhe näkyy kaikkien mittauspisteiden hajontana keskiarvon ympärillä.

Määritetyn MDD:n virhe koostuu kiteiden virheestä sekä kalibroinnin virheestä. Kiteiden virhe koostuu toistettavuudesta ja tasalaatuisuudesta. Tasalaatuisuus kuvaa kiteiden homogeenisuutta. Tasalaatuisuus lasketaan kaikkien kiteiden pulssien keskiarvon ja keskihajonnan suhteena. Toistettavuus kuvastaa yksittäisen kiteen mittaustulosten hajontaa. Toistettavuus lasketaan jokaiselle kiteelle kaavalla

$$A = \frac{\sigma_A}{\sqrt{n\bar{E}}}, \quad (4)$$

jossa σ_A on yksittäisen kiteen mittaustulosten keskihajonta, \bar{E} mittaustulosten keskiarvo ja n mittaustulosten lukumäärä. Kaikkia kiteitä edustavaksi toistettavuuden virheen arvoksi valitaan suurin lasketuista toistettavuuden arvoista. Käytettyjen kiteiden toistettavuus on 0,03. Tasalaatuisuus lasketaan jakamalla kaikkien mitattujen pulssien keskihajonta σ_B pulssien keskiarvolla \bar{S}

$$B = \frac{\sigma_B}{\bar{S}}. \quad (5)$$

Käytettyjen kiteiden tasalaatuisuus on 0,05. Kiteiden kokonaisvirhe lasketaan tasalaatuisuuden ja toistettavuuden neliösummana

$$\Delta D_{MSD} = \sqrt{A^2 + B^2}. \quad (6)$$

Kiteiden virhe on 0,06.

Kalibraation avulla määritetyn MDD:n virhe lasketaan kiteiden virheen ja suoran sovituksen suhteellisen virheen neliösummana

$$\Delta D_{\text{MDD}} = \sqrt{\Delta D_{\text{MSD}}^2 + \left(\frac{\Delta a}{a}\right)^2}, \quad (7)$$

jossa ΔD_{MSD} on pienimmän mitatun signaalin virhe ja $\frac{\Delta a}{a}$ on kalibraatiosuoran kulmakertoimen suhteellinen virhe 2σ luottamusvälillä. Pienimmän erotettavan annoksen virheiksi saadaan 6 % N40 laadulle ja 7 % N60 ja N80 laaduille

4 Yhteenveto

Termoluminesenssidosimetria on tarkka ja käytännöllinen säteilyannoksen määrittäminen menetelmä kudostavastavuuden ja pitkien mittausaikojen ansiosta.

Hyödyntämällä tietoa eri kudosten efektiivisistä järjestysluvuista voidaan valmistaa termoluminesenssidosimetri, jolla on mahdollista määrittää mykiön henkilöannosekvivalentti suoraan. Koska TLD-kiteiden herkkyys saattaa vähentyä käyttöönsä pitkeytyessä, on tärkeää määrittää kiteiden herkkyys ja suorittaa kalibrointi säännöllisin väliajoin.

Tekoälyn käyttö tutkielmassa

Tutkielman teossa on hyödynnetty Keenious-palvelua (keenious.com) tutkimusartikkelien etsinnässä.

Viitteet

- [1] R. Chen ja S. W. S. McKeever, *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena* (WORLD SCIENTIFIC, 1997) [doi:10.1142/2781](https://doi.org/10.1142/2781).
- [2] M. Tampiovaara, O. Pukkila ja A. Miettinen, *Röntgensätielyn käyttö diagnostiikassa*, Vol. 2004 of *Säteily -ja ydinturvallisuus* (Säteilyturvakeskus, 2004).
- [3] P. Bilski, J.-M. Bordy, J. Daures, M. Denoziere, E. Fantuzzi, P. Ferrari, G. Gualdrini, M. Kopeć, F. Mariotti, F. Monteventi ja S. Wach, *Radiation Measurements* **46**, 1239 (2011) [doi:10.1016/j.radmeas.2011.04.031](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.04.031).
- [4] B. Yang, Q. Lu, S. Wang ja P. Townsend, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms* **239**, 171 (2005) [doi:10.1016/j.nimb.2005.04.066](https://doi.org/10.1016/j.nimb.2005.04.066).
- [5] S. McKeever, *Thermoluminescence of Solids: Cambridge Solid State Science Series* (Cambridge University Press, 2011), Vol. 37.
- [6] M. Nowina Konopka, P. Bilski, P. Olko, B. Obryk, M. Kłosowski ja W. Gieszczyk, **17**, 1 (2017).
- [7] A. Bos, *Radiation Measurements* **41**, 45 (2006) [doi:10.1016/j.radmeas.2007.01.003](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.01.003).
- [8] C. Kittel, *Introduction to Solid State Physics*, 8th ed. (John Wiley & Sons, Inc, 2005).
- [9] S. F. Kry, P. Alvarez, J. E. Cygler, L. A. DeWerd, R. M. Howell, S. Meeks, J. O'Daniel, C. Reft, G. Sawakuchi, E. G. Yukihiro ja D. Mihailidis, *Medical Physics* **47**, (2020) [doi:10.1002/mp.13839](https://doi.org/10.1002/mp.13839).
- [10] S. Omanwar, K. Koparkar ja H. S. Virk, *Defect and Diffusion Forum* **347**, 75 (2013) [doi:10.4028/www.scientific.net/DDF.347.75](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/DDF.347.75).
- [11] V. Kortov, *Radiation Measurements* **42**, 576 (2007) [doi:10.1016/j.radmeas.2007.02.067](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.02.067).
- [12] J. A. Harvey, K. J. Kearfott ja M. Rafique, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry* **303**, 1711 (2015) [doi:10.1007/s10967-014-3794-6](https://doi.org/10.1007/s10967-014-3794-6).
- [13] W. Demtröder, *Atoms, Molecules and Photons An introduction to Atomic-, Molecular-, and Quantum Physics*, 3rd ed. (Springer, 2018).
- [14] M. Kurudirek, *Radiation Physics and Chemistry* **102**, 139 (2014) [doi:10.1016/j.radphyschem.2014.04.033](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2014.04.033).
- [15] S. Manohara, S. Hanagodimath ja L. Gerward, *Radiation Physics and Chemistry* **79**, 575 (2010) [doi:10.1016/j.radphyschem.2010.01.002](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2010.01.002).

- [16] M. De Saint-Hubert, Knežević, L. De Freitas Nascimento, A. Parisi, O. Van Hoey ja F. Vanhavere, *Radiation Measurements* **121**, 61 (2019) [doi:10.1016/j.radmeas.2018.11.011](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2018.11.011).
- [17] J. A. Harvey, N. P. Haverland ja K. J. Kearfott, *Applied Radiation and Isotopes* **68**, 1988 (2010) [doi:10.1016/j.apradiso.2010.04.028](https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2010.04.028).
- [18] J. Lee, J. Kim, A. Pradhan, B. Kim, K. Chung ja H. Choe, *Radiation Measurements* **43**, 303 (2008) [doi:10.1016/j.radmeas.2007.10.040](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.10.040).
- [19] M. Moscovitch ja Y. Horowitz, *Radiation Measurements* **41**, 71 (2006) [doi:10.1016/j.radmeas.2007.01.008](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.01.008).
- [20] O. J. Marttila, *Suureet ja yksiköt, Säteily- ja ydinturvallisuus* (Säteilyturvakeskus, 2002).
- [21] N.-T. Le, T.-P.-H. Hoang, N.-Q. Nguyen, D.-K. Bui, V.-L. Bui, T.-H. Dinh, V.-H. Dao, H.-L. Nguyen, H.-L. Le, C. Debuiche, N. N. Anh ja H.-N. Tran, *Radiation Physics and Chemistry* **237**, 113002 (2025) [doi:10.1016/j.radphyschem.2025.113002](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2025.113002).