

Pro gradu -tutkielma  
Fysiikan suuntautumisvaihtoehto

## **Annoksen ja pinta-alan tulon (*DAP*) mittaaminen röntgendiagnostiikassa ja *DAP*-mittareiden kalibrointi**

Paula M. Pöyry

20.8.2004

Ohjaaja: FL Tuomo Komppa  
FT Antti Kosunen

Tarkastajat: Prof. Juhani Keinonen  
Dos. Sauli Savolainen

HELSINGIN YLIOPISTO  
FYSIKAALISTEN TIETEIDEN LAITOS

PL 64 (Gustaf Hällströmin katu 2)  
00014 Helsingin yliopisto

Tiedekunta/Osasto – Fakultet/Sektion Matemaattis-luonnontieteellinen tiedekunta		Laitos – Institution Fysikaalisten tieteiden laitos	
Tekijä – Författare Paula M. Pöyry			
Työn nimi – Arbetets titel Annoksen ja pinta-alan tulo ( <i>DAP</i> ) mittaaminen röntgendiagnostiikassa ja <i>DAP</i> -mittareiden kalibrointi			
Oppiaine – Läroämne Fysiikan suuntautumisvaihtoehto			
Työn laji – Arbetets art Pro gradu -tutkielma		Aika – Datum 20.8.2004	Sivumäärä – Sidoantal 61
Tiivistelmä – Referat			
<p>Annoksen ja pinta-alan tuloa (<i>DAP</i>, dose-area product) mittaavaa <i>DAP</i>-mittaria käytetään röntgendiagnostiikassa potilaan säteilyaltistuksen määrittämiseen. <i>DAP</i>-mittari on läpäisytyyppinen, tasomainen ionisaatiokammio, jolla voidaan mitata samanaikaisesti potilastutkimuksen kanssa. Röntgenlaitteessa oleva <i>DAP</i>-mittari tulisi kalibroida siten, että mittaustuloksena saadaan annoksen ja pinta-alan tulo potilaaseen kohdistuvassa säteilykeilassa. Mittareita voidaan kalibroida erilaisilla menetelmillä, mutta usein on tyydytty käyttämään mittarin valmistuksen yhteydessä tehtyä kalibrointia. Tässä työssä oli tarkoitus kehittää <i>DAP</i>-mittareille yhtenäinen ja toimiva kalibrointimenettely, jonka avulla mittaukset ovat jäljitettävissä kansainväliseen mittausjärjestelmään.</p> <p>Uudessa kalibrointimenettelyssä käyttöpaikalla suoritettava kalibrointi tehdään kalibroidulla <i>DAP</i>-mittarilla (vertailumittarilla), joka on säteilykeilassa samanaikaisesti kalibroitavan mittarin kanssa. Säteilyn käyttöpaikalla kalibroinnissa tarvittavat vertailumittarit kalibroidaan Säteilyturvakeskuksen (STUK) mittanormaallaboratoriossa. Menetelmän kehittelyä varten <i>DAP</i>-mittareita tutkittiin laboratorioon rakennetulla mittausjärjestelyllä, jossa selvitettiin niiden toimintaa ja kalibrointiin vaikuttavia tekijöitä. Vertailumittarin kalibrointia varten tutkittiin kahta menetelmää, joissa todellinen annoksen ja pinta-alan tulo määritetään joko mittaamalla kalibroidulla <i>DAP</i>-mittarilla tai laskemalla ilmaan absorboituneen annoksen ja säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-alan mitattujen arvojen tulo.</p> <p>Kahdella eri menetelmällä mitatut <i>DAP</i>-arvot poikkeavat useita prosentteja toisistaan. Aikaisempien tutkimuksien ja omien mittausten perusteella päätettiin, että vertailumittareiden kalibroinnissa käytetään mittanormaalina laboratorion kalibroitua <i>DAP</i>-mittaria. Kehitetyn menetelmän avulla mittanormaallaboratoriossa kalibroitiin viisi vertailumittaria. Yhden vertailumittarin avulla kalibroitiin diagnostisten röntgenlaitteiden <i>DAP</i>-mittareita niiden omilla käyttöpaikoilla sairaalassa.</p> <p>Mittauksissa huomattiin, että tavanomainen paine- ja lämpötilakorjaus korjaa mittareiden näyttämää hieman liikaa. Siksi olosuhteiden vaihtelut vaikuttavat korjattuihin mittaustuloksiin ja kalibroinnin epävarmuuteen enemmän kuin aikaisemmin on arvioitu.</p>			
Avainsanat - Nyckelord Annoksen ja pinta-alan tulo, <i>DAP</i> , kalibrointi			
Säilytyspaikka - Förvaringställe Fysikaalisten tieteiden laitoksen kirjasto			
Muita tietoja			

# Sisällysluettelo

<b>1</b>	<b>JOHDANTO</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>RÖNTGENSÄTEILYN ANNOSMITTAUKSISTA POTILASTUTKIMUKSISSA</b> .....	<b>3</b>
2.1	RÖNTGENSÄTEILY JA RÖNTGENLAITE.....	3
2.1.1	<i>Röntgensäteilyn ja aineen vuorovaikutukset</i> .....	5
2.1.2	<i>Röntgensäteily ja potilastutkimukset</i> .....	6
2.2	RÖNTGENSÄTEILYN ANNOSSUUREITA .....	8
2.2.1	<i>Dosimetriset perussuureet</i> .....	8
2.2.2	<i>Röntgendiagnostiikan mittaussuureet</i> .....	10
2.2.3	<i>Säteilysuojelusuureet</i> .....	12
2.3	IONISAATIOKAMMIO.....	13
2.3.1	<i>Kalibrointi ja jäljitettävyyys</i> .....	14
2.3.2	<i>Epävarmuuden arviointi</i> .....	14
<b>3</b>	<b>ANNOKSEN JA PINTA-ALAN TULON MITTAAMINEN</b> .....	<b>15</b>
3.1	ANNOKSEN JA PINTA-ALAN TULO .....	16
3.2	DAP-MITTARIN KÄYTTÖ RÖNTGENTUTKIMUKSISSA .....	18
3.2.1	<i>Potilasannosmittaukset ja vertailutasot</i> .....	18
3.3	MITTARIN TEKNISTEN OMINAISUUKSIEN VAATIMUKSET.....	19
3.4	VAIKUTUSSUUREET .....	20
3.4.1	<i>Ympäristöolosuhteet</i> .....	22
3.4.2	<i>Käyttäjännite</i> .....	22
3.4.3	<i>DAP-nopeus</i> .....	22
3.4.4	<i>Säteilylaatu</i> .....	23
3.4.5	<i>Säteilykeilan pinta-ala</i> .....	24
<b>4</b>	<b>ANNOKSEN JA PINTA-ALAN TULON MITTAREIDEN KALIBROIMINEN</b> .....	<b>24</b>
4.1	KALIBROINTIMENETELMÄT .....	24
4.1.1	<i>Yleisimmin käytetyt kalibrointimenetelmät</i> .....	24
4.1.2	<i>Kalibrointi vertailumittarin avulla</i> .....	25
4.2	TODELLISEEN DAP-ARVOON VAIKUTTAVAT ULKOPUOLISET TEKIJÄT .....	27
4.2.1	<i>Mittausetäisyys ja väliaine</i> .....	27
4.2.2	<i>Säteilykeilan tasaisuus</i> .....	27
4.2.3	<i>Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteily</i> .....	28
<b>5</b>	<b>MITTAUKSISSA KÄYTETYT LAITTEET</b> .....	<b>28</b>
5.1	KALIBROINTILABORATORION RÖNTGENLAITE.....	28
5.2	DAP-MITTARIT .....	29
5.3	DIAGNOSTINEN RÖNTGENLAITE.....	29
5.4	MUUT LAITTEET .....	30
<b>6</b>	<b>MITTAUSMENETELMÄT</b> .....	<b>30</b>
6.1	MITTAUSGEOMETRIA.....	30
6.2	MITTARIN TEKNISET OMINAISUUDET.....	31
6.3	VAIKUTUSSUUREET .....	31
6.3.1	<i>Ympäristöolosuhteet</i> .....	31
6.3.2	<i>Käyttäjännite</i> .....	32
6.3.3	<i>DAP-nopeus</i> .....	32
6.3.4	<i>Säteilylaatu</i> .....	32
6.3.5	<i>Säteilykeilan pinta-ala</i> .....	33
6.4	ULKOPUOLISET TEKIJÄT .....	33
6.4.1	<i>Mittausetäisyys ja väliaine</i> .....	33
6.4.2	<i>Säteilykentän tasaisuus</i> .....	33
6.4.3	<i>Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteily</i> .....	34

6.5	KALIBROINTIMENETELMÄT .....	34
6.5.1	<i>Vertailumittari</i> .....	34
6.5.2	<i>Kenttämittari</i> .....	36
6.5.3	<i>Kalibroinnin avulla tavoiteltava tarkkuus</i> .....	36
<b>7</b>	<b>TULOKSET</b> .....	<b>37</b>
7.1	MITTARIN TEKNISET OMINAISUUDET .....	37
7.2	VAIKUTUSSUUREET .....	37
7.2.1	<i>Ympäristöolosuhteet</i> .....	37
7.2.2	<i>Käyttöjännite</i> .....	37
7.2.3	<i>DAP-nopeus</i> .....	38
7.2.4	<i>Säteilylaatu</i> .....	38
7.2.5	<i>Säteilykeilan pinta-ala</i> .....	39
7.3	ULKOPUOLISET TEKIJÄT .....	40
7.3.1	<i>Mittausestäisyys ja väliaine</i> .....	40
7.3.2	<i>Säteilykentän tasaisuus</i> .....	41
7.3.3	<i>Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteily</i> .....	42
7.4	KALIBROINTIMENETELMÄ .....	43
7.4.1	<i>Mittautulokset ja vertailumittarin kalibrointimenetelmä</i> .....	43
7.4.2	<i>Vertailumittarin kalibrointi laboratoriossa</i> .....	45
7.4.3	<i>Kenttämittarin kalibrointi käyttöpaikalla</i> .....	46
<b>8</b>	<b>POHDINTA</b> .....	<b>47</b>
8.1	MITTARIN TEKNISET OMINAISUUDET .....	47
8.2	VAIKUTUSSUUREET .....	47
8.2.1	<i>Ympäristöolosuhteet</i> .....	47
8.2.2	<i>DAP-nopeus</i> .....	48
8.2.3	<i>Säteilylaatu</i> .....	48
8.2.4	<i>Säteilykeilan pinta-ala</i> .....	49
8.3	ULKOPUOLISET TEKIJÄT .....	50
8.3.1	<i>Mittausestäisyys ja väliaine</i> .....	50
8.3.2	<i>Säteilykentän tasaisuus</i> .....	50
8.3.3	<i>Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteily</i> .....	50
8.4	KALIBROINTIMENETELMÄT .....	51
8.4.1	<i>Vertailumittarin kalibrointimenetelmä</i> .....	51
8.4.2	<i>Vertailumittarin kalibrointi laboratoriossa</i> .....	51
8.4.3	<i>Kenttämittarin kalibrointi käyttöpaikalla</i> .....	51
<b>9</b>	<b>JOHTOPÄÄTÖKSET</b> .....	<b>53</b>
	<b>KIITOKSET</b> .....	<b>54</b>
	<b>KIRJALLISUUSLUETTELO</b> .....	<b>55</b>

LIITE A      VERTAILUMITTARIN KALIBROINNIN EPÄVARMUUSARVIO

## Lyhenteet

BIPM	Kansainvälinen paino- ja mittatoimisto (Bureau International des Poids et Mesures).
<i>DAP</i>	Annoksen ja pinta-alan tulo (dose-area product)
DCA	Säteilyturvakeskuksen määrittelemän säteilylaatusarjan nimi
<i>DLP</i>	Annoksen ja pituuden tulo (dose-length product)
<i>ESD</i>	Pinta-annos (entrance surface dose)
<i>HVL</i>	Säteilyn annosnopeuden puoliintumispaksuus (half-value layer)
IAEA	Kansainvälinen atomienergiajärjestö (International Atomic Energy Agency)
ICRP	Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta (International Commission on Radiation Protection)
ICRU	Kansainvälinen säteily-yksiköiden ja -mittausten toimikunta (International Commission on Radiation Units and Measurements)
IEC	Säteilyalan kansainvälinen standardisointijärjestö (International Electrotechnical Commission)
ISO	Kansainvälinen standardisointijärjestö (International Organization for Standardization)
<i>KAP</i>	ilmakerman ja pinta-alan tulo (kerma-area product)
PTB	Saksalainen kalibrointilaboratorio (Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt)
PSDL	Primaarinormaalilaboratorio (primary standard dosimetry laboratory)
RQR	Standardin (IEC 1994) määrittelemän säteilylaatusarjan nimi
SSDL	Sekundaarinormaalilaboratorio (secondary standard dosimetry laboratory)

# 1 Johdanto

Röntgentutkimukset ovat tärkeitä diagnostisia tutkimusmenetelmiä, mutta ne myös kasvattavat väestön säteilyannosta luonnonsäteilyn jälkeen eniten. Säteilysuojelun optimointiperiaatteen (ICRP 1991) mukaan niiden aiheuttamaa annosta on pyrittävä pienentämään, jos se voidaan tehdä huonontamatta diagnoosin luotettavuutta. Optimoinnin tueksi ja tarpeettoman suurten säteilyannosten havaitsemiseksi on syytä vertailla samasta tutkimuksesta eri paikoissa saatavia annoksia. Oikeutusperiaatteen mukaan säteilyä käytettäessä odotettavissa olevan hyödyn pitää olla suurempi kuin arvioitu terveydellinen haitta tai riski.

Säteilysuojelun yksilönsuojaperiaate ja sitä varten asetetut annosrajat (ICRP 1991) eivät koske lääketieteellisistä toimenpiteistä aiheutuvaa säteilyaltistusta. Säteilyn lääketieteellistä käyttöä EU:ssa säätelee Euroopan unionin neuvoston direktiivi 97/43/Euratom (1997). Suomessa direktiivin perusteella laaditut säädökset otettiin käyttöön sosiaali- ja terveysministeriön asetuksella (423/2000). Sen mukaan potilaiden eri tutkimuksissa saama säteilyannos on määritettävä säännöllisesti. Saadut annokset on tallennettava, ja niitä on verrattava vertailutasoihin. Jotta eri paikoissa olevien mittareiden tulokset olisivat vertailukelpoisia ja luotettavia, mittarit olisi kalibroitava yhdenmukaisesti ja kansainvälisiin mittanormaaleihin jäljitettävästi.

Potilaan säteilyannosta voidaan arvioida mittaamalla säteilykeilassa ilmaan absorboitunutta annosta. Tavanomaisessa projektioröntgenkuvauksessa voidaan mitata ilmaan absorboitunutta annosta potilaan pinnalla (*ESD*, entrance surface dose) tai annoksen ja pinta-alan tuloa (*DAP*, dose-area product). Nämä voidaan määrittää myös laskennallisesti röntgenputken säteilyntuoton perusteella. Tietokonetomografiassa mitataan annoksen ja pituuden tuloa (*DLP*, dose-length product).

Annoksen ja pinta-alan tulon etuna on, että se pysyy säteilykeilassa lähes vakiona etäisyydestä riippumatta ja voidaan siis mitata vapaassa säteilykeilassa, kaukana potilaan etupinnasta. *DAP*-suureen avulla voidaan suoraan arvioida potilaaseen siirtyvää säteilyenergiaa (Shrimpton ym. 1984) ja potilaan saamaa efektiivistä annosta (Le Heron 1992). *DAP*-mittaus on erittäin käytännöllinen varsinkin toimenpideradiologiassa ja läpivalaisututkimuksissa, koska

näissä kenttäkoko ja kuvaussuunta muuttuvat tutkimuksen aikana ja säteilyannoksen määrittäminen muilla menetelmillä olisi hankalaa (Gfirtner ym. 1997, Shrimpton ja Wall 1982).

Annoksen ja pinta-alan tuloa mittaavan mittarin kehitys alkoi 1950-luvulla, ja ensimmäinen kaupallinen mittari esiteltiin 1959 kansainvälisessä radiologian konferenssissa (Gfirtner ym. 1997). *DAP*-mittareita on käytetty sairaaloissa 1970-luvulta lähtien ja niiden käyttö potilasannosmittauksissa lisääntyy, mutta kalibrointimenettelyssä on vielä puutteita. Monissa mittareissa käytetään valmistajan alkuperäistä kalibrointia, jonka yhteydessä mittari on säädetty näyttämään melko epätarkkaa keskimääräistä *DAP*-arvoa.

Röntgenlaitteiden *DAP*-mittarit pitäisi kalibroida käyttöpaikalla siten, että mittaustulos vastaa mittarin läpäisseen säteilykeilan *DAP*-arvoa potilaan kohdalla. *DAP*-mittareita on kalibroitu sekä käyttöpaikoilla että laboratorioissa käyttäen yksinkertaistettua kalibrointimenetelmää, jossa ilmaan absorboitunut annos mitataan säteilykeilan keskellä ja kenttäkoko määritetään röntgenfilmin avulla (Shrimpton ja Wall 1982). Tähän kalibrointimenettelyyn liittyy monia virhelähteitä (Larsson ym. 1998). Parempaan tarkkuuteen voidaan päästä mittaamalla säteilykeilasta *DAP*-suureen määritelmän mukainen ilmaan absorboituneen annoksen pintaintegraali. Larsson ym. (1996) ovat käyttäneet sen mittaamiseen termoloisteilmaisimia.

Tämän työn tavoite oli kehittää ja ottaa käyttöön kalibrointimenettely, jossa käyttöpaikalla suoritettavassa kalibroinnissa annoksen ja pinta-alan tuloa vastaava pintaintegraali mitataan laboratorioissa kalibroidulla *DAP*-mittarilla (vertailumittarilla). Työssä tutkittiin *DAP*-mittareiden toimintaa ja suunniteltiin tarkkuuden ja mittauskäytännön kannalta sopiva vertailumittareiden kalibrointimenetelmä Säteilyturvakeskuksen (STUKin) mittanormaalilaboratorioon. Tähän tarkoitukseen testattiin kahta menettelyä, joissa todellinen annoksen ja pinta-alan tulo saadaan joko mittaamalla se toisella *DAP*-mittarilla tai mittaamalla ilmaan absorboitunut annos ja säteilykeilan pinta-ala erikseen. Lisäksi suunniteltiin käyttöpaikoilla tehtävää kalibrointia ja kerättiin tietoa säteilyn käyttäjille tarkoitettua mittaus- ja kalibrointiohjetta varten.

## 2 Röntgensäteilyn annosmittauksista potilastutkimuksissa

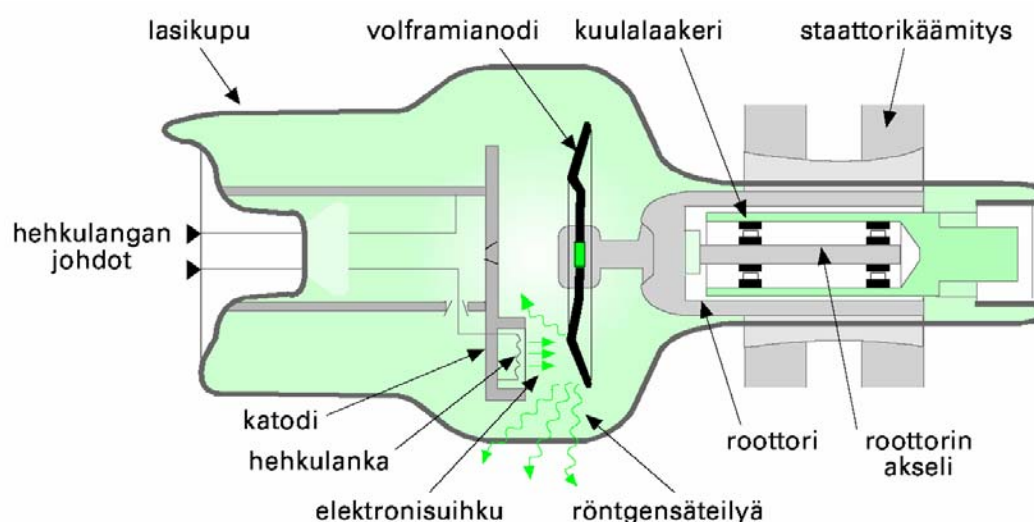
### 2.1 Röntgensäteily ja röntgenlaite

Sähkömagneettinen säteily on energian siirtymistä sähkömagneettisen kentän aaltoliikkeenä. Usein sitä kuvataan valon nopeudella kulkevilla massattomilla hiukkasilla, joita nimitetään fotoneiksi tai kvanteiksi. Niiden energia on verrannollinen säteilyn aaltoliikkeen taajuuteen:

$$E = h\nu = \frac{h \cdot c}{\lambda}, \quad (1)$$

missä  $E$  on fotonin energia,  $h$  Planckin vakio,  $\nu$  värähtelytaajuus,  $c$  valon nopeus ja  $\lambda$  säteilyn aallonpituus. Röntgensäteily on lyhytaaltoista sähkömagneettista säteilyä, joka eroaa gammasäteilystä syntytapansa ja ultravioletisäteilystä ionisointikykyä perusteella.

Röntgenputkessa katodia lämmitetään ja se vapauttaa lämmön vaikutuksesta elektroneja, jotka kiihdytetään suurjännitteellä tuotetun sähkökentän avulla (kuva 1). Tämän putkijännitteen avulla säädetään säteilyn maksimienergia. Röntgendiagnostiikassa käytettävä energia-alue on noin 10–150 keV. Anodilla syntyvällä röntgensäteilyllä on jatkuva spektri, joka voi sisältää kaikkia energioita maksimienergiaan asti. Suurin osa elektronien liike-energiasta muuttuu kuitenkin lämmöksi.



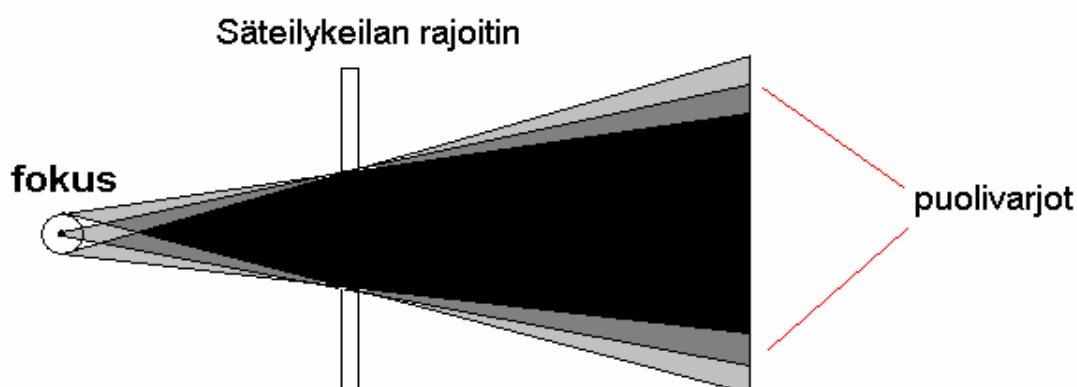
Kuva 1. Pyöriväänodisen röntgenputken rakenne (Pukkila 2004).



Säätämällä putkivirtaa eli anodille aikayksikössä kulkevien elektronien määrää voidaan vaikuttaa syntyvien fotonien lukumäärään mutta ei niiden energiaan. Elektronit suunnataan anodilla olevaa fokusta kohti, jossa atomiytimien voimakkaat sähkökentät sirottavat ja jarruttavat saapuvia elektroneja. Sähkövarauksen saama kiihtyvyys synnyttää röntgensäteilyä, jota nimitetään jarrutussäteilyksi. Anodimateriaalille ominaista karakteristista röntgensäteilyä syntyy elektronien irrottaessa anodin atomien sisäkuorien elektroneja ja näiden korvautuessa ulkokuoren elektroneilla.

Ohuissa kohtioissa ja pienillä energioilla syntyvä jarrutussäteily on voimakkainta kulkusuuntaan vastaan kohtisuorissa suunnissa. Käytännössä elektronit siroavat useita kertoja ennen pysähtymistään ja säteilyä syntyy joka suuntaan. Anodi kuitenkin varjostaa omaa säteilyään siten, että röntgenputkesta tulevaa säteilyä on vähemmän niissä suunnissa, joiden muodostama kulma anodin pinnan suhteen on pieni (Pukkila 2004). Siksi säteilykeilan poikkileikkauksen annosjakauma eli profiili on vino (kallistumailmiö, heel effect).

Säteilykeila rajataan käyttämällä putken ympärillä suojuksia siten, että säteily pääsee kulkemaan ulos vain pienen aukon kautta. Röntgenlaitteessa on kiinteiden rajoittimien lisäksi säädettävät kaihtimet, joiden avulla kuvauksessa käytettävä kenttäkoko voidaan asettaa. Laitteissa on usein myös valomerkit, joiden avulla voidaan nähdä säteilykeilan koko ja sijainti potilaan pinnalla. Pistemäisestä fokuksesta lähtevä ja rajoittimilla rajattu säteilykeila on kartion muotoinen. Fokus eli alue, johon kiihdytetyt elektronit osuvat, ei kuitenkaan ole todellisuudessa pistemäinen, vaan sillä on äärellinen koko. Tämä aiheuttaa säteilykeilan reunoille puolivarjoalueet, joissa säteilyn intensiteetti on pienempi kuin keilan keskellä (kuva 2).



Kuva 2. Säteilykeilan puolivarjot.

### 2.1.1 Röntgensäteilyn ja aineen vuorovaikutukset

Jotta säteilyä voitaisiin havaita, sen täytyy vuorovaikuttaa aineen kanssa ja luovuttaa aineeseen energiaa. Varauksettomilla fotoneilla ei ole suoria sähköisiä vuorovaikutuksia, vaan röntgensäteily on välillisesti ionisoivaa säteilyä. Röntgendiagnostiikassa käytettävällä energia-alueella ionisoitumien tapahtuu fotonien vuorovaikuttaessa atomien elektroniverhon kanssa. Näin syntyneet vapaat sekundaarielektronit aiheuttavat lisää ionisaatiota ja muita vuorovaikutuksia. Fotonien käyttäytymistä voidaan selittää sekä hiukkas- että aaltoluonteen avulla, ja edetessään aineessa ne voivat sirota elastisesti tai epäelastisesti tai absorboitua aineeseen.

Fotosähköilmiössä fotoni absorboituu aineeseen ja luovuttaa kaiken energiansa atomista irrrottamalleen elektronille. Fotosähköinen absorptio riippuu voimakkaasti väliaineen järjestykseltä. Kudoksessa se on merkittävin vuorovaikutus pienillä energioilla (alle 30 keV). Kohäerentissä sironnassa (elastinen, klassinen, Rayleighin sironta) atomin elektroniverhosta fotonin suunta muuttuu sen menettämättä kuitenkaan suuresti energiaa. Tämä tapahtuu usein pienillä energioilla ja raskaissa aineissa. Silloin myös sirontakulmat ovat pieniä ja fotonin suunta muuttuu vain vähän. Comptonin sironnassa (epäelastinen, epäkoherentti sironta) fotoni luovuttaa osan energiastaan löyhästi sidotulle elektronille. Alkuperäinen fotoni muuttuu sironneeksi fotoniksi, jolla on muuttunut suunta ja energia. Kun kvanttienergia on suurempi kuin 30 keV, Comptonin sironta on hallitseva sirontaprosessi pehmytkudoksessa (Pukkila 2004). Parinmuodostuksessa ytimen voimakenttään joutunut fotoni voi muuttua positroniksi ja elektroniksi, mutta se on mahdollista vain, jos fotonin energia on vähintään 1,02 MeV. Suuremmilla energioilla myös fotodydinreaktiot ovat mahdollisia. Diagnostisessa röntgenkuvauksessa käytettävällä energia-alueella pääasialliset vuorovaikutusmekanismit ovat fotosähköilmiö ja Comptonin sironta.

Väliaineessa tapahtuvat vuorovaikutukset vaimentavat röntgensäteilyä. Matkavaimennuskerroin määritellään kapeasta säteilykeilasta matkalla  $dl$  poistuvien hiukkasten osuuden  $dN/N$  perusteella (Attix 1986):

$$\mu = -\frac{dN/N}{dl} \quad (2)$$

Vaimennuskertoimen yksikkö on  $\text{m}^{-1}$ . Integroimalla saadaan kaava yhdestä energiasta koostuvan säteilyn vaimenemiselle:

$$N_L = N_0 e^{-\mu L}, \quad (3)$$

missä  $L$  on vaimentavan kerroksen paksuus ja  $N_0$  ja  $N_L$  ovat fotonien määrä ennen vaimentavaa kerrosta ja sen jälkeen. Tässä ei ole kuitenkaan huomioitu siroavaa säteilyä vaan oletetaan, että vuorovaikutuksen kokenut fotoni häviää tarkasteltavasta säteilyvuosta. Röntgensäteilyn energiaspektri eli fotonien energiajakauma on jatkuva, mutta se koostuu yksienergisistä kvanteista. Matkavaimennuskerroin muuttuu energian funktiona, ja siksi kerroksen läpi tulleiden hiukkasten määrä pitäisikin laskea erikseen eri energioille.

Eri säteilylaaduilla on erilaiset läpäisykyvyt; tätä kuvaamaan käytetään yleensä säteilyn ilmakermanopeuden puoliintumispaksuutta (*HVL*, half-value layer) tietyssä aineessa. Se kertoo, kuinka paksu ainekerros vähentää ilmakermanopeuden puoleen sen arvosta ilman tätä kerrosta. Röntgendiagnostiikassa ilmoitetaan yleensä puoliintumispaksuus alumiinin tai kuparina. Kun säteilykeilaan asetetaan jokin kappale, se muuttaa läpimenevän säteilyn energiaspektriä ja *HVL*-arvoa. Tätä suodatusvaikutusta voidaan verrata alumiinin ja määrittää kappaleelle alumiiniekvivalentti suodatus (mm Al). Säteily myös vaimenee kappaleen vaikutuksesta, ja tätä ominaisuutta voidaan kuvata alumiiniekvivalentilla vaimennuksella (mm Al).

### **2.1.2 Röntgensäteily ja potilastutkimukset**

Wilhelm Conrad Röntgen keksi röntgensäteilyn vuonna 1895, ja hyvin pian sen jälkeen sitä alettiin käyttää potilastutkimuksissa (Attix 1986). Röntgentutkimuksilla on siis pitkä historia, jonka aikana röntgenlaitteet ja tutkimusmenetelmät ovat kehittyneet ja laajentuneet esimerkiksi tietokonetomografiakuvauksiin ja digitaaliseen kuvantamiseen. Kuvauksiin voitaisiin käyttää myös gammasäteilyä, mutta sen tuoton hallitseminen olisi paljon hankalampaa kuin säädettävän jännitelähteen avulla toimivan röntgenputken käyttö.

Röntgenlaitteen putkivirtaa säätämällä voidaan vaikuttaa putkesta saatavien röntgenfotonien lukumäärään. Säteilyn spektri riippuu anodimateriaalista, putkijännitteestä ja kokonaisuodatuksesta. Röntgensäteilyn energiaspektri on jatkuva, mutta kuvan muodostamiseen vaikuttavat vain sellaiset suurienergiset fotonit, jotka pystyvät läpäisemään potilaan. Suodatuksen avulla röntgensäteilystä poistetaan pienempienergistä osaa, joka ei ole tarpeellista kuvauksen kannalta. Tarvittavan energian suuruus riippuu potilaan kuvattavan kohdan paksuudesta ja tiheydestä. Suodattimena voidaan käyttää esimerkiksi ohutta alumiinilevyä.

Lääketieteessä röntgensäteilyä käytetään yleisimmin sairauksien ja vammojen toteamiseen, diagnostiikkaan, mutta jonkin verran myös hoidoissa. Röntgenkuvauksessa säteily kulkee potilaan läpi ja absorboituu kudosten tiheydestä riippuen eri kudoksissa eri tavoin. Aine siis absorboi osan röntgensäteilyn energiasta. Tiheä luu ei päästä paljon säteilyä ilmaisimelle, vaan kuva jää vaaleaksi. Ilmava keuhkokudos päästää läpi enemmän säteilyä, ja sen kohdalla kuvasta tulee tumma. Potilaan läpi tullut säteily kerätään ilmaisimelle, ja kuvana saadaan potilaan tiheysjakauma. Ilmaisimena on käytetty yleensä filmiä, mutta nyt ollaan siirtymässä digitaaliseen kuvantamiseen, jossa kuva muodostetaan puolijohde- tai tuikeilmaisimien avulla.

Röntgensäteilyn haittavaikutukset ovat soluvaurioita, jotka johtuvat pääasiassa sen synnyttämien elektronien aiheuttamista ionisaatioista, virityksistä ja kemiallisten sidosten katkeamisista. Suuret ja äkilliset säteilyannokset tuhoavat suuren määrän soluja ja voivat siten aiheuttaa deterministisiä eli väistämättömiä vaikutuksia, kuten säteilysairauden tai palovamman. Röntgendiagnostiikassa potilasannokset ovat pieniä, mutta niiden vaikutukset voivat kertyä pitkään ajan kuluessa. Tällöin säteily voi aiheuttaa stokastisia eli satunnaisia vaikutuksia, jotka perustuvat siihen, että vaurioitunut solu säilyttää jakautumiskykynsä. Yhdenkin fotonin osuma saattaa aiheuttaa terveyshaittaan johtavan muutoksen (Paile 2002). Haitan vakavuus ei riipu annoksen suuruudesta, mutta vahingollisen tapahtuman todennäköisyys kasvaa annoksen kasvaessa. Siksi on tärkeää mitata potilasannoksia, suorittaa optimointia ja pitää annokset niin pieninä kuin käytännön kannalta on mahdollista ja tutkimuksen kannalta tarkoituksenmukaista. Mittaustulosten avulla voidaan myös arvioida ja vertailla saavutettavaa etua mahdollisiin haittoihin.

## 2.2 Röntgensäteilyn annossuureita

Säteilyenergian siirtyminen aineeseen on monivaiheinen tapahtuma. Seuraavissa kappaleissa käsitellään Attixin (1986) esitystä mukaillen perussuureita absorboitunut annos ja kerma, jotka kuvaavat energian siirtymistä aineeseen. Näiden suureiden avulla määritellään Zoeteliefin ym. (2003) esittelemän ICRU:n raporttiluonnoksen (2001) pohjalta potilaan saaman säteilyannoksen arviointiin käytetyt röntgendiagnostiikan mittaussuureet pinta-annoksen ja pinta-alan tulo ja annoksen ja pitemmän tulo. Säteilysuojelusuureita käytetään arvioitaessa säteilyn aiheuttamia vaikutuksia ihmiselle, ja suureet on esitelty ICRP:n (1991) suositusten mukaisesti.

### 2.2.1 Dosimetriset perussuureet

#### Kerma, $K$

Kerma (kinetic energy released per unit mass) tarkoittaa varauksettomien hiukkasten massa-alkiossa synnyttämien varauksellisten hiukkasten saamaa liike-energiaa  $d\varepsilon_r$  jaettuna alkion massalla  $dm$ .

$$K = \frac{d\varepsilon_r}{dm} \quad (4)$$

Kerman yksikkö on J/kg. Sen erityisnimi SI-järjestelmässä on gray (Gy). Mukana on siis hiukkasten saama liike-energia, jonka fotonit luovuttavat massa-alkion sisällä, vaikka osa siitä energiasta siirtyykin massa-alkion ulkopuolelle (*kuva 3*). Kermaan ei lueta sekundaarihiukkasten irrottamiseen tarvittavaa energiaa.

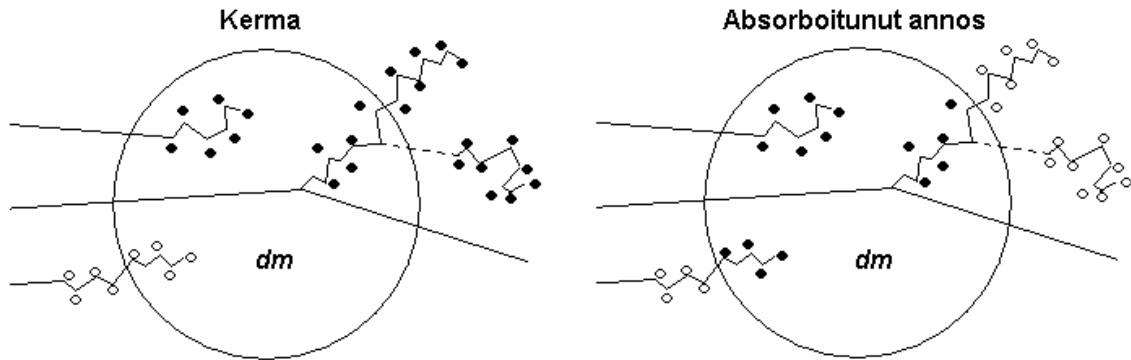
Kerma voidaan jakaa kahteen tyyppiin: törmäyskermaan  $K_c$  (collision), jossa varauksisten hiukkasten liike-energia menetetään lähistölle törmäyksissä muihin hiukkasiin, ja säteilykermaan  $K_r$  (radiation), jossa energia siirtyy jarrutussäteilynä kauemmaksi vuorovaikutuspaikasta.

#### Absorboitunut annos, $D$

Absorboitunut annos on keskimääräinen ionisoivasta säteilystä aineen massa-alkioon siirtynyt säteilyenergia  $d\bar{\varepsilon}$  jaettuna alkion massalla  $dm$ :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (5)$$

Sillä on sama yksikkö J/kg (gray, Gy) kuin kermalla. Massa-alkioon siirtynyt energia voi olla peräisin säteilyn ja aineen vuorovaikutuksista samassa alkiossa tai sen ulkopuolella (*kuva 3*).



*Kuva 3. Kerma ja absorboitunut annos. Iso ympyrä (dm) on massa-alkio. Suorat ehyet viivat ovat alkuperäisten fotonien ratoja, katkoviivat jarrutussäteilyn fotonien ratoja ja murtoviivat elektronien ratoja. Pienet ympyrät kuvaavat törmäyksissä luovutettua energiaa tai syntynyttä varausta. Suuretta laskettaessa otetaan huomioon tummennetut ympyrät (Toivonen 1988).*

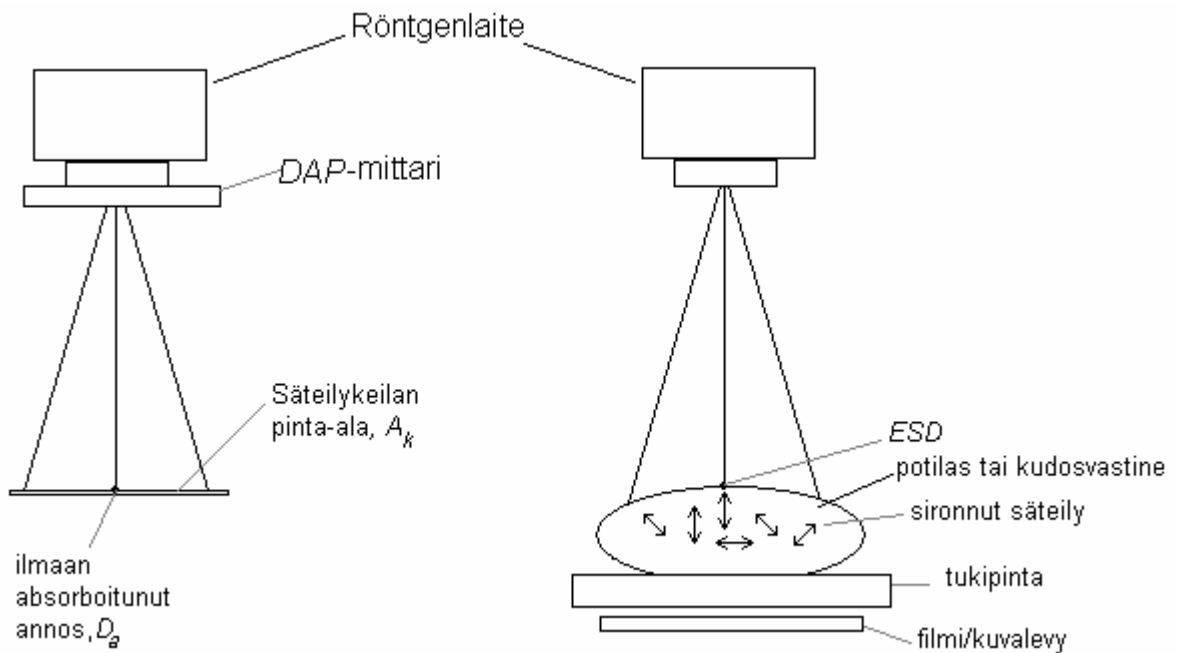
### **Ilmakerma ja ilmaan absorboitunut annos, $K_a$ ja $D_a$**

Jos kerman tai absorboituneen annoksen määritelmässä tarkoitettu alkio on ilmaa, käytetään suureesta nimikettä ilmakerma ( $K_a$ ) tai ilmaan absorboitunut annos ( $D_a$ ). Kun hiukkaskertymä on tasainen ja alkioista poistuvien ja sinne muualta tulevien varauksellisten hiukkasten määrä on yhtä suuri, tilannetta nimitetään varauksellisten hiukkasten tasapainoksi (CPE, charged particle equilibrium). Röntgendiagnostiikassa käytettävällä energia-alueella ilmassa ja rajapinnoilla (esimerkiksi mittarin seinämässä) varattujen hiukkasten tasapaino saavutetaan hyvin pienillä etäisyyksillä. Koska ilmassa ja kudoksessa röntgensäteilyn aiheuttama energian siirtyminen johtuu pääasiassa vain energian siirtymisestä törmäyksissä ( $K \approx K_c$ ), ovat ilmakerma ja ilmaan absorboitunut annos mittaustarkkuuden rajoissa yhtä suuret.

## 2.2.2 Röntgendiagnostiikan mittaussuureet

### Pinta-annos, *ESD*

Pinta-annos kuvaa annosta potilaan pinnalla. Se on ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan keskiakselin ja potilaan etupinnan leikkauspisteessä, ja siinä on mukana myös tähän pisteeseen siroava säteily (kuva 4). Sen perusyksikkö on gray (Gy). Mittaus voidaan tehdä pienellä termoluminesenssimittarilla<sup>1</sup> tai ionisaatiokammioilla, joka asetetaan säteilykentän keskelle. *ESD* voidaan mitata tutkimuksen aikana potilaan pinnalta tai erillisenä mittauksena fantom<sup>2</sup> pinnalta. Pinta-annos voidaan laskea likimääräisesti takaisinsirontakertoimen avulla (*BSF*, backscattering factor) mittaamalla röntgenputken säteilyntuotto eli ilmaan absorboituneen annoksen ja käytetyn sähkömäärän suhde (Harju 2002, STUK 2004a). Pinta-annos voidaan laskea likimääräisesti myös annoksen ja pinta-alan tulon perusteella (Mc Parland 1998, Parry ym. 1996).



Kuva 4. Annoksen ja pinta-alan tulon (*DAP*) ja pinta-annoksen (*ESD*) mittaaminen (STUK 2004a).

<sup>1</sup> Termoloisteannosmittarissa (TLD, *thermoluminescence dosimeter*) aineen kidemäisessä rakenteessa syntyy säteilyn vaikutuksesta metastabiileja tiloja, jotka voidaan purkaa lämmittämällä kidettä. Osa vapautuvasta energiasta vapautuu valona, jonka intensiteetti on verrannollinen absorboituneeseen annokseen.

<sup>2</sup> Fantomi on kudostavastineesta tehty malli, jolla säteilymittauksissa simuloidaan kehoa tai sen osaa.

### **Annoksen ja pinta-alan tulo, *DAP***

Annoksen ja pinta-alan tulo on röntgendiagnostiikassa käytetyillä energia-alueilla suunnitteen yhtä suuri kuin ilmakerman ja pinta-alan tulo *KAP* (kerma-area product). Annoksen ja pinta-alan tulo määritellään säteilykeilan akselia vastaan kohtisuorassa tasossa ilmaan absorboituneen annoksen pintaintegraalina (Larsson ym. 1996). Käytännössä määrittelyalue on kooltaan äärellinen, tyypillisesti sama kuin *DAP*-mittarin pinta-ala. Silloin pintaintegraali on täsmälleen sama kuin määrittelyalueen keskimääräisen annoksen  $\bar{D}_a$  ja pinta-alan  $A_m$  tulo:

$$DAP = \iint_{\infty} D_a(x, y) dx dy = \bar{D}_a \cdot A_m \quad (6)$$

Suureen perusyksikkö on Gy m<sup>2</sup>. Annoksen ja pinta-alan tulon likiarvona käytetään usein tuloa, jonka tekijät ovat säteilykentän keskellä mitattu ilmaan absorboitunut annos ja kentän poikkileikkauksen pinta-ala  $A_k$  (kuva 4).

$$DAP \approx D_a \cdot A_k \quad (7)$$

Tämä likiarvo on sitä parempi mitä tasaisempi ja teräväreunaisempi säteilykenttä on. Koska kenttäkoko ilmoitetaan yleensä neliösenttimetreissä ja annos yksiköissä mGy, annetaan *DAP*-arvot usein yksiköissä mGy cm<sup>2</sup>. Annoksen ja pinta-alan tuloon ei kuulu potilaasta tai ympäristöstä sironnut säteily. *DAP* on lähes riippumaton mittausetäisyydestä, koska etäisyyden kasvaessa säteilykeila kasvaa samassa suhteessa kuin annos pienenee.

### **Annoksen ja pituuden tulo, *DLP***

Annoksen ja pituuden tuloa käytetään säteilyaltistuksen määrittämiseen tietokonetomografiatutkimuksissa, joissa säteilykeila on hyvin kapea laitteen kiertoakselin suunnassa. Säteilymittarina käytetään niin pitkää puikkomaista ilmaisinta, että se kokonaan lävistää säteilytettävän alueen kiertoakselin  $z$  suunnassa. Mittauksen tuloksena saadaan annoksen ja pituuden tulo *DLP*:

$$DLP = \int_{-\infty}^{\infty} D_a(z) dz = \bar{D}_a \cdot L \quad (8)$$



Tässä  $L$  on ilmaisimen pituus, joka määrää käytännössä integroimisalueen. Annoksen ja pitiuden tulon perusyksikkö on Gy m.

### 2.2.3 Säteilysojeluksuureet

#### Ekvivalenttiannos, $H_T$

Absorboitunut annos kuvaa annosta pienessä kudosaikiossa, mutta usein tarvitaan tietoa koko kudoksen tai elimen saamasta annoksesta. Absorboituneesta annoksesta voidaan johtaa elimen (T) keskimääräinen absorboitunut annos  $D_T$ , joka on sama kuin elimeen siirtynyt säteilyenergia jaettuna elimen massalla. Eri säteilylajien erilaiset vuorovaikutukset kudoksessa ja niiden aiheuttamat riskit otetaan huomioon käyttämällä säteilyn painotuskerrointa  $w_R$ . Tietyn säteilylaadun (R) elimelle tai kudokselle aiheuttamaa terveydellistä haittaa kuvaa ekvivalenttiannos  $H_{T,R}$ :

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (9)$$

Röntgensäteilylle kerroin  $w_R$  on 1. Ekvivalenttiannoksen yksikkö on sievert (Sv). Summaamalla eri säteilylaaduilla saadut elimen ekvivalenttiannokset saadaan ekvivalenttiannos  $H_T$ :

$$H_T = \sum_R H_{T,R} \quad (10)$$

#### Efektiiivinen annos, $E$

Myös eri kudosten ja elinten herkkyys säteilylle on erilainen, ja niille on epidemiologisin menetelmin määritetty riski- ja haittakertoimia. Koko kehon efektiiivinen annos  $E$  lasketaan sovittujen kudosten ja elinten ekvivalenttiannosten painotettuna summana käyttämällä kudosten painotuskertoimia  $w_T$ :

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (11)$$

Kaikkien kudosten painotuskerrointen summa on yksi, joten efektiiivinen annos on eri elinten ekvivalenttiannosten painotettu keskiarvo. Efektiiivistä annosta käytetään arvioitaessa sätei-

lyn koko keholle aiheuttamaa haittavaikutusta. Kudosten painotuskertoimet  $w_T$  on pyritty määrittämään siten, että efektiivinen annos olisi likimäärin verrannollinen satunnaiseen säteilyriskiin.

### **Efektiivisen annoksen arviointi mittaussuureiden perusteella**

Mittaussuureita *DAP* ja *ESD* voidaan käyttää sellaisenaan säteilyaltistuksen määrittämiseen ja vertailuun, kun vertaillaan samankaltaisia röntgentutkimuksia toisiinsa. Jos halutaan vertailla eri tutkimuksiin liittyviä säteilyriskejä, lasketaan annosmittaussuureiden avulla yleensä elinannoksia tai efektiivinen annos. Elinannosten arvioimiseksi täytyy tietää, mille alueelle säteily osuu, ja niiden määrittämiseen tarvitaan laskentaa ja simulointia. Elinannosten ja efektiivisten annosten laskemiseen voidaan käyttää esimerkiksi tietokoneohjelmaa, joka laskee eri elinten saamat ekvivalenttiannokset potilaissa Monte Carlo-menetelmällä (Tapiovaara ym. 1997).

### **2.3 Ionisaatiokammio**

Säteilyn vuorovaikutuksissa luovuttaman energian mittaamiseksi tarvitaan säteilynilmaisin. Hyvin yleisesti käytettävä ilmaisin on ionisaatiokammio, joka koostuu kahdesta elektrodista ja niiden välissä olevasta kaasutäytteisestä ontelosta. Säteily ionisoi kaasumolekyylejä, jotka saavat sähkövarauksen. Hiukkaset ajautuvat elektrodeille niiden välillä olevan sähkökentän vaikutuksesta, ja kertynyt varaus mitataan. Rekombinaatiota, jossa varaukselliset hiukkaset kohtaavat ja muodostavat varauksettoman hiukkasen, pyritään vähentämään käyttämällä riittävän suurta keräysjännitettä. Ionisaatiokammiossa käytettävä jännite on kuitenkin niin pieni, etteivät syntyneet ionit pysty enää muodostamaan lisää ioneja. Kerätty varaus tai virta on siis suoraan verrannollinen säteilyn aiheuttamaan ionisaatioon kammiossa. Yhtä ionisoitumista ilmassa ja siinä syntyvää varausta ( $e$ ) kohden tarvittava keskimääräinen ionin muodostusenergia on  $(\bar{W})_a = 33,97$  eV. Koska elektronien liike-energiasta jarrutussäteilyyn kuluva osuus on pieni, ilman massaan  $m_a$  absorboitunut energia  $d\bar{\varepsilon}$  on suoraan verrannollinen mitarin keräämään varaukseen  $Q$  (Attix 1986):

$$D_a = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} = \frac{Q}{m_a} \left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_a \quad (12)$$

### 2.3.1 Kalibrointi ja jäljitettävyys

Kalibrointi tarkoittaa toimenpidettä, jossa määritetään kalibroitavan mittarin ja käytetyn mittanormalin välinen yhteys. Kalibroitavan mittarin antamaa arvoa  $M'$  verrataan mittanormalin arvoon  $M$  (ns. todelliseen arvoon), jonka tarkkuus tunnetaan. Vertailun tuloksena annetaan mittarille kalibrointikerroin  $N_{kal}$ . (Semenoja 2002).

$$N_{kal} = \frac{M}{M'} \quad (13)$$

Mittaustuloksen jäljitettävyydellä tarkoitetaan mittausten ja mittalaitteen katkeamatonta kalibrointiketjua kansainväliseen mittausjärjestelmään siten, että epävarmuus voidaan luotettavasti arvioida. Mittaussuure realisoidaan eli sen fysikaalinen määritelmä toteutetaan teknisesti primaarinormaaleiden avulla. Primaarinormalin avulla kalibroituja muita mittalaitteita nimitetään sekundaarinormaaleiksi. Ionisoivan säteilyn dosimetrialaboratorioita nimitetään pääasiassa mittanormaalina käyttämiensä mittalaitteiden mukaan primaarinormaalilaboratorioiksi (primary standard dosimetry laboratory, PSDL) ja sekundaarinormaalilaboratorioiksi (secondary standard dosimetry laboratory, SSDL). Suomessa ionisoivan säteilyn kansallisia mittanormaaleja ylläpitää Säteilyturvakeskus, jonka mittanormaalit ovat pääasiassa sekundaarinormaaleja. (Ikäheimonen 2002).

### 2.3.2 Epävarmuuden arviointi

Mittauksen epävarmuus jaetaan kahteen tyyppiin määrittystapansa perusteella kansainvälisen ohjeen mukaisesti (ISO 1995). A-tyyppin epävarmuus  $u_A$  saadaan tilastollisesti mittaustulosten vaihtelusta. B-tyyppin epävarmuus  $u_B$  sisältää kaikki muut kuin tilastollisesti arvioidut epävarmuudet. Jos oletetaan, että tuloksen todennäköinen poikkeama oikeasta arvosta  $S_0$  on tasaisesti jakautunut vaihteluvälille  $2a$ , voidaan B-tyyppin epävarmuus laskea kaavalla:

$$u_B = \sqrt{a^2 / 3} . \quad (14)$$

Koska kalibrointikerroin saadaan mitattujen tekijöiden tulona, on yksinkertaisinta tarkastella eri tekijöistä johtuvaa suhteellista epävarmuutta. Silloin kaavassa 14 tunnuksella  $a$  tarkoite-

taan suhteellista maksimipoikkeamaa, ja tuloksen oletetaan olevan yhtä suurella todennäköisyydellä mikä tahansa välillä  $(S_0 - a S_0, S_0 + a S_0)$ . Jos tulos voi poiketa oikeasta arvosta vain yhteen suuntaan, on vaihteluväli vastaavasti  $(S_0, S_0 + 2 a S_0)$ . Toisistaan riippumattomille epävarmuuksille yhdistetty epävarmuus  $u_c$  saadaan epävarmuuskomponenttien varianssien ( $u^2$ ) summan neliöjuurena.

$$u_c = \sqrt{u_{A,1}^2 + u_{A,2}^2 + \dots + u_{B,1}^2 + u_{B,2}^2 + \dots} \quad (15)$$

Kokonaisepävarmuus  $U = k \cdot u_c$  ilmoitetaan yleensä kattavuuskertoimella  $k = 2$ , joka normaalijakauman tapauksessa vastaa noin 95 % luotettavuusväliä. (ISO 1995).

### 3 Annoksen ja pinta-alan tulon mittaaminen

*DAP*-mittari on yleensä läpinäkyvä, tasomainen ja ilmatäytteinen ionisaatiokammio, jonka sivun pituus on noin 15 cm (kuva 5). Kammioon voi liittyä oma kiinteä tai erillinen mittari ja näyttöosa, joka antaa tuloksen suoraan *DAP*-arvona.



Kuva 5. *DAP*-mittari (PTW Diamentor). Vasemmalla on mittarin näyttöosa ja kynä osoittamassa kuvan mittakaavaa. Oikealla on *DAP*-kammio

Mittaus voidaan myös tehdä muun ulkoisen elektrometrin avulla, jolloin tulos saadaan virtana tai varauksena. Näitä mittarista luettavia tuloksia sanotaan mittarin näyttämäksi (indicated value). Elektrometrin kanssa käytettävällä kammionla käytetään kalibrointikerrointa, jonka avulla tulokset saadaan *DAP*-arvoiksi. Mitattu arvo (measured value) saadaan tekemällä mittarin näyttämään kaikki sovittuun mittausmenettelyyn kuuluvat korjaukset käyttämällä esimerkiksi korjauskertoimia.

*DAP*-mittarin antamaan tulokseen vaikuttavat tekijät jaotellaan *DAP*-mittareita koskevaa standardia (IEC 2000) mukailleen mittarin sisäisiin ominaisuuksiin, ulkoisiin tekijöihin ja sisäisten ja ulkoisten tekijöiden yhteisvaikutukseen. Mittarin sisäisiin eli teknisiin ominaisuuksiin kuuluvat esimerkiksi vuotovirta ja näyttötarkkuus. Vaikutussuureet ovat ulkoisia olosuhteita, jotka yhdessä sisäisten tekijöiden kanssa vaikuttavat kammion toimintaan, esimerkiksi lämpötila ja ilmanpaine. Täysin ulkopuolisia tekijöitä ovat säteilykeilan ja mittauspaikan ominaisuudet. Ne vaikuttavat lähinnä todellisen arvon määrittämiseen, kammionla tehtävään kalibrointiin ja sen suunnitteluun (luku 4). Rajaveto näiden suureiden välillä on kuitenkin häilyvää ja vaikutusten täsmällinen luokittelu hankalaa. Standardi antaa vaatimukset kammionla teknisistä ominaisuuksista ja suorituskyyvystä sekä käyttöolosuhteista ja niiden referenssiarvoista. Osan vaatimuksista se jättää valmistajan määriteltäviksi.

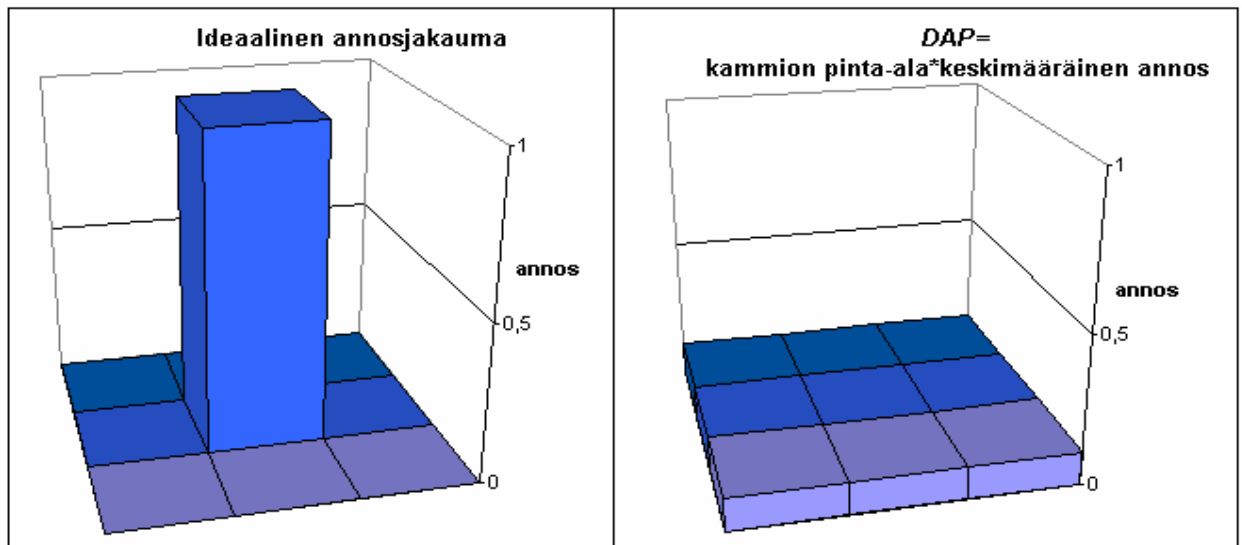
### 3.1 Annoksen ja pinta-alan tulo

Annoksen ja pinta-alan tulo määritellään säteilykeilan akselia vastaan kohtisuorassa tasossa ilmaan absorboituneen annoksen pintaintegraalina (Larsson ym. 1996). *DAP*-mittarilla integroimisalue rajoittuu mittarin alueelle (kaava 6). Määrittely perustuu keskiarvon ( $\overline{D_a}$ ) ja pinta-alan ( $A_m$ ) määritelmään kaksiulotteisessa avaruudessa.

$$DAP = \overline{D_a} \cdot A_m = \frac{\iint D_a(x, y) dx dy}{\iint dx dy} \cdot \iint dx dy = \iint D_a(x, y) dx dy \quad (16)$$

Kammio kerää varausta koko tilavuudestaan, eikä sillä saada säteilykeilan sijaintia tai kokoa koskevaa paikkatietoa. Mittauksessa saadaan kokonaisvaraus, jonka voidaan ajatella vastaa-

van keskimääräisen annoksen ( $\overline{D_a}$ ) varausta. Kammion pinta-ala ( $A_m$ ) pysyy vakiona ja mitaustulos on verrannollinen sen alueelta mitattuun keskimääräiseen annokseen (kuva 6).



Kuva 6. Taso kuvaa kammion pinta-alaa. Vasemmalla on ideaalisen säteilykeilan annosjakauma ja oikealla mittarin keräämä keskimääräinen annos esitettyä tasaisena jakaumana mittarin alueella. Pintaintegraalia vastaavan laatikkokuvion tilavuus on yhtä suuri molemmissa esityksissä.

Annoksen ja pinta-alan tuloon käyttö perustuu siihen, että se on lähes riippumaton fokuksen ja määrittelytason välisestä etäisyydestä. Koska säteilykeilan pinta-ala on verrannollinen ja säteilyn intensiteetti kääntäen verrannollinen etäisyyden neliöön, nämä etäisyysvaikutukset kumoavat toisensa. Käytännössä etäisyyden muuttuminen näkyy  $DAP$ -arvossa, koska osa säteilystä siroaa ja absorboituu eikä säteilykeilan fokus ole täysin pistemäinen.

$DAP$ -arvon likiarvona käytetään usein tuloa, jonka tekijät ovat säteilykeilan keskellä mitattu ilmaan absorboitunut annos ja keilan poikkileikkauksen pinta-ala  $A_k$  (kaava 7). Näin onkin ideaalisessa tapauksessa, jossa säteilykeila on tarkkarajainen ja tasainen (Kuvan 6 pintaintegraali on pohjan pinta-alan ja sen korkeuden tulo.). Todellisuudessa annosjakauma ei koskaan ole ideaalinen, vaan siinä on mukana fokuksen ulkopuolelta tulevaa säteilyä, säteilyntuoton epätasaisuutta ja kallistumailmiötä, ja lisäksi säteilykeilan reunoilla on reaalisen fokuksen ja keilan rajoittimen aiheuttamat puolivarjot.

## 3.2 *DAP*-mittarin käyttö röntgentutkimuksissa

*DAP*-mittausta käytetään potilaan säteilyaltistuksen määrittämiseen yksittäisissä kuvausprojektioissa, useita projektioita sisältävissä tutkimuksissa ja läpivalaisututkimuksissa (Gfirtner 1997, Shrimpton ja Wall 1982). Koko tutkimusta koskeva annoksen ja pinta-alan tulo voidaan mitata yhtäjaksoisesti tai laskea vaiheittain mitattujen *DAP*-arvojen summana. Vaativammissa radiologisissa toimenpiteissä on kuitenkin arvioitava myös ihon annoksia, jotta voitaisiin välttää suuria paikallisia annoksia. Tähän soveltuu esimerkiksi erityinen *DAP*-kammio, jolla voidaan mitata samanaikaisesti ilmaan absorboitunut annos säteilykeilan keskiakselilla sekä annoksen ja pinta-alan tulo (Gfirtner ym. 1997).

*DAP*-mittaria käytetään myös hampaiden panoraatomografialaitteiden annosmäärittäykseen. Kuvaustilanteessa kuvauslaite kiertää keskellä olevan potilaan ympärillä. Potilasannoksia mitattaessa kammioon tulevaa säteilyä mittaava *DAP*-kammio asetetaan potilaan paikalle. Mittauksissa käytetään normaalikokoisen potilaan kuvausarvoja ja mitataan *DAP*-arvot ilman potilasta (STUK 2004a).

Mammografialaitteissa *DAP*-mittaria ei voida käyttää, koska se huonontaisi kuvan laatua suodatusvaikutuksensa vuoksi. Mammografiassa käytetään myös niin pieniä energioita, että ne ovat *DAP*-mittarin toiminta-alueen ulkopuolella. *DAP* ei sovellu mitattavaksi myöskään tietokonetomografiassa, vaan siinä mitataan annoksen ja pituuden tuloa (*DLP*).

### 3.2.1 *Potilasannosmittaukset ja vertailutasot*

Potilasannosmittaustulokset kuvaavat jo sellaisenaan potilaan saamaa säteilyaltistusta. Tulosten avulla voidaan vertailla samasta tutkimuksesta saatavia annoksia sairaalan sisällä ja eri sairaaloiden välillä. Aikuisten perusröntgentutkimuksissa *DAP*-arvot ovat olleet tyypillisesti välillä 10 mGy cm<sup>2</sup> - 50000 mGy cm<sup>2</sup> tutkimuksesta riippuen, ja samoistakin tutkimuksista mitatuissa *DAP*-arvoissa on ollut suurta vaihtelua, mitä voitaisiin jossain määrin vähentää röntgentutkimusten optimoinnin avulla (Pukkila ym. 1999). Osa vaihtelusta johtuu potilaiden koon ja rakenteen luonnollisesta vaihtelusta, ja pieni osa vaihteluista voi johtua myös röntgenlaitteiden *DAP*-mittareiden ja niiden kalibrointien välisistä eroista.

Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksen (423/2000) mukaan potilasannoksia on mitattava ja verrattava vertailutasoihin. STUK on antanut ohjeessaan vertailutasot aikuisten röntgentutkimuksille (STUK 2000). Sairaalat mittaavat potilasannoksia keskikokoisilta potilailta ja vertaavat mitattujen annosten keskiarvoa vertailutasoon. Jos keskiarvo ylittää vertailutason, täytyy selvittää syy ja mahdolliset korjaukset. Vertailutasoja ei sovelleta yksittäisten potilaiden yksittäisiin altistuksiin, vaan niiden avulla seurataan, ettei tasoja ylitetä toistuvasti. Vertailu voi toimia osana optimointia, jossa on tarkoitus pyrkiä niin pieniin annoksiin kuin on mahdollista ilman, että diagnoosi vaarantuu tai sen laatu selvästi heikkenee. Jotta optimointia voitaisiin suorittaa luotettavasti, pitää mittareiden olla vertailukelpoisia toistensa kanssa.

*DAP*-mittareiden käyttö potilasannosmittauksissa on lisääntynyt, ja vertailutasoja aiotaan tarkentaa. Tulevaisuudessa on tarkoitus asettaa myös lasten tutkimusten vertailutasot. *DAP*-kammioiden herkkyys on hyvä, joten ne soveltuvat myös lasten röntgentutkimusten mittauksiin (McDonald ym. 1996). Useilla valmistajilla on myös tarjolla herkempi mittarimalli lasten tutkimuksia varten. Alustavan tutkimuksen perusteella on STUKissa aloitettu projekti, jossa kootaan lasten säteilyannoksia (*DAP*, *ESD*) eri kuvauspaikoista. (STUK 2004b).

Annoksen ja pinta-alan tulon perusteella voidaan laskennan ja simuloinnin avulla arvioida myös potilaan saamia elinannoksia ja efektiivistä annosta (Le Heron 1992, Tapiovaara ym. 1997). Tällöin voidaan vertailla ja summata myös eri tutkimuksista saatavia annoksia ja laskea niistä vuoden aikana väestölle aiheutunut kollektiivinen annos. Tulosten avulla voidaan myös arvioida tutkimusten potilaalle tai väestölle aiheuttamaa haittaa tai riskiä.

### **3.3 Mittarin teknisten ominaisuuksien vaatimukset**

Mittarin sisäiset eli tekniset ominaisuudet kuvaavat mittarin toimintaa. Kammion täytyy olla läpinäkyvä, jotta sen läpi tulevan valon avulla voitaisiin nähdä kentän koko ja muoto potilaan kohdalla. Kammion pitäisi olla myös hyvin röntgensäteilyä läpäisevä, jotta se ei muuttaisi potilaaseen kohdistuvan säteilyn ominaisuuksia. Standardin (IEC 2000) mukaan kammion alumiiniekvivalentti suodatusvaikutus saa olla enintään 0,5 mm Al. Mittarin valmistajan (PTW) antaman kalibrointitodistuksen mukaan Diamentor-kammion alumiiniekvivalentti suodatus on 0,2 mm Al ja ekvivalentti vaimennus 0,6 mm Al.



Tulosten toistuvuudella (repeatability) tarkoitetaan saman mittaussuureen peräkkäisten mitaustulosten yhtäpitävyyttä, kun mittaukset suoritetaan samoissa olosuhteissa (SFS 2001). Mittausten toistuvuus määritellään toistomittausten hajonnan avulla. Standardin (IEC 2000) mukaan toistomittausten hajonta saa olla enintään 5 % kun mitattu *DAP*-arvo on pienempi kuin 100 mGy cm<sup>2</sup> tai *DAP*-nopeus pienempi kuin 10 mGy cm<sup>2</sup> /s. Suuremmilla *DAP*-arvoilla tai *DAP*-nopeuksilla hajonnan pitäisi olla alle 2 %.

Mittarin näyttötarkkuus on pienillä *DAP*-arvoilla tärkeä mittarin tarkkuutta rajoittava tekijä. Lasten tutkimuksissa *DAP*-mittareiden näyttötarkkuus ja herkkyys sekä kalibroinnin tarkkuus ovat erityisen tärkeitä, koska mitattavat *DAP*-arvot ovat pieniä. Läpivalaisututkimuksissa ja toimenpideradiologiassa mitataan koko tutkimuksen ajan ja *DAP*-arvot ovat suuria. Standardin (IEC 2000) mukaan tehollisen mittausalueen tulisi tällaisissa tutkimuksissa olla (10<sup>2</sup>–10<sup>7</sup>) mGy cm<sup>2</sup>. Muissa tutkimuksissa vaadittava tehollinen mittausalue on (10–10<sup>6</sup>) mGy cm<sup>2</sup> ja lapsilla käytettävissä laitteissa (1–10<sup>5</sup>) mGy cm<sup>2</sup>. Standardin mukaan tehollisella mittausalueella kammion sisäinen epävarmuus (intrinsic error) eli testiolosuhteissa (*taulukko I*) mitatun tuloksen suurin poikkeama todellisesta arvosta, kun vaaditut korjaukset on tehty, saa olla enintään ±10 %. Käytännössä voidaan päästä parempaan tarkkuuteen, jos toiminta-alue rajataan tiukemmin.

Muita tärkeitä teknisiä ominaisuuksia ovat laitteen stabiloitumisaika, vaste kammion eri osissa ja vuotovirta, joka tarkoittaa laitteistossa ilman säteilyn vaikutusta esiintyvää virtaa. Standardissa on lisäksi esitetty vaatimuksia mittarin näytöstä, virheilmoituksista, stabiilisuuden testauslaitteistosta, säädöistä, sähköisestä turvallisuudesta ja vasteajasta, mutta näihin asioihin ei puututa tämän työn yhteydessä.

### **3.4 Vaikutussuureet**

Vaikutussuureet ovat ulkoisia suureita, jotka eivät ole mittaussuureita mutta voivat vaikuttaa laitteen suorituskykyyn ja mitaustulokseen. Uusittavuus (reproducibility) tarkoittaa saman mittaussuureen mitaustulosten yhtäpitävyyttä, kun mittaukset suoritetaan muuttuneissa olosuhteissa (SFS 2001). Näissä tapauksissa todellinen *DAP*-arvo pysyy vakiona, mutta mittarin näyttämä voi muuttua, kun jotain vaikutussuuretta muutetaan. Uusittavuus riippuu siitä, mitkä vaikutussuureet ovat muuttuneet.

Standardi (IEC 2000) antaa rajat, joiden sisällä olosuhteiden tulisi testaustilanteissa olla, ja vähimmäisvaatimuksen toiminta-alueelle, jossa kammion tulee toimia annetun vaihteluvälin sisällä (*taulukko 1*). Erilaisia olosuhteita ja tulokseen vaikuttavia tekijöitä voidaan korjata käyttämällä korjauskertoimia, joiden avulla pyritään parempaan tarkkuuteen. Standardissa annetaan referenssiarvot olosuhteille, joissa vaikutussuureille annettu korjauskerroin on ykköksen.

*Taulukko 1. Standardin (IEC 2000) vaatimat ominaisuudet testi- ja käyttötilanteissa. Testitilanne on silloin, kun suoritetaan kalibrointia tai mitataan jonkin muun vaikutussuureen tai teknisen ominaisuuden vaikutusta.*

Vaikutussuure	Referenssiarvo	Testiolosuhteet	Vähimmäisvaatimus toiminta-alueelle	Suurin hyväksyttävä vaihteluväli toiminta-alueella
Lämpötila	+20 °C	+20 °C - +25 °C	+15 °C - +40 °C	±3 %
Suhteellinen kosteus	50 %	30 % - 75 %	≤ 80%	
Ilmanpaine	101,3 kPa	normaali ilmapaine	80,0 - 106,0 kPa	±2 %
Ilmakermanopeus	kuten kalibroinnissa		Valmistajan ilmoittama	10 %
DAP-nopeus	kuten kalibroinnissa	referenssiarvo ±10 %	(1 - 150 000) mGycm <sup>2</sup> /s lasten tutkimukset: (0,1 - 150000) mGycm <sup>2</sup> /s	±5 %
Säteilylaatu	100 kV (RQR 8, IEC 61267)	referenssiarvo	(50-150) kV, kokonaissuodatus 2,5 mm Al	±8 %
Säteilytusaika	kuten kalibroinnissa	referenssiarvo ±10 %	1 ms - 1h	±5 %
Kenttäkoko	kuten kalibroinnissa	referenssiarvo	Valmistajan ilmoittama	±5 %
Käyttöjännite	valmistajan ilmoittama		± 10 %	±2 %

### 3.4.1 Ympäristöolosuhteet

Standardin (IEC 2000) mukaan *DAP*-kammiot ovat avoimia siten, että ilma pääsee kiertämään niissä vapaasti ja ulkopuolella tapahtuvat lämpötilan ja ilmanpaineen muutokset tapahtuvat myös niiden sisällä. Ilman tiheyden muuttuminen paineen ja lämpötilan funktiona muuttaa myös kammion sisältämän kaasun massaa. Tämä voidaan ottaa huomioon käyttämällä mittarin käyttöohjeen mukaista paine- ja lämpötilakorjauskerrointa  $k_{pT}$ :

$$k_{pT} = \frac{101,3 \text{ kPa}}{p} \cdot \frac{T}{293,15 \text{ K}}, \quad (17)$$

missä  $T$  on mitattu lämpötila kelvineinä ja  $p$  on ilmanpaine.

### 3.4.2 Käyttöjännite

Standardin (IEC 2000) mukaan käyttöjännite saa vaihdella  $\pm 10$  % mutta tästä aiheutuvan eron mittaustuloksessa tulee olla alle  $\pm 2$  %. Valmistaja antaa nimellisen käyttöjännitteen, jota mittarissa tulisi käyttää. Rekombinaatiota, jossa varaukselliset hiukkaset yhdistyvät ja syntyy varaukseton hiukkanen, pyritään vähentämään kasvattamalla sähkökenttä riittävän suureksi. Sähkökentän voimakkuuteen vaikuttaa elektrodien välimatka ja keräysjännite. Rekombinaation vaikutusta voidaan tarkastella mittaamalla samaa todellista *DAP*-arvoa siten, että keräysjännite ( $V_2$ ) on vain osa normaalista keräysjännitteestä ( $V_1$ ) ja vertaamalla tätä tulosta ( $M_2$ ) normaalijännitteellä mitattuun tulokseen ( $M_1$ ). Rekombinaatiokorjauskerroin  $k_s$  voidaan laskea osamäärästä (IAEA 2000):

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)}. \quad (18)$$

Mittauksessa käytettävien jännitteiden suhteen  $V_1/V_2$  pitäisi olla suurempi kuin kolme.

### 3.4.3 *DAP*-nopeus

Kun mittariin kohdistuvan säteilykeilan *DAP*-nopeutta muutetaan mittarin toiminta-alueen puitteissa, mittaustuloksen ja todelliseen *DAP*-arvon suhteen vaihteluväli saa olla enintään

10 % (IEC 2000). Vaikka käyttöjännite pysyisi oikeassa arvossaan, rekombinaatio voi lisääntyä, kun *DAP*-nopeus tai paikallinen ilmakermanopeus mittarissa kasvaa. Standardin mukaan toiminta-alueen suurimmallakin ilmakermanopeudella keräystehokkuuden tulisi olla ainakin 90 % eikä erillistä rekombinaatiokorjausta tehdä.

### 3.4.4 Säteilylaatu

*DAP*-mittarin toiminta muuttuu säteilylaadun funktiona (Faulkner 1992). STUKissa tutkimuksiin ja kalibrointeihin käytetään mm. siellä laadittuja DCA-säteilylaatuja ja standardin (IEC 1994) mukaisia RQR-säteilylaatuja 2-10 (*taulukko 2*).

*Taulukko 2. Säteilyturvakeskuksessa käytettävien säteilylaatuojen putkijännitteet ja puoliintumispaksuudet alumiinissa. Tummennetuilla riveillä olevat laadut ovat mittarin toiminta-alueella.*

RQR-säteilylaadun nimi, (IEC 1994)	Putkijännite (kV)	HVL (mm Al)	DCA-säteilylaadun nimi	Putkijännite (kV)	HVL (mm Al)
RQR 2	40	1,00	DCA 42	42	0,87
RQR 3	50	1,50	DCA 50	50	1,27
RQR 4	60	2,03	DCA 75	75	2,14
RQR 5	70	2,50	DCA 105	105	5,09
RQR 6	80	2,89	DCA 135	135	8,70
RQR 7	90	3,27			
RQR 8	100	3,70			
RQR 9	120	4,45			
RQR 10	150	5,72			

*DAP*-mittaristandardin (IEC 2000) mukaan sallittu säteilylaadun aiheuttama epävarmuus tulokselle on  $\pm 8$  %, kun pysytään standardin antaman toiminta-alueen sisällä (*taulukko 1*). *DAP*-mittarin toiminta-alue säteilylaadun suhteen määritellään standardissa putkijännitteen

välillä 50 - 150 kV kokonaissuodatuksella 2,5 mm Al. Myös PTB-laboratoriossa<sup>3</sup> käytettäviä säteilylaatuja nimitetään RQR-laaduiksi, vaikka ne ovat erilaisia kuin standardissa (IEC 1994) määritellyt. PTB:n kaikilla RQR-laaduilla on kokonaissuodatus 2,5 mm Al. Niistä *DAP*-mittarin toiminta-alueella ovat laadut RQR 3-10, joiden *HVL* on välillä 1,87 - 5,50 mm Al. IEC:n RQR-säteilylaaduista toiminta-alueella ovat *HVL*:n perusteella laadut RQR 4-9. DCA-laaduista tällä *HVL*-alueella ovat DCA 75 ja DCA 105.

### **3.4.5 Säteilykeilan pinta-ala**

Mittarin teknisillä ominaisuuksilla, kuten eri alueiden erilaisilla vasteilla, voi olla suuri vaikutus eri alueille osuvilla tai erikokoisilla kentillä saatavaan mittaustulokseen. Standardin mukaisella kenttäkoon vaihtelualueella vaste saa vaihdella enintään  $\pm 5\%$ . Säteilykeilan pinta-ala voi vaikuttaa todelliseen tai mitattuun *DAP*-arvoon myös epäsuorasti niin, ettei vaikutus johdu suoraan pinta-alan muuttumisesta vaan jonkin muun ulkoisen tekijän (esimerkiksi kentän tasaisuuden) muuttumisesta pinta-alan funktiona.

## **4 Annoksen ja pinta-alan tulon mittareiden kalibroiminen**

### **4.1 Kalibrointimenetelmät**

*DAP*-kammio vaimentaa säteilyä. Jotta käyttöpaikalla röntgenlaitteessa oleva kiinteä tai siihen asennettu *DAP*-mittari näyttäisi potilaaseen kohdistuvan säteilykeilan *DAP*-arvoa, se on kalibroitava mittarin läpäisseen säteilyn suhteen.

#### **4.1.1 Yleisimmän käytetyt kalibrointimenetelmät**

Yleensä laitteessa kiinteästi olevan *DAP*-mittarin kalibroinnissa on mitattu erikseen ilmaan absorboitunut annos ja säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-ala (Shrimpton ja Wall 1982). Tässä kalibrointimenettelyssä annos mitataan käyttäen esimerkiksi ionisaatiokammiota tai termoloidosedosimetriä (TLD) ja pinta-ala esimerkiksi filmin avulla. Menetelmään sisältyy kuitenkin monenlaisia virhelähteitä, ja sitä on nimitetty yksinkertaistetuksi kalibrointimenetelmäksi (Larsson ym. 1996).

---

<sup>3</sup> PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) on primaarinormaalilaboratorio Saksassa

Irrotettavat *DAP*-mittarit voidaan lähettää myös laboratorioon kalibroitavaksi. Laboratoriossa erilliset *DAP*-mittarit kalibroidaan yleensä mittariin kohdistuvan säteilyn suhteen. Esimerkiksi PTB:n ionisoivan säteilyn primäärinormaalilaboratoriossa *DAP*-mittareiden kalibroinnissa kammio on erittäin tasaisessa kentässä metrin etäisyydellä fokuksesta, missä ilmakerman arvo tunnetaan tarkasti. Säteilykeilan rajoitin asetetaan mittarin eteen niin, että kentän koko kammion kohdalla voidaan laskea etäisyyden ja rajoittimen aukon koon avulla. Kalibroivan *DAP*-mittarin näyttämää verrataan näistä tunnetuista arvoista laskettuun *DAP*-arvoon.

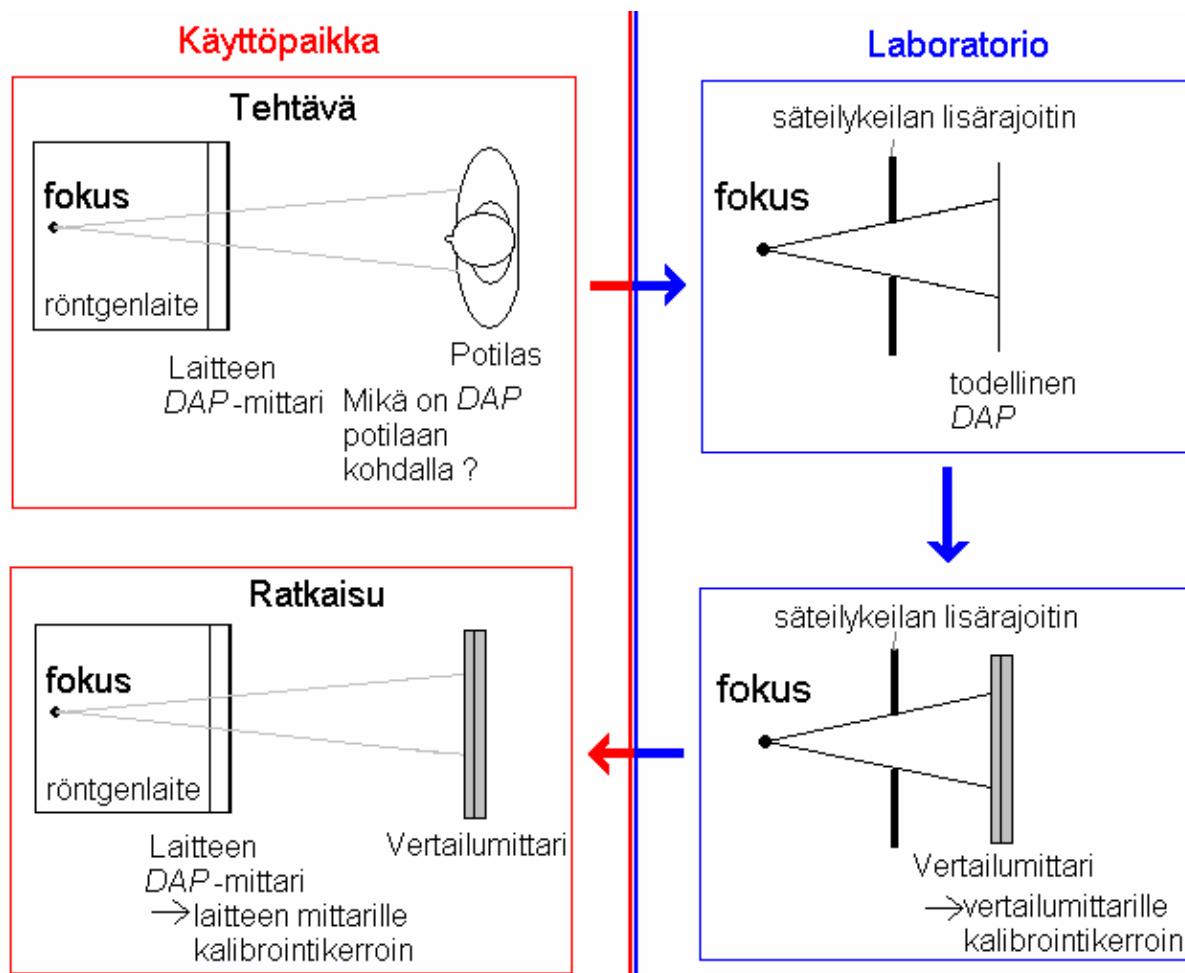
Larsson ym. (1996) kalibroivat irrotettavia kammioita laboratoriossa kammion läpi menneen säteilyn suhteen käyttämällä kalibroivan kammion takana useista TLD-kiteistä koottua matriisia ilmaan absorboituneen annoksen pinta-integraalin mittaamiseksi. Kalibroinnissa käytettävässä keilassa tapahtuvat sironnat voivat kuitenkin olla erilaisia kuin käyttöpaikalla, joten mittaustulos ei välttämättä vastaa tarkasti potilaaseen kohdistuvan säteilykeilan *DAP*-arvoa.

Vuonna 1982 Shrimpton ja Wall arvioivat käyttöpaikalla tehtävän yksinkertaistetun kalibroitimen menetelmän epävarmuudeksi  $\pm 6\%$ . Käyttöpaikalla suoritettavissa kalibroinneissa pinta-alan ja etäisyyden tarkka mittaaminen on hankalaa ja aiheuttaa epävarmuutta tulokseen. Larsson ym. (1996) tutkivat yksinkertaistetusta menetelmästä aiheutuvia virhelähteitä ja saivat laboratoriossa suurimmillaan  $\pm 15\%$  poikkeamia, kun käytettiin useita eri olosuhteita ja mittaageometrioita. Larsson ym. (1998) tutkivat myös yksinkertaistetun menetelmän epävarmuuksia normaalilla käyttöalueella käyttöpaikoilla. Kun yksinkertaistetun menetelmän kalibroitikertoimia verrattiin tarkemman menetelmän (TLD-kartoituksen) avulla saatuun kalibroitikertoimeen, suurimmalla osalla mittareista tulokset olivat vaihteluvälin  $\pm 10\%$  sisällä. Larssonin ym. (1996) TLD-kartoituksen epävarmuudeksi arvioitiin alle  $\pm 3\%$  mutta todettiin useiden kiteiden käyttämisen ja tuloksen purkamisen olevan vaivalloista ja hankalaa toteuttaa rutiininomaisesti.

#### **4.1.2 Kalibrointi vertailumittarin avulla**

Tässä kalibroitimenettelyssä käyttöpaikan *DAP*-mittarit (kenttämittarit) kalibroidaan vertailumittarina käytettävän kalibroidun *DAP*-kammion avulla. Käyttäjän vertailumittari kalibroi-

daan laboratoriossa mittariin kohdistuvan säteilyn suhteen. Käyttöpaikalla vertailukammio asetetaan säteilykeilaan mittaamaan röntgenlaitteen oman *DAP*-kammion läpi tulevaa säteilyä (kuva 7).



Kuva 7. Tehtävänä on mitata *DAP*-arvo potilaan kohdalla. Laboratoriossa kalibroidaan vertailumittari siihen tulevalle säteilylle. Käyttöpaikalla kalibroidaan laitteen oma *DAP*-kammio potilaan kohdalla olevalle *DAP*-arvolle vertailumittarin avulla. Vertailumittari mittaa röntgenlaitteen oman *DAP*-mittarin läpäissyttä säteilyä.

Vertailumittarin kalibroinnissa todellisen *DAP*-arvon määrittämiseksi voidaan mitata ilmaan absorboitunut annos  $D_a$  säteilykeilassa kalibroidulla ionisaatiokammioilla ja todellinen *DAP*-arvo saadaan mitatun annoksen ja tunnetun pinta-alan  $A_k$  avulla (kaava 7). Tätä menettelyä nimitetään tässä työssä *D-A*-menetelmäksi. Toinen vaihtoehto on  $\int D$ -menetelmäksi nimetty menettely, jossa *DAP*-arvon määrittämiseen (kaava 6) käytetään kalibroitua *DAP*-kammiota.

## 4.2 Todelliseen *DAP*-arvoon vaikuttavat ulkopuoliset tekijät

Kalibroinneissa on tärkeää, että *DAP*-suureen todellinen arvo pystytään määrittämään mahdollisimman tarkasti. Jos kahteen samankokoiseen ja samalle etäisyydelle asetettuun *DAP*-mittariin tulee samanlaista säteilyä samalla *DAP*-nopeudella kuten  $\int D$ -menetelmässä, niin erot mittaustuloksissa johtuvat mittareiden ominaisuuksista. Jos todellinen arvo määritetään käyttäen *D·A*-menetelmää, aiheuttaa mittaustapojen erilainen geometria sen, että säteilykeilan ominaisuudet ja mittarin ulkopuoliset tekijät vaikuttavat kalibrointiin.

### 4.2.1 Mittausetäisyys ja väliaine

*DAP*-arvon pysyminen vakiona mittausetäisyydestä riippumatta pätee sillä oletuksella, että fokus on pistemäinen ja sironta ja absorptio on vähäistä. Todellisuudessa fokus ei kuitenkaan ole aivan pistemäinen, vaan sillä on äärellinen koko. Puolivarjoja voidaan vähentää käyttämällä divergoivaa lisärajoitinta, jonka aukon reunat ovat säteilykeilan reunasäteiden suuntaiset. Säteily myös siroaa ja absorboituu ilmassa olevien molekyylien vaikutuksesta. Comptonin sirontaa tapahtuu sitä enemmän mitä suuremmista energioista on kyse.

Ilman molekyylit absorboivat varsinkin pienienergistä eli pehmeää röntgensäteilyä. Käyttöpaikalla myös esimerkiksi tutkimuspöytä voi olla kammion ja potilaan välissä. Monet *DAP*-mittarit on kalibroitu näyttämään keskiarvoa tilanteista, joissa pöytä on kammion ja potilaan välissä ja joissa se ei ole. Potilaspöydän aiheuttaman vaimennuksen on raportoitu vastaavan noin 1,4 mm Al, ja sen vaikutus täytyy ottaa huomioon kaikissa tarkoissa kalibroinneissa (Shrimpton ja Wall 1982, Faulkner 1992).

### 4.2.2 Säteilykeilan tasaisuus

Säteilykeilan annosjakauma ei ole koskaan ideaalisen tasainen askelfunktio (kuten kuvassa 6 vasemmalla), vaan poikkeaa sellaisesta ainakin puolivarjojen ja kallistumailmiön vuoksi. *D·A*-kalibrointimenettelyssä käytettävä säteilykentän keskellä mitattu annos ei välttämättä vastaa primaarikeilan keskimääräistä annosta, mutta likiarvo on sitä parempi mitä tasaisempi säteilykenttä on. Laboratorio-olosuhteissa voidaan säteilykeilassa käyttää lisärajoitinta, jonka avulla keilan keskeltä rajataan käyttöön mahdollisimman tasainen alue. Käyttöpaikoilla säteilykeilan tasaisuus saattaa vaihdella enemmän ja epätasaisuudesta aiheutuva virhe kasvaa.



Standardin (IEC 2000) mukaan säteilykeilan tasaisuus tulisi tarkistaa ja käyttää sopivia korjauksia.

### **4.2.3 Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteily**

Säteilykeilan rajoittimien avulla pyritään tiettyyn kenttäkokoan ja rajaamaan mukaan vain primaarisäteily, mutta niiden ohi ja läpi pääsee usein myös fokuksen ulkopuolelta tulevaa sekundaarisäteilyä, joka on sironnut ympäristöstä tai röntgenputken sisältä. Käyttöpaikalla säteilyä voi sirota myös potilaasta. Shrimpton ja Wall (1982) mittasivat fantomista siroavan säteilyn vaikutusta *DAP*-mittaustulokseen ja totesivat, että 10 cm:n etäisyydellä vaikutus on alle 5 % ja yli 30 cm etäisyydellä mitättömän pieni.

Säteilykeilan pitää mahtua kokonaisuudessaan *DAP*-kammion alueelle. *DAP*-kammio on yleensä suurempi kuin primarikeilan aiheuttama säteilykenttä ja havaitsee säteilyn myös primarikeilan ulkopuoleisella reuna-alueella. Fokuksen ulkopuolelta tulevan säteilyn vaikutus mittaustulokseen riippuu säteilykeilasta, mittausteoriasta ja säteilykeilan rajoittimista. Säteilykeilan lisärajoitin rajaa pois fokuksen ulkopuolelta tulevaa säteilyä. Lähellä rajoitinta tämä vaikutus on vähäinen, mutta se lisääntyy etäisyyden kasvaessa. *D·A*-kalibroinnissa säteilykeilan ulkopuolista säteilyä ei oteta huomioon, mikä aiheuttaa virhettä kalibrointiin. Larssonin ym. (1998) tutkimuksen mukaan tämä on suurin yksinkertaistettuun menetelmään epävarmuutta aiheuttava tekijä.

## **5 Mittauksissa käytetyt laitteet**

### **5.1 Kalibrointilaboratorion röntgenlaite**

Säteilyturvakeskuksen mittanormaallilaboratoriossa käytettiin Seifert Isovolt 160 HS röntgenlaitetta. Röntgenputken maksimijännite on 160 kV ja anodikulma 20°. *Kuvan 8* oikeassa reunassa näkyy suodatuskiekko, johon säteily tulee kuvan ulkopuolelta oikealta, ja josta voidaan valita halutulle säteilylaadulle käytettävä suodatin. Kalibroinnissa on tarkoitus käyttää IEC-standardin mukaisia RQR-säteilylaatuja (*taulukko 2*), jotka on suunniteltu vastaamaan röntgenkuvauksissa käytettäviä säteilylaatuja. Seuraavana kuvassa on säteilykeilan rajoitin, joka rajaa kentän halutun kokoiseksi. Sen jälkeen säteilykeila menee monitorikammion läpi, joka on läpäisytyyppinen ilmaisin, kuten *DAP*-kammiokin. Tämän jälkeen on vielä toinen rajoitin,

jonka avulla tasataan säteilykeilan reunoja. Kuvassa vasemmalla on teline säteilykeilan lisärajoittimelle ja *DAP*-kammiolle.



Kuva 8. *DAP*-mittareiden tutkimus- ja kalibrointigeometria STUKin mittanormaalilaboratoriossa.

## 5.2 *DAP*-mittarit

Kammioden käyttäytymistä yleisesti selvitettiin seitsemälle erilaisille *DAP*-mittarille tehdyin mittauksin. Käytössä oli PTW:n Diamentor KDK-mittari ja kaksi uutta Diamentor M4-mittaria, VacuTecin Vacudap- ja Doseguard-mittarit, Wellhöferin Kermax-mittari ja yksi Gammex-mittari. Diamentor KDK-kammion ja -mittarin erikoisuutena on mahdollisuus mitata *DAP*-arvoa ja ilmakerman arvoa samanaikaisesti. Toinen uusista Diamentor-kammioista kalibroidiin PTB:n laboratoriossa, missä kammio kalibroidiin PTB:n elektrometrin kanssa. Säteilyturvakeskuksessa sen kanssa käytettiin elektrometriä Keithley 6517 ja Dosimetrialaboratorion virranmittausohjelmaa ”virta 004a”.

## 5.3 Diagnostinen röntgenlaite

Kenttämittarin kalibrointi suoritettiin STUKin röntgenlaboratorion laitteella (röntgen-generaattori Valmet BR 1001 ja röntgenputki Comet SA DI 10HS-22/52-150) siten, että laitteen kaihdinkoteloon kiinnitettiin *DAP*-kammio (Vacudap) ja tämä kalibroidiin vertailumittarina toimivan Diamentor M4:n avulla. Samaa asetelmaa käytettiin myös Kymenlaakson keskussairaalassa tehdyissä kalibroinneissa thorax-laitteella (Siemens Thoramat), teho-osaston siirrettävässä laitteella (GE Amx 4) ja luukuvauslaitteella (Philips Optimus). Kalibrointi teh-

tiin myös luukuvauslaitteen näyttämälle laskennalliselle *DAP*-arvolle. Angiografialaitteessa (Siemens Multiskop) kalibroitavana oli kiinteä *DAP*-mittari (Diamentor M2). Tässä laitteessa säteilykeila voi kohdistua potilaaseen myös tutkimuspöydän läpi, ja siksi kalibrointi tehtiin myös niin, että tutkimuspöytä oli kammioiden välissä.

## 5.4 Muut laitteet

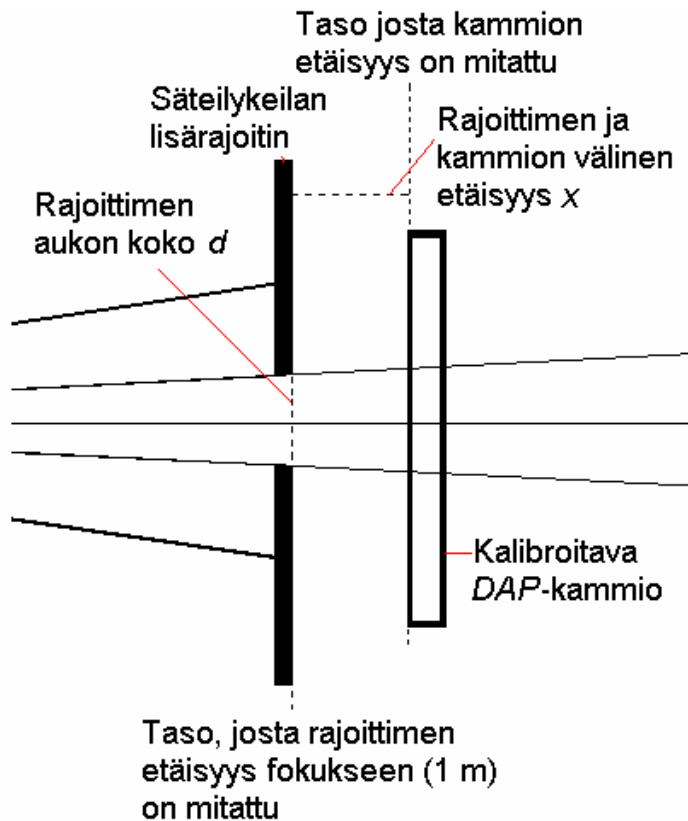
Ilmaan absorboituneen annoksen tai ilmakerman mittaamiseen käytettiin kahta eri ionisaatiokammiota. Pienikokoista tasolevykammiota PTW 23344 (620) käytettiin RQR-laaduilla 2-6. Isommilla energioilla ja RQR-laaduilla 6-10 käytettiin lieriömäistä ionisaatiokammiota NE 2561 (097).

Säteilykeilan tasaisuutta ja muita ominaisuuksia selvitettiin säteilykeilassa säteilytettyjen filmien avulla. Filmien mustumaprofiilien tekemiseen käytettiin Cadscan-laitteistoa ja siinä olevaa densitometriä. Säteilykentän kartoitukseen käytettiin samaan Cadscan-laitteistoon liitettyä mittausjärjestelyä, jossa pientä lieriömäistä ionisaatiokammiota voitiin liikutella kolmiulotteisesti. Kammion liikkeet ja signaali saatiin Cadscan 1.0-ohjelmaan, jonka avulla mitattiin erilaisia profiileja vapaassa säteilykentässä ja lisärajoittimen kanssa.

## 6 Mittausmenetelmät

### 6.1 Mittausgeometria

Vertailumittareiden kalibroinnissa käytetty mittausasetelma näkyy *kuvassa 8*, ja *kuvassa 9* on esitetty mittausgeometriassa muuttuvat parametrit ja tasot, joista ne on mitattu. Mittauksia varten oli rakennettu erillinen puuteline, johon säteilykeilan lisärajoittimena toimiva 5 mm paksu lyijylevy aseteltiin. Levyn takaosa (fokuksesta katsottuna) aseteltiin tarkasti laserosoittimen avulla yhden metrin etäisyydelle fokuksesta. Käytössä oli kolme lisärajoitinta, joissa oli erikokoiset aukot (halkaisijat  $d = 40$  mm, 56,6 mm ja 80 mm) säteilykeilan pinta-alan vaihtelemista varten. Nämä koot on valittu siten, että pinta-alojen suhteet ovat 1:2:4. *DAP*-mittari asetettiin puiseen vaunuun, jota voitiin liikutella eri etäisyyksille ( $x$ ) säteilykeilan lisärajoittimesta.



Kuva 9. DAP-mittareiden kalibrointiin ja tutkimukseen STUKissa käytetyn mittausgeometriassa muuttuvat parametrit ja tasot, joista ne on mitattu.

## 6.2 Mittarin tekniset ominaisuudet

Mittauksissa oli käytettävissä seitsemän eri *DAP*-mittaria, joiden tekniset ominaisuudet ovat myös erilaisia. Mittauksia tehtiin eniten Diamentor-kammiolla, jota suunnitellaan käytettäväksi mahdollisena mittanormaalina. Mittarilla ei ole tehty varsinaisia vakioisuusmittauksia, vaan toistuvuutta on arvioitu tavanomaiseen mittauskäytäntöön kuuluvien toistomittausten perusteella.

## 6.3 Vaikutussuureet

### 6.3.1 Ympäristöolosuhteet

Kammioilla mitattiin *DAP*-arvoa eri ilmanpaineissa siten, että kaikki muut tekijät pysyivät vakiona. Tutkimuksissa täytyi tyytyä luonnon antamiin paineolosuhteisiin, eikä kattavaa mitaussarjaa eri ilmanpaineissa voitu tehdä eikä mittarin käyttäytymistä ääriolosuhteissa tutkia.

Ensisijaisesti mitattiin ilmanpaineen muutosten aiheuttamia eroja, koska laboratorion lämpötila pysyi lähes vakiona. Paine- ja lämpötilakorjauskertoimella kerrottujen tulosten tulisi olla yhtä suuria, jos muut olosuhteet eivät muutu.

### **6.3.2 Käyttöjännite**

Rekombinaation vaikutusta tarkasteltiin vertaamalla keräysjännitteellä +100 V mitattua tulosta täydellä jännitteellä (+400V) mitattuun *kaavan 18* mukaisesti. Mittauksia tehtiin eri suodatuksilla (RQR 2, 5 ja 10) ja ilmakermanopeuksilla (0,9 Gy/h, 1,2 Gy/h ja 2,9 Gy/h).

### **6.3.3 DAP-nopeus**

*DAP*-mittarilla tehtiin mittauksia eri *DAP*-nopeuksilla muuttamalla annosnopeutta putkivirtaa säätämällä. Mittauksissa käytettiin eri suodatuksia ja säteilykeilan lisärajoittimia, jotta saataisiin mahdollisimman suuria ja pieniä *DAP*-nopeuksia. *DAP*-mittarin näyttämää verrattiin monitorikammion näyttämään.

### **6.3.4 Säteilylaatu**

Säteilylaatua kuvaavana suurena käytettiin säteilyn puoliintumispaksuutta alumiinissa, *HVL* (mm Al). PTB-laboratorio ilmoitti kalibroimansa *DAP*-mittarin kalibrointikertoimet niille säteilylaaduille, joita se käytti kalibroinnissa. Kalibrointikertoimet STUKin laboratoriossa käytettäville säteilylaaduille saatiin niiden perusteella *HVL*:n funktiona esitetystä kalibrointikäyrästä intrapoloimalla (ja ekstrapoloimalla). STUKissa tehtiin mittauksia ja kalibrointeja kaikilla *taulukossa 2* esitetyillä säteilylaaduilla kammioiden ominaisuuksien ja erojen selvittämiseksi myös normaalin toiminta-alueen ulkopuolella. Mittausten alussa käytettiin DCA-säteilylaatuja, mutta kevään 2004 aikana siirryttiin käyttämään standardin (IEC 1994) mukaisia RQR-säteilylaatuja 2-10 (*taulukko 2*).

### **6.3.5 Säteilykeilan pinta-ala**

Pinta-alaa muutettiin erikokoisten lisärajoittimien avulla ( $d = 40$  mm, 56,6 mm ja 80 mm). Rajoittimen aukon alan kaksinkertaistuessa myös annoksen ja pinta-alan tulo pitäisi kaksinkertaistua, kun säteilylaatu ja annosnopeus pysyvät vakioina.

## **6.4 Ulkopuoliset tekijät**

Koska STUKin laboratoriossa tehdään ja tarjotaan vertailumittarin kalibrointeja, selvitettiin kalibroinnissa käytettävän säteilykeilan ominaisuuksia ja niiden vaikutuksia mittaukseen. Säteilykeilan eri ominaisuuksien vaikutuksia *DAP*-mittaustuloksen muuttumiseen pyrittiin selvittämään yleisemminkin, jotta kalibroinnit voitaisiin myös käyttöpaikoilla suorittaa mahdollisimman tarkasti.

### **6.4.1 Mittausetäisyys ja väliaine**

Käytettyjen mittauspisteiden etäisyydet mitattiin säteilykeilan lisärajoittimen takaseinän pinnasta kammion etupintaan (*kuva 9*). Lähimmässä mittauspisteessä ( $x = 0,6$  cm) kammion etupinnan etäisyys fokuksesta on 1,006 m. Lisäksi mittauksia tehtiin 5, 10, 20 ja 30 cm:n etäisyydellä lisärajoittimesta.

### **6.4.2 Säteilykentän tasaisuus**

Säteilykentän tasaisuutta tutkittiin aluksi röntgenfilmin avulla. Eri tavoilla ja eri energioilla säteilytettyjä filmejä tarkasteltiin densitometrillä säteilykeilan kartoitusohjelman (Cadscan) avulla. Laitteistossa oleva densitometri mittaa filmin mustumaa, ja tulokset saadaan suhteellisenä keskipisteeseen nähden. Mittauspisteiden avulla piirretystä mustumaprofiilista voidaan arvioida kentän tasaisuutta.

Säteilykentän tasaisuutta tarkasteltiin myös saman Cadscan-ohjelman ja siihen liitetyn pienen sylinterikammion avulla. Tehtiin kaksikymmentä profiilimittausta eri etäisyyksillä ( $x = 3, 5$  ja 10 cm) ja energioilla (säteilylaadut RQR 2, 5 ja 10) ja kaikilla säteilykeilan lisärajoittimilla. Säteilykentän tasaisuutta ja sen vaikutusta kalibrointiin arvioitiin säteilylaadulla RQR 5 ja

etäisyydellä 5 cm säteilykeilan rajoittimesta ( $d = 56,6$  mm) mitatun vaakatason annosprofiilin avulla

### **6.4.3 Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteily**

Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteilyn vaikutukset mittaustuloksiin riippuvat mittauseriästä. Kohdassa ”profiilimittaukset” on arvioitu fokuksen ulkopuolelta tulevan säteilyn kokonaisvaikutusta mittaustulokseen. Kohdassa ”säteilykeilan lisärajoitin ja mittauseriästä” on tarkasteltu mittaustuloksissa tapahtuvia muutoksia eri asetelmissä.

#### **Profiilimittaukset**

Etäisyydellä 5 cm lisärajoittimesta, säteilylaadulla RQR 5 ja kenttäkoolla  $d = 56,6$  mm mitatun säteilykeilaprofiilin avulla arvioitiin annoksen ja pinta-alan tulo määritelmänsä mukaisena pintaintegraalina. *DAP* kerätään kaksikulotteisesta tasosta, joten sitä ei voi laskea suoraan yksikulotteisesta profiilista. *DAP* laskettiin siten, että jokainen mittauspiste kuvasti annoksen ympyräsuikaleen puolikkaalla, jossa piste sijaitsi. Mitä kauempana säteilykeilan keskiakselilta mittauspiste sijaitsee sitä suurempi paino sillä on *DAP*-arvoa laskettaessa, koska suikaleen pinta-ala kasvaa kauemmas keskipisteestä mentäessä.

#### **Säteilykeilan lisärajoitin ja mittauseriästä**

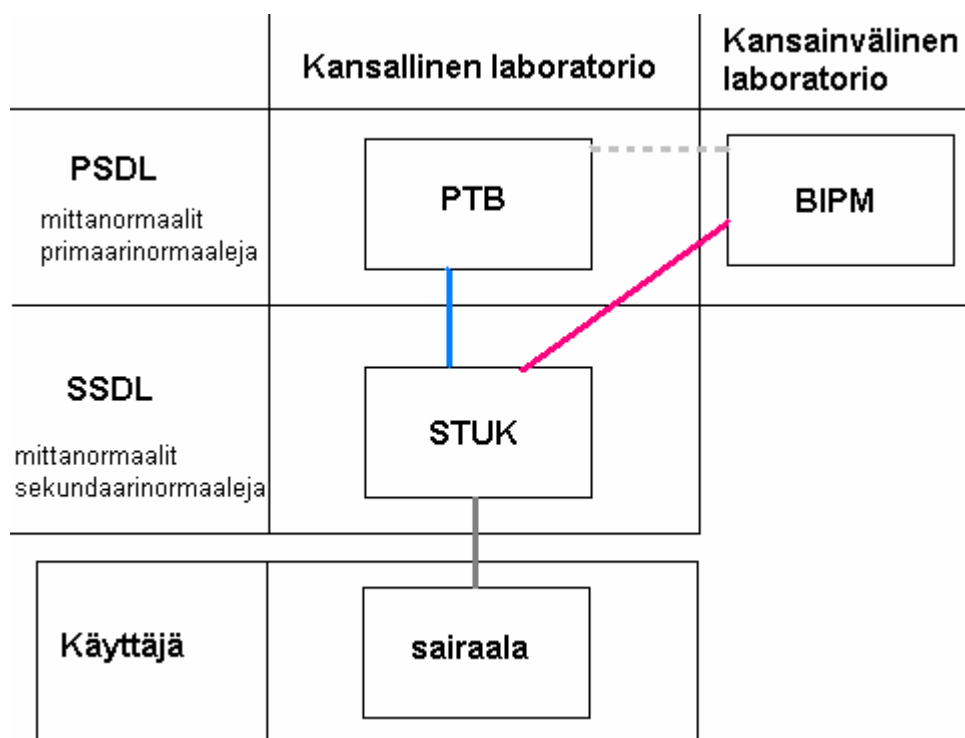
Säteilykeilan lisärajoittimen vaikutusta annosmittaukseen testattiin eri mittauseriästä mittaamalla ilmaan absorboitunutta annosta kammioilla, jonka mittauseriästä mahtuu kokonaan keilaan. Ideaalisessa tapauksessa samalla etäisyydellä saatujen tulosten pitäisi olla yhtä suuria riippumatta siitä, onko edessä säteilykeilan rajoitin vai ei. Mittauksia tehtiin myös *DAP*-mittarin kanssa. Vertailtiin säteilykeilan lisärajoittimen ja mittauseriästä vaikutuksia annosmittariin ja *DAP*-mittariin.

## **6.5 Kalibrointimenetelmät**

### **6.5.1 Vertailumittari**

Vertailumittarin kalibrointimenettelyssä käyttäjän vertailumittari kalibroidaan laboratoriossa mittaamaan kammioon kohdistuvaa säteilyä, ja sen näyttämää täytyy siis verrata kohdistuvan

säteilykeilan todelliseen  $DAP$ -arvoon. STUKissa vaihtoehtoisten menetelmien todellisen  $DAP$ -arvon jäljitettävyyssreitit primaarinormaaliin ovat erilaiset (kuva 10).



Kuva 10.  $DAP$ -suureen kaksi jäljitettävyyshetjua. PSDL: primaarinormaalilaboratorio, SSDL: sekundaarinormaalilaboratorio, BIPM: Kansainvälinen paino- ja mittatoimisto ja PTB: primaarinormaalilaboratorio Saksassa (Ikäheimonen 2002). STUKin ilmaan absorboituneen annoksen mittarit kalibroidaan BIPM:n laboratoriossa (punainen viiva) ja pinta-ala määritetään STUKissa. Mittanormaalina käytettävä  $DAP$ -kammio on kalibroitu  $DAP$ -suurelle PTB-laboratoriossa.

STUKissa  $D \cdot A$ -kalibrointimenetellessä voidaan ilmaan absorboitunut annos  $D_a$  säteilykeilassa mitata ionisaatiokammioilla, joka on kalibroitu BIPM-laboratoriossa<sup>4</sup>. Säteilykeilan pinta-ala saadaan säteilykeilan lisärajoittimen aukon tunnetun pinta-alan  $A_k$  avulla. Jos oletetaan, että  $DAP$  ei muutu etäisyyden funktiona, ei annoksen ja pinta-alan mittausetäisyydellä ole merkitystä, kunhan ne on mitattu samalla etäisyydellä.  $D \cdot A$ -menetelmässä voitaisiin käyttää yhden metrin etäisyydellä fokuksesta tarkasti mitattuja annoksia, koska tällä etäisyydellä säteilykeilan lisärajoittimen aukon koko tunnetaan tarkasti.  $\int D$ -menetelmässä todellinen  $DAP$ -arvo määritetään kalibrointiasetelmassa mittanormaalina toimivan, PTB-laboratoriossa

<sup>4</sup> BIPM (Bureau International des Poids et Mesures) on kansainvälinen primaarinormaalilaboratorio Ranskassa.



kalibroidun *DAP*-mittarin avulla. Mittaustulosten perusteella oli tarkoitus päättää, kumpaa menetelmää käytetään ja mikä on kalibroinnissa käytettävä mitta-geometria.

### **6.5.2 Kenttämittari**

Röntgenlaitteen käyttöpaikan *DAP*-mittarit kalibroidaan vertailumittarina käytettävän kalibroidun *DAP*-kammion avulla. Käyttöpaikalla vertailukammio asetetaan säteilykeilaan mitaamaan röntgenlaitteen oman *DAP*-kammion läpi tulevaa säteilyä. Röntgenlaitteiden *DAP*-mittarin kalibroitinkerroin (tai -kertoimet) saadaan jakamalla vertailumittarilla mitattu annoksen ja pinta-alan tulo laitteen *DAP*-mittarin näyttämällä. Käyttöpaikalla *DAP*-mittarin kalibrointi tehdään käyttötarkoitukseen sopivilla säteilylaaduilla ja kenttäkokoasetuksilla. Kalibroitavan kenttämittarin ei tarvitse olla konkreettisesti *DAP*-kammio, vaan vertailumittarin avulla voidaan kalibroida myös laite, joka näyttää laskennallisesti määritettyä *DAP*-arvoa. Eri tutkimuspaikoissa syntyvistä erilaisista mittaustilanteista (esimerkiksi röntgenputki tutkimuspöydän alla tai päällä) aiheutuvat seikat on myös otettava kalibroinnissa huomioon.

### **6.5.3 Kalibroinnin avulla tavoiteltava tarkkuus**

*DAP*-mittarin teknisten ominaisuuksien ja vaikutussuureiden yhteisvaikutus määrää rajat mittaustarkkuudelle ja mittaustuloksen epävarmuudelle. Standardin (IEC 2000) mukaan mittarin sisäinen epävarmuus saa olla enintään  $\pm 10\%$ . Mittaustulosten epävarmuutta kasvattaa vaikutussuureiden vaihtelu mittarin toiminta-alueella. Kalibroinnissa päästään parempaan tarkkuuteen, jos mitattavan suureen ja vaikutussuureiden mahdolliset vaihtelualueet valitaan pieniksi ja käytetään korjauskertoimia. Kalibroinnissa mittarin näyttämää verrataan todelliseen arvoon, jolla on myös oma epävarmuutensa. Kalibroitikertoimen epävarmuus muodostuu siis näiden kahden tekijän epävarmuuksista. Vertailumittarin kalibroinnissa pyritään alle  $\pm 3\%$  epävarmuuteen.

Myös kenttämittarin kalibrointi pyritään suorittamaan mahdollisimman tarkasti, ja tavoitteena on alle  $\pm 6\%$  epävarmuus. Käyttöpaikoilla ei aina voida rajoittaa toiminta-alueita tai käyttää korjauskertoimia. Potilasmittauksissa epävarmuus kasvaa, jos mitataan kalibroinnissa käytetyn toiminta-alueen ulkopuolella. Standardin (IEC 2000) mukaan kammion yhdistetty kokonaisepävarmuus  $\pm 25\%$  (kattavuuskertoimella  $k = 2$ ) ei saa ylittyä. Myös Säteilyturva-

keskuksen antaman potilasannosmittausoppaan mukaan annoksen ja pinta-alan tulon mittausepävarmuus saa olla enintään 25 % (STUK 2004a). Tavoitteen mukaisella kalibrointimenettelyllä kalibroidulla kenttämittarilla saatavien potilasannosten epävarmuudet riippuvat mittausolosuhteista ja voidaan arvioida erikseen eri mittaustilanteille.

## **7 Tulokset**

### **7.1 Mittarin tekniset ominaisuudet**

Diamentor-kammion kalibrointi tapahtui PTB-laboratoriossa PTB:n elektrometrin avulla, ja kalibrointitodistuksessa kammion kalibrointikertoimet on ilmoitettu mitatun varauksen suhteen. STUKin elektrometrin näyttötarkkuus on 0,1 fA, ja sillä mitattaessa tehtiin kolme sarjaa, joissa oli kymmenen viiden sekunnin varausmittausta. Tuloksista laskettiin keskiarvo ja hajonta, joka oli noin 0,01 %. Elektrometrillä mitattu vuotovirta oli suurimmillaan 0,4 pA, joka on noin 0,1 % pienimmästä kalibroinnissa käytettävästä virrasta.

Kammiota voidaan käyttää myös oman Diamentor M4 -näytön kanssa, jonka näyttötarkkuus on 0,1 mGy cm<sup>2</sup>. Sillä mitattaessa tehtiin kolme minuutin mittausta, ja tuloksista laskettiin keskiarvo. Toistuvuutta kuvaava mittaustulosten keskihajonta oli suurimmillaan noin 0,1 %. Mittarilla mitattiin myös vuotovirran vaikutusta, joka oli alle 0,1 mGy cm<sup>2</sup>/h. Myös muilla *DAP*-mittareilla vuotovirrat olivat pieniä.

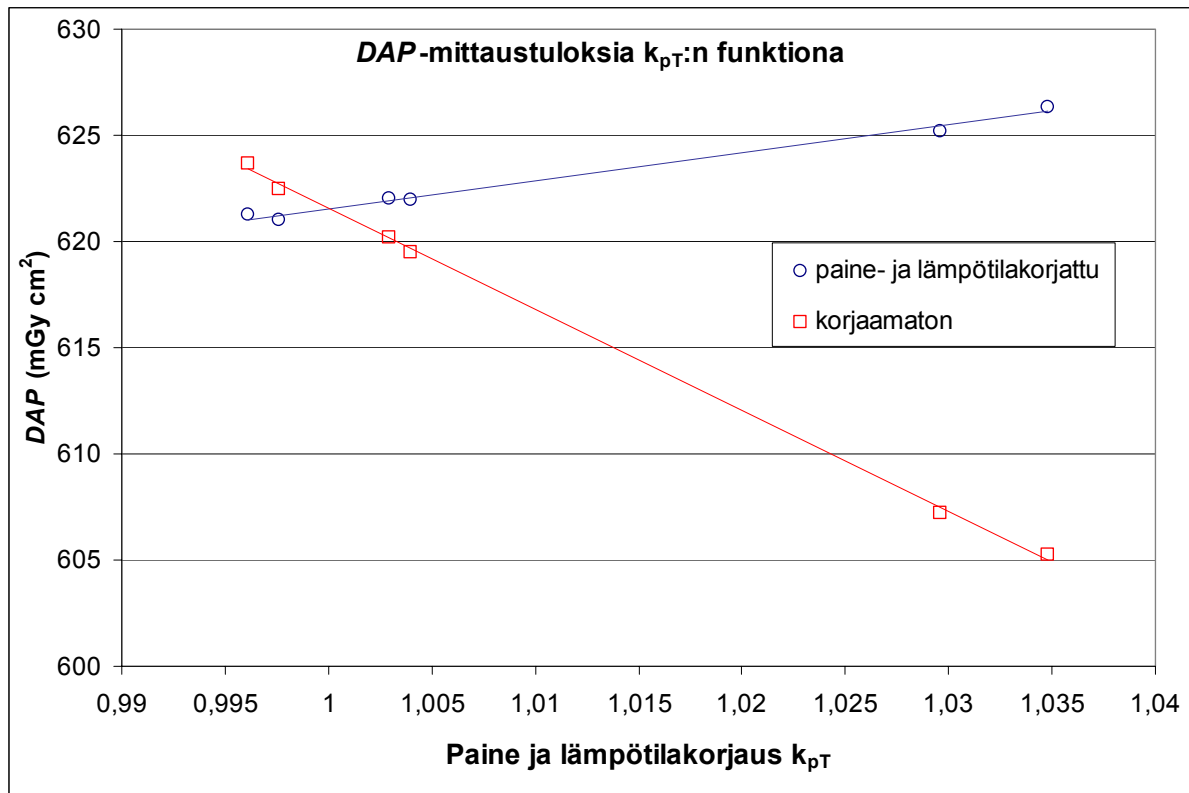
### **7.2 Vaikutussuureet**

#### **7.2.1 Ympäristöolosuhteet**

Diamentor-kammioilla mitattiin *DAP*-arvoa eri ilmanpaineissa ja tulokset kerrottiin paine- ja lämpötilakorjauskertoimella. Tulosten mukaan korjauskerroin korjaa mittaustulosta hieman liikaa (*kuva 11*). Samansuuntainen tulos oli nähtävissä myös muilla *DAP*-mittareilla.

#### **7.2.2 Käyttöjännite**

Rekombinaation vaikutusta eri käyttöjännitteillä mitattiin eri säteilylaaduilla ja ilmakermanopeuksilla ja todettiin, että käytetyllä alueella vaikutus on mittaustarkkuuden rajoissa mitätömän pieni.



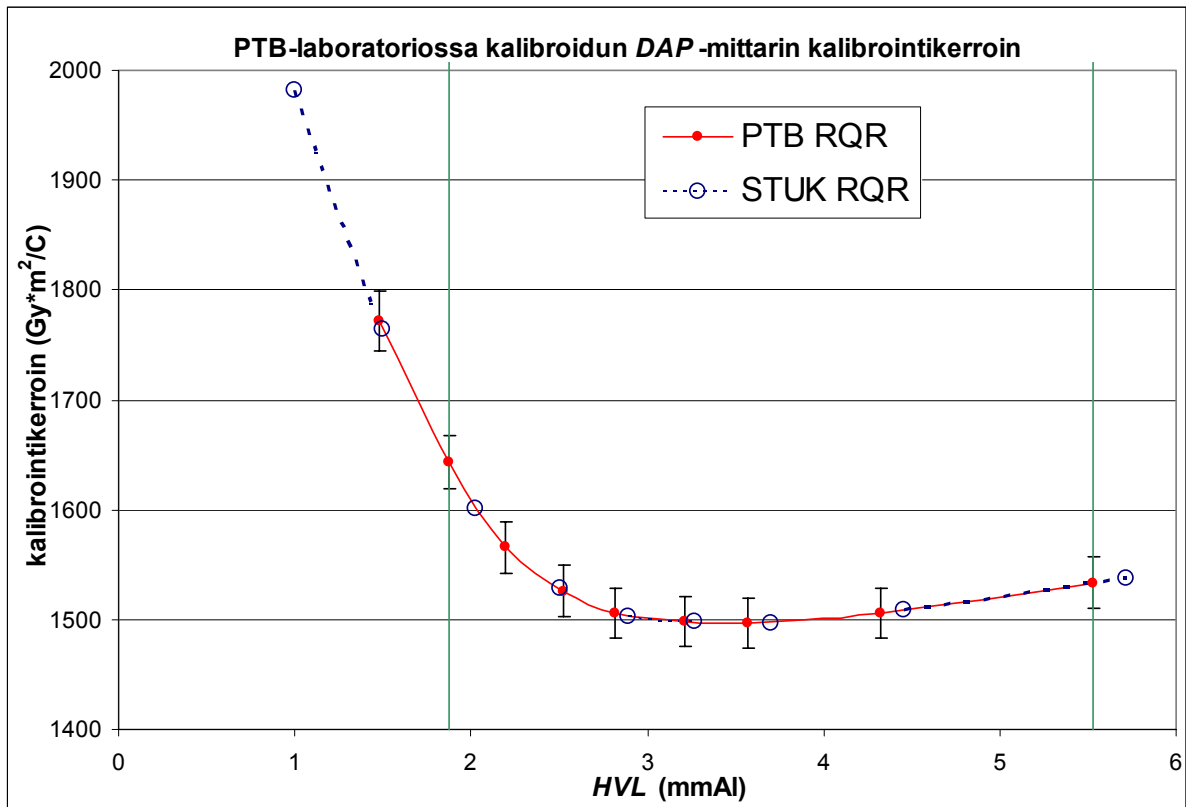
Kuva 11. DAP-mittarin (PTW Diamentor) korjaamaton mittaustulos (punainen neliö) ja paine- ja lämpötilakorjattu mittaustulos (sininen pallo) korjauskertoimen  $k_{pT}$  funktiona. Säteilylaatu on RQR 5.

### 7.2.3 DAP-nopeus

DAP-mittarilla tehtiin mittauksia eri DAP-nopeuksilla. Samalla säteilylaadulla ja pinta-alalla annosnopeuden muuttuessa saadut DAP-arvot esitettiin monitorikammion näyttämän funktiona. Vaikutuksia arvioitiin tarkastelemalla DAP-arvojen poikkeamia tähän pistejoukkoon sovitetulta suoralta. Mittari toimi normaalisti, kun DAP-nopeus oli yli 5 mGy cm<sup>2</sup>/s; silloin poikkeamat olivat alle 0,2 %. Kun DAP-nopeus oli alle 3 mGy cm<sup>2</sup>/s, poikkeamat kasvoivat prosenttien luokkaan.

### 7.2.4 Säteilylaatu

PTB-laboratoriossa kalibroidulle DAP-mittarille (PTW Diamentor) saatiin kuvan 12 mukaiset kalibrintikertoimet säteilylaadun funktiona. Kuvasta nähdään, että säteilylaadulla on suuri vaikutus kalibrintikertoimeen varsinkin pienillä energioilla.



Kuva 12. PTB-laboratoriossa kalibroidun *DAP*-mittarin (PTW Diamentor) kalibrointikerroin *HVL*:n funktiona. Punaisilla palloilla on merkitty kalibrointitodistuksesta PTB:n RQR-laaduilla saatuja kalibrointikertoimia (virhepalkki  $\pm 1,5\%$ ). Tumman sinisillä avoimilla palloilla on merkitty STUKin RQR-laaduille interpoloituja (tai ekstrapoloituja) kertoimia. Vihreiden viivojen välinen alue on standardin (IEC 2000) mukainen *DAP*-mittarin toiminta-alue.

STUKissa mittauksia tehtiin kaikilla RQR-laaduilla (taulukko 2) ja seitsemällä eri kammiolla (kuva 18). Näiden tulosten mukaan pienimmillä energioilla todellinen arvo voi olla jopa kaksinkertainen ja toiminta-alueella noin puolitoistakertainen mittarin näyttämään arvoon verrattuna. Toiminta-alueella säteilylaadun aiheuttama *DAP*-mittarin kalibrointikertoimen vaihtelu oli 10 % -15 % mittarista riippuen.

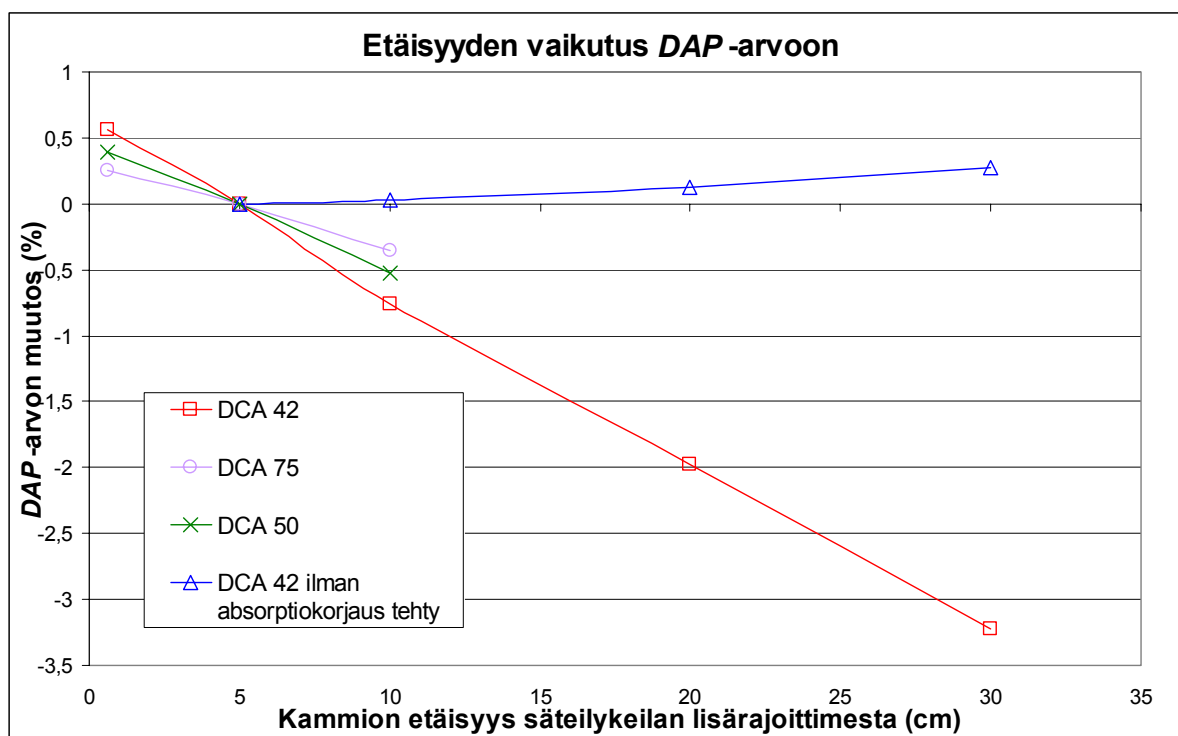
### 7.2.5 Säteilykeilan pinta-ala

Verrattaessa suurimmalla kenttäkoolla saatuja tuloksia pienimmällä saatuihin ne eivät muutu aivan samassa suhteessa kuin pinta-alan kasvun mukaan voisi odottaa. Hyvillä kammioilla tulosten väliset erot jäivät muutamaan promilleen, mutta tässä suhteessa huonoilla kammioilla erot saattoivat olla jopa prosentteja. Erot olivat suurimpia pienillä energioilla.

## 7.3 Ulkopuoliset tekijät

### 7.3.1 Mittausetäisyys ja väliaine

DAP-mittauksia tehtiin eri etäisyyksillä säteilykeilan lisärajoittimesta. Tulosten mukaan etäisyyden kasvaessa DAP-arvo pienenee eniten pienillä energioilla (kuva 13). Tämä voidaan selittää ilman aiheuttamalla absorptiolla. Pienillä energioilla pehmeä röntgensäteily absorboituu ilmaan enemmän kuin suurienerginen, kova säteily. Ilman absorptioon vaikutusta simuloitiin laskennallisesti käyttäen Dosimetrialaboratorion ohjelmia PCMXC ja XSPECW. Ohjelmien avulla saadut korjauskertoimet näyttävät korjaavan mittausetäisyydestä aiheutuneet poikkeamat (kuva 13).

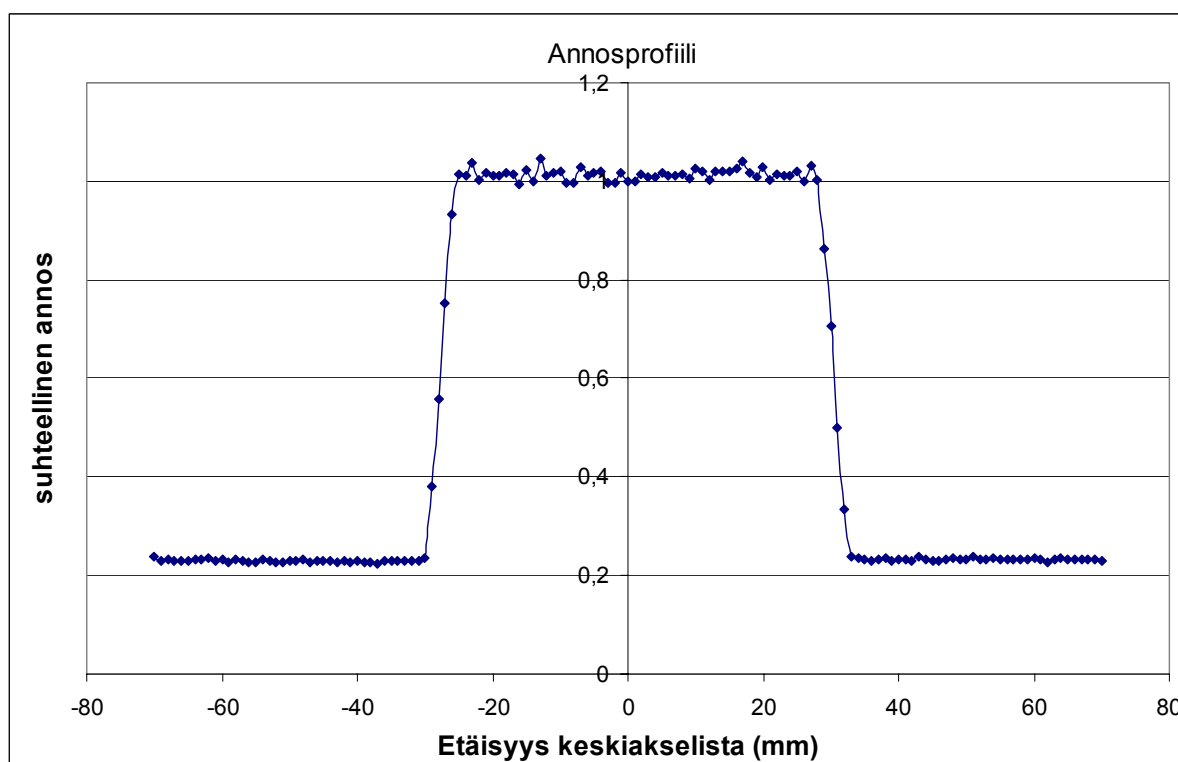


Kuva 13. Mittarin (PTW Diamentor) DAP-arvon muuttuminen etäisyyden funktiona. Tässä on käytetty säteilykeilan rajoitinta, jonka aukon halkaisija on 56,6 mm. Kammion antamia tuloksia on verrattu samalla säteilylaadulla 5 cm:n etäisyydellä mitattuun tulokseen, ja muutos etäisyyden funktiona on ilmaistu prosentteina. Suurin muutos saadaan, kun säteilylaaduna on DCA 42 (punainen neliö). Tälle laadulle ilman absorptioon suhteen korjatut arvot on laskettu XSPECW-ohjelman avulla (sininen kolmio). Kuvassa on mittaustuloksia myös säteilylaaduilla DCA 50 (vihreä rasti) ja DCA 75 (sinipunainen ympyrä). Nähdään, että ilman absorptioon vaikutus vähenee energian kasvaessa.

*D-A*-menetelmälle geometrisesti laskemalla voidaan arvioida, että asetteluvirhe 1 cm metrin etäisyydellä aiheuttaa 2 % virheen mittaustulokseen. Tässä arvioissa ei ole otettu huomioon ilman absorption vaikutusta.

### 7.3.2 Säteilykentän tasaisuus

Röntgenfilmin kehityslaitteen telat ja kehitysprosessi aiheuttivat kuvaan sen verran epätasaisuutta, ettei säteilykentän tasaisuutta voitu filmin perusteella määrittää. Kentän tasaisuutta tarkasteltiin myös pienen sylinterikammion avulla tehdyin mittauksin (*kuva 14*). Tulosten perusteella ei voi tehdä tarkkoja arvioita eikä korjauksia, mutta vertaamalla suhteellisista annoksista koko tasannealueella ja sen keskellä laskettuja keskiarvoja arvioitiin, että säteilykeilan epätasaisuudesta aiheutuva epävarmuus *D-A*-menetelmän avulla saatavaan *DAP*-arvoon on alle 0,5 %.



Kuva 14. Cadscan-annosmittauslaitteiston avulla saatu säteilykeilan profiili mittaustelineessä. Säteilylaatu RQR 5, säteilykeilan rajoittimen aukon halkaisija  $d = 56,6$  mm ja kammion etäisyys rajoittimesta  $x = 3$  cm.

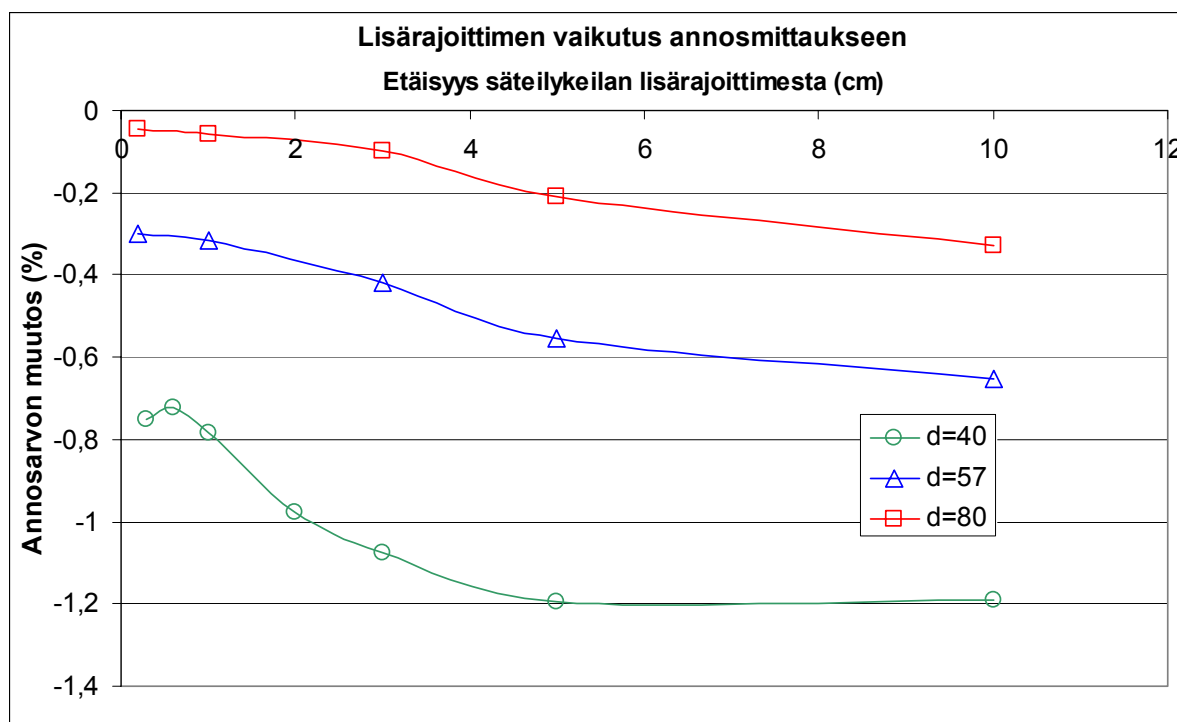
### 7.3.3 Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteily

#### Profiilimittakset

Säteilykeilan profiilin avulla arvioitiin annoksen ja pinta-alan tulo määritelmänsä mukaisena pintaintegraalina. Integroimisalueen valinta vaikuttaa mittaustulokseen: *DAP*-kammion kokoiselta alueelta ja säteilykeilan alalta (puolivarjoalueet mukaan lukien) integroitujen *DAP*-arvojen väliseksi eroksi saatiin noin 1,4 %. Verrattaessa *DAP*-kammion kokoiselta alueelta lasketun integraalin avulla saatua *DAP*-arvoa sellaiseen *DAP*-arvoon, joka on saatu tasolevykammion alueelta mitatun annoksen ja profiilin avulla saadun pinta-alan tulona, saadaan menetelmien väliseksi eroksi noin 2 %.

#### Säteilykeilan lisärajoitin ja mittausgeometria

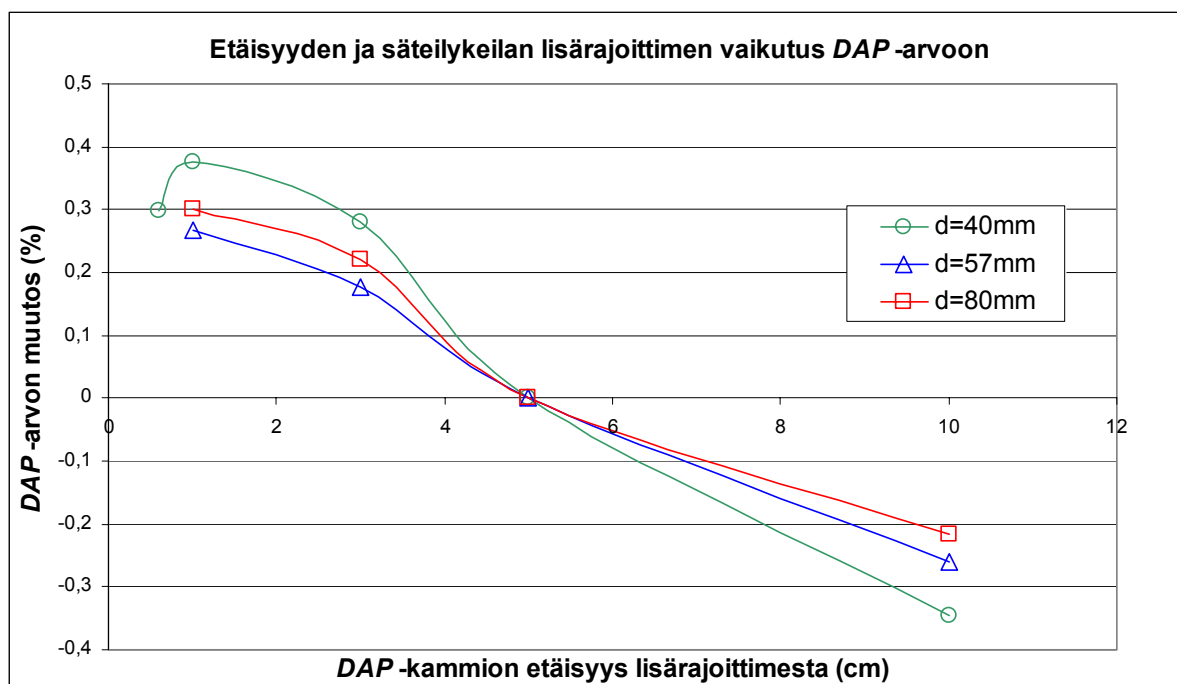
Säteilykeilan lisärajoittimen vaikutusta annosmittaukseen tarkasteltiin vertaamalla toisiinsa lisärajoittimen kanssa ja ilman sitä mitattuja ilmaan absorboituneita annoksia. Tulosten välinen ero riippui aukon koosta ja mittausetäisyydestä (kuva 15).



Kuva 15. Säteilykeilan lisärajoittimen ja mittausetäisyyden vaikutus ilmaan absorboituneen annoksen mittaukseen. Säteilykeilan rajoittimen kanssa tasolevykammion mitattua tulosta on verrattu vapaassa keilassa mitattuun tulokseen. Säteilylaatuna on RQR 5.

Säteilykeilan lisärajoittimen aiheuttamat erot ovat suurimpia, kun aukon koko on pieni. Mittaustulosten mukaan etäisyyden kasvaessa säteilykeilan lisärajoittimen aiheuttama ero kasvaa. Muutos tasoittuu, kun etäisyys lisärajoittimesta on noin 5 cm.

Mittausetäisyyden kasvaessa mahdollinen säteilykeilan lisärajoittimen vaikutus näkyy myös *DAP*-kammion (kuvat 16). Muutos on suurin pienimmällä kenttäkoolla.



Kuva 16. *DAP*-mittarin (PTW Diamnetor) mittaustuloksen muuttuminen etäisyyden funktiona verrattuna etäisyydellä 5 cm mitattuun arvoon. Säteilylaatu on RQR 5. Tuloksissa on mukana ilman absorptio aiheuttama vaimeneminen.

## 7.4 Kalibrointimenetelmä

### 7.4.1 Mittaustulokset ja vertailumittarin kalibrointimenetelmä

Ilman absorptio vuoksi kalibroitavan kammion ja todellisen *DAP*-arvon mittaukset olisi tehtävä samalla mittausetäisyydellä. Jos kalibrointi suoritetaan *D-A*-menetelmällä, ei todellisen *DAP*-arvon määrittämiseen pitäisi käyttää metrin etäisyydellä mitattua annosta vaan tehdä annosmittaukset päätetyllä mittausetäisyydellä ja laskea säteilykeilan pinta-ala tälle etäisyydelle.

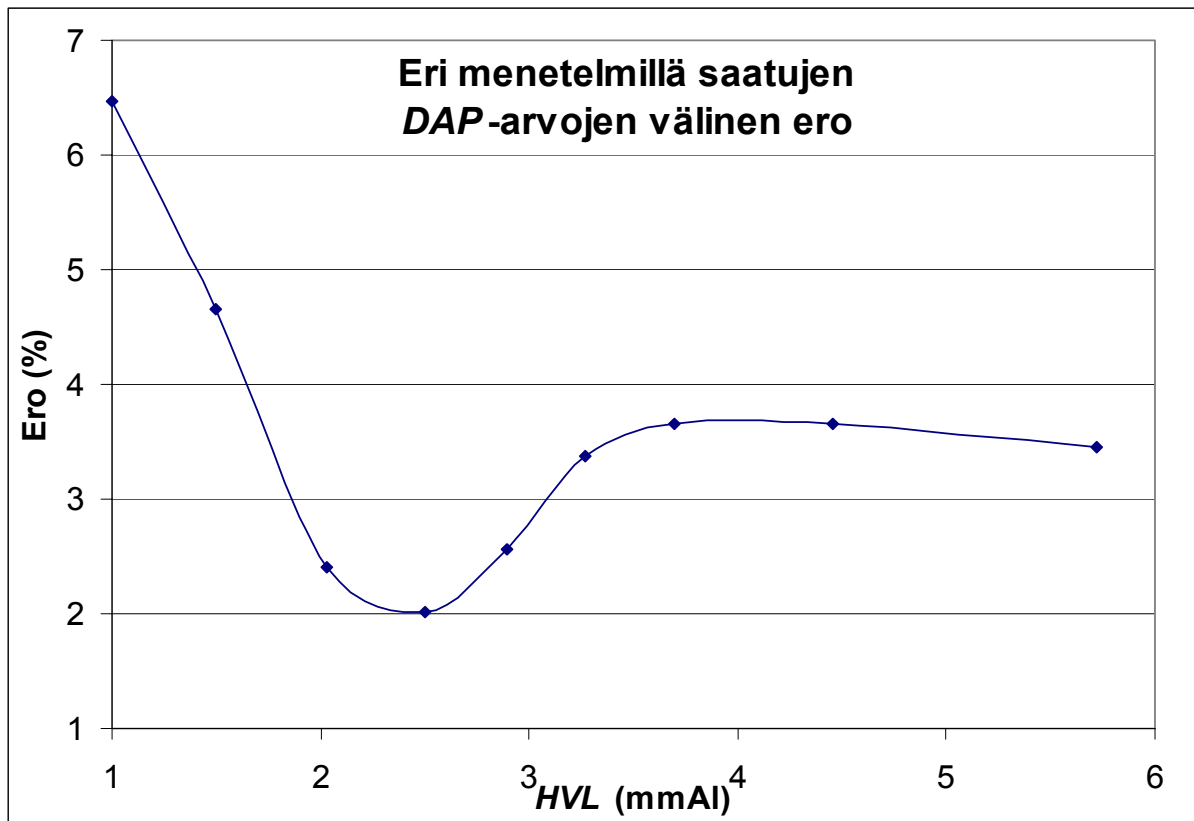


Säteilykeilan lisärajoitin vaikutti myös annosmittaustuloksiin. Sen aiheuttamat erot ovat suurimpia, kun aukon koko on pieni. Ilmiö näkyy hieman eri tavalla pienellä tasolevykammioilla kuin suurikokoisella *DAP*-kammioilla. Koska lisärajoittimen erilaista vaikutusta *DAP*-kammioon, tasolevykammioon ja sylinterikammioon ei niiden erilaisen geometrian vuoksi pystytä tarkasti määrittämään, on *D·A*-kalibrointimenettelyä käytettäessä parempi tehdä annosmittaus ilman säteilykeilan lisärajoitinta.

$\int D$ -menetelmällä tehtävässä kalibroinnissa mittausetäisyydellä ei ole merkitystä, koska referenssimittaria ja kalibroitavaa mittaria käytetään samalla etäisyydellä eikä ilman absorptiota tarvitse ottaa huomioon. Kalibrointia ei kannata kuitenkaan tehdä aivan säteilykeilan lisärajoittimen vieressä, koska siinä lisärajoittimen säteilykeilaan aiheuttamien vaikutusten muutokset etäisyyden funktiona ovat suurimmillaan.

Vertailumittareiden kalibrointia varten etäisyydellä 5 cm mitatut todelliset *DAP*-arvot, jotka *D·A*-menettelyllä mitattiin ilman säteilykeilan lisärajoitinta ja  $\int D$ -menetelmässä lisärajoittimen kanssa (aukon halkaisija 56,6mm), poikkesivat selvästi toisistaan. Näillä vaihtoehtoisilla kalibrointimenetelmillä saatujen *DAP*-arvojen ero riippui säteilylaadusta (kuva 17).

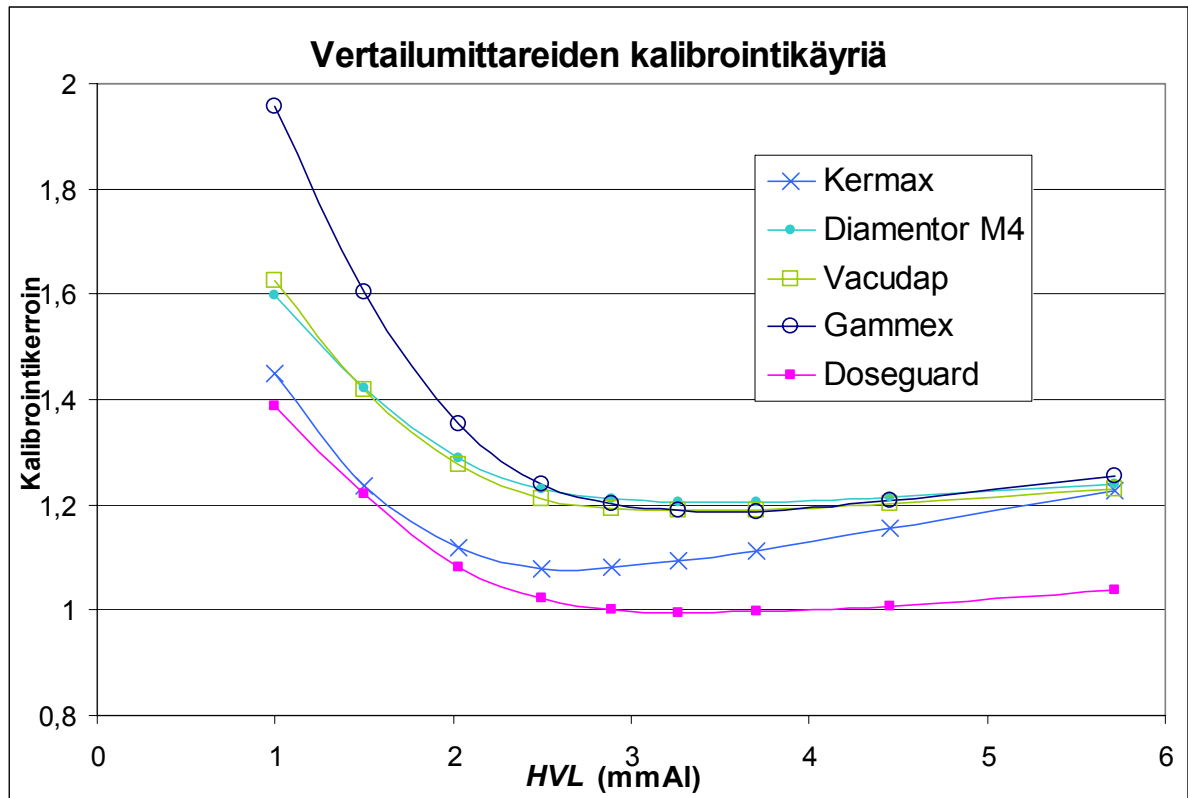
Molemmille kalibrointimenetelmille arvioitiin *DAP*-suureen määritelmän mukaisen *DAP*-arvon mittaamisen kokonaisepävarmuutta käyttäen kattavuuskerrointa  $k = 2$ . Suurimman epävarmuuskomponentin  $\int D$ -menetelmään toi painevaihteluiden aiheuttama epävarmuus. PTB-laboratoriossa kalibroidulle *DAP*-mittarille annettujen kalibrointikertoimien epävarmuus oli  $\pm 1,5$  %, ja kalibrointikertoimien määrittely STUKissa käytetyille säteilylaaduille aiheutti myös epävarmuutta. Nämä ja pienemmät komponentit mukaan lukien tuloksena saatiin  $\int D$ -menetelmälle kokonaisepävarmuus  $\pm 2,6$  %. Säteilykentän tasaisuuden, fokuksen ulkopuolelta tulevan säteilyn ja pinta-alan arvioinnin vaikutukset todellisen *DAP*-arvon määrittämiseen aiheuttivat suurimmat epävarmuudet *D·A*-menetelmään. Myös tässä menetelmässä paine vaihtelut aiheuttavat epävarmuutta kalibroitavalla *DAP*-mittarilla tehtävässä mittauksessa. *D·A*-menetelmälle saatiin kokonaisepävarmuus  $\pm 4,4$  %. Mittaustulosten perusteella päätettiin, että vertailumittarin kalibrointi tehdään kalibroidun *DAP*-mittarin avulla  $\int D$ -menetelmällä. Tämän menetelmän tarkempi epävarmuusarvio on liitteessä A.



Kuva 17. DAP-mittarin (Diamentor PTW) avulla määritetyn DAP-arvon ero annosmittauksen ja tunnetun pinta-alan avulla saatuun tulokseen eri säteilylaaduilla. Mittausetäisyys on 5 cm ja säteilykeilan rajoittimen aukon halkaisija 56,6 mm.

#### 7.4.2 Vertailumittarin kalibrointi laboratoriossa

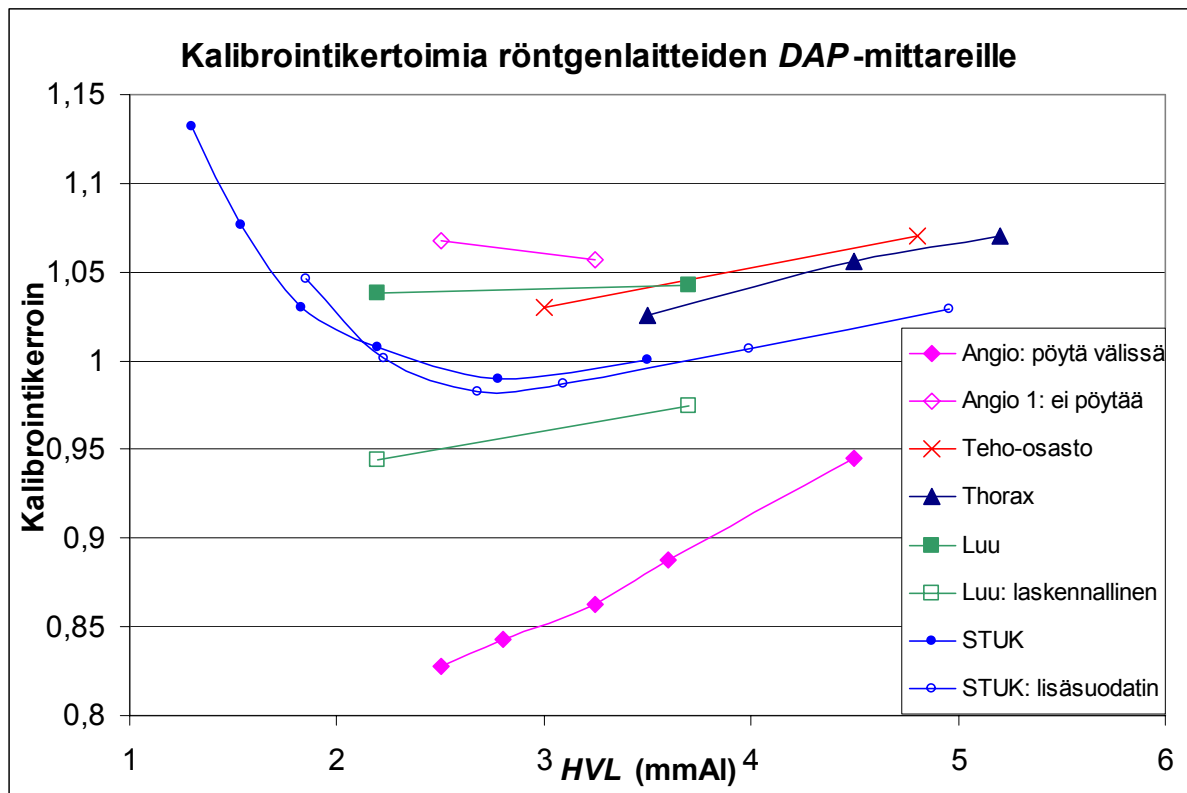
Tulosten perusteella kalibroitimenettelyksi valittiin  $J_D$ -menetelmä, jossa kalibrointi tehdään toisen DAP-mittarin avulla. Kalibrointi päätettiin suorittaa etäisyydellä 5 cm säteilykeilan lisärajoittimesta, joka on metrin etäisyydellä fokuksesta. Menetelmää testattiin suorittamalla kalibrointi kahdelle pohjoismaisessa DAP-mittareiden kalibroitivertailussa kiertäneelle mittarille (Gammex ja Doseguard) ja kolmelle muulle mittarille. Kuvassa 18 nähdään eri mittareiden saamat kalibroitikertoimet samalla kenttäkoolla ( $d = 56,6\text{mm}$ ). Eri kammioiden kalibroitikertoimet erosivat toisistaan enimmillään noin 20 %.



Kuva 18. Vertailumittareiksi kalibroittujen DAP-mittareiden kalibrointikertoimet HVL:n funktiona.

### 7.4.3 Kenttämittarin kalibrointi käyttöpaikalla

Säteilykeilan epätasaisuudesta ei aiheudu virhettä kenttämittarin kalibroinnissa, koska mittausta tehdään DAP-mittarilla, joka mittaa koko keilan alueelta. Kuten mittauksillakin todettiin, ilman absorptio vaikuttaa mittaustulokseen. Siksi on edullisinta suorittaa kalibrointi käyttöpaikalla mahdollisimman lähellä sitä paikkaa, missä potilas on tutkimustilanteessa. Tällä etäisyydellä myös keilan alueelle tuleva sironta on samanlaista kuin potilaaseen kohdistuvasa säteilykeilassa. Potilaan etäisyys laitteesta vaihtelee kuitenkin tutkimuksesta toiseen, eikä tarkkaa paikkaa tiedetä. Kalibroinnissa päädyttiin geometriaan, jossa laboratoriossa kalibroitu mittari asetetaan 30 cm:n etäisyydelle kalibroitavasta kammioista tai röntgenlaitteen ikkunasta. Kalibrointeja tehtiin viidellä eri röntgenlaitteella (kuva 19). Angiografialaitteella mittausta tehtiin sekä tutkimuspöytä sijoitettuna DAP-kammioiden väliin että ilman pöytää. Luukuvaslaitteella kalibroitiin myös röntgenlaitteen näyttämä laskennallinen DAP-arvo.



Kuva 19. Kalibrintikertoimia kenttämittareille.

## 8 Pohdinta

### 8.1 Mittarin tekniset ominaisuudet

Mittarin oman näytön kanssa mitatut vuotovirrat olivat mitättömän pieniä. Mittareihin voi olla asetettuna kynnyks, joka estää aivan pienten virtojen mittaamisen. Säteilytyksen aikana vuotovirta voi kuitenkin kasvaa, ja siksi vuotovirran aiheuttamaksi maksimipoikkeamaksi arvioitiin 0,1 % elektrometrillä saadun arvion perusteella.

### 8.2 Vaikutussuureet

#### 8.2.1 Ympäristöolosuhteet

Mittauksissa huomattiin, että paine- ja lämpötilakorjaus korjaa mittaustulosta hieman liikaa. Vaikutus on lähes samanlainen kaikille käytetyille *DAP*-kammioille. Tämä voi viitata siihen, etteivät kammiot ole täysin avoimia eikä ilma vaihdu niissä vapaasti. Mahdollisesti myös kammioiden ohuet seinämät voivat reagoida paineen muutoksiin siten, että keräystilavuus

muuttuu. Kaikki mittaukset tehtiin vallitsevassa ilmanpaineessa ja laboratorion vakioidussa lämpötilassa. Todennäköisesti samanlainen ilmiö näkyisi myös lämpötilan funktiona. Sen vaikutuksia olisi syytä tutkia, koska käyttöpaikoilla lämpötila saattaa lämpenevään röntgenlaitteeseen kiinnitetyssä kammiossa nousta huomattavasti. Tarkempisiin tuloksiin voitaisiin päästä käyttämällä esimerkiksi grafiitista valmistettuja *DAP*-mittareita. Tukevamat seinät kestäisivät paremmin olosuhteiden muutokset. Laboratorio-olosuhteissa tällaista kammiota on mahdollista käyttää, mutta diagnostisen laitteen kammion pitää olla läpinäkyvä, jotta valokenttää voitaisiin käyttää säteilykentän rajaamiseen.

Ympäristöolosuhteiden aiheuttamaa epävarmuutta arvioidaan paine- ja lämpötilakorjauskertoimen avulla. Jos mittaustulokselle ei tehdä paine- ja lämpötilakorjausta, sen epävarmuus on suurimmillaan korjauskertoimen ja ykkösen erotus. Jos korjaus tehdään, epävarmuuden on arvioitu olevan enimmillään puolet korjauskertoimen ja ykkösen erotuksesta. Näin arvioitu epävarmuus on suurempi kuin standardin (IEC 2000) mukainen korjatun tuloksen epävarmuus. Tutkimalla lisää eri kammioiden toimintaa eri ilmanpaineissa ja lämpötiloissa voitaisiin mahdollisesti pienentää ympäristöolosuhteista aiheutuvaa epävarmuutta. Hyvä selvitys vaatisi myös mittaushetkeä edeltävän lämpötila- ja painehistorian vaikutusten tutkimista.

### **8.2.2 *DAP*-nopeus**

Kun *DAP*-nopeus oli alle 5 mGy cm<sup>2</sup>/s, huomattiin mittaustuloksissa poikkeamia suhteessa monitorikammion näyttämään. Käyttöpaikoilla tämä on syytä huomata lasten läpivalaisututkimuksissa ja hampaiden panoraatomografiatutkimuksissa, joissa *DAP*-nopeudet ovat pieniä. Kalibrointeja tehtäessä *DAP*-nopeus on pienimmillään 7 mGy cm<sup>2</sup>/s. Vaihtelut pienillä *DAP*-nopeuksilla voivat johtua vuotovirrasta. Myöskään monitorikammion vaikutusta ei voi kokonaan sulkea pois, koska sen toimintaa pienillä annosnopeuksilla ei täysin tunneta.

### **8.2.3 *Säteilylaatu***

Kuten yleisesti tiedetään ja myös mittaustulosten avulla nähtiin, säteilylaadulla on suuri vaikutus kalibroitukertoimeen varsinkin pienillä energioilla. Tästä aiheutuvan kalibroitivirheen pienentämiseksi vertailumittarin kalibroitukerroin ilmoitetaan säteilylaadun *HVL*:n

funktiona. Käyttötarpeen mukaan harkitaan erikseen, kuinka monelle säteilylaadulle mittari on kalibroitava.

Mittaustulokset osoittavat eri mittareiden käyttäytyvän hieman eri tavoin säteilylaadun funktiona vaikka toiminta pääpiirteissään onkin samankaltaista. Larsson ym. (1996) totesivat tutkimuksessaan, että johtavan kerroksen materiaalilla on vaikutusta kammioiden energiariippuvuuteen. Samaan viittaavat myös omat mittaustulokset, joiden mukaan saman valmistajan kammiot käyttäytyivät säteilylaadun funktiona jokseenkin samalla tavalla (*kuva 18*). Absorptio kammion etuseinämän metallipinnoitteessa vaikuttaa kalibrintikäyrän muotoon varsinkin pienillä energioilla. Käyrän muoto osoittaa, että kammion havaitsemistehokkuus vähenee myös toiminta-alueen suurimmilla energioilla. Kalibrintikäyrän muodon analysoimiseksi tarvittaisiin tietoa kammioiden materiaaleista ja niiden vuorovaikutuksista. Tällaista fyysikaalista mallinnusta ei kuitenkaan ole käytetty tässä työssä eikä sen kirjallisuusviitteissä.

Mittanormaalien kalibrintikerroin on ilmoitettu yhdeksälle eri säteilylaadulle, joiden *HVL*-arvot tunnetaan. *HVL*:n funktiona esitetyn kuvaajan avulla suoritettua intrapolaation (ja ekstrapolaation) avulla saadaan kalibrintikertoimet STUKin laboratorioissa käytettäville säteilylaaduille. Tästä ja *HVL*-mittausten epävarmuudesta aiheutuu epävarmuutta referenssimittarin kalibrintikertoimelle sen toiminta-alueella noin  $\pm 0,4$  %. Säteilylaadulla RQR 2 kalibrintikertoimen arvo joudutaan ekstrapoloimaan kalibrintikäyrän jyrkällä osalla. Tällä säteilylaadulla kalibrintikertoimen epävarmuus voi olla jopa  $\pm 5$  %.

#### **8.2.4 Säteilykeilan pinta-ala**

Mittauksissa tutkittiin säteilykeilan pinta-alan muutosten vaikutuksia mittaustulokseen. Pinta-alan muutosten vaikutukset olivat suurimpia pienillä energioilla. Muutokset olivat erilaisia eri kammioilla ja vaihtelivat muutamasta promillesta muutamaan prosenttiin. Larsson ym. (1996) totesivat tutkimuksessaan, että johtavan kerroksen materiaali vaikuttaa myös pinta-alariippuvuuteen. Säteilykeilan pinta-alan vaikutus riippuu kammion teknisistä ominaisuuksista ja kammion eri osien vaste-eroista. Mittaustulosten erot voivat johtua myös pinta-alan ja mittaageometrian muutosten vaikutuksista todelliseen *DAP*-arvoon ja näin myös mittaustulokseen. Kammion vastetta mittarin eri kohdissa voidaan testata siten, että kentän koko pidetään vakiona mutta sen osumiskohtaa kammiossa muutetaan.

## 8.3 Ulkopuoliset tekijät

### 8.3.1 Mittausetäisyys ja väliaine

Ilman absorption vaikutuksesta *DAP* ei ole täysin riippumaton mittausetäisyydestä. *DAP*-arvon muutokset etäisyyden funktiona ovat niin pieniä, ettei *DAP*-kammion asettelun epätarkkuudesta aiheudu suurta virhettä. Yhden senttimetrin ero asettelussa aiheuttaa DCA 75-laadulla vain 0,07 %:n virheen (DCA 42:lla noin 1,3 %). Kolmenkymmenen senttimetrin etäisyys aiheuttaa säteilylaadulla DCA 75 noin 2 % virheen tuloksiin (DCA 42:lla noin 4 %). Ilman absorptiovaikutuksen lisäksi annosmittauksessa 1 cm asetteluvirhe metrin etäisyydellä aiheuttaa 2 % virheen mittaustulokseen.

### 8.3.2 Säteilykentän tasaisuus

Säteilykentän tasaisuus vaikuttaa *DAP*-mittaustulokseen, jos se tehdään erillisellä annosmittauksella. PTB-laboratoriossa kalibrointi tapahtuu *D·A*-menetelmää vastaavalla menetelmällä, mutta siellä säteilykeila on erittäin tasainen ja tarkasti rajattu, joten siitä aiheutuva virhe on pieni ja sisältyy ilmoitetun kalibrointikertoimen epävarmuusarvioon.

### 8.3.3 Fokuksen ulkopuolelta tuleva säteily

Säteilykeilan lisärajoittimen kanssa ja ilman sitä tehdyissä annosmittauksissa rajoittimen aiheuttamat erot ovat suurimpia, kun aukon koko on pieni. Tähän voi vaikuttaa myös tasolevykammion tehty kalibrointi, jossa kammio varsineen on kokonaan keilassa ja varren aiheuttama vaikutus on mukana kalibroinnissa. Kun tasolevykammiota käytetään kapeassa keilassa siten, ettei varsi ole keilassa, se antaa vääriä tuloksia. Etäisyyden kasvaessa myös keilan koko kasvaa ja varren vaikutus pienenee. Mittaustulosten mukaan säteilykeilan lisärajoittimen aiheuttama ero kuitenkin kasvaa etäisyyden kasvaessa. Tämä voi johtua fokuksen ulkopuolelta tulevasta säteilystä, jonka pääsyn kammioon lisärajoitin estää.

*DAP*-arvo pienenee ilman absorption vaikutuksesta etäisyyden kasvaessa. Etäisyydellä 3 - 5 cm säteilykeilan lisärajoittimesta *DAP*-arvot ovat kuitenkin suurempia kuin absorption perusteella voisi odottaa (*kuva 16*). Muutokset ovat kuitenkin hyvin pieniä eivätkä mittaustulokset riitä johtopäätösten tekemiseen.

## **8.4 Kalibrointimenetelmät**

### **8.4.1 Vertailumittarin kalibrointimenetelmä**

*D·A*-menetelmän avulla määritetty *DAP*-arvo oli aina pienempi kuin *DAP*-mittarin avulla saatu tulos (kuva 17). Mittarin toiminta-alueella ero vaihteli välillä 2 - 4 %, mutta kasvaa pienimmillä energioilla vielä suuremmaksi. Tulosten väliset erot voivat johtua säteilykentän epätasaisuuden ja fokuksen ulkopuolelta tulevan säteilyn vaikutuksista. Nämä tekijät vaikuttavat myös *D·A*-menetelmän suurempaan epävarmuuteen. Osittain erot voivat johtua myös eri primaarinormaalilaboratorioihin johtavista jäljitettävyyssreiteistä, joiden vaikutusta voitaisiin selvittää kalibroimalla annosmittarit ja *DAP*-mittarit samassa primaarinormaalilaboratoriossa.

### **8.4.2 Vertailumittarin kalibrointi laboratoriossa**

Kalibroitavan mittarin näyttämää verrataan kalibroidun *DAP*-kammion avulla saatuun todelliseen *DAP*-arvoon. Kalibrointi tehdään yleensä kaikilla säteilylaaduilla, jolloin kalibrointikerroin annetaan *HVL*:n funktiona. Mittarin vasteen määrittämiseksi erikokoisille kentille kalibrointi on syytä tehdä käyttäen kaikkia kolmea säteilykeilan rajoitinta ainakin yhdellä säteilylaadulla. Muilla säteilylaaduilla tämä tehdään asiakkaan tarpeiden mukaan.

Vertailumittari on kalibroitu mittaamaan mittariin tulevaa säteilyä, joten sitä ei voi käyttää potilasmittauksissa ilman eri kalibrointia. Jos vertailumittaria halutaan käyttää myös potilasmittauksissa, se pitää erikseen kalibroida mittaamaan kammion läpäisyyttä säteilyä.

### **8.4.3 Kenttämittarin kalibrointi käyttöpaikalla**

Kenttämittarin kalibroinnissa mitataan samanaikaisesti laitteen omalla *DAP*-mittarilla ja vertailumittarilla. Laboratorion tasaisessa ja lisärajoittimen avulla rajatussa säteilykeilassa *D·A*-menetelmän ja  $\int D$ -menetelmän avulla saatavan tuloksen välillä huomattiin eroja. Kenttämittareiden käyttöpaikoilla sairaaloissa säteilykeilan tasaisuus ja sen rajaus voi olla huonompi ja siitä aiheutuva epävarmuus yksinkertaistettua kalibrointimenetelmää käytettäessä vielä suurempi kuin laboratoriossa. Vertailumittaria avulla tehtävässä kalibroinnissa tätä ongelmaa ei



ole. Lisäksi vältetään yksinkertaistetussa menetelmässä tarvittavilta tarkoilta etäisyyksistä ja pinta-ala mittauksilta, jotka aiheuttavat lisäepävarmuutta kalibrointiin.

Vertailumittarin kalibrointikerroin ilmoitetaan puoliintumispaksuuden *HVL* funktiona, mutta käyttöpaikoilla ei useinkaan ole tiedossa laitteen tuottaman säteilyn *HVL*-arvoa. Arvio siitä kuitenkin tarvitaan, jotta voitaisiin käyttää oikeaa vertailumittarin kalibrointikerrointa. Arvio saadaan tunnetun suodatuksen ja putkijännitteen avulla tai mittaamalla. Vertailumittarin kalibrointikertoimen määrittämiseen tarvittavan *HVL*-arvion epävarmuus aiheuttaa kalibrointikertoimeen epävarmuutta noin 2 %. Kun kalibrointi tehdään rajatulla toiminta-alueella yli 95000 Pa ilmanpaineessa ja alle 25 °C lämpötilassa ja käytetään paine- ja lämpötilakorjauskerrointa, ympäristöolosuhteiden muutoksista aiheutuva epävarmuus on noin 1 %. Kalibroinnissa käytettävän vertailumittarin kalibrointikertoimen epävarmuus on 2,6 %. Kun yhdistetään nämä suurimmat ja muut pienemmät komponentit, saadaan käyttöpaikalla suoritettun kalibroinnin kokonaisepävarmuudeksi noin  $\pm 5,3$  %.

*Kuvassa 19* on esitetty käyttöpaikalla tehdyissä kalibroinneissa mitatut kalibrointikertoimet. Vertaamalla VacuDap-mittarille suoritettua kalibrointia eri laitteisiin kiinnitettynä (Teho-osasto, Thorax, Luu ja molemmat STUK-mittaukset) nähdään, että samallakin kammioilla voi olla eri kalibrointikerroin eri laitteilla, ja siksi kalibrointi on tarpeen tehdä aina mittarin omalla käyttöpaikalla. Röntgenlaitteiden erilaiset rakenteet ja materiaalit sirottavat säteilyä eri tavoin, ja siksi potilasmittauksissa käytettävät *DAP*-mittarit olisi kalibroitava käyttöpaikassaan siten, että mittausasetelmassa esiintyvä sironta olisi kalibroinnissa sama kuin potilastutkimuksen aikana. Kalibrointi olisi tehtävä uudelleen, jos asetelmaa muutetaan tai elektrometri tai kammio vaihdetaan.

Käyttöpaikoilla tehtävissä kalibroinneissa esiintyy monenlaisia käytännön tilanteita, joissa kalibroinnin toteutustapa joudutaan miettimään erikseen. Angiografialaitteessa säteilykeila voi kohdistua potilaaseen suoraan tai tutkimuspöydän läpi. Tutkimuspöydän aiheuttama vaimennus oli noin 20 %. On siis erittäin tarpeellista käyttää eri kalibrointikerrointa pöytälevyn läpi ja suoraan tehtäville tutkimuksille. Käyttöpaikalla tehtävälle kalibroinnille kirjoitetaan erilaisiin käytännön tilanteisiin soveltuva ohje, jonka avulla kalibroinnin voi suorittaa.

Käytännössä röntgenlaitteilla ei aina ole omaa mittaria, vaan yhtä *DAP*-mittaria siirretään laitteelta toiselle ja sillä tehdään vaaditut potilasannosmittaukset. Mittaustulosten mukaan *DAP*-kammio vaimentaa säteilyä noin 15 %. Jos käytetään vakioasetuksia, potilas saa pienemmän annoksen silloin, kun kammio on kiinni laitteessa kuin kuvatessa ilman kammiota. Vaikka laitteissa olisikin omat *DAP*-mittarit, sairaaloilla ei usein ole varaa hankkia pelkkään kalibrointiin tarkoitettua vertailumittaria. Ratkaisuna voisi olla sairaanhoitopiiriin hankittava yhteinen *DAP*-mittari, jonka avulla koko piirin laitteiden mittarit voitaisiin kalibroida. Myös huoltoliikkeillä voisi olla tällainen vertailumittari, ja ne voisivat suorittaa kalibrointeja ja mittauksia huoltojen yhteydessä.

Potilasannosmittausten epävarmuus pitää arvioida erikseen mittaustilanteesta riippuen. Jos tutkimuksissa käytettävien säteilylaatuojen *HVL*-arvo on suurempi kuin 2 mm Al, ollaan kammion kalibrointikäyrän melko tasaisella alueella. Jos tällä alueella käytetään yhtä yhteistä kalibrointikerrointa, säteilylaadun vaihtelun aiheuttama epävarmuus on noin 2 %. Potilasannosmittauksissa ei yleensä käytetä paine- ja lämpötilakorjausta, mikä aiheuttaa tulokseen melko suuren epävarmuuden. Jos mittarin toiminta-aluetta rajoitetaan siten, että mittausta suoritettaessa lämpötila on pienempi kuin 40 °C ja ilmanpaine on suurempi kuin 95000 Pa, saadaan näiden aiheuttamaksi epävarmuudeksi noin 2,8 %. Ottamalla mukaan kenttämittarin kalibrointikertoimen epävarmuus 5,3 % ja muut, pienemmät komponentit voidaan karkeasti arvioida potilasannosmittausten epävarmuudeksi noin ±9 %.

## 9 Johtopäätökset

Työn tarkoituksena oli myös kehittää röntgenkuvauslaitteiden *DAP*-mittareille yhtenäinen, helppo ja tarkka kalibrointimenettely. Kalibrointeja mittareiden käyttöpaikoilla on tarkoitus suorittaa vertailumittareiden avulla, jotka ovat tähän tarkoitukseen kalibroituja *DAP*-mittareita. Mittaustulosten perusteella päädyttiin vertailumittarin kalibroinnissa käyttämään kalibroinnissa toista *DAP*-mittaria, joka on kalibroitu primaarinormaalilaboratoriossa. Vertailumittarin kalibrointikertoimen kokonaisepävarmuudeksi arvioitiin ±2,6 % luotettavuusvälillä 95 %. Vastaavasti vertailumittarin avulla käyttöpaikalla tehtävän kenttämittarin kalibroinnin kokonaisepävarmuudeksi arvioitiin ±5,3 %. *DAP*-mittareiden toimintaa tutkittaessa ja huomattiin, että mittareilla käytettävä paine- ja lämpötilakorjaus on hieman liian suuri. Tästä

aiheutuva lisäepävarmuus on sitä suurempi mitä enemmän mittaolosuhteet poikkeavat normaalipaineesta ja -lämpötilasta.

Kalibrointimenettely otettiin käyttöön Säteilyturvakeskuksen kalibrointilaboratoriossa. Vertailumittareita kalibroidiin laboratoriossa ja kenttämittareita niiden käyttöpaikoissa. Toisen *DAP*-mittarin avulla suoritettu kalibrointi on helppo toteuttaa molemmissa vaiheissa. Mittausasetteluista ja säteilykeilan ominaisuuksista ei aiheudu suurta epävarmuutta kalibrointiin. Kenttämittarin kalibrointi voidaan suorittaa sen omalla käyttöpaikalla käyttötarpeen mukaan. Kalibroitua vertailumittaria voidaan kierrättää eri sairaaloissa, ja sen avulla voidaan kalibroida useita laitteita.

## **Kiitokset**

Työ tehtiin Säteilyturvakeskuksessa, jossa tutkimukselle tarjottiin todella hyvät puitteet. Haluan kiittää Dosimetrialaboratorion koko henkilökuntaa ja kaikkia muitakin Säteilyturvakeskuksen työntekijöitä, jotka ovat myötävaikuttaneet työn onnistumiseen. Kiitän myös dos. Sauli Savolaista tämän mahdollisuuden järjestämisestä ja lääketieteellisen fysiikan ihmeelliseen maailmaan johdattamisesta. Suurkiitos kuuluu myös taustalla kannustaneelle tukijoukolle: Mikalle, Leilalle, Rainelle ja Kismirnofille.

Helsingissä elokuussa 2004

Paula Pöyry

## Kirjallisuusluettelo

Attix, F.H., 1986: *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, New York.

Euroopan unionin neuvosto, 1997: *direktiivi 97/43/Euratom henkilöiden terveyden suojelemisesta ionisoivan säteilyn aiheuttamilta vaaroilta lääketieteellisen säteilyaltistuksen yhteydessä ja direktiivin 84/466/Euratom kumoamisesta*. EYVL L180, s. 22–27.

Faulkner, K., Busch, H. P., Cooney, P., Malone, J. F., Marshall, N. W. and Rawlings, D. J., 1992: *An international intercomparison of dose-area product meters*. Radiation Protection Dosimetry; 43, s. 131-134.

Gfirtner, H., Stieve, F-E, Wild, J. 1997: *A new Diamentor for measuring kerma-area product and air-kerma simultaneously*. Med. Phys.; 24, s. 1954-1959.

Harju, O., Toivonen, M., Tapiovaara, M., Parviainen, T., 2002: *X-ray tube output based calculation of patient entrance surface dose: validation of the method*. Radiation protection in the 2000s - theory and practice, STUK- A195, s. 280-286.

Ikäheimonen, T. K., 2002, *Säteily ja sen havaitseminen, Säteilysuorallisuus-kirjasarjan 1. osa*. Säteilysuorakeskus, Hämeenlinna.

International Atomic Energy Agency (IAEA) 2000: *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy*. Technical reports series No.398, Vienna.

International Commission on Radiological Protection (ICRP) 1991: *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford; Ann. ICRP 21.

International Commission on Radiation Units and measurements (ICRU) 2001: *Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging draft 3 July 2001*. (Lopullinen raportti painossa)

International Electrotechnical Commission (IEC) 2001: *Medical electrical equipment - Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography*. Amendment 1:2002 IEC 60601-2-44.

International Electrotechnical Commission (IEC) 2000: Second edition: *Medical electrical equipment - Dose area product meters*. IEC 60580.

International Electrotechnical Commission (IEC) 1994: *Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics*. IEC 61267.

International Organization for Standardization (ISO), 1995: *Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM)*.

Larsson, J. P, Persliden, J., Sandborg, M. and Carlsson, G. A, 1996: *Transmission ionization chambers for measurements of air collision kerma integrated over beam area. Factors limiting the accuracy of calibration*. Phys. Med, Biol.; 41, s. 2381-2398.

Larsson, J. P, Persliden, J. and Carlsson, G. A 1998: *Ionization chambers for measuring air kerma integrated over beam area. Deviations in calibration values using simplified calibration methods*. Phys. Med. Biol.; 43, s. 599-607.

Le Heron, J. C. 1992: *Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examination from measurements of the dose-area product*, Phys. Med. Biol.; 37, s. 2117-2126.

McDonald, S., Martin, C. J., Darragh, C. L., Graham, D.T., 1996: *Dose-area product measurements in paediatric radiography*. Br J Radiol.; 69, s. 318-325.

McParland, B. J., 1998: *Entrance skin dose estimates derived from dose-area product measurements in interventional radiological procedures*. Br J Radiol.; 71, s. 1288-1295.

Paile, W, 2002: *Säteilyn terveysvaikutukset*, Säteilyturvallisuus-kirjasarjan 4. osa. Säteilyturvakeskus, Hämeenlinna.

Parry, C. K., Chu, R. Y. L., Eaton, B.G., Chen, C.-Y., 1996: *Measurement of skin entrance exposure with a dose-area-product meter at chest radiography*. Radiology; November, s. 574-575.

Pukkila, O., Korpela, H., Järvinen, H., 1999: *Säteilyn lääketieteellinen käyttö*. Säteilyn käyttö ja muu säteilytoiminta, STUK-B-STO 39, s. 17.

Pukkila, O., 2004: *Säteilyn käyttö*, Säteilyturvallisuus-kirjasarjan 3. osa. Säteilyturvakeskus (luonnos kesäkuussa 2004).

Semenoja, S., Ehder, T., Lassila, A., Heinonen, M., 2002: *Metrologiasta lyhyesti*. EUROMET hanke no. 595, Suomennettu painos Helmikuu 2002, Helsinki.

Shrimpton, P. C. and Wall, B. J., 1982: *An evaluation of the Diamentor transmission ionisation chamber in indicating exposure-area product ( $R\text{ cm}^2$ ) during diagnostic radiological examinations*. Phys. Med. Biol.; 27: s. 871-878.

Shrimpton, P. C., Wall, B. J., Jones, D. J. and Fisher, E. S., 1984: *The measurement of energy imparted to patients during x-ray examinations using the Diamentor exposure-area product meter*. Phys. Med. Biol.; 29, No. 10, s. 1199-1208.

Sosiaali- ja terveysministeriö, 423/2000: säteilyn lääketieteellisestä käytöstä, Helsinki.

Suomen standardoimisliitto SFS, 2001: *Suuret ja yksiköt. SI-mittayksikköjärjestelmä*. SFS-käsikirja 19, Helsinki.

Säteilyturvakeskus (STUK) 2000: *Potilastutkimusten vertailutasot aikuisille 8.12.2000*. Kirje turvallisuusluvan haltijoille 596/310/00.

Säteilyturvakeskus (STUK) 2004a: *Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltituksen määrittäminen*. STUK 1/2004.

Säteilyturvakeskus (STUK) 2004b: *Lasten röntgentutkimusten säteilyannokset*. Kirje toiminnan harjoittajille 51/300/04.

Tapiovaara M., Lakkisto M., Servomaa, A., 1997: *PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations*. STUK-A139, Säteilyturvakeskus, Helsinki.

Toivonen, H., Rytömaa, T., Vuorinen A., 1988: *Säteily ja turvallisuus*. Säteilyturvakeskus, Helsinki

Zoetelief, J., Pernicka, F., Carlsson, G. A., Dance, D. R., Werd, L. A., Drexler, G., Järvinen, H., Kramer, H-M., Ng, K-N., 2003: *Dosimetry in diagnostic and interventional radiology; International Commission on Radiation Units and Measurements and IAEA activities, (IAEA-CN- 96/39), Standards and codes of practice in medical radiation dosimetry*. Proceedings of an International Symposium, Vienna, 25 -28 November 2002;1 , IAEA, s. 387-404.

## Luonnos

Epävarmuusarvio: Röntgendiagnostiikan annoksen ja pinta-alan tulon vertailumittarin kalibrointi röntgenkuvauslaitteiden mittauksiin (RQR-säteilylaadut, IEC 1267).

## Kalibrintikertoimen laskentakaavat:

$$DAP - nopeus_{tod} = I \cdot k_p \cdot k_T \cdot k_{s,tod} \cdot N_{DAP,tod} \quad (1)$$

$$DAP - nopeus_{kal} = M' \cdot k_{s,kal} / t_s \quad (2)$$

$$N_{DAP} = \frac{DAP - nopeus_{tod}}{DAP - nopeus_{kal}} \quad (3)$$

Kaavoissa käytetyt merkinnät: Alaviitteet *tod* ja *kal* viittaavat mittanormaalilla mitattavan todellisen arvon ja kalibroitavalla mittarilla mitattavan arvon mittauksiin. *I* on ionisaatiovirta, *k<sub>p</sub>* ilmanpaineekorjauskerroin, *k<sub>T</sub>* lämpötilakorjauskerroin, *k<sub>s</sub>* rekombinaatiokorjauskerroin, *N<sub>DAP, tod</sub>* mittanormaalien kalibrintikerroin, *M'* kalibroitavan kammion mittaustulos, *t<sub>s</sub>* säteilytysaika ja *N<sub>DAP</sub>* kalibroinnin tuloksena kalibroitavalle mittarille saatava kalibrintikerroin.

Epävarmuustekijä	Parametri (kaavat 1 ja 2), johon epävarmuustekijä vaikuttaa	Tyypin A epävarmuus (hajonta, 1 SD) %	Tyypin B epävarmuus (hajonta, 1 SD) %
<b>1. Todellisen DAP-nopeuden mitta</b>			
(a) ionisaatiovirran mitta	<i>I</i>	0,01	
(b) DAP-kalibrintikertoimen vakioisuus	<i>N<sub>DAP, tod</sub></i>		0,06
(c) vuotovirta	<i>I</i>		0,06
(d) vasteen pinta-ala riippuvuus	<i>I</i>		0,09
(e) lämpötilakorjaus	<i>k<sub>T</sub></i>		0,12
(f) painekorjaus	<i>k<sub>p</sub></i>		0,96
(g) DAP-nopeus	<i>I</i>		
(h) rekombinaatiokorjaus	<i>k<sub>s, tod</sub></i>		0,01
(i) kalibrintispektrien ero	<i>I</i>		0,23
(j) kalibrintikenttien tasaisuus erot	<i>I</i>		
<i>Neliösumma</i>		0,01	1,00
<i>Yhdistetty epävarmuus ( 1SD, %) k=1</i>		1,00	
<i>Yhdistetty epävarmuus ( 2 SD, %) k=2</i>		2,00	
(k) referenssinormaalien kalibrintikerroin, (2 SD, %) k=2	<i>N<sub>DAP, tod</sub></i>	1,50	
<b>1. Kokonaisepävarmuus, (2 SD, %) k=2</b>		2,50	



<b>2. DAP-nopeuden mittauss kalibroituavalla mittarilla</b>			
(a) toistuvuus	$M'$	0,10	
(b) luentatarkkuus	$M'$	0,10	
(c) vuotovirta	$M'$		0,06
(d) DAP-nopeus	$M'$		
(e) rekombinaatio	$k_{s, kal}$		0,01
(f) vasteen pinta-ala riippuvuus	$M'$		0,29
(g) asettelu kalibrointitietäisyydelle	$M'$	0,03	
(h) säteilytusaika	$t_s$		
<i>Neliösumma</i>		0,14	0,29
<i>Yhdistetty epävarmuus ( 1 SD, %) k=1</i>		0,33	
<b>2. Kokonaisepävarmuus (2 SD, %) k=2</b>		0,66	
<b>1. ja 2. Kalibrointikertoimen kokonaisepävarmuus (2 SD, %) k=2</b>		2,59	

### Lisätietoja:

Epävarmuudet on arvioitu tämän Pro gradu- työn kappaleessa 2.3.2 esitetyllä tavalla.

### Perustelut epävarmuusarvioihin

Kohta	Aihe	Perustelut
1 (a)	Ionisaatiovirran mittauss	Mittauksissa tehtiin kolme sarja, joissa oli kymmenen viiden sekunnin varausmittausta. Tuloksista laskettiin keskiarvo ja hajonta, joka oli noin 0,01 %.
1 (b)	Kalibrointikertoimen vakioisuus	Kammiolla ei ole tehty varsinaisia vakioisuusmittauksia. Vasteen muutosten arviointiin on käytetty samana päivänä tehtyjen mittaustulosten vaihtelua. Tämän perusteella on arvioitu $a = 0,1$ %.
1 (c)	Vuotovirta	Keithley-elektrometrillä vuotovirta vaihteli ja oli suurimmillaan 0,4 pA. Kalibroinnissa käytetyistä virroista pienin on 350 pA. Kammion vuotovirta vaihtelee ja se voi olla erilainen mittauksen aikana. Arvioitu $a = 0,1$ %.
1 (d)	DAP-mittarin vasteen pinta-ala riippuvuus	Vertailemalla Diamentor-kammiolla mittausten eroja pienimmällä (12 cm <sup>2</sup> ) ja suurimmalla kenttäkoolla (50cm <sup>2</sup> ), todettiin kenttäkoon vaihtelun vaikutukseksi suurimmillaan 0,3 %. Arvioitu $a = 0,15$ %
1 (e)	Lämpötila- ja	Paine- ja lämpötilakorjauskerroin korjaa lukemaa hieman liikaa ja virheen suuruus on riippuvainen kammiosta. On arvioitu, että korjauskertoimella korjaamattoman tuloksen aiheuttama virhe on suurimmillaan korjauskertoimen ja ykkösen välinen ero. Korjatun tuloksen epätarkkuus on puolet tästä. Tämä arvio ottaa huomioon sekä mittanormaalille että kalibroituavalle mittarille aiheutuvan epävarmuuden. Lukematarkkuuden aiheuttama
1 (f)	painekorjaus	

Kohta	Aihe	Perustelut
		epätarkkuus on tämän rinnalla mitättömän pieni.
1 (g)	<i>DAP</i> -nopeus	e) Kalibroinnissa lämpötila on suurimmillaan 22,5 °C ja tällöin kalibrointikerroin 1,00853 (paine vakio) $a = 0,22 \%$
1 (h)	Rekombinaatiokorjaus	f) Suomessa ilmanpaine on pienimmillään noin 95000 Pa silloin korjauskerroin 1,0663 (lämpötila vakio) $a = 1,66 \%$ Vaikutus on arvioitu merkityksettömän pieneksi.
1 (i)	Kalibrointispektrien ero	Mittaustuloksia ei ole vielä riittävästi, mutta arvio on tehty RQR 5-laadulla niin, että ilmakermanopeus on noin puolet kalibroinnissa käytettävästä. On ajateltu, että todellinen ilmiö on suurimmillaan kaksinkertainen, $a = 0,01 \%$ PTB:n RQR-laadut poikkeavat STUKin IEC-RQR-laaduista. Referenssikammion kalibrointikerroin saadaan <i>HVL</i> :n perusteella PTB:n kalibrointitodistuksesta. <i>HVL</i> -arvion aiheuttama epätarkkuus kalibrointikertoimeen on noin 5 yksikköä ja kerroin on noin 1500. STUKin <i>HVL</i> -arvojen epävarmuuden perusteella arvioitiin $a = 0,4 \%$ (RQR 2:lle 5 %)
1 (j)	Kalibrointikenttien tasaisuus erot	PTB:n keilan epätasaisuuden vaikutus on mukana kalibrointikertoimen epävarmuudessa. STUKin kentän epätasaisuudesta ei pitäisi aiheutua epävarmuutta tulokseen, koska <i>DAP</i> -mittari mittaa koko keilan alueelta ja epätasaisuudet kuuluvat todelliseen <i>DAP</i> -arvoon.
1 (k)	Referenssinormaalien kalibrointikerroin	Lukuarvot on saatu primaarilaboratorion (PTB) antamasta mittanormaalien kalibrointitodistuksesta. Kattavuuskerroin $k=2$ .
2 (a)	Toistuvuus	Toistomittausten keskihajonta suurimmillaan 0,1 %.
2 (b)	Luentatarkkuus	Vertailumittareiksi suositeltavissa mittareissa 0,01 $\mu\text{Gy m}^2$ .
2 (c)	Vuotovirta	Oman näytön kanssa vuotovirtaa ei ole. Arvio 1(c):n mukaan $a=0,1\%$
2 (d)	<i>DAP</i> -nopeus	Vaikutus arvioitu merkityksettömän pieneksi
2 (e)	Rekombinaatio	Kuten 1 (h)
2 (f)	<i>DAP</i> -mittarin vasteen pinta-ala riippuvuus	Huomautus: Tämä riippuu mittarista Vertailemalla useiden eri kammioiden mittaustuloksien eroja pienimmällä (12 cm <sup>2</sup> ) ja suurimmalla kenttäkoolla (50cm <sup>2</sup> ) arvioitiin, että maksimipoikkeama on hyvillä kammioilla alle 0,5 %. $a = 0,25 \%$
2 (g)	Asettelu kalibrointietäisyydelle	On arvioitu, että kammion keskipisteen paikka eroaa enintään 3 mm halutusta mittausetäisyydestä. Tämän paksuisen ilmakerroksen absorptio vaikuttaa <i>DAP</i> -arvoon 0,03 %.
2 (h)	Säteilytysaika	Kalibrointiin käytettävällä säteilytys ajoilla ajan epävarmuuden vaikutus arvioidaan mitättömän pieneksi.