

2

SUUREET JA YKSIKÖT

Olli J. Marttila

SISÄLLYSLUETTELO

2.1	Johdanto	66
2.2	Säteilykenttää luonnehtivia suureita	66
2.3	Dosimetriasuureita	68
2.4	Annosekvivalentti ja siitä johdettuja suureita	76

2.1 | Johdanto

Kappaleiden tai ilmiöiden kvantitatiiviseen, määrälliseen, luonnehtimiseen käytetään suureita.

Suureen mittaaminen tarkoittaa, että suureen arvoa verrataan *yksikköön*, kuten esimerkiksi mittausaikaa – suuretta – ajan yksikköön, sekuntiin tai tuntiin. Suureen arvo on siis ilmaistavissa kyseisen vertailun tuloksen, paljaan luvun, ja yksikön – tässä tapauksessa siis sekunnin tai tunnin – tulona.

Säteily on hiukkas- ja energiavirtaa tai molempia. Säteilyn luonne ja vaikutukset ovat niin monimuotoisia, että niiden kaikkien eri puolien luonnehtimiseksi tarvitaan melkoinen joukko suureita. Tilannetta mutkistaa lisäksi se, että usealla suureella on sama yksikkö.

Suuri osa säteilysuureita voidaan johtaa kansainvälisen mittayksikköjärjestelmän (SI-järjestelmän) suureista. Näitä ei kuitenkaan voida käyttää, kun kyse on säteilyn vaikutuksista elävään kudokseen, koska joudutaan alueille, joita ei voi ilmaista fysikaalisesti mitattavissa olevilla suureilla.

Säteilysuureiden ja näiden yksiköiden kehitystyöstä vastaavaksi organisaatioksi perustettiin Kansainvälinen säteily-yksikköjen ja -mittausten toimikunta (International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU) vuonna 1925. ICRU kehittää myös standardoituja säteilysuureiden mittausten menetelmiä yhdenmukaistaakseen säteilyturvallisuusalan raportointia. ICRU toimii läheisessä yhteistyössä useiden kansainvälisten järjestöjen kuten Kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan (ICRP), Kansainvälisen atomienergiajärjestön (IAEA) ja YK:n alajärjestöjen Maailman terveysjärjestön (WHO), Atomisäteilyn vaikutuksista raportoivan Yhdistyneiden kansakuntien tieteellisen komitean (UNSCEAR) ja luonnollisesti Kansainvälisen standardoimisjärjestön (ISO) kanssa.

2.2 | Säteilykenttää luonnehtivia suureita

Säteilymittaukset ja säteilyn vaikutusten tutkimus edellyttävät eri asteisia välineitä, suureita, luonnehtimaan tarkastelukohdassa vaikuttavaa säteilykenttää. Toiset näistä suureista ovat skalaarisia, toiset vektorisuureita, ts. edelliset määrittää lukuarvo ja laatu, jälkimmäisten määrittämiseksi tarvitaan lisäksi tieto suunnasta. Säteilykentän luonnehtimiseen käytettävät suureet jakautuvat siten, että toisissa on kyse säteilyhiukkasten – foto-

nien, elektronien, neutronien tai protonien – lukumäärästä, toisissa niiden kuljettamasta energiasta.

Hiukkasten määrä (N) tarkoittaa seuraavassa asiayhteyden mukaan joko lähteen lähettämien hiukkasten, kohteeseen osuvien tai (esimerkiksi tarkastelun kohteena olevan tilan halki) siirtyneiden hiukkasten lukumäärää. Hiukkasten määrä on siis laaduton luku.

Voidaan tehdä myös tarkempia rajauksia – määritellä, mistä hiukkasista on kyse. Näin voidaan puhua esimerkiksi neutroni- tai fotonimäärästä.

Säteilyenergia (R) tarkoittaa lähteen lähettämien, kohteen vastaanottamien tai siirtyneiden hiukkasten energiaa. Säteilyenergiaan ei lueta hiukkasten lepoenergiaa. Säteilyenergian yksikkö on joule (J).

Hiukkaskertymä ja energiakertymä, kertymänopeus

Keskeisiä säteilykenttää luonnehtivia suureita ovat hiukkaskertymä ja energiakertymä. Nämä määritellään seuraavasti:

Ajatellaan säteilykentässä olevan pisteen ympäriltä rajatuksi pallon muotoinen alue. Merkitään tämän pallon isoympyrän pinta-alaa da . Hiukkaskertymän Φ määrittelee lauseke

$$\Phi = \frac{dN}{da}, \quad (2.1)$$

jossa hiukkasmäärä dN on tähän palloon mittauksen aikana tulleiden hiukkasten tai sähkömagneettisen säteilyn kvanttien määrä. Hiukkaskertymän yksikkö on m^{-2} .

Hiukkaskertymänopeus φ mittaa hiukkaskertymän vaihteluita ajan mukaan. Se saadaan jakamalla lyhyenlyhyen (infinitesimaalisen) mittausajan dt aikana tapahtunut hiukkaskertymän muutos $d\Phi$ kyseisellä aikavälillä dt :

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt}. \quad (2.2)$$

Hiukkaskertymänopeuden yksikkö on $m^{-2} s^{-1}$.

Hiukkaskertymänopeudesta on etenkin vanhemmissa teksteissä käytetty myös nimitystä vuontiheys.

Dosimetrinen mittausten kannalta hiukkaskertymää mielenkiintoisempi suure on energiakertymä Ψ . Se mittaa säteilyenergiaa, jonka kyseiset hiukkaset tuovat tarkastelun kohteena olevaan alueeseen. Määritelmä on analoginen hiukkaskertymän määritelmän kanssa; nyt vain hiukkasten määrän asemesta on säteilyenergia R :

$$\Psi = \frac{dR}{da}. \quad (2.3)$$

Energiakertymän yksikkö on J m^{-2} .

Vastaavasti energiakertymän vaihteluita ajan mukana mittaa energiakertymänopeus ψ :

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt}. \quad (2.4)$$

Energiakertymänopeuden yksikkö on $\text{Jm}^{-2} \text{s}^{-1}$ eli Wm^{-2} .

Jos säteilykenttä on monoenerginen, so. kaikilla hiukkasilla on sama energia E , energiakertymä saadaan kertomalla tämä energia hiukkaskertymällä ($\Psi = \Phi E$).

Tässä yhteydessä on syytä määritellä myös runsaasti käytetyt suureet hiukkasten ja säteilyenergian energiajakauma eli spektri,

$$N_E = \frac{dN}{dE} \quad (2.5)$$

$$R_E = \frac{dR}{dE}. \quad (2.6)$$

Hiukkasten energiajakauman yksikkö on J^{-1} . Säteilyenergian energiajakauma on laaduton.

Vastaavasti voidaan määritellä esimerkiksi hiukkas- tai energiakertymän energiajakaumat $\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE}$ ($\text{m}^{-2} \text{J}^{-1}$) ja $\Psi_E = \frac{d\Psi}{dE}$ (m^{-2}).

2.3 | Dosimetriasuureita

Säteilyn vaikutus kudokseen perustuu, paitsi säteilykentän voimakkuuteen, säteilyn ja aineen välisiin vuorovaikutuksiin. Kyseessä on kaksivaiheinen prosessi: ensimmäisessä vaiheessa säteilyn energia tuottaa sekundaarisia

hiukkasia ja siirtyy näille siten kuin luvussa 1 on esitetty. Tätä energian muuntumista mittaavia suureita ovat kerma, cema ja säteilytys. Kudokseen siirtynyt energia kuluu lopulta kudoksessa tapahtuviin atomi- ja molekyyllitason muutoksiin, joista saattaa olla seurauksena muutoksia solujen tasolla ja lopulta koko elimistöä koskevia vaurioita. Tätä toista vaihetta, energian siirtymistä aineeseen, mittaa ennen muuta absorboitunut annos.

Dosimetriasuureiden tavoitteena on saada mitta säteilykentän voimakkuuden ja säteilyn aiheuttamien todellisten tai potentiaalisten vaikutusten vastaavuussuhteille. Dosimetriasuureet ovat luonteeltaan luvussa 1 määriteltyjen vuorovaikutuskertoimien ja säteilykentän voimakkuutta mittaavien suureiden tuloja. Muut säteilysuojelussa käytettävät suuret, kuten ekvivalenttiannos, efektiivinen annos ja niiden johdannaiset, ovatkin sitten jo ”subjektiivisiä suureita”; niiden määritelmiin kuuluu puhtaasti mitattavissa olevien fysikaalisten suureiden lisäksi tilastollisia elementtejä.

Säteilyenergian muuntumista mittaavat suuret

Säteilyenergian muuntumisella tarkoitetaan prosessia, jossa ionisoivan primaarisäteilyn energia siirtyy sekundaarisille ionisoiville hiukkasille.

Kerma ja cema

Kerma, kinetic energy released per unit mass, mittaa varauksettomien hiukkasten – kuten fotonien tai neutronien – tuottamien varattujen sekundaarihiukkasten – lähinnä elektronien ja rekyyliprotonien – liike-energiaa näiden syntymähetkellä. Kermaan ei lueta sekundaarihiukkasten sidosenergian purkamiseen kulunutta energiaa.

Kermaa vastaava varattujen hiukkasten – kuten elektronien, protonien tai alfahiukkasten – energianluovutusta mittaava suure on cema (converted energy per unit mass). Cema mittaa energiaa, jonka varatut primaarihiukkaset menettävät törmäyksissä väliaineen atomien elektroneihin. Tähän energiaan luetaan siis sekä sekundaarielektronien irrottamiseen kuluva energia että niiden liike-energia. Kerman ja ceman välinen ero on siis siinä, että kerma mittaa vuorovaikutuksen tapahtumapaikalta poistuville (sekundaari)hiukkasille luovutettua energiaa, kun taas cema mittaa energiaa, jonka vuorovaikutustapahtuman paikalle tulevat varatut (primaari)hiukkaset menettävät.

Kerma (K) kerma on varauksettomien hiukkasten luovuttama energia massan yksikköä kohti. Varauksettomat hiukkaset tuottavat varattuja hiukkasia säteilykentän tiettyä pistettä ympäröivässä massa-alkiossa dm . Kerma on näiden varattujen hiukkasten syntyessään saama liike-energia jaettuna kyseisen alkion massalla:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (2.7)$$

missä suureeseen dE_{tr} sisältyy myös augerelektronien liike-energia ja jarrutussäteilyksi muuntuva energia.

Kerman yksikön $J\text{ kg}^{-1}$ erityisnimi on dosimetrian suuriin pioneereihin kuuluneen L. H. Grayn kunniaksi gray (Gy).

Monoenergisien säteilyn, jonka energia on E , hiukkaskertymä Φ ja energia-absorption massakerroin kyseisessä väliaineessa $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$,

$$K = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \Phi E, \quad (2.8a)$$

ja edelleen, koska tässä tapauksessa energiakertymä $\Psi = \Phi E$,

$$K = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \Psi. \quad (2.8b)$$

Yleinen kerman ja hiukkaskertymän energiajakauman Φ_E välinen yhtälö on

$$K = \int \Phi_E \frac{\mu_{tr}}{\rho} E dE. \quad (2.8c)$$

Ceman (C) määrittelevä kaava vastaa kerman määritelmää:

$$C = \frac{dE_c}{dm}, \quad (2.9)$$

missä suureeseen dE_c sisältyy koko se energia, jonka tarkastelutilaan tulevat varatut hiukkaset menettävät törmäyksissä atomien elektroneihin – säteilyn irrottamien elektronien sidosenergia mukaan lukien. Siihen ei sitä vastoin lueta energiaa, jonka nämä sekundaarielektronit vuorostaan luovuttavat väliaineeseen – muutenhan tämä osuus tulisi lasketuksi kahdesti.

Myös ceman yksikön $J\text{ kg}^{-1}$ erityisnimi on gray (Gy).

Ceman ja varattujen hiukkasten hiukkaskertymän energiajakauman Φ_E välinen yhteys voidaan ilmoittaa yleisessä muodossa kaavana

$$C = \int \Phi_E \frac{L_\infty}{\rho}, \quad (2.10)$$

missä $\frac{L_\infty}{\rho}$ on kyseisen väliaineen energiaa E vastaava rajaton energiansiirtokyky (1.35).

Kerma ja cema on määritelty siten, että ne koskevat vain tarkastelukohtaa ympäröivässä infinitesimaalisen pienessä massa-alkiossa tapahtuvia vuorovaikutuksia; vuorovaikutukset tämän massa-alkion ympäristössä eivät vaikuta suureen arvoon. Periaatteessa voidaan siis määrittellä esimerkiksi kudoscema (cema kudoksessa, C_i) ilmassa tai ilmakerma (kerma ilmassa, K_a) kudosta simuloivan vesifantom¹ keskellä sijaitsevassa pisteessä. Kerma ja cema ovat aineesta, johon säteily absorboituu, reseptorista, riippumattomia suureita.

Kerman ja ceman muutoksia ajan mukana mittaavat suureet kermanopeus

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}, \quad (2.11)$$

ja cemanopeus

$$\dot{C} = \frac{dC}{dt}. \quad (2.12)$$

Kermanopeuden ja cemanopeuden perusyksikkö Gy s^{-1} on yleensä lukuarvoltaan niin pieni, että on tavallisempaa käyttää yksikköä graytä tunnissa (Gy h^{-1}) tai graytä minuutissa (Gy min^{-1}).

Säteilytys

Ensimmäiset ionisoivan säteilyn ilmaisumenetelmät perustuivat fotonisäteilyn ilmassa aiheuttaman ionisaation määrän mittaamiseen, mikä oli 1900-luvun alun laitteilla jotenkuten mahdollista. Avo-

¹ Fantomi on annosmittauksia suunniteltaessa käytettävä säteilytettävä kohde, jonka mitat ja säteilyn sironta- ja absorptio-ominaisuudet ovat tiettyjen kudosten kaltaiset. Esimerkiksi sädehoidon annosmittauksissa käytetään yleisimmin pehmytkudoksia simuloimassa vedellä täytettyä muoviseinäistä vesifantomia.

ionisaatiokammioon² muodostettiin mahdollisimman tarkkarajainen ilmatila, jossa tapahtuvan ionisaation tuottama varaus määritettiin. Säteilytys (X) määritellään tässä tilassa muodostuvien ioniparien samanmerkkisten varausten – siis joko positiivisten *tai* negatiivisten – varauksiheuden kautta. Säteilytys mittaa siis ilmassa tapahtuvaa ionisaatiota.

Ajatellaan mittauspisteen ympäriltä erotetun infinitesimaalisen pieni alue ilmaa, jonka massa on dm . Fotonit tuottavat tai synnyttävät elektroneja – negatoneja, mahdollisesti myös positoneja – tässä alueessa tapahtuvissa vuorovaikutusprosesseissa, joita on kuvattu luvussa 1. Kun nämä elektronit pysähtyvät täydellisesti ilmaan, syntyvien samanmerkkisten ionien kokonaisvaraus on dQ . Säteilytyksen (X) määrittelee kaava

$$X = \frac{dQ}{dm}. \quad (2.13)$$

Varaukseen dQ kuuluu siis myös augerelektronien varaus; siihen ei sitä vastoin lasketa jarrutussäteilyn tai fluoriloistefotonien aiheuttamassa sekundaarisessa ionisaatiossa syntyvien elektronien varauksia. Säteilytyksen yksiköllä ($\text{C kg}^{-1} = \text{As kg}^{-1}$) ei ole erityisnimeä; poistuva yksikkö röntgen vastaa arvoa $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$.

Säteilytyksen ajallisia vaihteluja kuvaa säteilytysnopeus

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt}. \quad (2.14)$$

Säteilytysnopeuden yksikkö on $\text{A kg}^{-1} = \text{C kg}^{-1}\text{s}^{-1}$.

Yksikköä A kg^{-1} käytetään vain poikkeuksellisen voimakkaiden säteilykenttien säteilytysnopeuksia ilmaistaessa. Tavallisimmin käytetty yksiköt lienevät $\text{As kg}^{-1}\text{h}^{-1}$ ja vanhasta tottumuksista röntgen tunnissa, R h^{-1} , tai tästä johdetut pienemmät yksiköt kuten mR h^{-1} .

Säteilytys ei ollut niinkään huonosti valittu suure: säteilytyksestä voidaan arvioida absorboitunut annos (katso seuraava jakso) mittaustarkkuutta vastaavalla tarkkuudella, koska ilma ja lihaskudos ovat energia-absorptio-ominaisuuksiltaan varsin samankaltaiset – ilman efektiivinen protoniluku on 7,6 ja pehmytkudosten 7,4. Näin ollen kudokseen absorboitunut

² Vaoionisaatiokammio on määritelty seuraavassa luvussa 3 (Yleistä primaarinormaaleista).

annos on lääkinnässä ja teollisuudessa käytettyjen röntgen- ja gammalähteiden energia-alueella – noin 30 kV:sta 10 MeV:iin – muutaman prosentin tarkkuudella lukuarvoltaan sama, kun yksikköinä käytetään röntgeniä (R) ja radia (rad, katso seuraava jakso). Tämä yhteys menetettiin SI-järjestelmään siirryttäessä, ja koska ilman ionisoitumisen määrä ei sinänsä kiinnosta meitä, säteilytyksen on käytännössä korvannut monipuolisempi ilmakerma, varsinkin kun säteilytystä ei voida käyttää neutronisäteilyn dosimetriassa. Kerma, päinvastoin kuin säteilytys, ottaa huomioon myös ionisaation, jonka tarkastelutilassa syntynyt jarrutussäteily aiheuttaa tilan ulkopuolella.

Energian siirtymistä aineeseen mittaavat suureet

Absorboitunut annos

Säteilyn absorptioon ensi vaiheessa syntyneet ioniparit luovuttavat saamansa energian edelleen väliaineen atomeille ja molekyyleille. On luonnollista ajatella, että säteilyn vaikutukset aineeseen riippuvat merkittävältä osaltaan energian määrästä, joka siirtyy aineeseen säteilyn ja aineen välisessä vuorovaikutuksessa.

Jotta keskeinen säteilyn vaikutusta aineeseen mittaava suure, absorboitunut annos, saadaan määritellyksi tarkasti, on otettava käyttöön suure keskimääräinen aineeseen siirtynyt energia ($d\bar{E}$). Tämä saadaan laskemalla kaikkien tarkastelukohteeseen osuvien varattujen ja varauksettomien ionisoivien hiukkasten yhteensä tuoman säteilyenergian R_{in} ja kaikkien kyseisestä kohteesta poistuvien ionisoivien hiukkasten yhteensä viemän säteilyenergian R_{out} erotus. Lisäksi on otettava huomioon, että vuorovaikutukseen osallistuneiden hiukkasten ja atomiytimien lepoenergia on saattanut muuttua. Tulevan ja lähtevän säteilyenergian erotukseen on siis lisättävä vapautuneiden sidosenergioiden summa ja vähennettävä sitoutuneiden energioiden summa. Keskimääräinen aineeseen siirtynyt energia on siis

$$d\bar{E} = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q, \quad (2.15)$$

missä summalla ΣQ on merkitty lepoenergioiden kokonaismuutosta. ΣQ on positiivinen, jos lepoenergia vähenee ja negatiivinen, jos lepoenergia lisääntyy. Keskimääräisen aineeseen siirtyneen energian yksikkö on J.

Näin päästään määrittelemään absorboitunut annos (D): Tarkastellaan infinitesimaalisen pientä massa-alkiota pisteen ympäristöstä, jossa absorboitunut annos on mitattava. Absorboitunut annos on keskimääräinen ionisoivasta säteilystä tarkastelukohteeseen siirtynyt energia $d\bar{\mathcal{E}}$ massayksikköä kohti:

$$D = \frac{d\bar{\mathcal{E}}}{dm}, \quad (2.16)$$

missä dm merkitsee kyseisen alkion massaa.

Absorboituneen annoksen yksikön J kg^{-1} erityisnimi on jälleen vanha tuttu gray (Gy). Käytöstä poistunut absorboituneen annoksen yksikkö rad on $0,01 \text{ Gy}$.

Kermanopeuden ja säteilytysnopeuden tavoin määritely absorptioannosnopeus

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{Gy s}^{-1}). \quad (2.17)$$

Koska Gy s^{-1} -yksikön käyttö johtaa yleensä epämukavan pieniin lukuarvoihin, absorptioannosnopeuden yksikkönä käytetään yleensä graytä tunnissa tai vuodessa (Gy h^{-1} , Gy a^{-1}) tai näiden kerrannaisia milligraytä tunnissa (mGy h^{-1}), mikrograytä tunnissa ($\mu\text{Gy h}^{-1}$), milligraytä vuodessa (mGy a^{-1}) tai mikrograytä vuodessa ($\mu\text{Gy a}^{-1}$). Sädeshoidossa käytetään yleisesti graytä minuutissa (Gy min^{-1}).

Kerman ja absorboituneen annoksen keskinäinen suhde

Edellä on määritely, että kerma mittaa energiaa, jonka välillisesti ionisoiva säteily luovuttaa ionisoidessaan väliainetta, absorboitunut annos energiaa, joka absorboituu säteilyn kohteena olevaan massa-alkioon. Näiden kahden suureen ei suinkaan tarvitse olla samansuuruisia. Annoksen määrää tähän alueeseen absorboituva osa varattujen hiukkasten liikeenergiasta, joka siirtyy säteilystä hiukkasille joko tässä alkiossa tai sen ympäristössä. Tämän vuoksi joudutaan tarkastelemaan suureen määritelmässä mainitun massa-alkion lisäksi sen ympäristöä etäisyydelle, josta säteilyn irrottamien varattujen hiukkasten kantama vielä ylittää kyseiseen massa-alkioon. Kermaan kuuluu myös se energia, jonka nopeat sekundaarielektronit ja niiden tuottama jarrutussäteily kuljettavat ulos tarkastelualueesta eikä siten tule lasketuksi absorboituneeseen annokseen. Osan tästä menetyksestä korvaavat tarkastelualueeseen vuotavat sekundaarielektronit, jotka ovat peräisin alueen ulkopuolella tapahtuneesta io-

nisaatiosta, mutta yleensä kerma ja absorboitunut annos saavat eri suuren arvon. Suurenergisen fotonisäteilyn aineessa synnyttämät sekundaarifotonit etenevät valtaosaltaan samaan suuntaan kuin primaarifotonit. Kun säteily kohtaa kiinteän aineen rajapinnan, pinnalla ja sitä lähinnä olevista massa-alkioista karkaa enemmän elektroneja kuin ympäristöstä siroaa takaisin. Mitä syvemmälle säteily etenee, sitä pienemmäksi tämä poistuvien ja saapuvien elektronien kuljettaman energian ero supistuu, kunnes jollakin syvyydellä saavutetaan elektronitasapaino. Absorboitunut annos kasvaa siis rajapinnalta tähän tasapainosyvyyteen saakka. Tätä sanotaan annoksen kasvuilmiöksi (build-up). Kerman arvo sitä vastoin vähenee monotonisesti aineeseen tunkeutumissyvyyden kasvaessa.

Absorboituneen annoksen käytön ongelma on, että käytännön säteilysojelutyössä esiintyvien annosten välitön mittaaminen on lähes mahdotonta. Määrittääksemme annoksen jossakin kohdepisteessä olisi tämän pisteen ympäristöstä eristettävä pieni alue muusta kohteesta häiritsemättä kuitenkaan säteilykenttää ja mitattava tähän alueeseen absorboitunut energia. Periaatteessa tämä kävisi päinsä määrittämällä kyseisen massan lämpötilan muutos – mikäli voidaan olettaa, että absorboitunut energia muuntuu kokonaisuudessaan lämmöksi. Kuitenkin kyseeseen tuleva lämpötilan nousu on käytännössä niin vähäinen, että sen mittaaminen tuottaa äärimmäisiä vaikeuksia: annos, joka koko elimistön saamana on tappava, nostaa ruumiinlämpöä vain noin 0,001°C.

Kerma tuli aikanaan korvaamaan ennen kaikkea neutronidosimetriassa käytetyn ”ensimmäisen törmäyksen annoksen”. Koska neutronien annoksen mittaaminen on dosimetrian vaikeimpia tehtäviä, meneteltiin epäsuorasti: kohteeseen saapuvan säteilyn energiakertymä arvioitiin neutronikentän hiukkaskertymästä ja energijakaumasta. Koska säteilyn kohteena olevan henkilön mitat ovat yleensä pienet verrattuna neutronien vapaaseen matkaan – törmäysten keskimääräiseen välimatkaan kudoksessa – ja koska neutronien kudoksessa tuottamien varattujen hiukkasten kantama on yleensä enintään pari millimetriä, katsottiin, että neutronien annoksesta vastasivat vain nämä ensimmäisen törmäyksen tuottamat hiukkaset. ”Ensimmäisen törmäyksen annos” on kuitenkin moniselitteinen käsite, kun taas kerma on määriteltä yksikäsitteisesti. Kermaa käytetäänkin yleisesti dosimetrisissa mittauksissa.

Suure, joka parhaiten kuvaa säteilyn aiheuttamien ainemuutosten ja solutuhon määrää, on absorboitunut annos. Se on siten omiaan käytettäväksi esimerkiksi sädehoidon ja säteilysteriloinnin suunnittelussa. Esimerkiksi Säteilyturvakeskuksen antamissa röntgenlaitteiden laadunvalvon-

taa koskevista ohjeissa (ST 3.1–3.5) laitteiden käytöstä koituvat potilasannokset määritellään käyttäen yksikköjä milligraytä kuvaa kohti, milligraytä minuutissa (mGy min^{-1}), mikrograytä sekunnissa ($\mu\text{Gy s}^{-1}$) jne.

Beetasäteilyn lähteiden tuottaman säteilyn määrä ilmoitetaan myös yleensä epäsuorasti ilmaan tai kudokseen absorboituneena annoksena. Beetasäteilyn energiajakauman ja absorptiomekanismien luonteen tähden on samalla ilmoitettava, minkälaisessa koejärjestelyssä, geometriassa, mittaus on tehty.

2.4 | Annosekvivalentti ja siitä johdettuja suureita

Säteilysuojelun perussuureet

Kokemuksesta tiedämme, että samansuuruisilla absorboituneilla annoksilla eri lajin säteilyä on erilaiset biologiset vaikutukset. Silmiin kohdistuva neutronisäteily aiheuttaa mykiön samenumista paljon suuremmalla todennäköisyydellä kuin samansuuruinen röntgensäteilyn absorboitunut annos, ja elimistöön joutuneen alfa-aktiivisen nuklidin säteilymyrkyllisyys, radiotoksisuus, on paljon pahempi kuin yhtä aktiivisen ja samalla tavalla jakautuneen beetasäteilijän.

Absorboitunut annos ei siis sellaisenaan riitä osoittamaan säteilylle alttiiksi joutumisesta koituvien terveyshaittojen todennäköisyyttä eikä vaurioiden vakavuutta. Jotta eri olosuhteissa saadut säteilyannokset saataisiin tässä suhteessa vertailukelpoisiksi, on absorboituneen energian määrän lisäksi otettava huomioon esimerkiksi säteilyn laji ja energiajakauma, annoksen jakautuminen säteilytettyyn kudokseen – mihin vaikuttaa olennaisesti se, kohdistuuko elimistöön ulkopuolisen lähteen säteily vai onko säteilyn lähde joutunut elimistöön – säteilytetyn kudoksen vaurioitumisalttius, säteilyn vaurioittaman kudoksen merkitys säteilyn kohteeksi joutuneen henkilön terveydelle, annoksen kertymisnopeus ja sen vaihtelut ja niin edelleen.

Tietomme säteilyn vaikutuksista ihmiselimistöön eivät riitä, jotta osaisimme arvioida säteilylle altistumisen vaikutukset missä hyvänsä ajateltavissa olevassa tilanteessa. Tällaiset kvantitatiiviset arviot ovat kuitenkin säteilysuojelutoiminnan perusta. Ilman niitä emme pysty vertailemaan säteilyn käytön haittoja ja etuja emmekä muuntamaan tietojamme säteilyn vahinkovaikutuksista annosrajoituksiksi. On siis tarpeen selvittää, mitkä yhteiset tekijät ilmeisimmin luonnehtivat säteilyn biologista vaikutusta eri säteilyaltistustilanteissa.

Jo tässä vaiheessa on aihetta tehdä selväksi, että säteilysuojelusuureita on kahdenlaisia. Käytännön suojelutyössä ja annosrajoituksia säädettyäessä käytetään keskimääräisiä suureita, kuten ekvivalenttiannosta ja efektiivistä annosta. Suojelunormien suunnittelua ja niiden toteutumista palvelevia mittauksia varten tarvitaan tarkemmin määriteltyjä suureita, joista keskeisin on annosekvivalentti.

Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta ICRP antoi vuonna 1990 suosituksensa, joihin nykyisin voimassa oleva säteilysuojelun käsitekehys siihen olennaisesti kuuluvine annosrajoituksineen perustuu. Tällöin ICRP otti käyttöön kudoksen ekvivalenttiannoksen (2.23) ja siitä johdetun efektiivisen annoksen (2.24). Sitä ennen annosrajoitukset ilmoitettiin annosekvivalenttia käyttäen. Suomessa on kumpaakin termiä käytetty annosekvivalenttia tarkoittavina synonyymeinä. Annosekvivalentti ja ekvivalenttiannos ovat kuitenkin eri suureita. Annosekvivalentti on määritelty pistemäisessä massa-alkiossa, ekvivalenttiannos puolestaan lasketaan keskimääräisen absorboituneen annoksen avulla äärellisen kokoisessa elimessä tai kudoksessa.

Annosekvivalentti

Vertailtaessa eri lähteistä peräisin olevan säteilyn vaikutusta elävään organismiin määritetään annokset, joilla on sama vaikutus organismiin, kun tarkastelu ulotetaan yli tämän elinajan. Jotakin säteilyä pidetään perussäteilynä, jonka vaikutukseen kyseisen säteilyn vaikutuksia verrataan. Annosekvivalentin määrittelemiseksi tehdyissä vertailuissa perussäteilyksi on valittu 200 keV:n röntgensäteily. Tietyntajaisen ja -energisien säteilyn suhteellinen biologinen tehokkuus – josta käytetään lyhennettä RBE (relative biological effectiveness) – on kyseisen säteilyn annoksen ja saman vaikutuksen aiheuttavan perussäteilyn annoksen suhde.

Samankin säteilyn suhteellinen biologinen tehokkuus saa eri arvoja samoissa säteilyolosuhteissa sen mukaan, minkälainen kohde on säteilylle alttiina ja mistä säteilyn seurausvaikutuksesta on kyse. Suhteellisen biologisen tehokkuuden arvoja tunnetaankin aivan liian vähän, jotta niillä olisi merkitystä säteilysuojelun edellyttämien ennusteiden laatimisessa. Sen käyttö onkin rajoittunut säteilybiologiseen tutkimukseen. Säteilysuojelutarkoituksiin tarvitaan yksinkertaisempaa menettelyä.

Jotta eri säteilyolosuhteissa saatujen annosten yhteisvaikutuksen arvioiminen olisi mahdollista, annoksia on painotettava niiden biologisen te-

hokkuuden huomioon ottavilla normituskertoimilla. Säteilysuojelun tarpeisiin riittävän käyttökelpoinen normituskerroin saadaan suhteellisen biologisen tehokkuuden arvioidusta ylärajasta. Tätä normituskerrointa – joka on siis paljas luku – sanotaan laatutekijäksi (Q). Laatutekijän arvoon ei vaikuta kudosa tai elin, johon säteily kohdistuu, eikä säteilyn vaikutuksen lopullinen seuraus, päätetapahtuma; laatutekijä on yksinomaan kudokseen absorboituneen säteilyenergian mikroskooppisen jakauman ja siten rajattoman energiansiirtokyvyn³ L_∞ (kaavassa 1.35 $\Delta = \infty$) funktio $Q(L)$. Monienergiaisen säteilyn laatutekijän arvo tietyssä kohdassa kudosta on kutakin energian arvoa vastaavien laatutekijöiden keskiarvo:

$$Q = \frac{1}{D} \int Q(L) \cdot D_L \, dL, \quad (2.18)$$

missä D_L on absorboituneen annoksen energiansiirtokykjakauma. ($D_L = \frac{dD}{dL}$, missä dD tarkoittaa niiden varattujen hiukkasten osuutta absorboituneessa annoksessa, joiden energiansiirtokyky on välillä L ja $L+dL$.)

Eri säteilylajien absorboituneen annoksen D biologista vaikutusta tietyssä kohdepisteessä kuvaava annosekvivalentti H määrittellään absorboituneen annoksen D arvon ja säteilyn paikallisen laatutekijän Q tulona tässä pisteessä:

$$H = Q D. \quad (2.19)$$

Koska Q on laaduton suure, on annosekvivalentilla sama yksikkö, J kg^{-1} , kuin absorboituneella annoksella. Annosekvivalentin yksikön erityisnimi on sievert (Sv). Vanhemmissa teksteissä esiintyvä rem ($1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv}$) on käytöstä poistunut yksikkö.

Monienergiaisen säteilyn annosekvivalentti saadaan yhdistämällä (2.18) ja (2.19):

$$H = \int Q(L) \cdot D_L \, dL. \quad (2.20)$$

Kun absorboituneen annoksen spektriä ei yleensä tunneta, käytännön annoksenmäärittämissä tehtävissä on tyydyttävä seuraaviin Kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan suosittamiin efektiivisen laatutekijän likiarvoihin:

³Rajatonta energiansiirtokykyä merkitään tästäedes yksinkertaisuuden vuoksi symbolilla L .

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & \text{kun } L < 10 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \\ 0,32 L - 2,2 & \text{kun } 10 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \leq L \leq 100 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1}; \\ 300 / \sqrt{L} & \text{kun } L > 100 \text{ keV } \mu\text{m}^{-1} \end{cases} \quad (2.21)$$

ICRP painottaa suosituksissaan, että suuretta annosekvivalentti saa käyttää ainoastaan säteilysuojelutarkoituksiin ja ainoastaan verrattaessa eri säteilylajien vaikutusta elimistöön annosrajojen puitteissa. Annosekvivalenttia ei saa käyttää arvioitaessa satunnaisten suurten säteilyannosten vaikutuksia. Nyrkkisääntönä voidaan sanoa, että annosekvivalentin käyttöalue ulottuu arvoon 1 Sv saakka. Sitä suuremmilla annoksilla eri olosuhteissa saatujen annosten haittavaikutusten todennäköisyyksien summaaminen ei käy enää niin yksinkertaisesti kuin pienten annosten kohdalla, muun muassa siksi, että säteilyn determinististen, syyseuraussuhteisten, terveysvaikutusten osuus nousee merkittäväksi.

Ekvivalenttiannos ja efektiivinen annos

Säteilyn haittavaikutuksia arvioitaessa on tapana lähteä yksinkertais-
tavasta ja varovaisesta oletuksesta, että satunnaisen säteilyvahingon
todennäköisyyden lisäys on suoraan verrannollinen säteilytetyn kudok-
sen, elimen tai elimistön annosekvivalentin lisäykseen. Todellinen an-
nosvastefunktio ei ilmeisesti ole kuitenkaan näin yksinkertainen. Verran-
nollisuuskertoimenkin arvo vaihtelee elimestä toiseen. Sen arvoon saattaa
vaikuttaa myös annoksen kertymisnopeus sekä säteilyn kohteen suku-
puoli, ikä ja yleinen terveydentila. Annosrajoitukset on kuitenkin asetettu
ottamatta huomioon näitä tekijöitä.

Säteilyn käytön terveysvaaroja arvioitaessa kysytään tavallisesti todennä-
köisyyttä sille, että tietyn säteilyannoksen saanut henkilö joutuu kärsi-
mään säteilylle altistumisen vahingollisista vaikutuksista. Jos säteilytys
kohdistuu tasaisesti koko elimistöön, voidaan käyttää yksinkertaista ko-
konaisriskitekijää ja arvioida haittojen todennäköisyys koko elimistön
annosekvivalentista. Jos säteilytys sitä vastoin kohdistuu epätasaisesti eri
eliminiin – tällainen tilanne esiintyy esimerkiksi elimistöön joutuneiden
radionuklidien säteilyttäessä elimistöä sisältä päin – tarvitaan erityinen
suure tai suureita – luonnehtimaan kokonaisriskiä⁴.

⁴ Jos haittavaikutukset ovat toisensa poissulkevia ja niiden todennäköisyydet hyvin paljon pienem-
mät kuin 1 – todennäköisyys 1 tarkoittaa varmaa tapahtumaa – kokonaisriski on likimäärin eri pää-
tetapahtumien, säteilytyksen lopullisten seurausten, todennäköisyyksien summa.

Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta loi tällaisiksi suureiksi elimen ekvivalenttiannoksen H_T ja efektiivisen annoksen E . Kuten tässä luvussa on jo aikaisemmin sanottu, nämä ovat laskennollisia keskimääräisyyksiä. ICRP:n uusimmat suositukset annosrajoituksiksi – ja niihin perustuvat Suomessakin noudatettavat annosrajoitukset – tähtäävät efektiivisen annoksen ja ekvivalenttiannoksen säätelymiseen.

Elimen tai kudoksen T ekvivalenttiannos saadaan kyseisen elimen keskimääräisistä absorboituneista annoksista $D_{T,R}$. Alaindeksi R viittaa siihen, että absorboitunut annos on määritettävä erikseen kutakin säteilyn komponenttia R kohti. Komponentista R aiheutuva elimen tai kudoksen T absorboitunut annos saadaan integroimalla paikalliset annokset (D_R) piste pisteeltä yli koko elimen tai kudoksen ja jakamalla tulos kyseisen elimen massalla m_T :

$$D_{T,R} = \frac{1}{m_T} \int D_R dm. \quad (2.22)$$

Siirtyminen absorboituneesta annoksesta annosekvivalenttiin kävi päinsä ottamalla huomioon eri säteilylajien erilainen energiansiirtokyky laatutekijällä Q (2.19 ja 2.20). Annosekvivalentti on ”paikallinen” suure; se on määritettävä periaatteessa erikseen jokaisessa säteilykentän pisteessä. H_T saadaan – yhdenmukaisesti annosekvivalentin muodostamisen kanssa – kertomalla kukin osa-annos $D_{T,R}$ vastaavalla kyseisen elimen tai kudoksen keskimääräisellä laatutekijällä $Q_{T,R}$. Jotta $Q_{T,R}$ saataisiin määritetyksi, olisi säteilyn energiaspektri tunnettava jokaisessa kyseisen elimen tai kudoksen pisteessä. Tämä ei kuitenkaan ole yleensä mahdollista.

Säteilyn laatu	Painotuskerroin w_R
Fotonit, kaikki energiat	1
Elektronit* ja myonit, kaikki energiat	1
Neutronit, joiden energia on	
- alle 10 keV	5
- vähintään 10 keV ja enintään 100 keV	10
- yli 100 keV ja enintään 2 MeV	20
- yli 2 MeV ja enintään 20 MeV	10
- yli 20 MeV	5
Protonit **, energia yli 2 MeV	5
Alfahiukkaset, fissionfragmentit, raskaat ytimet	20

* lukuun ottamatta DNA-molekyylin sitoutuneiden ydinten lähettämiä Augerin elektroneja, joiden vaikutusta on käsiteltävä mikrodosimetrisin keinoin
 ** lukuun ottamatta rekyyliprotoneita (jotka on otettu huomioon neutronien painotuskertoimissa)

TAULUKKO 2.1 Säteilyn eri lajeille käytettävät painotuskertoimet

ICRP ratkaisi tämän ongelman määrittelemällä säteilyn painotuskertoimet w_R (taulukko 2.1), jotka ottavat keskimääräisen laatutekijän roolin. Painotuskertoimien arvoja määriteltäessä on oltu hyvin suurpiirteisiä, kuten taulukosta 2.1 näkyy; ainoastaan neutronisäteilyn painotuskertoimet saavat eri arvoja energian mukaan. – Korostettakoon, että keskimääräisen laatutekijän ja säteilyn painotuskertoimen käyttö on rajattu käytännön säteilysuojelun tarpeisiin; ne eivät kuulu SI-mittajärjestelmään, eikä niitä sovi käyttää tarkoissa annoslaskelmissa.

Sisäisen säteilyn osalta käytettävät kertoimet w_R valitaan sen mukaan, mikä on elimistöön joutuneen lähteen säteilyn laji ja alkuenergia. Ulkoisen säteilyn osalta kertoimen määrittelee kehoa kohtaavan säteilyn laji ja energia, eikä kertoimen arvoa muuteta, vaikka säteilyn keskimääräinen energia muuttuu sen tunkeutuessa syvemmälle kudoksiin. Liioin eivät säteilyn tulosuunta eikä kehon koko vaikuta ulkoisen säteilyn painotuskertoimen arvoon.

TAULUKKO 2.2 Painotuskertoimet w_T , joita käytetään yhdistettäessä elinten ja kudosten ekvivalenttiannoksia kokokehoannoksiksi.

Kudos tai elin ¹	Painotuskertoimen w_T
Sukurauhaset	0,20
Punainen luuydin	0,12
Paksusuoli*	0,12
Keuhkot	0,12
Mahalaukku	0,12
Virtsarakko	0,05
Rintarauhaset	0,05
Maksa	0,05
Ruokatorvi	0,05
Kilpirauhanen	0,05
Iho	0,01
Luun pinta	0,01
Muut kudokset ja elimet, yhteensä **2	0,05

¹ Nämä painotuskertoimien arvot perustuvat viitepopulaatioon, jossa on yhtä monta henkilöä kumpaakin sukupuolta ja laaja ikäjakauma. Efektivistä annosta määritettäessä niitä voidaan soveltaa sekä työikäiseen väestöön että koko väestöön, samoin molempiin sukupuoliin.

² Muiden kudosten luettelo käsittää sellaisia kudoksia ja elimiä, joiden tiedetään olevan syöpäherkkiä tai jotka joissakin tilanteissa (esimerkiksi radioaktiivisen aineen kertyessä kudokseen) voivat saada muita kehon kudoksia suuremman säteilyannoksen. Jos myöhemmin todetaan lisää sellaisia kudoksia tai elimiä, jotka ovat syöpäherkkiä, ne lisätään näiden kudosten luetteloon tai taulukkon 2.2 siten, että niille annetaan oma w_T -arvo. Luetteloon voidaan lisätä myös muita sellaisia kudoksia, jotka joissakin tilanteissa voivat saada muita kehon kudoksia suuremman annoksen.

* Paksusuolen painotuskertoimella kerrotaan ylempään ja alemman paksusuolen ekvivalenttiannosten painotettu summa, jossa painotuksina ovat ylempään ja alemman paksusuolen seinämien suhteelliset massat. Ylempi paksusuoli käsittää paksusuolen alkuosan vasempaan mutkaan asti, mutka mukaan luettuna. Alempi paksusuoli käsittää suolen loppuosan.

** Muilla kudoksilla ja elimillä tarkoitetaan seuraavia kymmentä kudosta: lisämunuaiset, aivot, rintakehän ulkopuoliset hengitystiet (suu, nenä, nielu jne.), ohutsuoli, munuaiset, lihakset, haima, perna, kateenkorva, kohtu. Näille kudoksille annettua yhteistä painotuskertoimena käytetään seuraavasti:

- Yhteisellä painotuskertoimella 0,05 kerrotaan kudosten ekvivalenttiannosten painotettu keskiarvo, jossa painotuksina ovat kudosten massat.
- Jos kuitenkin näistä kymmenestä kudoksesta jonkin ekvivalenttiannos on suurempi kuin minkä tahansa muun kudoksen ekvivalenttiannos, tälle kudokselle annetaan paino 0,025 ja jäljelle jäävien muiden kudosten yhteisenä painotuskertoimena käytetään arvoa 0,025.
- Ryhmään ”muut kudokset” ei pidä sisällyttää käsiä, käsivarsia, jalkateriä, nilkkoja eikä silmän mykiötä. Näiden osalta suorat säteilyvaikutukset merkitsevät satunnaisvaikutuksia enemmän.

Elimen tai kudoksen T ekvivalenttiannos H_T on siihen absorboituneiden annosten $D_{T,R}$ painotettu summa, jossa painokertoimina ovat kyseiseen elimeen tai kudokseen absorboituvan säteilyn komponenttien R painotuskertoimet w_R :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}. \quad (2.23)$$

Efektiivinen annos on säteilylle alttiina olevien elinten tai kudosten T painotuskertoimilla w_T (taulukko 2.2) painotettujen keskimääräisten ekvivalenttiannosten summa

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_R w_R \sum_T w_T D_{T,R}. \quad (2.24)$$

Efektiivisen annoksen yksikkö on sievert. Elimen tai kudoksen T painotuskerroin luonnehtii kyseisen elimen tai kudoksen osuutta sattumanvaraisen säteilyhaitan todennäköisyydestä idealisoidussa tilanteessa, jossa elimistöä kohtaavan ionisoivan säteilyn kentällä on kauttaaltaan sama arvo⁵. Määritelmän mukaan painotuskertoimien summa on yksi.

Annosnopeus \dot{E} on infinitesimaalisella aikavälillä tapahtuva efektiivisen annoksen muutos dE jaettuna tämän aikavälin pituudella dt :

$$\dot{E} = \frac{dE}{dt}. \quad (2.25)$$

Annosnopeuden perusyksikkö on sievertiä sekunnissa (Sv s⁻¹), tavallisinmin toki sievertiä tunnissa (Sv h⁻¹) tai vuodessa (Sv a⁻¹).

Mittaussuureet

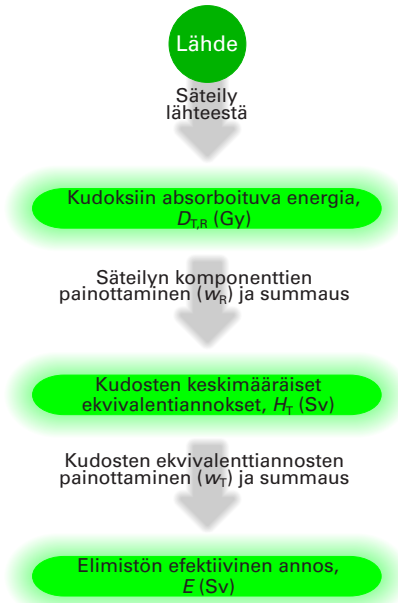
Efektiivinen annos on laskennallinen suure, elimistön eri elinten ja kudosten ekvivalenttiannosten sopivasti painotettu keskiarvo, jota ei ole mahdollista mitata välittömästi, kun ei edes kyseisten kudosekvivalenttiannosten pohjana olevien absorboituneiden annosten suora mittaaminen ole yleensä mahdollista. Efektiivisen annoksen käyttö ei ole aina edes tarkoituksenmukaista: sitä ei sovi käyttää esimerkiksi pehmeälle fotonisäteilylle altistumi-

⁵ Painotuskertoimet w_T ovat karkeasti kääntäen verrannolliset todennäköisyyteen, jolla annos 1 Sv aiheuttaa "vertailuihmisen", (engl. Reference Man) kyseisessä elimessä tai kudoksessa satunnaisvaurion, joka johtaa kyseisen henkilön kuolemaan. Vertailuihmisen ominaisuudet on johdettu suuresta todellisten ihmisten populaatiosta, johon kuuluu yhtä monta ihmistä kumpaakin sukupuolta ja jonka ikäjakauma on laaja. Koska kyse on tilastollisista keskiarvoista, voidaan leikkillisesti sanoa, että vertailuihmisen on noin 30-vuotias olento, joka on puoleksi mies, puoleksi nainen.

sesta koituvan säteilyvahingon vaaran arvioimiseen. Annosrajojen noudattamisen tarkkailun kannalta onkin käytännöllisempää turvautua suureisiin, jotka ovat mitattavissa ja joista voidaan arvioida riittävän tarkasti kyseisessä säteilykentässä olevan henkilön annos – efektiivinen annos, ihon ekvivalenttiannos tai mistä milloinkin on kyse. Yleensä pyritään arvioimaan annoksen enimmäisarvo, koska säteilyherkkiä kudoksia ja elimiä on kaikkialla kehossa.

Ensi askeleena annoksen enimmäisarvon määrittämisessä on röntgen- ja gammasäteilyn kerman (tai säteilytyksen) ja mahdollisen neutronisäteilyn kerman määrittäminen ilmassa. Jos säteily on yhdensuuntaista, kerman arvoa voidaan pitää riittävän hyvänä kehoon absorboituneen annoksen likiarvona. Jos säteily ei ole yhdensuuntaista, kerman arvo saattaa olla liian suuri absorboituneen annoksen enimmäisarvoksi. Toisaalta fotonisäteilyn siroamisesta elimistössä saattaa seurata, että kehoon absorboitunut annos on merkittävästi suurempi kuin säteilytyksestä johdettu arvo; näin erityisesti 100 keV:n paikkeilla – onhan sironneen säteilyn keskimääräinen energia pienempi ja vastaavasti absorboitumisen todennäköisyys tällä energia-alueella merkittävästi suurempi kuin primaarisäteilyn (kuva 1.13). – Varattujen hiukkasten absorptioannoksen määrittämiseen täytyy miettiä muita keinoja; kermahan on määritelty vain välillisesti ionisoivan säteilyn absorptioannoksen mitaksi.

Yleensä tietystä säteilykentästä absorboituu eri suuriin ja eri materiaaleja oleviin kappaleisiin – ihmisistä puheen ollen eri kudoksiin ja elimiin – eri suuret annokset. Jotta työympäristössä vallitsevasta säteilykentästä saataisiin todenmukainen kuva, absorboitunut annos on mitattava kudostavastineesta valmistetussa ”fantomissa”, jonka mittasuhteet vastaavat ihmiskehon mittasuhteita – kudostavastine on pehmytkudosta vastaavaa ainetta, jonka massasta 76,2 % on happea, 11,1 % hiiltä, 10,1 % vetyä ja 2,6 % typpeä ja jonka tiheys on 1 000 kg/m³. Käytössä on erilaisia standardifantomeja. Toiset jäljittelevät koko ihmistä kiireestä kantapäähän, toiset vain torsoa. Jos halutaan, että fantomin asento kentässä ei vaikuta mittaukseen, käytetään kudosekvivalenttia palloa, niin sanottua ICRU-



KUVA 2.1 Eri säteilylajien annosten yhdistäminen

palloa, jonka halkaisija on 300 millimetriä. Useimmissa tapauksissa tällaisessa fantomissa mitattu absorboituneen annoksen tai annosekvivalentin suurin arvo vastaa riittävällä tarkkuudella sitä arvoa, joka saataisiin, jos mittaus tehtäisiin fantomin sijaan asetetussa ihmiskehossa.

Koska annosekvivalentin määrä tavallisesti vähenee säteilyn tunkeutuesssa syvemmälle palloon ja koska lähellä kehon pintaosia olevat kudokset ja elimet saavat yleensä suurimmat annokset, on tarkoituksenmukaista jakaa fantomipallo kolmeksi vyöhykkeeksi, kahdeksi pallokuoreksi ja sydänosaksi siten, että uloimman pallonkuoren paksuus, 70 mikrometriä, vastaa ihon pinnalla olevien kuolleiden solujen muodostaman kerroksen paksuutta ja toinen, ihoa vastaava pallonkuori, ulottuu syvyydeltä 70 mikrometriä 10 millimetrin syvyyteen. Sydämen halkaisijaksi jää näin ollen 280 millimetriä.

Suureita, joiden avulla tietyssä paikassa vallitsevaa säteilykenttää voidaan luonnehtia käytännön säteilysuojelutyön tarpeita varten, on kaksi, vapaa ja suuntainen (suunnattu) annosekvivalentti. Henkilöannosekvivalenttia käytetään arvioitaessa kehon pehmytkudokseen absorboituneen ulkoisen säteilyn annoksen tai annosekvivalentin enimmäismäärää pallonmuotoiseen fantomiin absorboituneesta annoksesta. (Huomattakoon, että tämä on vain yksi mahdollinen mittausjärjestely, eikä suinkaan tarkoituksenmukaisin esimerkiksi raajojen paikallisesta säteilytyksestä koituvaa annosekvivalenttia määritettäessä.)

Näiden suureiden määritelmässä esiintyy todellisen säteilykentän sijasta kaksi kuvitteellista kenttää: Laaja kenttä on kuvitteellinen säteilykenttä, jossa hiukkaskertymän ja sen energia- ja suuntajakauman oletetaan olevan koko tarkastelun kohteena olevassa tilavuudessa yhtä suuret kuin siinä todellisen kentän pisteessä, jossa annosekvivalentti halutaan määrittää. Suuntainen laaja kenttä on kuvitteellinen säteilykenttä, jossa hiukkaskertymän ja sen energijakauman oletetaan olevan samat kuin laajasassa kentässä, mutta kertymän muodostavat hiukkaset tulevat kaikki samasta suunnasta.

Vapaa annosekvivalentti $H^*(d)$ tietyssä säteilykentän pisteessä on todellista kenttää vastaavan suuntaisen laajan kentän aiheuttama annosekvivalentti kudostavastineesta tehdyssä pallossa, jonka halkaisija on 30 cm ja joka on sijoitettu kenttään siten, että mittauspiste on syvyydellä d pallon pinnasta. Syvyys d tulee mitata kentän muodostavien hiukkasten tulosuunnan puolelta pitkin kentän suuntaista pallon sädettä. Mittaussyvyydeksi suositetaan 10 millimetriä. Vapaan annosekvivalentin tunnuksena

voidaan tällöin käyttää $H^*(10)$. – Vapaata annosekvivalenttia käytetään arvioitaessa kovan, syvälle kohteeseen tunkeutuvan (sähkömagneettisen) säteilyn kentän vaikutusta. Vapaan annosekvivalentin mittaaminen edellyttää, että mittalaitteen suuntavaste on isotrooppinen, toisin sanoen mitaustulos ei riipu suunnasta, josta säteily osuu anturiin.

Pehmeän, kohteen pintakerroksiin absorboituvan säteilyn kentän vaikutuksen arvioimiseen käy paremmin suuntainen annosekvivalentti $H'(d, \Omega)$ (d tarkoittaa syvyyttä, jossa suuntaisen annosekvivalentin arvo mitataan, Ω viittaa suuntaan valitussa koordinaatistossa, joka on määriteltävä tulosta ilmoitettaessa). $H'(d, \Omega)$ tietyssä säteilykentän pisteessä on vastaavan laajan kentän aiheuttama annosekvivalentti kudosvastineesta tehdyssä pallossa, jonka halkaisija on 30 cm ja joka on sijoitettu kenttään siten, että mittauspiste on syvyydellä d pallon pinnasta. Suunta, jossa syvyys d mitataan, on tapauskohtainen.

Arvioitaessa kovan säteilyn vaikutusta syvällä kehossa oleviin elimiin käytetään henkilöannosekvivalenttia syvyydellä 10 millimetriä, $H_p(10)$. Se on kehon pehmytkudoksen annosekvivalentti kovalle säteilylle 10 millimetrin syvyydellä tietyistä kehon pinnan kohdasta.

Lähellä kehon pintaa olevien elinten annosekvivalenttia määritettäessä – oli kyseessä sitten pehmeä tai kova säteily – käytetään henkilöannosekvivalenttia syvyydellä 0,07 millimetriä, $H_p(0,07)$. Se on kehon pehmytkudoksen annosekvivalentti pehmeälle säteilylle sopivalla syvyydellä 0,07 millimetriä tietyistä kehon pinnan kohdasta. Silmän henkilöannosekvivalentti $H_p(3)$ määritetään kuitenkin kolmen millimetrin syvyydellä.

Henkilöannosekvivalentit $H_p(10)$, $H_p(0,07)$ ja silmän henkilöannosekvivalentti $H_p(3)$ voidaan mitata ihon pinnalle asetetulla anturilla, joka peitetään vastaavan paksuisella kerroksella kudosekvivalenttia ainetta.

Termi ”henkilöannosekvivalentti kymmenen millimetrin syvyydellä” on arkiseen käyttöön kömpelö. Siksi se on tapana lyhentää muotoon syväannos. Vastaavasti pinta-annos tarkoittaa henkilöannosekvivalenttia $H_p(0,07)$.

Kaikkien tässä määriteltyjen suureiden, vapaan ja suuntaisen annosekvivalentin ja henkilöannosekvivalentin, yksikkö on sama sievert kuin annosekvivalentin.

Tarvittaessa voidaan määritellä erikseen neutronien, röntgensäteilyn jne. vapaa annosekvivalentti. On mahdollista, että eri säteilylajien suurin an-

nos saadaan eri kohdissa palloa. Näin ollen koko säteilykentän aiheuttama vapaa tai suuntainen annosekvivalentti on tavallisesti pienempi eikä milloinkaan suurempi kuin komponenttiensa summa.

On muuten mielenkiintoista todeta, että laatutekijä Q ja absorboitunut annos D saavat maksiminsa yleensä eri kohdissa palloa, joten annosekvivalentin ja absorboituneen annoksen maksimit osuvat harvoin yhteen. Näiden enimmäisarvojen tulo $Q_{\max} D^*(d)$ ei milloinkaan aliarvioi vapaan annosekvivalentin arvoa, ja se riittää useimpiin tarkoituksiin. Haluttaessa saada tarkempi arvio vapaan – tai suuntaisen – annosekvivalentin suuruudesta, voidaan menetellä siten, että säteilyn eri komponenttien annosten enimmäisarvot kerrotaan vastaavilla laatutekijän enimmäisarvoilla ja tulot lasketaan yhteen.

Tässä jaksossa käsiteltyjen annosekvivalenttisuureiden ajallista arvoa mittaa vastaava annosekvivalenttinopeus. Vapaa annosekvivalenttinopeus ($\frac{dH^*}{dt}$) on vapaan annosekvivalentin muutos dH^* infinitesimaalisen lyhyenä aikavälinä dt jaettuna tämän aikavälin pituudella. Yhdenmukaisesti voidaan määritellä suuntainen ekvivalenttinopeus.

Muut säteilysuojelusuureet

Annoskertymä

Energian siirtyminen ulkoisesta säteilystä kudokseen on ajallisesti välitön tapahtuma. Toisin on, jos radioaktiivista ainetta on joutunut elimistöön: säteilyenergian kudoksiin siirtymisen aikajakaumaa säätelevät kyseisen radionuklidin fysikaalis-kemialliset ja biokineettiset ominaisuudet. Säteilylle altistuminen jatkuu ihmisen jäljellä olevan eliniän tai kundes radioaktiivinen hajoaminen ja aineenvaihdunta ovat poistaneet aineen elimistöstä.

Tietyn ajanjakson aikana kertynyt kokonaisannos saadaan periaatteessa integroimalla annosnopeus yli kyseisen ajanjakson – tyypillinen annostarkkailun tehtävä. Kokonaisannosarvioita tarvitaan kuitenkin sellaisissakin tilanteissa, joissa ei voida käyttää kokeellisia menetelmiä – esimerkiksi radioaktiivisista päästöistä koituvan väestöannoksen arviointi.

Kehoon joutuneiden radioaktiivisten aineiden säteilyn kokonaisannosta arvioitaessa kyseessä saattaa olla kerta-altistus, sarja kerta-altistuksia tai

vuodesta toiseen jatkuva altistuminen. Jatkuvaa altistumista voidaan pitää äärettömän monen kerta-altistuksen sarjana. Integrointiväli ulottuu joko kyseisen aineen aktiivisuuden heikkenemiseen siinä määrin, että sitä voidaan pitää merkityksettömänä, tai kyseisen henkilön kuolemaan.

Ekvivalenttiannosta, joka koituu tietylle elimelle tai kudokselle elimistöön joutuneen radioaktiivisen aineen sisäisestä kerta-altistuksesta, sanotaan ekvivalenttiannoksen kertymäksi. Nopeasti poistuvien radionuklidien annoskertymää laskettaessa oletetaan, että kyseinen aine leviää silmänräpäyksessä elimistöön hetkellä t_0 , ja integrointi voidaan huoletta ulottaa äärettömän kaukaiseen ajanhetkeen saakka, koska nuklidin aktiivisuus käy käytännössä nollassa kuuden efektiivisen puoliintumisaian⁶ kuluessa. Hitaasti poistuvien aineiden annosta laskettaessa oletetaan, että radioaktiivinen aine vaikuttaa ihmisen elimistössä 50 vuoden ajan saantohetkestä lukien – eikä tähän olettamukseen sisälly edes vihjettä siihen, että kuoleman synä olisi elimistöön joutuneen radionuklidin aiheuttama säteilyvaurio.

Kudoksen tai elimen T ekvivalenttiannoksen kertymä τ vuoden kuluessa saantohetkestä t_0 saadaan integroimalla ekvivalenttiannosnopeus $\dot{H}_T(t)$ kyseisessä kudoksessa tai elimessä T yli τ vuoden:

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t) dt. \quad (2.26)$$

Jos integrointiaikaa ei ole mainittu erikseen, sen katsotaan olevan aikuisilla 50 vuotta ja lapsilla 70 vuoden ikään saakka jäljellä olevien vuosien määrä. Annoskertymän yksikkö on sievert (Sv).

Efektiivisen annoksen kertymä on kudosten painotuskertoimilla w_T kerrottujen ekvivalenttiannosten kertymien summa:

$$E(\tau) = \sum_T w_T H_T(\tau). \quad (2.27)$$

Efektiivisen annoksen kertymän yksikkö on sievert (Sv).

⁶ Efektiivinen puoliintumisaika kuvaa karkeasti fysikaalisen ja fysiologisen, biokineettisen puoliintumisaian yhteisvaikutusta. Efektiivinen puoliintumisaika olisi määriteltävissä ainoastaan tapauksissa, joissa radionuklidin määrä elimistössä vähenee eksponentiaalisesti. Tämä on kuitenkin harvinainen poikkeustapaus; yleensä aineen poistumista elimistöstä joudutaan kuvaamaan usean erisuuren hajoamisvakion avulla.

Vaikka pitkäikäisen, hitaasti elimistöstä poistuvan radionuklidin ekvivalenttiansiannon ja efektiivinen annos saattavat kertyä useita vuosia kestävä aikavälin kuluessa, niiden katsotaan annosrajoituksia sovellettaessa kertyvän kokonaan sinä vuonna, jona saanto tapahtuu.

Annositouma

Jos jostakin praktiikasta⁷ tai erillisestä tapahtumasta aiheutuu tietylle väestöryhmälle pitkäaikainen, vuosia kestävä säteilylle altistuminen, tämä on otettava huomioon kyseisen praktiikan säteilynkäyttörajoituksia säädettäessä. Erityisesti tämä koskee praktiikkoja, joissa syntyy pitkäikäisiä radionuklideja. Jos näitä saattaa joutua ihmiskehoon joko välittömästi tai elinympäristön kautta, radioaktiivisten aineiden määrä ympäristössä ja ihmiskehossa kasvaa nopeammin kuin aktiivisuutta vähentävät mekanismit radioaktiivinen hajoaminen, liukenemattomaan muotoon sitoutuminen ja aineenvaihdunta sitä vähentävät. Tällaisia tapauksia varten on otettu käyttöön annositouman käsite.

Ekvivalenttiansiannon sitouma

$$H_{c,T} = \int_0^{\infty} \dot{H}_T(t) dt, \quad (2.28)$$

ekvivalenttiansiannon nopeus integroituna altistuksen alkamishetkestä äärettömyyteen, tarkoittaa ekvivalenttiansiannosta, joka koituu tietystä jatkuvasta praktiikasta äärettömän pitkän ajan kuluessa säteilylle alttiina olevan väestöryhmän yksilön elimelle tai kudokselle T. Ekvivalenttiansiannon sitouman yksikkö on sievert (Sv).

Vastaavasti efektiivisen annoksen sitouma

$$E_c = \int_0^{\infty} \dot{E}(t) dt, \quad (2.29)$$

efektiivinen annosnopeus integroituna altistuksen alkamishetkestä äärettömyyteen, tarkoittaa äärettömän pitkän ajan kuluessa kertyvää efektiivistä annosta. Jos praktiikan tiedetään jatkuvan vain tietyn ajan τ , integraalin ylärajaksi voidaan asettaa äärettömän asemesta τ . Efektiivisen annoksen sitoumankin yksikkö on sievert.

⁷ Praktiikalla tarkoitetaan säteilyturvallisuustyössä toimintaa, joka lisää ihmisten altistumista säteilylle, mutta jossa säteilyn lähteen suunnitteluun, asentamiseen ja käyttöön voidaan vaikuttaa. Siten esimerkiksi toiminta, jossa työntekijät tai sivulliset altistuvat tavanomaisen tasoiselle luonnon säteilylle, ei ole praktiikkaa.

Annositoumaa voidaan käyttää arvioitaessa niin kriittisen ryhmän⁸ kuin tietyn kansakunnan tai jopa koko maailman väestön säteilyrasitusta. Tietyn praktiikan kriittinen ryhmä saattaa muuttua vuodesta toiseen (esimerkiksi alle 4-vuotiaat lapset, joiden nauttimassa maidossa on radioaktiivista jodia). Jos kyseinen praktiikka tuottaa radionuklidia tasaisella tuotolla, päädytään lopulta tasapainotilaan, jolloin systeemiin – ympäristöön tai populaatioon – tulee vuosittain sama määrä aktiivisuutta kuin siitä poistuu. Tässä tasapainotilassa kyseisestä praktiikasta koituva vuosiannos on yhden vuoden päästöstä aiheutuvan annositouman suuruinen, toisin sanoen annositouma ilmoittaa suurimman mahdollisen minään vuonna odotettavissa olevan annoksen. Annositoumaa sovelletaan esimerkiksi määrittäessä päästörajoja.

Kollektiiviset annokset

Tiettyjen väestöryhmien, esimerkiksi ydinvoimaloiden käyttö- ja huoltohenkilökunnan, kokonaissäteilyriskiä arvioitaessa käytetään kollektiivista (efektiivistä) annosta S ,

$$S = \int_0^{\infty} E \cdot \frac{dN}{dE} dE \quad \text{tai} \quad S = \sum_i N_i \cdot \bar{E}_i, \quad (2.30)$$

joissakin tapauksissa myös kollektiivista ekvivalenttiannosta S_T

$$S_T = \int_0^{\infty} H_T \cdot \frac{dN}{dH_T} dH_T \quad \text{tai} \quad \sum_i \bar{H}_{T,i} \cdot N_i. \quad (2.31)$$

Kollektiivinen (efektiivinen) annos on tietyn väestöryhmän (laskennollisen) kokonaisannos. Periaatteessa se on ryhmän yksilöiden efektiivisten annosten summa, ja vastaavasti kollektiivinen ekvivalenttiannos on kyseisen ryhmän elimelle T tulevien ekvivalenttiannosten summa. Kollektiivisten annosten yksikkö on mansievert⁹, (manSv).

Kollektiivisen annoksen määrittäminen on helppoa, kun kyseessä on annostarkkailussa (henkilökohtaisessa säteilyaltistuksen seurannassa) ole-

⁸ Kriittisellä ryhmällä tarkoitetaan sitä homogeenista väestöryhmää, joka saa tietystä praktiikasta suurimmat annokset. Kriittisen ryhmän käsite on merkittävä suunniteltaessa säteilytoiminnan sääntelyä. Sillä ei tarkoiteta, että kyseinen praktiikka asettaisi tämän ryhmän kriisiin.

⁹ Pyrittäessä eroon sukupuolisidonnaisista termeistä on mansievertin sijaan ehdotettu henkilösievertiä (person sievert).

va ryhmä. Suurten väestöryhmien ollessa kyseessä ei käytännössä kuitenkaan ole mahdollista määrittää kunkin yksilön annoksia, siksi kaavoihin 2.30 ja 2.31 sisältyvät määritelmät.

Kaavassa 2.30 (dN/dE) dE on niiden ryhmän yksilöiden lukumäärä, joiden efektiivinen annos on välillä $E \dots E + dE$. \bar{E}_i on alapopulaation i keskimääräinen efektiivinen annos, N_i kyseisen alapopulaation jäsenten lukumäärä.

Kaavassa 2.31 (dN/dH_T) dH_T on niiden ryhmän yksilöiden lukumäärä, joiden ekvivalenttiansos on välillä $H \dots H + dH$. N_i tarkoittaa sen alapopulaation i jäsenten lukumäärää, jotka saavat keskimääräisen kudos-ekvivalenttiansoksen $\bar{H}_{T,i}$.

Termejä riittää... Vastaavalla tavalla voidaan määritellä vielä kollektiivisen ekvivalenttiansoksen kertymä, kollektiivisen efektiivisen annoksen kertymä eli kollektiivinen annoskertymä, kollektiivisen ekvivalenttiansoksen sitouma ja kollektiivisen efektiivisen annoksen sitouma eli lyhyemmin kollektiivinen annositouma.

KIRJALLISUUTTA

International Commission on Radiological Protection. 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 21, No 1-3, Oxford: Pergamon Press, 1991.

International Commission on Radiation Units and Measurements. The Quality Factor in Radiation Protection. ICRU Report 40. Bethesda MD, 1986.

International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. ICRU Report 51. Bethesda MD, 1993.

International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. ICRU Report 60. Bethesda MD, 1998.

Marttila OJ. Säteilysuojelun perusteet. Helsingin yliopisto, fysiikan laitos. Helsinki, 1998.

Säteilyturvakeskus. Säteilyaltistuksen enimmäisarvojen soveltaminen ja säteilyannoksen laskemisperusteet. Ohje ST 7.2. Helsinki: Edita Oy, 1999.