

Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen



Sisältö

1. Johdanto	3
2. Yleiset ohjeet	4
3. Säteilyaltistuksen määritysmenetelmät	6
3.1 Tavanomaiset röntgentutkimukset	6
3.1.1. Pinta-annos (<i>ESD</i>)	6
3.1.2. Annoksen ja pinta-alan tulo (<i>DAP</i>)	9
3.2 Mammografiatutkimukset	11
3.2.1. Pinta-annoksen suora mittaus fantomin avulla	11
3.2.2. Pinta-annoksen laskenta röntgenputken säteilytuoton perusteella	12
3.3 Panoraamatomografiatutkimukset	12
3.4 Tietokonetomografiatutkimukset	12
3.4.1 TT-tutkimusten annosten mittaaminen	12
3.4.2 TT-laitteiden annosnäyttö	15
4. Säteilyaltistuksen kirjaaminen, vertailu ja raportointi	16
5. Säteilymittareiden kalibroinnit ja toimintakunnon seuranta	17
5.1 Yleistä	17
5.2 DAP-mittarit	17
Liite 1 Säteilyaltistuksen seurannassa ja vertailutasojen asettamisessa käytettävien suureiden määritelmät	18
Liite 2 Potilaan säteilyaltistuksen arviointiin soveltuvia fantomeja	22
Liite 3 Röntgenputken säteilytuoton mittaaminen	25
Liite 4 Esimerkkilomake pinta-annoksen laskennalliseen arviointiin	26
Liite 5 Pinta-annoksen laskeminen röntgenputken säteilytuotosta	27
Liite 6 Pinta-annoksen laskeminen annoksen ja pinta-alan tulosta	29
Liite 7 TT-tutkimuksen annosmääritys	31
Liite 8 Potilaiden keskimääräisen säteilyaltistuksen vertaaminen vertailutasoihin	33

1. Johdanto

Potilaan säteilyaltistuksen seuranta on osa toiminnanharjoittajan velvollisuuksiin kuuluvaa laadunvarmistusta, ja sen tarkoituksena on varmistaa, että röntgentutkimusten säteilyaltistus potilaalle ei ole kohtuuttoman suuri. Potilaan säteilyaltistuksen arvioinnissa käytetään hyväksi röntgentutkimusten annoksille asetettuja vertailutasoja (STM:n asetus 423/2000), joiden ylittyminen osoittaa tavanomaista suurempaa potilaan altistamista. Jos vertailutason todetaan säännönmukaisesti ylittyvän, on selvitettävä ylityksen syy ja mahdolliset lääketieteelliset perusteet ja tarvittaessa ryhdyttävä toimiin säteilyannosten pienentämiseksi.

On syytä huomata, että vertailutasot eivät osoita röntgentutkimusten optimaalista annostasoa. Usein tutkimukset voidaan tehdä siten, että potilaan säteilyaltistus on huomattavasti vertailutasoa pienempi¹. Vertailutasot eivät myöskään ole yksittäisten potilaiden tutkimuksia koskevia annosrajoja, vaan ne on tarkoitettu vain normaalirakenteisten ja keskikokoisten potilaiden keskimääräisen annostason vertailuun.

Tavanomaisista röntgentutkimuksista ja tietokonetomografiatutkimuksista potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittämisestä esitetään vaatimuksia ohjeessa ST 3.3². Mammografiatutkimuksista potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittämisestä esitetään vaatimuksia ohjeessa ST 3.2. Tavanomaisista hammasröntgenkuvauksista potilaalle aiheutuvaa säteilyaltistusta ei vaadita erikseen määritettäväksi, mutta STUK valvoo sitä postitse lähetettävien annosmittareiden avulla. Luuntiheysmittausten potilasannokset ovat yleensä hyvin pieniä, eikä niitä vaadita erikseen määritettäväksi silloin, kun laitteiden toimintakuntoa seurataan niiden käyttöohjeiden mukaisesti.

Säteilyturvakeskus antoi ohjeessaan (Röntgentutkimusten vertailutasot aikuisille, 8.12.2000) vertailutasot eräille aikuisten röntgentutkimuksille ja tietokonetomografiatutkimuksille (TT-tutkimuksille). STUK tarkastelee vertailutasoja muutaman vuoden välein ja antaa tarvittaessa uudet vertailutasot. Kyseinen ohje ja voimassa olevat vertailutasot ovat nähtävissä myös STUKin verkkosivuilla³.

Tässä oppaassa kuvataan menetelmät potilaan säteilyaltistuksen määrittämiseksi siten, että tuloksia voidaan verrata STUKin antamiin vertailutasoihin ja käyttää myös hyödyksi säteilyaltistusten ja niiden kehittymisen valtakunnallisessa arvioinnissa.

¹ Kuitenkin, jos annoksia pienennetään, on tärkeää varmistua siitä, että kuvanlaatu säilyy riittävän hyvänä luotettavaan diagnoosiin.

² Ohjeen ST 3.3 uudessa painoksessa (valmisteilla).

³ <http://www.stuk.fi>

2. Yleiset ohjeet

Taulukossa 1 on esitetty suureet, joita käytetään potilaan säteilyaltistuksen seurannassa ja erityyppisten röntgentutkimusten vertailutasoissa. Suureiden määritelmät on esitetty liitteessä 1. Mittausepävarmuus ei saisi olla suurempi kuin noin 10–25 % riippuen määrittämenetelmästä⁴. Näiden mitattavien suureiden ja muiden tutkimustekniikkaa koskevien tietojen perusteella voidaan tarvittaessa arvioida myös potilaan elinten ekvivalenttiannokset ja efektiivinen annos.

Taulukko 1. Potilaan säteilyaltistuksen seurannassa ja vertailutasojen asettamisessa käytettävät suureet eri röntgentutkimuksissa.

Suure	Tunnus	Mittayksikkö ja sen yleisin kerrannainen	Röntgentutkimukset
Pinta-annos (entrance surface dose)	<i>ESD</i>	Gy mGy	Tavanomainen röntgentutkimus, yksi kuvausprojektiio. Mammografiatutkimus, yksi kuvausprojektiio.
Annoksen ja pinta-alan tulo (dose-area product)	<i>DAP</i>	Gy cm ² mGy cm ²	Tavanomainen röntgentutkimus (yksi tai useampia kuvausprojektiioita) tai läpivalaisututkimus kokonaisuutena. Hampaiden panoraamatomografiatutkimus.
Painotettu annoksen ja pituuden tulo (weighted dose-length product)	<i>DLP_w</i>	Gy cm mGy cm	Tietokonetomografiatutkimus
TT-annoksen tilavuuskeskiarvo (weighted multiple scan average dose)	<i>MSAD_w</i>	Gy mGy	Tietokonetomografiatutkimus

⁴ Kun potilaan säteilyaltistus mitataan annoksen ja pinta-alan tulon (*DAP*-arvon) tai termoloistedosimetrin avulla, mittausepävarmuus saisi olla enintään 25 %. Tarkkuusvaatimus 10 % koskee lähinnä röntgensäteilykeilan ilmakermanopeuden mittausta. Tarkemmin ilmaistuna tällä tarkoitetaan, että röntgenputken säteilytuottomittausten laajennettu epävarmuus kattavuuskertoimella 2 saisi olla enintään 10 %. Säteilytuoton perusteella arvioitua potilaan altistukseen aiheutuu epävarmuutta myös muista syistä: altistusarviossa pyritään enintään 25 % kokonaisepävarmuuteen.

Potilaiden säteilyaltistus määritetään vähintään kerran kolmessa vuodessa ja lisäksi aina, kun tutkimuskäytäntöön tai laitteistoon tehdään säteilyaltistukseen oleellisesti vaikuttavia muutoksia tai korjauksia (STUKin ohje 8.12.2000, ohjeet ST 3.2 ja ST 3.3²). Säteilyaltistus määritetään kullakin tutkimustelineellä tehtävissä yleisimmissä tutkimustyypeissä, joille vertailutaso on annettu, vähintään yhdessä kuvausprojektiossa. Läpivalaisututkimuksessa kirjataan koko tutkimuksesta aiheutunut altistus (läpivalaisusta ja kuvauksista aiheutunut altistus yhteensä).

Vähintään kerran vuodessa varmistetaan, että säteilyaltistus ei ole muuttunut. Varmistus tehdään kullakin tutkimustelineellä ainakin yhden tutkimustyyppin yhdessä kuvausprojektiossa, jota kyseisellä tutkimustelineellä tehdään ja jolle vertailutaso on annettu. Varmistuksessa riittää esimerkiksi verrata kuvausarvoja aikaisempiin arvoihin ja käyttää teknisen laadunvarmistuksen tuloksia.

Säteilyaltistus voidaan joko mitata tai arvioida laskennallisesti sopivalle potilasjoukolle tai mitata potilasta vastaavan fantomin avulla.

Kun mittaus tai laskenta tehdään potilasjoukolle, säteilyaltistus määritetään vähintään kymmenen normaalikokoisen ja normaalirakenteisen potilaan keskiarvona. Aikuisten röntgentutkimuksissa keskiarvo lasketaan potilaista, joiden tutkimus on sujunut tavanomaisesti ja joiden paino on välillä 55–85 kg ja painojen keskiarvo noin 70 kg. Jos painoltaan sopivien potilaiden löytäminen on vaikeaa, esimerkiksi vähäisen tutkimusmäärän vuoksi, potilasannosten vertailussa voidaan käyttää myös graafista menetelmää (ks. liite 8). Mammografiatutkimuksissa (laskennalliset menetelmät, luku 3.2) henkilöt tarkasteltavaan ryhmään valitaan niin, että puristetun rinnan paksuus on välillä 40–60 mm ja paksuuksien keskiarvo noin 50 mm. Lasten tutkimuksissa säteilyaltistus määritetään vähintään kymmenen potilaan keskiarvona siten, että ikä- ja painorajat ovat samat kuin ne, joiden mukaan vertailutasot on annettu⁵. Lasten tutkimuksissa on tulosten arviointia varten välttämätöntä kirjata potilaan tarkka ikä, pituus ja paino.

Kun mittaus tehdään fantomin avulla, fantomin on oltava kyseiseen röntgentutkimukseen hyvin soveltuva ja keskimääräistä potilasta vastaava. Esimerkkejä soveltuvista fantomeista on liitteessä 2.

⁵ Lasten röntgentutkimusten vertailutasoja ei tämän oppaan julkaisuhetkellä ole Suomessa vielä annettu.

3. Säteilyaltistuksen määrittäminen

Uusissa röntgenlaitteissa voi olla potilaan säteilyaltistusta osoittava näyttö tai vastaava laite (STM:n asetus 423/2000, 31 §). Tällaista näyttöä tai laitetta voidaan käyttää potilaan säteilyaltistuksen määrittämiseen, kunhan säännöllisellä laitteen kalibroinnilla (luku 5) tai säännöllisillä muilla mittauksilla (luvut 3.1 - 3.4) varmistetaan, että näyttämä on riittävän tarkasti oikea.

Jos röntgenlaitteessa ei ole potilaan säteilyaltistusta osoittavaa näyttöä tai vastaavaa laitetta, potilaan säteilyaltistuksen määrittämiseksi voidaan käyttää

- laskennallista menetelmää (luku 3.1) tai
- tarkoitukseen soveltuvaa mittauslaitteistoa (luvut 3.1–3.4).

Mittauslaitteiston ylläpitoon kuuluu mittareiden säännöllinen kalibrointi tai niiden oikean toiminnan varmistaminen ja toimintakunnon tarkkailu (luku 5).

Säteilyaltistuksen määrittäminen tai määrittämisessä tarvittavien mittausten suorittaminen voidaan myös antaa laitteiden laadunvalvontaa ja huoltoja tekevien asiantuntijoiden tehtäväksi, tai niissä voidaan käyttää kaupallisia potilaan säteilyaltistuksen mittauspalveluja.

3.1 Tavanomaiset röntgentutkimukset

Tavanomaisissa röntgenkuvauksissa tarvitaan joko yhtä kuvaa vastaava pinta-annos (*ESD*) tai annoksen ja pinta-alan tulo (*DAP*; ks. taulukko 1) riippuen siitä, kumman suureen avulla vertailutasot tarkasteltavalle tutkimustyyppille on annettu. Milloin vertailutaso on annettu sekä *ESD*-että *DAP*-arvona, riittää kumman tahansa suureen määrittäminen.

Yhtä kuvaa vastaava pinta-annos voidaan

- mitata suoraan potilaan iholta tai potilasta vastaavan fantomin pinnalta,
- määrittää laskennallisesti, jos röntgenputken säteilytuotto on tiedossa ja potilastutkimuksesta on kirjattu riittävät tiedot, tai
- määrittää annoksen ja pinta-alan tulon mittauksen ja säteilykeilan poikkipinta-alan perusteella.

Koko röntgentutkimuksesta (useita röntgenkuvia ja mahdollisesti läpivalaisua) aiheutuva potilaan säteilyaltistus voidaan arvioida mittaamalla tutkimuksesta aiheutunut annoksen ja pinta-alan tulo *DAP*-mittarilla.

3.1.1 Pinta-annos (*ESD*)

Pinta-annoksen suora mittaus potilaan iholta tai fantomin pinnalta

Yksittäisestä röntgenkuvasta (yksi projektiio) potilaalle aiheutuva pinta-annos voidaan mitata potilaan iholle tai fantomin pinnalle asetetulla annosmittarilla. Lisätietoja soveltuvista fantomeista ja niiden käytöstä annetaan liitteessä 2. Esimerkiksi ionisaatiokammio on fantomimitauksiin soveltuva säteilymittari.

Kun pinta-annos mitataan suoraan potilaan iholta, on huolehdittava, ettei annosmittari peitä tutkittavaa aluetta röntgenkuvan tarkastelua haittaavasti ja että tarvittaessa röntgenkuviin teh-

dään merkintä annosmittarin paikasta. Annosmittauksen suorittamisesta on syytä kertoa etukäteen röntgenkuvia tulkitseville lääkäreille.

Potilaan iholle kiinnitettävän annosmittarin tulisi olla pienikokoinen ja vähäkontrastinen. Termoloistedosimetrit (TL-dosimetrit) ovat yleensä tarkoitukseen sopivia. TL-materiaalin on oltava käytettävälle röntgensäteilyn energia-alueelle (kuvausjännitteille) ja annosalueelle soveltuva. Keuhkotutkimuksissa tyypillisten pinta-annosten (noin 0,1 mGy) ja lasten kuvausten pinta-annosten mittaamiseen tarvitaan herkempiä TL-dosimetreja kuin muissa tutkimuksissa. Annosmittauksia varten TL-dosimetrit on yleensä kalibroitava yksilöllisesti. TL-dosimetricien käyttöön perustuvia mittaupalveluja on kaupallisesti tarjolla.

Pinta-annoksen laskenta röntgenputken säteilytuoton perusteella

Potilaan pinta-annos voidaan laskea röntgenputken säteilytuoton perusteella, kun tiedetään kuvausetäisyys FSD (cm), kuvausjännite U (kV) ja sähkömäärä Q (mAs), eli jos kuvaus suoritetaan käsiarvoin tai jos laitteessa on valotusautomaatti, joka kuvauksen jälkeen näyttää sähkömäärän tai kuvausajan (jolloin kuvausvirta on tunnettava sähkömäärän laskemiseksi). Menetelmä edellyttää, että säteilytuotto Y on määritetty potilaan kuvauksessa käytettävällä kuvausjännitteellä, fokuksella ja röntgenputken kokonaissuodatuksella, ja että potilastutkimusten yhteydessä on tallennettu laskennassa tarvittavat tiedot.

Pinta-annos (ESD) lasketaan kaavalla:

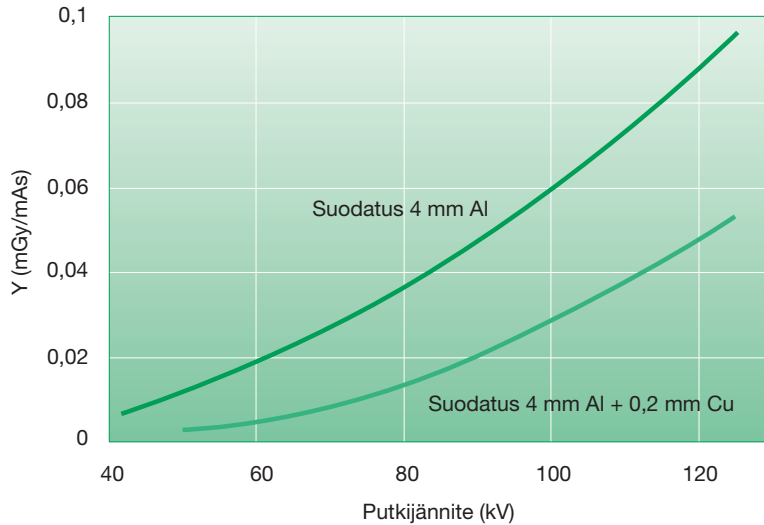
$$ESD = Y(U,F) \cdot (FDD/FSD)^2 \cdot Q \cdot BSF \quad (1)$$

missä

- $Y(U,F)$ on röntgenputken säteilytuotto (mGy/mAs) eli ilmaan absorboitunut annos jaettuna sähkömäärällä, mitattuna etäisyydellä FDD (cm) fokukselta⁶, potilastutkimuksessa käytetyllä kuvausjännitteellä U ja kokonaissuodatuksella F
- FSD on etäisyys (cm) röntgenputken fokukselta potilaan iholle säteilykeilan keskellä,
- Q on potilastutkimuksessa käytetty sähkömäärä (mAs) ja
- BSF on takaisinsirontakerroin.

Säteilytuotto $Y(U,F)$ saadaan ilmaan absorboituneen annoksen (tai ilmakerman) mittauksista tutkimuksissa käytetyillä kuvausjännitteillä ja kokonaissuodatuksilla. Esimerkkejä säteilytuotosta kuvausjännitteen funktiona on esitetty kuvassa 1. Liitteessä 3 on annettu ohjeita röntgenputken säteilytuoton mittaamisesta. FSD :n ja Q :n paikalle sijoitetaan potilastutkimuksessa käytetyt arvot. Jos etäisyyttä FSD ei voida mitata, mitataan fokuksen ja tukilevyn välinen etäisyys ja potilaan paksuus, jolloin FSD saadaan näiden erotuksena (kuva 2 liitteessä 1). Jos valotusautomaatti tulostaa vain käytetyn kuvausajan, lasketaan sähkömäärä Q (mAs) kertomalla kuvausvirta I (mA) kuvausajalla t (s). Takaisinsirontakerroin riippuu mm. säteilykentän koosta, kuvaus-

⁶ FDD : focus to detector distance. Säteilytuoton mittauksessa FDD on yleensä 100 cm.



Kuva 1 Esimerkkejä röntgenputken säteilytuottokäyristä. Mittausetäisyys (FDD) on 100 cm.

jännitteestä ja kokonaissuodatukselta, mutta eri tutkimustyypeille voidaan käyttää taulukossa 2 annettuja keskimääräisiä arvoja.

Pinta-annoksen laskenta kaavalla (1) edellyttää, että potilastutkimuksista on kirjattu vähintään seuraavat tiedot:

- kuvausjännite U (kV)
- kokonaissuodatus F (mm Al tai mm Al + mm Cu), perus- ja lisäsuodatus yhteensä
- sähkömäärä Q (mAs) tai sen osatekijät: putkivirta I (mA) ja säteilytusaika t (s)
- fokus-ihoetäisyys FSD (cm)

Lisäksi on syytä kirjata muita tutkimukseen liittyviä asioita, mm. potilaan sukupuoli, pituus ja paino. Liitteessä 4 on esimerkkilomake tutkimustietojen kirjaamiseksi tavanomaisessa röntgentutkimuksessa. Liitteessä 5 on käytännön esimerkki pinta-annoksen laskemisesta röntgenputken säteilytuoton perusteella. STUKin verkkosivuilta (www.stuk.fi) on myös tilattavissa tarkoitukseen kehitetty laskentaohjelma.

Pinta-annoksen laskenta annoksen ja pinta-alan tulon perusteella

Pinta-annos voidaan myös laskea annoksen ja pinta-alan tulosta (DAP , luku 3.1.2), kun tunnetaan säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-ala A_i (cm²) potilaan ihon tasossa säteilyn tulosuunnassa:

$$ESD = (DAP / A_i) \cdot BSF \quad (2)$$

missä BSF on takaisinsirontakerroin.

Taulukko 2. Esimerkkejä takaisinsirontakertoimista: ESD-laskentaohjelmassa käytetyt arvot.

Tutkimus, projektio	BSF
Vatsa, AP	1,40
Lanneranka, AP	1,35
Lanneranka, LAT	1,34
Lanneranka L5 - S1, LAT	1,28
Keuhkot, LAT	1,40
Keuhkot, PA	1,41
Lantio, AP	1,40
Virtsatiet, AP	1,35
Kallo, PA	1,27
Kallo, LAT	1,27

Säteilykeilan pinta-ala voidaan mitata joko kuvaustilanteessa potilaan ihon tasalta tai tukipinnalta (thoraxteline tai buckypöytä), tai kuvauksen jälkeen filmiltä tai kuvamonitorilta. Kenttäkoko mitataan säteilykeilaa vastaan kohtisuoralta tasolta eikä potilaan kaarevalta pinnalta. Filmiltä tai monitorilta mitattaessa on varmistettava, että kuva-alan kaikki reunat ovat näkyvissä. Kuvamonitorilta tai digitaalikuvasulaitteen tulosfilmiltä mitattaessa on tiedettävä myös kuvan suurennussuhde ja tehtävä sitä vastaava korjaus. Mittaus voidaan usein tehdä käyttämällä apuna kuvassa olevaa mittaskaalaa. Kuvasta mitattu pinta-ala on muunnettava vastaamaan säteilykeilan pinta-alaa fokus-ihoetäisyydellä:

$$A_i = (FSD / FFD)^2 \cdot A_k \quad (3)$$

missä A_i on säteilykeilan pinta-ala potilaan ihon tasolla, fokus-ihoetäisyydellä FSD , ja A_k on säteilykeilan pinta-ala filmillä tai monitorilta mitattuna, fokus-filmietäisyydellä FFD (kuva 5 liitteessä 6). Jos kenttäkoko A_k määritetään tukipinnalta, kaavaan on FFD :n tilalle sijoitettava fokus-tukipintaetäisyys.

Liitteessä 6 on käytännön esimerkki pinta-annoksen laskemisesta annoksen ja pinta-alan tulo perusteella.

3.1.2 Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP)

Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) mitataan röntgenputken kaihtimiin kiinnitetyllä litteällä, tasomaisella ionisaatiokammionla, jossa kammion säteilyherkän osan pinta-ala on suurempi kuin säteilykeilan poikkileikkauspinta-ala. Tietyllä kenttäkoolla saatava DAP -arvo on käytännöllises-

ti katsoen riippumaton kammion paikasta säteilykeilan akselilla, koska kammion säteilytetty pinta-ala (säteilykeilan poikkileikkausala) kasvaa samassa suhteessa kuin säteilyn voimakkuus heikkenee fokusetäisyyden kasvaessa. Tämän vuoksi kaihdinten eteen asetettu kammio antaa suoraan myös potilaan ihon kohdalla olevan *DAP*-arvon.

DAP-mittarin ionisaatiokammio voi olla röntgenlaitteeseen kiinteästi asennettu tai tilapäisesti kiinnitetty (kuva 2 liitteessä 1). Tilapäisesti kiinnitettävän kammion kiinnittimet eivät sovi yhteen kaikkien röntgenlaitteiden kaihdinkoteloissa olevien kiinnityskiskojen kanssa. Joissakin tapauksissa voi olla tarpeen säätää kammion kiinnittimiä tai täydentää niitä lisäosalla. Ionisaatiokammio kytketään yhdyskaapelilla mittarin näyttöosaan, joka on yleensä ohjaushuoneessa. Saatavilla on myös *DAP*-mittareita, joista on langaton tietoyhteys näyttöosaan; näyttö ja lukeman nollauspainike voivat olla myös suoraan kammion kyljessä. Langattomissakin mittareissa ionisaatiokammio tarvitsee sähkönsyötön. Joissakin röntgenlaitteissa *DAP*-arvo lasketaan kuvaus- ja läpivalaisuarvoista ja säteilykeilan rajauksesta eikä ionisaatiokammiota käytetä.

Joissakin röntgenkuvauksissa käytetään potilaan paksuusvaihteluita kompensoivia kiiloja, jotka kiinnitetään röntgenputken kaihdinkoteloon. Näissä tutkimuksissa *DAP*-mittauksen suorittaminen on hankalaa tai mahdotonta, koska *DAP*-mittakammion tulisi sijaita kiilojen ja potilaan välissä, mutta niitä ei yleensä voi kiinnittää laitteeseen samanaikaisesti (samat kiinnityskiskot).



DAP-mittari: röntgenputken kaihdinkoteloon kiinnitetty litteä ionisaatiokammio (yllä oikealla). Kammioon on kytketty kaksi näyttöosaa (edessä).

DAP-mittarin suositeltava tehollinen mittausalue on vähintään $10 - 10^6 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2$ ja näyttötarkkuus $1 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2$ kuvaustoiminnassa, jossa potilaat ovat pääosin yli 10 vuoden ikäisiä. Läpivalaisutkimuksissa mittausalueen ylärajan on oltava kymmenkertainen. Lasten kuvaamiseen erikoistuneessa toiminnassa suositeltava tehollinen mittausalue on vähintään $1 - 10^5 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2$ ja näyttötarkkuus $0,1 \text{ mGy}\cdot\text{cm}^2$.

DAP-mittarin oikea toiminta on varmistettava säännöllisesti (luku 5).

3.2 Mammografiatutkimukset

Mammografiatutkimuksissa potilaan säteilyaltistus määritetään joko mittaamalla yhtä kuvausprojektiota vastaava pinta-annos fantomin pinnalla tai laskemalla pinta-annos röntgenputken säteilytuoton perusteella. Todellisten potilaiden kuvauksessa annos voi vaihdella huomattavasti, vaikka puristetun rinnan paksuus olisikin sama. Tämä johtuu eroista rintojen rauhaskudospitoisuuksissa ja rauhaskudoksen sijainnissa: jos valotusautomaatin kammio sijaitsee rauhaskudossmassan alla, annos on suurempi kuin silloin, kun anturin edessä on pääosin rasvakudosta. Fantomin avulla tehtävät annosmittaukset ovat siksi helpommin toistettavissa kuin potilaiden avulla tehtävät annosmittaukset ja niistä nähdään helpommin annostason muuttuminen. Pinta-annoksen ja säteilytuoton mittaukseen käytettävän säteilymittarin pitää olla mammografiassa käytettävälle pehmeälle röntgensäteilylle sopiva.

Potilaan säteilyaltistusta ei yleensä ole järkevää määrittää suoraan potilaista tehtävillä annosmittauksilla, koska rinnan pinnalle asetetut annosmittarit voivat näkyä diagnoosia häiritsevästi röntgenkuvissa. Myöskään DAP-mittari ei sovellu käytettäväksi mammografiatutkimuksissa mm. energiariippuvuutensa vuoksi ja siksi, että mittarin ionisaatiokammio suodattaisi säteilyä liikaa.

Annosmittaus tehdään periaatteessa rinnanpuristuslevyn alapuolelta, jotta se vastaisi annosta potilaan ihon tasalla. Mikäli mittaus käytännön syistä tehdään puristuslevyn päältä, mittaus-tulos korjataan puristuslevyn aiheuttaman vaimennuksen ja mittausetäisyyden suhteen niin, että se vastaa rinnan pinta-annosta.

Potilaasta sironnut säteily voidaan ottaa huomioon tekemällä säteilytuottomittaukset suoraan fantomin pinnalla. On kuitenkin huomattava, että jotkut säteilymittarit havaitsevat herkästi vain edestäpäin tulevan säteilyn: mikäli mittaus on tehty tällaisella mittarilla, on takaisinsirontakeroin ($BSF \approx 1,1$) otettava huomioon annosta laskettaessa.

3.2.1 Pinta-annoksen suora mittaus fantomin avulla

Fantomina käytetään 4,5 cm paksuista, akryylimuovista (PMMA) tehtyä fantomia (liite 2). Tällainen fantomi vastaa säteilyn vaimennukseltaan keskimääräistä 5 cm paksuista rintaa, jonka rasva- ja rauhaskudosten määrät ovat yhtä suuret. Mittaus tehdään samoja säätöarvoja käyttäen kuin kuvattaessa 5 cm paksuista rintaa, joko valotusautomaattia käyttäen tai käsiarvoilla, sen mukaan, mikä on normaali kuvauskäytäntö.

Jos rinnan puristuslevyn paikka (oletettu rinnan paksuus) määrää automaattisesti laitteen valitseman lisäsuodatuksen ja (tai) kuvausjännitteen, on puristuslevy asetettava vastaamaan

5 cm paksuista rintaa. Annosmittaus voidaan silloin tarvittaessa tehdä puristuslevyn yläpuolelta, kunhan mittaustulos korjataan puristuslevyn aiheuttaman vaimennuksen ja mittausetäisyyden suhteen.

3.2.2 Pinta-annoksen laskenta röntgenputken säteilytuoton perusteella

Mammografiakuvauksesta aiheutuva pinta-annos voidaan laskea röntgenputken säteilytuoton perusteella samalla periaatteella kuin edellä (luku 3.1.1). Pinta-annoksen määrittämistä varten kirjataan kuvausarvot, joita on käytetty vähintään kymmenen 4–6 cm paksun rinnan kuvauksessa. Paksuuksien keskiarvon pitää olla noin 5 cm (luku 1). Pinta-annos lasketaan kuvauksista saatavien pinta-annosten keskiarvona.

3.3 Panoraamatomografiatutkimukset

Hampaiston panoraamatomografiatutkimuksessa potilaan säteilyaltistus voidaan määrittää DAP-mittarilla (luku 3.1.2). Mittarin ionisaatiokammio ja kaapelit kiinnitetään huolellisesti röntgenputken kaihdinten eteen esimerkiksi ilmastointi- tai maalarinteippiä käyttäen niin, että röntgenputken kierto liike ei esty. Röntgenkuvaus tehdään normaalikokoisen potilaan (käsin valittuja) kuvausarvoja käyttäen, mutta ilman potilasta tai fantomia. Koska mittari ei ole säteilykeilassa potilaita tutkittaessa, on tässä mittauksessa käytettävä DAP-mittari kalibroitava mittariin kohdistuvalle säteilylle eikä mittarin läpi menneelle säteilylle, kuten yleensä tehdään.

3.4 Tietokonetomografiatutkimukset

3.4.1 TT-tutkimusten annosten mittaaminen

Painotettu annoksen ja pituuden tulo (DLP_w) mitataan helpoiten TT-laitteiden annosmittauksiin soveltuvalla, tavallisesti 10 cm pituisella puikkomaisella ionisaatiokammioilla⁷. Mittaukset tehdään akryylimuovista (PMMA) valmistetuissa, sylinterin muotoisissa standardisoiduissa fantomeissa (liite 2). Mittauksessa on käytettävä kyseiseen TT-tutkimukseen määriteltyä fantomia (pään tutkimukset: fantomin halkaisija 16 cm, vartalon alueen tutkimukset: fantomin halkaisija 32 cm). Fantomin keskiakselilla ja 1 cm etäisyydellä pinnasta on reiät ionisaatiokammion asettamista varten. Fantomi kammioineen asetetaan kohtisuoraan leiketason vastaan niin, että kammion keskikohta on pituussuunnassa kuvausalueen keskellä ja fantomin keskiakseli TT-laitteen laser-osoittimien ilmaisemalla röntgenputken pyörähdyksellä. Mittauksessa käytetään normaalikokoisen potilaan kuvausarvoja.

Mittaustulos saadaan kertomalla mittarin näyttämä kalibroitukertoimella. Kun mittaus tehdään puikkomaisella ionisaatiokammioilla, mitattu annos ilmaisee silloin keskimääräisen annoksen koko mittakammion tilavuudessa. Kun mitattu annos D_{meas} kerrotaan mittakammion säteilyherkän osan pituudella L , saadaan annoksen ja pituuden tulo DLP :

$$DLP = D_{meas} \cdot L \quad (4)$$

⁷ Ionisaatiokammion asemesta mittaukset voidaan tehdä myös fantomiin vierekkäin pakatuilla kalibroiduilla TL-annosmittareilla.



TT-tutkimuksen annosten mittaaminen pääfantomilla.

On myös saatavissa mittareita, jotka näyttävät suoraan DLP -arvoa.

Yksittäistä aksiaalikuvausta⁸ tai helikaalikuvauksessa yhtä röntgenputken pyörähdystä vastaava painotettu annoksen ja pituuden tulo ($DLP_{l,w}$) standardifantomissa saadaan seuraavasti:

$$DLP_{l,w} = 1/3 DLP_{l,c} + 2/3 DLP_{l,p} \quad (5)$$

missä $DLP_{l,c}$ on fantomin keskellä mitattu, yksittäistä aksiaalikuvausta tai röntgenputken yhtä kierrosta vastaava annoksen ja pituuden tulo ja $DLP_{l,p}$ on vastaavasti fantomin pinnasta 1 cm syvyydellä eri suunnissa⁹ mitattujen DLP_I -arvojen keskiarvo¹⁰.

⁸ Yksittäisessä aksiaalikuvauksessa saadaan ns. monileikelaitteilla kuvatuksi samanaikaisesti monta leikettä.

⁹ Mikäli annos fantomin pinnalla ei ole sama kaikissa suunnissa, tehdään mittaus siinä suunnassa, missä annos on suurin ja kolmessa muussa suunnassa 90 asteen välein.

¹⁰ Helikaalikuvauksen tapauksessa DLP_I -arvojen mittaus tehdään käytännössä yleensä siten, että kuvauspöytä, ja siten myös fantomi kammioineen, pysyvät röntgenputken pyörähdyn aikana paikallaan. Joskus mittaus on parempi tehdä aksiaalikuvausmoodissa, koska helikaalikuvauksessa nimellisesti yhtä kierrosta vastaava säteilytys voi käytännössä vastata yli 360 asteen kiertokulmaa.

Jos tutkimus koostuu N yksittäisestä aksiaalikuvauksesta tai röntgenputken N kierroksesta, koko tutkimuksen painotettu annoksen ja pituuden tulo DLP_w voidaan laskea yksittäistä aksiaalikuvausta tai yhtä kierrosta vastaavaan painotetun annoksen ja pituuden tulon $DLP_{l,w}$: perusteella:

$$DLP_w = N \cdot DLP_{l,w} \quad (6)$$

Koko tutkimuksen DLP_w -arvo voidaan myös mitata suoraan siten, että fantomi kammioineen pidetään sopivilla teknisillä järjestelyillä koko tutkimuksen ajan paikoillaan.

Painotetun annoksen ja pituuden tulo voidaan ajatella kuvaavan tutkimuksesta potilaalle aiheutuvan altistuksen määrää hieman samoin kuin annoksen ja pinta-alan tulo kuvaa sitä tavanomaisissa röntgentutkimuksissa. Painotetussa annoksen ja pituuden tulossa tarkastellaan kuitenkin annoksen likimääräistä keskiarvoa koko fantomin syvyydellä.

Useista röntgenputken kierroksista koostuvassa TT-tutkimuksessa keskimääräinen absorboitunut annos¹¹ fantomissa kuvatussa alueessa eli annoksen tilavuuskeskiarvo¹² $MSAD_w$ voidaan laskea jakamalla koko tutkimuksen annoksen ja pituuden tulo DLP_w tutkitun alueen pituudella d :

$$MSAD_w = DLP_w / d \quad (7)$$

$MSAD_w$ voidaan yhtä hyvin laskea myös jakamalla $DLP_{l,w}$ pöydän siirroksella Δd , joka tapahtuu yksittäisten aksiaalikuvausten välissä tai röntgenputken yhden kierroksen aikana:

$$MSAD_w = DLP_{l,w} / \Delta d \quad (8)$$

Liitteessä 7 on esimerkkejä TT-tutkimuksen annosmäärittämisestä.

¹¹ TT-annossuureiden käytössä on yleisesti sekaannusta. Joissakin teksteissä keskimääräinen annos ilmaistaan TT-annosindeksin ($CTDI$; ks. liite 1) avulla. TT-annosindeksin määritelmän mukaan tämä on kuitenkin oikein vain silloin, kun yksittäisten aksiaalikuvausten välinen tai röntgenputken yhtä kierrosta vastaava pöydän siirros on nimellisen leikekuvauspaksuuden suuruinen. Sekaannuksen välttämiseksi tässä käytetään keskimääräiselle annokselle merkintää $MSAD_w$ (weighted multiple scan average dose) ja nimitystä TT-annoksen tilavuuskeskiarvo. $MSAD_w$ tarkoittaa tässä samaa suuretta kuin $CTDI_{vol}$ standardissa IEC60601-2-44 (Amendment 1:2002) tai $CTDI_w$ standardin vanhemmassa painoksessa.

¹² Voidaan ajatella, että $MSAD_w$ kuvaa potilaalle aiheutuvaa altistusta hieman samoin kuin ESD kuvaa sitä tavanomaisissa röntgentutkimuksissa: esimerkiksi eri alueiden kuvauksista saatavia suureen $MSAD_w$ -arvoja ei voi laskea yhteen. Tätä suuretta käytetään lähinnä arvioitaessa yksittäisen leikesarjan aiheuttamaa altistusta; koko tutkimuksen altistusta arvioidaan suureen DLP_w avulla.

3.4.2 TT-laitteiden annosnäyttö

Standardin IEC 60601-2-44:2001, Amendment 1:2002, mukaan uusissa TT-laitteissa on oltava näyttö, joka osoittaa keskimääräisen painotetun absorboituneen annoksen¹³ standardifantomissa. Kyseessä on sama suure, jota tässä tekstissä kutsutaan TT-annoksen tilavuuskeskiarvoksi $MSAD_w$. Myös STUKin vertailutasopäätöksessä (8.12.2000) käytetyllä merkinnällä $CTDI_w$ tarkoitetaan suuretta $MSAD_w$.

Kuten luvun 3 alussa mainittiin, TT-laitteen annosmääritykset voivat perustua laitteessa olevaan annosnäyttöön silloin kun laitteessa sellainen on. Suureen $MSAD_w$ -arvo (käytännössä siis sama kuin laitteen näyttämä $CTDI_w$ tai $CTDI_{vol}^{11}$) saadaan suoraan näytöstä, ja kunkin leikesarjan DLP_w saadaan kertomalla sitä vastaava annosnäytön arvo potilaasta tutkitun alueen pituudella d :

$$DLP_w = d \cdot MSAD_w \quad (9)$$

Mikäli laitteessa ei ole annosnäyttöä, on säteilyaltistus määritettävä edellä esitettyjen fantomimittausten perusteella.

¹³ Jos kuvaus suoritetaan käyttäen virran modulaatiotekniikkaa, jossa virta vaihtelee kuvauksen aikana, standardin IEC60601-2-44 lisäosan (Amendment 1:2002) mukaan näytettävä $CTDI_{vol}$ määritetään ennalta asetetun maksimivirran perusteella.

4. Säteilyaltistuksen kirjaaminen, vertailu ja raportointi

Säteilyaltistustiedot (*ESD, DAP, DLP_w, MSAD_w*) tallennetaan ja keskiarvoja verrataan vertailutasoihin. Ohjeita vertailua varten on annettu liitteessä 8. Jos vertailutason todetaan säännömukaisesti ylittyvän ilman erityisiä lääketieteellisiä perusteita, ylityksen syy selvitetään ja tarvittaessa ryhdytään toimiin potilaiden säteilyaltistuksen pienentämiseksi.

Vertailutasojen avulla voidaan havaita röntgenlaitteet ja tutkimuskäytännöt, joista aiheutuu tavanomaista suurempia säteilyaltistuksia. Vertailutasoja ei ole tarkoitettu käytettäväksi yksittäisten potilaiden säteilyannosten rajoittamiseen, vaan potilaiden keskimääräisen säteilyaltistuksen vertailuun.

Vertailutasojen ylittyminen ei välttämättä tarkoita, että tutkimus olisi tehty huonosti. Vertailutasoa suurempien säteilyaltistusten käyttäminen voi olla perusteltua esimerkiksi tavallista paremman kuvanlaadun vuoksi, jos se katsotaan tarpeelliseksi. Toisaalta se, että vertailutasot eivät ylity, ei vielä merkitse sitä, että tutkimus olisi säteilyturvallisuuden kannalta optimoitu; tällöinkin on harkittava, voidaanko säteilyaltistusta edelleen pienentää.

Säteilyaltistustiedoista raportoidaan Säteilyturvakeskukselle yhteenvedot erikseen annettavien ohjeiden mukaisesti (STM:n asetus 423/2000, 43 §). Säteilyturvakeskus kokoaa ja julkaisee valtakunnalliset arviot potilaiden säteilyaltistuksista ja niiden kehittymisestä.

5. Säteilymittareiden kalibroinnit ja toimintakunnon seuranta

5.1 Yleistä

Potilaan säteilyaltistuksen määrittämisessä käytettävän säteilymittarin (sekä erillisen mittarin että röntgenlaitteeseen kiinteästi asennetun tai laskentaan perustuvan annosnäytön) on oltava asianmukaisesti kalibroitu siten, että mittaukset ovat jäljitettävissä mittanormaaleihin. Kalibrointi tehdään, kun mittari otetaan käyttöön, ja sen jälkeen vähintään kerran viidessä vuodessa.

Uusintakalibrointien välillä mittarin toimintakuntoa seurataan mittarin käyttöohjeiden mukaisesti. Kalibrointien välillä on myös suositeltavaa verrata mittarin lukemaa toiseen mittariin, jonka kalibrointi ei ole viittä vuotta vanhempi.

5.2 DAP-mittarit

DAP-mittarit kalibroidaan Säteilyturvakeskuksen erillisen ohjeen mukaan (valmisteilla).

DAP-mittarin ionisaatiokammio on rakenteeltaan hento, koska se ei saa lisätä säteilyn suodattusta merkittävästi, ja arka ilman kosteudelle ja tärähdyksille. Viat voivat ilmetä toiminnan muutoksena (pysähtyminen, vuotovirrasta aiheutuva näyttämän muuttuminen myös ilman säteilyä tai käynnistyskynnyn nousu). Piiloviat, joista voi aiheutua mittarin vasteen olennainen muutos, ovat harvinaisia mutta mahdollisia.

DAP-mittarin toimintakuntoa on tarkkailtava asennuksen yhteydessä ja sen jälkeen aika ajoin mittarin käyttöohjeen mukaisesti, ja lisäksi esimerkiksi seuraavilla testeillä:

- Mittarin annetaan mitata yön yli huoneessa, jossa ei silloin käytetä säteilyä. Jos mittarin näyttämä ei lainkaan kasva tai pienene tai jos muutos on hyvin suuri, laitteessa on todennäköisesti vikaa. Joissakin mittareissa voi olla käynnistymiskynnys, jolloin näyttämän muuttumattomuus ei välttämättä tarkoita vikaa.
- Tehdään säteilytys pienillä kuvausarvoilla (esim. 50 kV, 1 tai 2 mAs). Jos mittari ei näytä mitään lukemaa, siinä on todennäköisesti vikaa.
- Voidaan tehdä säteilytys myös isommilla kuvausarvoilla ja verrata mittaustulosta vastaaviin aikaisempiin tuloksiin (samoilla kuvausarvoilla ja samalla kenttäkoolla). Jos muutos aikaisempaan on huomattava, kannattaa tehdä jatkotutkimuksia; muutos voi johtua joko mittarista tai röntgenlaitteesta.

Liite 1:

Säteilyaltistuksen seurannassa ja vertailutasojen asettamisessa käytettävien suureiden määritelmät

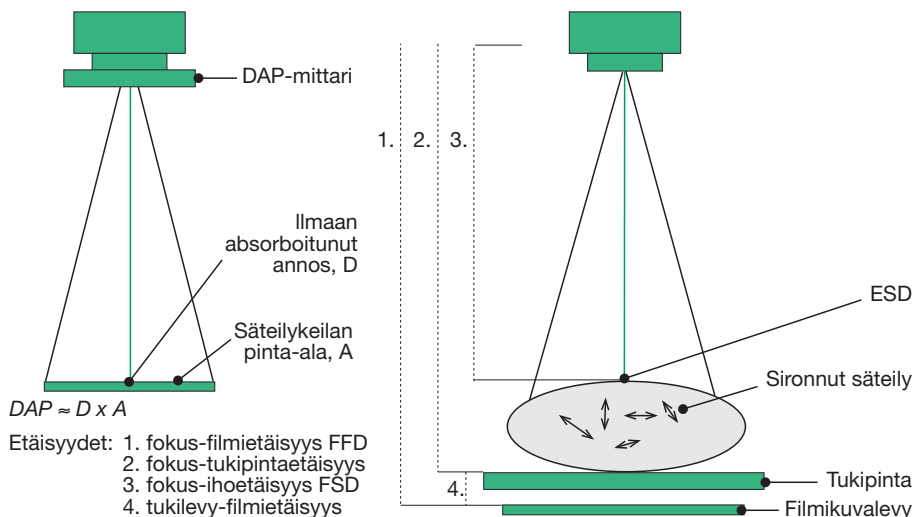
Tämän ohjeen määritelmässä *annoksella* tarkoitetaan *ilmaan absorboitunutta annosta*, ellei erikseen toisin mainita. Röntgendiagnostiikan fotonienenergioilla ilmaan absorboitunut annos on lukuarvoltaan yhtä suuri kuin ilmakerma.

Painotetun TT-annosindeksin $CTDI_w$ (tai $CTDI_{vol}$) käyttö säteilyaltistuksen seurannassa ja vertailutasojen asettelussa korvataan tässä oppaassa *TT-annoksen tilavuuskeskiarvolla* $MSAD_w$. Täydellisyyden ja selvyuden vuoksi kuitenkin myös TT-annosindeksin $CTDI$ määritelmä on esitetty (vrt. alaviitteet luvussa 3.4).

Pinta-annos (ESD)

Pinta-annos (ESD , entrance surface dose) on ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan keskiakselin ja potilaan etupinnan leikkauspisteessä ja sisältää myös potilaasta tähän pisteeseen siroavan säteilyn (kuva 2).

Kirjallisuudessa esiintyy samalla nimellä (ESD , entrance surface dose tai entrance skin dose) myös toinen suure, joka tarkoittaa ihokudokseen absorboitunutta annosta edellä mainitussa pisteessä. Käytännössä näitä suureita voidaan pitää lukuarvoiltaan yhtä suurina (muuntokerroin $1,0 \pm 0,05$) röntgenkuvauksissa.



Kuva 2. Pinta-annoksen (ESD) ja annoksen ja pinta-alan tulon (DAP) määrittely ja mittausperiaatteet.

Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP)

Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP , dose-area product) määritellään integraalina

$$DAP = \int_{A_M} D(x, y) dx dy \quad (10)$$

missä $D(x, y)$ on ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan akselia vastaan kohtisuorassa tasossa. Integroimisalue A_M tarkoittaa käytännössä DAP -mittarin pinta-alaa, jonka pitää olla selvästi suurempi kuin säteilykeilan geometrinen poikkileikkaus mittarin kohdalla. Jos säteilykenttä on tasainen ja tarkkareunainen, DAP on likimäärin yhtä suuri kuin $D \cdot A$, missä D on annos alueen keskellä ja A on säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-ala tässä tasossa.

Annoksen ja pituuden tulo (DLP)

Annoksen ja pituuden tulo (DLP , dose-length product) määritellään integraalina¹⁴

$$DLP = \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (11)$$

missä $D(z)$ on tutkimuksen aiheuttama annosprofiili röntgenputken pyörähdysakselin (z) suunnassa tutkitulla alueella, tarkasteltavalla etäisyydellä pyörähdysakselista. Yksittäisen aksiaalikuvausten tai helikaalikuvausten röntgenputken yhden kierroksen annosprofiilille käytetään tässä merkintää $D_1(z)$ ja sitä vastaavalle annoksen ja pituuden tulolle merkintää DLP_1 .

Annos $D(z)$ mitataan ilmaan absorboituneena annoksena akryylimuovisessa (polymetyyli-metakrylaatti, PMMA) fantomissa (luku 3.4).

Jos tutkimus koostuu N yksittäisestä aksiaalikuvauksesta tai röntgenputken N pyörähdyksestä, koko tutkimuksen annoksen ja pituuden tulo DLP voidaan laskea myös yksittäisen aksiaalikuvausten tai röntgenputken yhden kierroksen annosprofiilista $D_1(z)$ perusteella:

$$DLP = N \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D_1(z) dz = N \cdot DLP_1 \quad (12)$$

Painotettu annoksen ja pituuden tulo (DLP_w)

Painotettu annoksen ja pituuden tulo (DLP_w) määritellään seuraavasti:

$$DLP_w = 1/3 DLP_c + 2/3 DLP_p \quad (13)$$

missä DLP_c on akryylimuovisen standardifantomien (liite 2) keskellä määritetty annoksen ja pituuden tulo ja DLP_p on standardifantomien pinnalla (10 mm syvyydellä, eri suunnissa olevien kohtien keskiarvona) määritetty annoksen ja pituuden tulo.

¹⁴ Käytännön mittauksissa integrointirajat ovat äärelliset.

TT-annoksen tilavuuskeskiarvo ($MSAD_w$)

Useista yksittäisistä aksiaalikuvauksista tai helikaalikuvauksessa useista röntgenputken kierroksista koostuvassa TT-tutkimuksessa keskimääräinen absorboitunut annos ($MSAD$, multiple scan average dose) määritellään yleisesti seuraavalla tavalla:

$$MSAD = \frac{1}{d} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz = \frac{1}{d} DLP \quad (14)$$

missä $D(z)$ on koko tutkimuksen aiheuttama annosprofiili röntgenputken pyörähdysakselin (z) suunnassa tutkitulla alueella, tarkasteltavalla etäisyydellä pyörähdysakselista, ja d on tutkitun alueen pituus TT-laitteen pyörähdysakselin suunnassa.

$MSAD$ voidaan laskea myös yksittäisen aksiaalikuvausten tai helikaalikuvauksessa röntgenputken yhden kierroksen aikana mitatusta annosprofiilista $D_1(z)$ ja niitä vastaavasta pöydän siirrosta Δd seuraavasti¹⁵:

$$MSAD = \frac{1}{\Delta d} \int_{-\infty}^{\infty} D_1(z) dz \quad (15)$$

Kun annoksilla $D(z)$ ja $D_1(z)$ tarkoitetaan ilmaan absorboitunutta annosta standardifantomissa, voidaan analogisesti painotetun annoksen ja pituuden tulon kanssa (kaava 13) määritellä ja mitata standardifantomissa “painotettu keskimääräinen absorboitunut annos”, $MSAD_w$. Tätä nimitetään tässä oppaassa TT-annoksen tilavuuskeskiarvoksi.

Kaavojen (13) ja (14) perusteella:

$$MSAD_w = \frac{1}{d} DLP_w \quad (16)$$

TT- annosindeksi ($CTDI$)

Tietokonetomografian annosindeksi eli TT-annosindeksi ($CTDI$, computed tomography dose index) määritellään aksiaalisessa kuvauksessa seuraavasti:

$$CTDI = \frac{1}{T_T} \int_{-a}^a D_1(z) dz \quad (17)$$

missä $D_1(z)$ on tutkimuksen aiheuttama yksittäisen aksiaalikuvausten annosprofiili röntgenputken pyörähdysakselin (z) suunnassa tutkitulla alueella, tarkasteltavalla etäisyydellä pyörähdysakselista, ja T_T on nimellinen kokonaisleikekuvausleveys pyörähdysakselin suunnassa yksittäisen aksiaalikuvausten aikana. Yksittäiseen aksiaalikuvaukseen kuuluu tavallisimmin röntgenputken yksi kierros; 360 asteen kiertoa ei kuitenkaan ole kaikissa laitetyypeissä. Joillakin lait-

¹⁵ Standardin IEC60601-2-44 mukaan integrointirajat käytännön mittauksissa ovat ± 50 mm.

teilla voidaan yksittäisessä aksiaalikuvauksessa kuvata useita leikkeitä, jolloin

$$T_r = n T \quad (18)$$

missä n on yksittäisessä aksiaalikuvauksessa syntyvien leikkeiden lukumäärä ja T on nimellinen leikepaksuus.

Tässä määritelmässä integrointirajoina käytetään yleensä $a = 50$ mm. Annoksella $D(z)$ tarkoitetaan ilmaan absorboitunutta annosta akryylimuovisessa standardifantomissa. Siis myös TT-annosindeksi määritellään ja mitataan samassa fantomissa kuin DLP ja $MSAD$ (luku 4.3). Analogisesti suureiden DLP_w ja $MSAD_w$ kanssa voidaan määritellä painotettu TT-annosindeksi $CTDI_w$ (ks. alaviitteet luvussa 3.4).

Liite 2:

Potilaan säteilyaltistuksen arviointiin soveltuvia fantomeja

Yleistä

Tässä liitteessä esitellään joitakin mittauksiin soveltuvia fantomeja.

Valotusautomaattia käytettäessä fantomin materiaalin pitää vastata säteilyn vaimentumis- ja sirontaominaisuuksiltaan mahdollisimman hyvin potilasta. Fantomin koon on oltava sellainen, että se peittää käytössä olevat valotusautomaatin mittakentät. Käsiarvoja käytettäessä fantomin ominaisuudet eivät ole yhtä tärkeitä: riittää että sen takaisinsirontaominaisuudet ovat samankaltaiset kuin potilailla.

Fantomin avulla tehdyssä mittauksessa käytetään samaa kuvaustekniikkaa kuin normaalikoisten potilaiden tutkimuksissa. Mittauksessa on mm. käytettävä samaa valotusautomaatin mittakammiota kuin vastaavissa potilaiden tutkimuksissa, ja käytettävän mittakammion on oltava kokonaisuudessaan säteilykeilassa. Kliinisen kuvaustekniikan jäljittelyssä voi kuitenkin poikkeuksena olla säteilykentän koko, joka on joskus rajattava pienemmäksi kuin todellisissa potilaiden tutkimuksissa käytetään: säteilykeila ei saa ylittää fantomia missään suunnassa, jotta valotusautomaatin kammiolle ei lankeaisi tutkimustelineeseen osuneesta, vaimentumattomasta säteilystä peräisin olevaa sironnutta säteilyä.

Tarkimmissa mittauksissa fantomin avulla saatu tulos olisi korjattava vastaamaan täsmällisesti annosta fantomin esittämän kuvitteellisen potilaan pinnalla: tähän liittyy sekä etäisyyskorjaus että takaisin- sirontakorjaus (eli fantomin ja potilaan takaisinsirontaominaisuuksien erosta aiheutuva korjaus).

Keuhkokuvaus: PA-projektio

Thoraxkuvauksen PA-projektion pinta-annosmittauksiin esitellään seuraavassa fantomi, jota STUK käyttää säteilyn käytön tarkastuksissa. Muitakin soveltuvia fantomeita on, mm. Yhdysvalloissa kehitetty LucAl-fantomi [1].

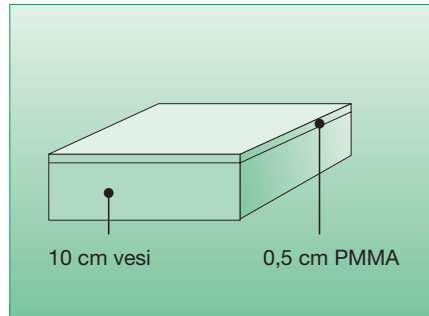
STUKin käyttämä thorax-PA-fantomi

Fantomi koostuu vedellä täytetystä, jäykkäseinäisestä, suorakulmaisen särmiön muotoisesta muovilaatikosta, jonka poikkileikkauuskoko on 26 cm x 26 cm ja kokonaispaksuus säteilykeilan suunnassa 10 cm (kuva 3). Fantomin seinämät ovat 0,6 cm paksuista muovia, joten säteilykeilan suunnassa sisuksen vesitilan paksuus on 8,8 cm. Säteilyn vaimenemista säteilykeilan suunnassa kasvatetaan lisäämällä fantomin päälle 0,5 cm paksuinen PMMA-levy (pleksilevy).

Fantomin aikaansaama säteilyn vaimeneminen vastaa säteilyn vaimenemista potilaan keuhkoalueella.

Lannerankakuvaus: AP-projektio

Lannerankakuuvauksen AP-projektion pinta-annosmittauksiin esitellään seuraavassa fantomi,



Kuva 3. STUKin käyttämä thorax-PA-fantomi.

jota STUK käyttää säteilyn käytön tarkastuksissa. Muitakin soveltuvia fantomeja on, mm. Yhdysvalloissa kehitetty LucAl Abdomen-fantomi [2].

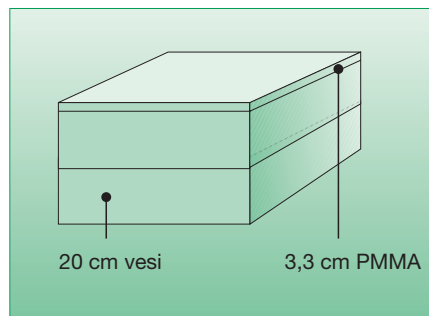
STUKin käyttämä lanneranka-AP-fantomi

Fantomi koostuu kahdesta vedellä täytetystä, jäykkäseinäisestä, suorakulmaisen särmiön muotoisesta muovilaatikosta, jonka poikkileikkauksen koko on 26 cm x 26 cm ja yhteenlaskettu kokonaispaksuus säteilykeilan suunnassa 20 cm (kuva 4). Fantomin seinämät ovat 0,6 cm paksuisia muovia, joten säteilykeilan suunnassa sisusten vesitilan yhteenlaskettu paksuus on 17,6 cm. Säteilyn vaimenemista säteilykeilan suunnassa kasvatetaan lisäämällä fantomin päälle 3,3 cm paksuinen PMMA-levy (pleksilevy).

Fantomin aikaansaama säteilyn vaimeneminen vastaa säteilyn vaimenemista potilaan lannerangan alueella.

Mammografiakuvaus

Mammografiakuvauksissa keskimääräisen, noin 5 cm paksuisen rinnan (50 % rasvaa, 50 % rauhaskudosta) pinta-annosta voidaan arvioida käyttämällä PMMA:sta tehtyä 4,5 cm paksuisia fantomia. Fantomin on oltava sivusuunnissaan riittävän iso, vähintään 10 cm x 10 cm [3].

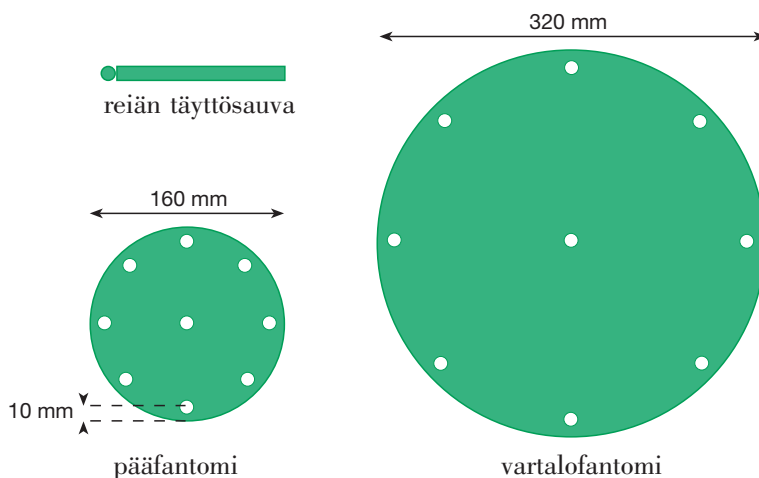


Kuva 4. STUKin käyttämä lanneranka-AP-fantomi.

Tietokonetomografiakuvaus

Tietokonetomografian (TT) annossuureet (taulukko 1) perustuvat annosmittauksiin standardoituissa PMMA-fantomeissa [4]. Fantomeja on kaksi erikokoista, joista pienempää käytetään kuvaamaan annoksia pään alueen tutkimuksissa ja suurempaa vartalon alueen tutkimuksissa.

TT-fantomit ovat sylinterinmuotoisia, umpinaisia PMMA-fantomeja, joiden pituus on suurempi kuin 14 cm. Fantomin on myös oltava pitempi kuin käytettävä säteilyanturi. Pään alueen fantomin halkaisija on 16 cm ja vartalon alueen 32 cm. Kummassakin fantomissa on ainakin kaksi pituusakselin suuntaista reikää: toisen reiän keskiakseli on fantomin keskiakselilla ja toisen keskiakseli 1 cm syvyydellä fantomin pinnasta. Reiän halkaisija on sellainen, että säteilymittarin anturi juuri sopii siihen. Reikiä voi olla useampiakin: esimerkiksi 90 asteen välein 1 cm syvyydellä fantomin pinnasta ja eri syvyyksillä fantomissa. Kuvauksen ajaksi kulloinkin käyttämättömäksi jäävät reiät on täytettävä niihin sopivilla PMMA-sauvoilla.



KIRJALLISUUSVIITTEET LIITTEESEEN 2

- [1] Conway BJ, Butler PF, Duff JE, Fewell TR, Gross RE, Jennings RJ, Koustenis GH, McCrohan JL, Rueter FG, Showalter CK. Beam quality independent attenuation phantom for estimating patient exposure from x-ray automatic exposure controlled chest examinations. *Med Phys* 1984; 11(6): 827-832.
- [2] Conway BJ, Duff JE, Fewell TR, Jennings RJ, Rothenberg LN, Fleischman RC. A patient-equivalent attenuation phantom for estimating patient exposures from automatic exposure controlled x-ray examinations of the abdomen and lumbo-sacral spine. *Med Phys* 1990; 17(3): 448-453.
- [3] Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. *Phys Med Biol* 1990; 35: 1211-1219.
- [4] IEC60601-2-44: 2001. Medical electrical equipment - Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. Amendment 1:2002.

Liite 3: Röntgenputken säteilytuoton mittaaminen

Röntgenputken säteilytuotto $Y(U,F)$ (mGy/mAs) (luku 3.1.1) mitataan yleensä 1 metrin etäisyydellä röntgenputken fokuksesta ilmaan asetetulla kalibroidulla säteilyilmaisimella, esimerkiksi ionisaatiokammioilla. Jos 1 metrin fokusetäisyyttä ei voida käyttää, ilmaisimien asetetaan niin kauas fokuksesta kuin mahdollista ja fokuksen ja ilmaisimen välinen etäisyys (FDD) merkitään muistiin. Ilmaisimien on sijoitettava siten, että mittaustulokseen ei sisälly takaisinsirontaa. Mittaustulokset kirjataan taulukkoon ja niistä piirretään säteilytuottokäyrä (esimerkki kuvassa 1 luvussa 3.1.1), josta potilastutkimuksessa käytettyä kuvausjännitettä vastaava säteilytuotto voidaan määrittää.

Säteilytuotto kannattaa mitata kaikilla potilastutkimuksissa käytössä olevilla kokonaissuodatus- ja fokusvalinnoilla esimerkiksi 10 kV:n välein sähkömäärää 10 mAs käyttäen. Lisäksi on syytä varmistua säteilytuoton lineaarisuudesta sähkömäärän suhteen mittaamalla säteilytuotto koko käytössä olevalla mAs-alueella esimerkiksi 70 kV:n jännitettä käyttäen.

Niissä tapauksissa, joissa röntgenlaitteella ei voida käyttää käsiarvoja, säteilytuoton mittaaminen voidaan tehdä valotusautomaattia käyttäen siten, että potilaan paikalle on asetettu sopiva fantomi (ks. liite 2). Säteilymittarin ionisaatiokammio asetetaan tällöin ainakin 20 cm fantomin yläpuolelle, jotta takaisinsironta fantomista ei lisäisi liiaksi mittarin näyttämää.

Liite 4: Esimerkkilomake pinta-annoksen laskennalliseen arviointiin

Tässä liitteessä esitetään suositus niistä tiedoista, jotka vähintään olisi kirjattava, kun yksittäisen kuvausprojektion keskimääräinen pinta-annos *ESD* lasketaan röntgenputken säteilytietojen perusteella. Myös muiden kuin alla esitettyjen tietojen kirjaaminen voi olla hyödyllistä, jotta syy annosten muuttumiseen tai tietojen käsittelyssä mahdollisesti tapahtuneet virheet olisivat jälkikäteen helposti selvitettävissä. Kun käytetään muita annoksenmäärittämenetelmiä, kerättävät tiedot on muutettava menetelmän mukaisiksi. Lasten annoksia määritettäessä on syytä kirjata myös potilaan ikä.

Sairaala/Terveyskeskus:

Tutkimuhuone:

Röntgengeneraattori/tutkimusteline:

Kuvareseptori (esim. vahvistuslevy- ja filmityyppi):

Tutkimus ja kuvausprojektiio:

Tietojen keräyksen aika:

Mittausten ja laskennan vastuuhenkilö:

Röntgenputken säteilytuottomittaukset (pvm. ja muut tarvittavat tunnistetiedot):

Tuloksista laskettu potilaiden painon keskiarvo:

Tuloksista laskettu *ESD*-arvojen keskiarvo¹⁶:

Yksittäisten potilaiden kuvauksista tarvittavat tiedot

Päivämäärä	Potilaan pituus (cm)	Potilaan paino (kg)	Potilaan sukupuoli (M/N)	Kuvausjännite (kV)	Kokonaisuodatus	Sähkömäärä (mAs)	Fokus (iso/pieni)	FSD (cm)	Huomioita	Laskettu ESD (mGy)

¹⁶ Kun tulokset syötetään taulukkolaskentaohjelmaan, niistä voi myös helposti laskea keskiarvon keskivirheen eli arvion keskimääräisen annoksen tilastolliselle epävarmuudelle, joka johtuu yksittäisten annosten vaihtelusta. Se saadaan jakamalla mitattujen *ESD*-arvojen keskihajonta mittausten lukumäärän neliöjuurella.

Liite 5: Pinta-annoksen laskeminen röntgenputken säteilytuotosta

Esimerkki. Lannerangan AP-kuvaus

Potilaan lannerangan AP-kuva otetaan kuvausetäisyydellä $FDD = 115$ cm käyttäen kuvausjännitettä $U = 75$ kV ja sähkömäärää $Q = 40$ mAs. Putken kokonaissuodatus on 4 mm Al. Säteilytuotto on tiedossa vuosittaisen laadunvarmistusmittauksen perusteella ja tulokset on esitetty taulukossa 3. Fokus-ihoetäisyydeksi (FSD) tutkimuksessa mitataan 92 cm.

Taulukko 3. Säteilytuottomittauspöytäkirjan tietoja

Kokonaissuodatus 4 mmAl, iso fokus Ilmakerman mittaukset etäisyydellä $FDD = 100$ cm			Mittauspäivä 25.9.2000
Jännite (kV)	Sähkömäärä (mAs)	Ilmakerma (mGy)	Säteilytuotto (mGy/mAs)
60	10	0,188	0,0188
70	10	0,270	0,0270
80	10	0,365	0,0365
90	10	0,463	0,0463
100	10	0,596	0,0596
110	10	0,731	0,0731
120	10	0,895	0,0895
125	10	0,959	0,0959

Taulukon 3 mittaustulosten perusteella voidaan piirtää säteilytuottokäyrä (kuva 1 luvussa 3.1.1; ylempi käyrä vastaa kokonaissuodatusta 4 mm Al) joko käsin millimetripaperille tai taulukkolaskentaohjelman avulla. Säteilytuottokäyrältä voidaan sitten määrittää säteilytuotto myös muilla kuin mittauksissa käytetyillä jännitteillä.

Laskukaava (kaava 1, luku 3.1.1):

$$ESD = Y(U,F) \cdot (FDD/FSD)^2 \cdot Q \cdot BSF$$

Esimerkin säteilytuotto Y luetaan säteilytuottokäyrältä (kuva 1) 75 kV:n kohdalta:

$$Y = 0,032 \text{ mGy/mAs}$$

Säteilytuottomittauksen pöytäkirjassa on mainittu säteilymittarin ilmaisimen ja fokuksen välinen etäisyys:

$$FDD = 100 \text{ cm}$$

Kuvaustilanteessa on kirjattu etäisyys fokukselta potilaan iholle:

$$FSD = 92 \text{ cm}$$

Kuvausarvoista saadaan käytetty sähkömäärä:

$$Q = 40 \text{ mAs}$$

Takaisinsirontakerroin valitaan tutkimuksen mukaan. Lannerangan AP-kuva:

$$BSF = 1,35$$

Sijoitetaan tiedot laskukaavaan (1):

$$ESD = 0,032 \text{ mGy/mAs} \cdot (100 \text{ cm} / 92 \text{ cm})^2 \cdot 40 \text{ mAs} \cdot 1,35$$

Tulokseksi saadaan $ESD = 2,042 \text{ mGy} \approx 2,0 \text{ mGy}$.

Liite 6:

Pinta-annoksen laskeminen annoksen ja pinta-alan tulosta

Esimerkki: Lannerangan AP-kuvaus

Potilaan lannerankakuvauksessa on röntgenputkeen kiinnitetty DAP-mittari. Kuvauksen jälkeen mittari näyttää $DAP = 1724 \text{ mG}\cdot\text{cm}^2$. Koska tiedetään, että säteilykeilan koko mitataan filmiltä, mitataan kuvaustilanteessa fokus-ihoetäisyys $FSD = 92 \text{ cm}$. Kuvausetäisyyden fokuksesta filmille tiedetään olevan: $FFD = 115 \text{ cm}$. Filmiltä mitataan säteilykeilan leveydeksi 16,3 cm ja korkeudeksi 39,7 cm.

Laskukaava (kaava 2, luku 3.1.1):

$$ESD = (DAP / A_i) \cdot BSF$$

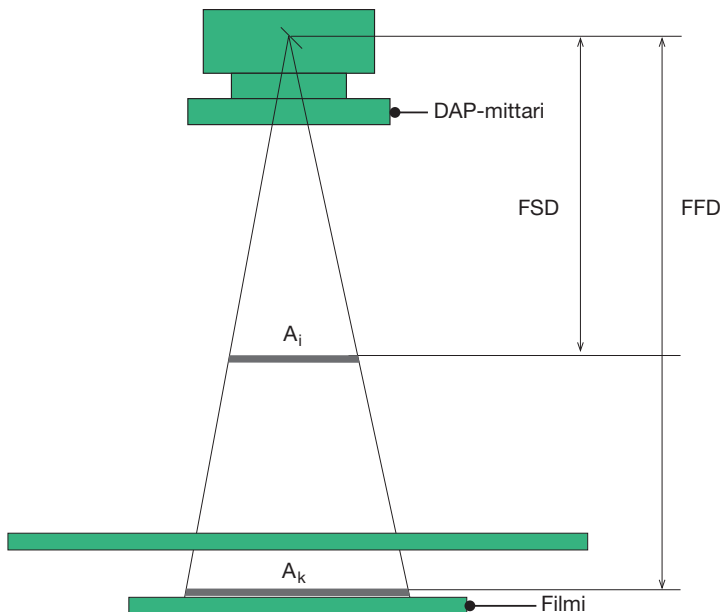
DAP -arvo saadaan kuvaustilanteen mittarilukemana:

$$DAP = 1724 \text{ mG}\cdot\text{cm}^2$$

Säteilykeilan pinta-ala mitataan filmiltä:

$$\text{leveys} = 16,3 \text{ cm}$$

$$\text{korkeus} = 39,7 \text{ cm}$$



Kuva 5. Tarvittavat tiedot pinta-annoksen laskemiseksi DAP -arvon perusteella

Pinta-ala filmillä saadaan kertomalla nämä keskenään:

$$A_k = 16,3 \text{ cm} \cdot 39,7 \text{ cm} = 647,11 \text{ cm}^2$$

Pinta-ala A_i säteilykeilan poikkileikkaustasossa, joka osuu potilaan iholle keilan keskiakselilla, lasketaan kaavalla 3 (luku 3.1.1):

$$A_i = (FSD / FFD)^2 \cdot A_k$$

Mitattu: $FSD = 92 \text{ cm}$

Tiedetään: $FFD = 115 \text{ cm}$

Laskukaavaan sijoitettuna saadaan kenttäkooksi potilaan ihon tasolla:

$$A_i = (92 \text{ cm} / 115 \text{ cm})^2 \cdot 647,11 \text{ cm}^2 = 414,15 \text{ cm}^2$$

Lannerangan AP-kuvauksen takaisinsirontakerroin taulukosta 2 (luku 3.1.1): $BSF = 1,35$

Kun kaikki saadut tulokset sijoitetaan laskukaavaan (2), saadaan:

$$ESD = (1724 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2 / 414,15 \text{ cm}^2) \cdot 1,35 = 5,620 \text{ mGy} \approx 5,6 \text{ mGy}$$

Liite 7: TT-tutkimuksen annosmäärittäminen

Esimerkki 1. Pään alueen rutiinitutkimus (vierekkäisleikekuvaus)

Kallonpohjan kuvaus: 140 kV, 160 mA, röntgenputken pyörähdysaika 2 s, leikepaksuus 4 · 2,5 mm, (neljä leikekuvaa pyörähdystä kohti), pöydän siirto (feed) 10 mm pyörähdysten välillä, pyörähdysten lukumäärä 4.

Aivojen alueen kuvaus: 120 kV, 120 mA, röntgenputken pyörähdysaika 2 s, leikepaksuus 2 · 7,5 mm (kaksi leikekuvaa pyörähdystä kohti), pöydän siirto 15 mm pyörähdysten välillä, pyörähdysten lukumäärä 6.

Edellä esitettyjä kuvausarvoja käyttäen mitattiin pään alueen fantomin (Ø 16 cm) keskeltä ja pinnalta yksittäisen aksiaalikuvausannoksen ja pituuden tulot (kaava 4):

$$DLP_i = D_{meas} \cdot L$$

Näistä laskettiin painotettu annoksen ja pituuden tulo (kaava 5):

$$DLP_{l,w} = 1/3 DLP_{l,c} + 2/3 DLP_{l,p}$$

Tulokset on esitetty seuraavassa taulukossa:

Jännite (kV)	Virta (mA)	Pyörähdysaika (s)	Leikekuvauspaksuus (mm)	$DLP_{l,c}$ (mGy·cm)	$DLP_{l,p}$ (mGy·cm)	$DLP_{l,w}$ (mGy·cm)
140	160	2	4 · 2,5 mm	84	86	85
120	120	2	2 · 7,5 mm	75	77	76

Koko tutkimuksen annoksen ja pituuden tulo DLP_w saadaan kertomalla $DLP_{l,w}$ -arvot pyörähdysten lukumäärällä (kaava 6) ja laskemalla saadut tulokset yhteen:

$$DLP_w = 4 \cdot 85 \text{ mGy} \cdot \text{cm} + 6 \cdot 76 \text{ mGy} \cdot \text{cm} = 796 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$$

TT-annoksen tilavuuskeskiarvo ($MSAD_w$) kallonpohjan ja aivojen alueella lasketaan erikseen ja kamalla vastaava DLP_w -arvo ko. kuvatun alueen pituudella:

Kallonpohjan alue (kaava 7)

$$MSAD_w = DLP_{w, \text{kallonpohjan alue}} / d_{\text{kallonpohjan alue}}$$

$$MSAD_w = 340 \text{ mGy} \cdot \text{cm} / (4 \cdot 10 \text{ mm}) = 85 \text{ mGy}$$

ja aivojen alue (kaava 7)

$$MSAD_w = DLP_{w, \text{aivojen alue}} / d_{\text{aivojen alue}}$$

$$MSAD_w = 456 \text{ mGy} \cdot \text{cm} / (6 \cdot 15 \text{ mm}) = 51 \text{ mGy}$$

Eri alueiden $MSAD_w$ -arvoja ei saa laskea yhteen (eikä niistä periaatteessa myöskään oteta keskiarvoa). Jos tutkimuksessa otetaan joukko erilaisia sarjoja, vertailuarvotarkastelussa tarkastellaan $MSAD$ -arvoista suurinta. Kallonpohjan alueen kuvauksesta saatava $MSAD_w$ on suurempi kuin vertailuarvo (60 mGy). Koko tutkimuksen DLP_w on sen sijaan pienempi kuin vertailuarvo (1050 mGy·cm).

Esimerkki 2. Vatsan rutiinitutkimus (helikaalikuvauus)

Tutkimuksen kuvausarvot olivat: jännite 120 kV, virta 220 mA, pyörähdysaika 0,8 s, leikepak-
suus $8 \cdot 2,5$ mm (8 leikekuvaa pyörähdystä kohti), pöydän siirto 27 mm pyörähdystä kohti, ko-
konaiskuvausaika 11,2 s.

Mittaukset tehtiin aksiaalimoodissa kuten edellä. Aksiaalikuvauksessa, mutta muuten tutki-
muksen kuvausarvoja käyttäen mitattiin vartalon alueen fantomin (\emptyset 32 cm) keskeltä ja pinnal-
ta yhtä röntgenputken pyörähdystä kohden $DLP_{l,c} = 20$ mGy·cm ja $DLP_{l,p} = 43$ mGy·cm.
Näistä saadaan painotetuksi annoksen ja pituuden tuloksi $DLP_{l,w} = 35$ mGy·cm.

Röntgenputken pyörähdysten määrä tutkimuksessa oli $N = 11,2$ s / 0,8 s = 14, jolloin koko
tutkimuksen DLP_w saadaan kaavan (6) mukaan:

$$DLP_w = N \cdot DLP_{l,w} = 14 \cdot 35 \text{ mGy} \cdot \text{cm} = 490 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$$

TT-annoksen tilavuuskeskiarvo ($MSAD_w$) saadaan jakamalla $DLP_{l,w}$ yhden röntgenputken pyö-
rähdysten aikaisella pöydän siirroksella Δd (kaava 8):

$$MSAD_w = DLP_{l,w} / \Delta d = 35 \text{ mGy} \cdot \text{cm} / 2,7 \text{ cm} = 13 \text{ mGy}$$

Samaan tulokseen päädyttäisiin myös jakamalla koko tutkimuksen DLP_w tutkitun alueen pituu-
della (kaava 7). Tässä esimerkissä sekä DLP_w että $MSAD_w$ ovat pienemmät kuin vastaavat vatsan
TT-tutkimuksen vertailuarvot (800 mGy·cm ja 35 mGy).

Esimerkki 3. DLP_w -arvon määrittäminen annosnäytön perusteella

Tutkimuksen DLP_w -määrittäykset voivat perustua laitteessa olevaan annosnäyttöön, jos laitteessa
sellainen on. $MSAD_w$ -arvo (näytössä ilmaistu merkinnällä $CTDI_w$ tai $CTDI_{vol}$) saadaan suoraan
laitteen näytöstä, ja DLP_w saadaan kertomalla annosnäyttö potilaasta tutkitun alueen pituudella.

Edellä olevassa esimerkissä 1 kallonpohjan kuvauksessa laitteen annosnäytön ($CTDI_w$) luke-
ma oli 81,91 mGy ja aivojen alueen kuvauksessa 44,33 mGy. Vastaavat röntgenputken pyöräh-
dysten määrät olivat 4 ja 6. Tällöin koko tutkimuksen DLP_w -arvoksi saadaan:

$$DLP_w = 4 \cdot 1,0 \text{ cm} \cdot 81,91 \text{ mGy} + 6 \cdot 1,5 \text{ cm} \cdot 44,33 \text{ mGy} = 727 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$$

Tulos poikkeaa esimerkissä 1 saadusta tuloksesta noin 9 %.

Esimerkkitapauksessa 2 annosnäytön lukema oli 12,54 mGy. Tutkitun alueen pituus d voi-
daan laskea esimerkiksi siten, että pöydän siirto röntgenputken pyörähdystä kohden kerrotaan
pyörähdysten lukumäärällä:

$$d = 27 \text{ mm} \cdot (11,2 \text{ s} / 0,8 \text{ s}) = 37,8 \text{ cm}$$

ja kaavan (9) mukaan saadaan painotettu annoksen ja pituuden tulo:

$$DLP_w = 37,8 \text{ cm} \cdot 12,54 \text{ mGy} = 474 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$$

Tämä arvo on hyvällä tarkkuudella sama kuin esimerkissä 2 mitattu.

Liite 8:

Potilaiden keskimääräisen säteilyaltistuksen vertaaminen vertailutasoihin

Säteilyaltistuksen mittaus- tai laskentatuloksia voidaan numeerisesti verrata vertailutasoihin, jos potilaat on valittu annettuja painorajoja 55–85 kg noudattaen ja potilaiden painon keskiarvo on noin 70 kg. Pinta-annostuloksia voidaan verrata vertailutasoihin myös graafisesti, jolloin apuna voidaan käyttää pinta-annoksen laskentaohjelmaa (ks. luku 3.1.1). Graafisen vertailumenetelmän etuna on, että potilaan paksuuden vaikutus tuloksiin voidaan ottaa huomioon eikä potilaiden valinnassa tarvitse yhtä tarkasti noudattaa painorajoja.

Potilaat on valittu 55–85 kg painorajoissa, numeerinen vertailumenetelmä

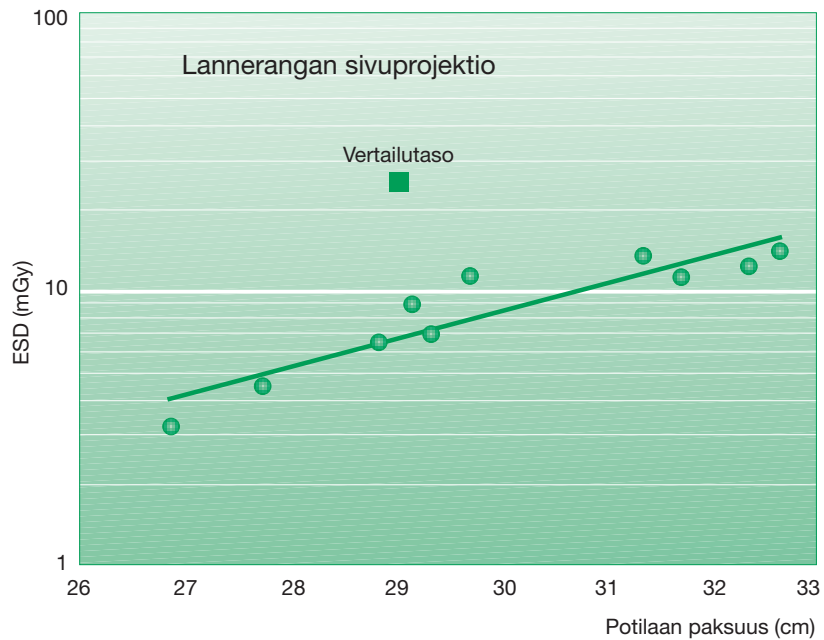
Vähintään 10 potilaan ryhmän keskiarvona määritettyä säteilyaltistusta (*ESD*, *DAP*, *DLP_w* tai *MSAD_w*; taulukko 1, luku 2) sekä yksittäisille potilaille saatuja tuloksia verrataan tarkasteltavan röntgentutkimuksen vertailutasoon. Jos yksi tai muutama yksittäinen arvo ylittää vertailutason, selityksenä voi olla potilaan suuri koko tai poikkeuksellinen kehon rakenne, poikkeuksellinen tutkimustekniikka, virheellinen annosmittaus tai -kirjaus, röntgenlaitteen virheellinen toiminta tai muu toimintavirhe. Poikkeukselliset kuvausolot (esim. kuvaus potilasosastolla) tai radiologiset vaatimukset voivat osaltaan selittää vertailutason ylityksiä. Jos säteilyaltistuksen keskiarvo ylittää vertailutason, vaikka edellä mainitun kaltaiset poikkeukselliset annokset on tuloksista poistettu, ylityksen syy on selvítettävä tutkimuksen yksittäisiä osatekijöitä tarkastelemalla. Euroopan komission julkaisemat röntgenkuvien laatuksiteerit [1,2] saattavat olla hyödyllinen tarkastelun lähtökohta.

Potilaskoko rajoittamaton, graafinen vertailumenetelmä

Potilaan annoksen mittaus- tai laskentatulokset voidaan esittää graafisesti potilaan paksuuden tai painon funktiona. Kun mittaustuloksiin sovitetaan jatkuva käyrä, voidaan helposti nähdä mitkä annokset ylittävät vertailutason ja mikä on peruskokoiselle potilaalle (paino 70 kg) arvioitu annos kyseessä olevassa tutkimuksessa ja projektiossa.

Kuvassa 6 on esimerkki graafisen menetelmän käytöstä lannerangan sivuprojektio kuvauksessa. Vähintään kymmenen potilaan pinta-annokset on esitetty logaritmisella asteikolla, järjestettynä vasemmalta oikealle potilaan arvioidun paksuuden mukaan. Yksittäiset pisteet esittävät laskettuja tai mitattuja yksittäisten potilaiden pinta-annoksia (pystyasteikko), kun potilaan paksuus on vaaka-asteikolla. Neliöllä kuvattu piste on vertailutaso lannerangan sivuprojektiolle (25 mGy). Kalteva käyrä esittää pistejoukkoon sovitettua eksponenttifunktiota, jonka kuvaaja tässä puolilogaritmisessa esityksessä on suora. Tämä suora kuvaa pinta-annoksen riippuvuutta (likimääräisesti arvioidusta) potilaan koosta.

Peruskokoisen potilaan pinta-annos on vertailutasoaan pienempi, jos edellä mainittu suora kulkee neliön alapuolella peruskokoisen potilaan paksuuden kohdalla. Peruskokoiselle potilaalle arvioitu pinta-annos voidaan lukea pystyasteikolta suoran siltä kohdalta, jossa vaaka-asteikolla on lannerangan sivuprojektio kuvaa vastaava peruskokoisen potilaan paksuus (29 cm).



Kuva 6. Esimerkki potilaan pinta-annosten graafisesta vertailusta.

KIRJALLISUUSVIITTEET LIITTEESEEN 8

[1] European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 (Brussels, Luxembourg: EC) 1996.

[2] European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. EUR 16261 (Brussels, Luxembourg: EC) 1996.

