

# **Dosimetrie in de Radiologie: Stralingsbelasting van de Patiënt en Werknemers**

NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE

Rapport 17 van de Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie

**Auteurs:**

**J.J. Broerse**

**P.J.H. Kicken**

**W. Teeuwisse**

**W. de Vries**

**J. Zoetelief**

**D. Zweers**

**Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie**

**Subcommissie Radiologie**

**Maart 2007**



## Preface

The Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie (NCS, Netherlands Commission on Radiation Dosimetry) was officially established on 3 September 1982 with the aim of promoting the appropriate use of dosimetry of ionizing radiation both for scientific research and practical applications. The NCS is chaired by a board of scientists, installed upon the suggestion of the supporting societies, including the Nederlandse Vereniging voor Radiotherapie en Oncologie (Netherlands Society for Radiotherapy and Oncology), the Nederlandse Vereniging voor Nucleaire Geneeskunde (Dutch Society of Nuclear Medicine), the Nederlandse Vereniging voor Klinische Fysica (Dutch Society for Medical Physics), the Nederlandse Vereniging voor Radiobiologie (Netherlands Radiobiological Society), the Nederlandse Vereniging voor Stralingshygiëne (Netherlands Society for Radiological Protection), the Nederlandse Vereniging Medische Beeldvorming en Radiotherapie (Dutch Society Medical Imaging and Radiotherapy), the Nederlandse Vereniging voor Radiologie (Radiological Society of the Netherlands) and the Belgische Vereniging voor Ziekenhuisfysici/Société Belge des Physiciens des Hôpitaux (Belgian Hospital Physicists Association).

To pursue its aims, the NCS accomplishes the following tasks: participation in dosimetry standardisation and promotion of dosimetry intercomparisons, drafting of dosimetry protocols, collection and evaluation of physical data related to dosimetry. Furthermore the commission shall maintain or establish links with national and international organisations concerned with ionizing radiation and promulgate information on new developments in the field of radiation dosimetry.

Current members of the board of the NCS:

S. Vynckier, chairman  
B.J.M. Heijmen, vice-chairman  
E. van Dijk, secretary  
J. Zoetelief, treasurer  
A.J.J. Bos  
A.A. Lammertsma  
J.M. Schut  
F.W. Wittkämper  
D. Zweers

## **Dosimetrie in de Radiologie: Stralingsbelasting van de Patiënt en Werknemers**

Het huidige rapport is opgesteld door een subcommissie van de Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie (NCS) bestaande uit Nederlandse wetenschappers. De werkzaamheden hebben aanzienlijk langer geduurd dan verwacht door vertraging in de publicatie van een rapport op het gebied van patiëntendosimetrie voor röntgenstraling die wordt gebruikt bij de medische beeldvorming door de International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). De NCS aanbevelingen zijn in lijn met die van de ICRU.

Leden van de subcommissie:

J. Zoetelief (voorzitter)

J.J. Broerse

P.J.H. Kicken

W. Teeuwisse

W. de Vries

D. Zweers

# Inhoudsopgave

<b>Preface</b> .....	<b>i</b>
<b>Subcommissie</b> .....	<b>ii</b>
<b>Inhoudsopgave</b> .....	<b>iii</b>
<b>Samenvatting</b> .....	<b>1</b>
<b>Summary</b> .....	<b>2</b>
<b>Afkortingen</b> .....	<b>3</b>
<b>Lijst van symbolen</b> .....	<b>5</b>
<b>1. Inleiding</b> .....	<b>7</b>
<b>2. Stralingsgrootheden en –eenheden</b> .....	<b>8</b>
2.1 <i>Fundamentele grootheden en eenheden</i> .....	8
2.2 <i>Bron gerelateerde grootheden en eenheden</i> .....	9
2.3 <i>Veld gerelateerde grootheden en eenheden</i> .....	12
<b>3. Risico's van straling</b> .....	<b>17</b>
3.1 <i>Biologische effecten</i> .....	17
3.2 <i>Stralingsbeschermingsgrootheden</i> .....	22
<b>4. Methoden voor dosismeting</b> .....	<b>25</b>
4.1 <i>Actieve dosimeters: ionisatiekamers</i> .....	25
4.2 <i>Actieve dosimeters: halfgeleiderdetectoren</i> .....	29
4.3 <i>Passieve dosimeters: TLD</i> .....	30
4.4 <i>Luchtkerma-oppervlakte product meters</i> .....	30
4.5 <i>Dosimeters voor de werknemer</i> .....	32
<b>5. Bepaling van de stralingsbelasting van de patiënt</b> .....	<b>33</b>
5.1 <i>Bepaling van de effectieve dosis in de praktijk</i> .....	33
5.2 <i>Praktische overwegingen bij dosismetingen</i> .....	34
5.3 <i>Gebruik van een fantoom voor dosismetingen</i> .....	35
5.4 <i>Effectieve dosis tijdens radiologisch onderzoek in Nederland</i> .....	36
5.5 <i>Referentiewaarden in Europa</i> .....	41
5.6 <i>Referentiewaarden in Nederland</i> .....	43
<b>6. Stralingsdosimetrie voor werknemers</b> .....	<b>44</b>
6.1 <i>Persoonsdosimetrie bij radiologie</i> .....	44
6.2 <i>Effectieve dosis en persoonlijke beschermingsmiddelen</i> .....	48
6.3 <i>Relatie tussen effectieve dosis en oppervlakedosis in de halsstreek</i> ..	50

6.4 Relatie tussen effectieve dosis en luchtkerma-oppervlakte product....	52
6.5 Samenhang persoonsdosimetrie en optimalisatie stralingshygiëne....	53
<b>7. Methoden voor de bepaling van beeldkwaliteit.....</b>	<b>56</b>
<b>8. Dosisreductie voor patiënten en werknemers.....</b>	<b>61</b>
8.1 Mogelijkheden voor dosisreductie bij patiënten.....	62
8.2 Mogelijkheden voor dosisreductie bij werknemers.....	66
<b>Appendices</b>	
<b>A1. Kalibratie van dosimetrie-apparatuur.....</b>	<b>68</b>
A1.1 Kalibratie tegen primaire standaarden van het Nederlands Meetinstituut (NMI) .....	68
A1.2 Kalibratie voor verschillende röntgenspectra .....	71
<b>A2. Backscatterfactoren.....</b>	<b>74</b>
<b>Referenties.....</b>	<b>78</b>

## Samenvatting

Dosimetrie in de radiologie heeft een impuls gekregen door de Europese richtlijn betreffende medische blootstellingen. Tot 1996 bleef dosimetrie bij radiologie beperkt tot enkele academische ziekenhuizen. De grootheden en eenheden die (internationaal) worden gebruikt waren verwarrend om een aantal redenen. Vaak werd, bijvoorbeeld, niet aangegeven of terugverstrooide straling (backscatter) wel of niet was meegenomen. Het materiaal waarin kerma of dosis is bepaald werd niet altijd vermeld. Verschillende namen werden gehanteerd als men dezelfde grootheid bedoelt.

Aanbevelingen over stralingsgrootheden voor de radiologie zijn in veel gevallen specifiek voor een bepaald toepassingsgebied, zoals radiografie, doorlichten, mammografie en computer tomografie. De specifieke grootheden en –eenheden in het huidige rapport zijn gebaseerd op een recent rapport van de International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) over patiëntendosimetrie voor röntgenstraling bij medische beeldvorming. Daarnaast zijn de belangrijkste biologische effecten, gerelateerd aan de risico's van straling, samengevat.

Praktische aanbevelingen zijn gegeven voor de bepaling van de stralingsbelasting van de patiënt en werknemers. Verder is informatie verstrekt over methoden voor dosismeting die relevant zijn voor de radiologie. Bij radiologie moet een afweging worden gemaakt tussen de voor- en nadelen van het gebruik van straling, te weten het stellen van de juiste diagnose en de inductie van radiobiologische schade. De juiste diagnose kan alleen worden gesteld bij voldoende diagnostische informatie, waarbij de beeldkwaliteit van belang is. Daarom zijn methoden voor bepaling van beeldkwaliteit kort samengevat. Mogelijkheden voor dosisreductie bij patiënten en werknemers zijn samengevat. Informatie over kalibratie van dosimetrie-apparatuur en over backscatterfactoren is gegeven in appendices.

## SUMMARY

Dosimetry in radiology has been stimulated by the European Council Directive on Medical Exposures. Until 1996, dosimetry in radiology was mainly restricted to a few, usually university, hospitals. The quantities and units used (internationally) were confusing due to a number of reasons. It was often not clear if backscattered radiation was included in the measurements or not. The material in which kerma or absorbed dose is expressed was usually not indicated. Different names were used for the same quantity.

Dosimetric quantities used in radiology are often application-specific and may differ for radiography, fluoroscopy, mammography and computed tomography. The application-specific quantities and units in the present NCS report are based on the recommendations in Report 74 of the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) on patient dosimetry of x rays used for medical imaging. The publication of the present report was delayed until ICRU Report 74 was accepted by the ICRU Main Commission, since new dosimetric quantities, names and symbols were introduced. In addition to the dosimetric quantities, the most important biological effects related to the risks of exposure to ionising radiation are summarised in the NCS report.

Practical recommendations are given for determination of the radiation burden to patient and workers. In addition, information is provided on dosimetry methods relevant for radiology. In radiology a balance has to be made between the benefits and risks, i.e. obtaining the proper diagnosis and the induction of biological damage, related to the application of ionising radiation. The proper diagnosis can only be made in the case of adequate diagnostic information. Sufficient image quality is essential for the latter information. Methods for assessment of image quality are summarised. An overview is given of methods for dose reduction for patients and workers. Information on calibration of dosimetry systems and on backscatter factors are given in appendices.

Since it was anticipated that radiographers and radiological technologists will play a major role in performing dosimetry in radiology in practice and it was expected that their command of English is not always at a sufficiently high level, it was decided to publish NCS report 17 in Dutch.



## Afkortingen

AP	Anteroposterior (voor-achterwaarts)
BEIR	Biological Effects of Ionizing Radiation, Commissie van de Amerikaanse Academie van Wetenschappen
BIPM	Bureau International des Poids et Mesures
BV	Beeldversterker
CT	Computer Tomografie
CTDI	Computer Tomografie Dosis Index
CTKI	Computer Tomografie Kerma Index
DDP	Dunne darm passage
DDREF	Dose and Dose Rate Effectiveness Factor
DQA	Detective Quantum Efficiency (waargenomen kwantumefficiëntie)
DSA	Digitale Subtractie Angiografie
EC	European Commission
ERCP	Endoscopische Retrograde Cholangio-Pancreatografie
GM	Geiger-Müller
HVD	Halveringsdikte
HVD <sub>1</sub>	Eerste halveringsdikte
HVD <sub>2</sub>	Tweede halveringsdikte
HSG	Hystero-salpingografie
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IEC	International Electrotechnical Commission
IQF	Image quality figure, maat voor de beeldkwaliteit
ISO	International Organization for Standardization
IVP	Intraveneuze Pyelografie
KOP	Luchtkerma-oppervlakte product
LiF	Lithiumfluoride (TLD materiaal)
Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub>	Lithiumboraat (TLD materiaal)
LIH	Last Image Hold (laatste beeld vasthouden)
MCUG	Mictie cysto uretrografie
NCS	Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie
NDRIS	Nationaal Dosisregistratie- en Informatie Systeem
NEQ	Noise Equivalent Quanta (ruisequivalente kwanta)
NMi	Nederlands Meetinstituut
NRG	Nuclear Research and consultancy Group
NUREG	Nuclear Regulatory Commission (USA)
PA	Posteroanterior (achter-voorwaarts)

PCXMC	PC-based Monte Carlo program for calculating patient dose in medical x-ray imaging
PMMA	Polymethylmetacrylaat
QA	Quality Assurance (kwaliteitsborging)
QC	Quality Control (kwaliteitscontrole)
ROC	Receiver Operating Characteristics
ROI	Region of Interest (gebied van interesse)
RQA	Reference Radiation Quality for Attenuated Beams
RQR	Reference Radiation Quality for Unattenuated Beams
TLD	Thermoluminescentdosimeter(s), thermoluminescentdosimetrie
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

## Lijst van symbolen

$B$	Backscatterfactor, factor voor het in rekening brengen van de terugverstrooide straling door een patiënt of een fantoom
$C_K$	Computer tomografie kerma index vrij-in-lucht
$C_{K,PMMA,100,c}$	Computer tomografie kerma index in een standaard CT dosimetriefantoom, gemeten met een 100 mm lange ionisatiekamer langs de centrale fantoom-as
$C_{K,PMMA,100,p}$	Computer tomografie kerma index in een standaard CT dosimetriefantoom, gemeten met een 100 mm lange ionisatiekamer gemiddeld over vier posities in de periferie (1 cm onder het fantoomoppervlak)
$C_{K,PMMA,w}$	Gewogen computer tomografie kerma index in een standaard CT dosimetriefantoom
${}_nC_{K,PMMA,w+}$	Genormaliseerde gewogen computer tomografie kerma index in een standaard CT dosimetriefantoom
$d_{FSD}$	Focus-fantoom afstand of focus-huid afstand
$D_G$	Gemiddelde dosis in klierweefsel (bij mammografie)
$D_{\text{huid,lokaal}}$	Dosis in het zwaarst bestraalde gebied van de huid
$D_T$	Orgaandosis
$E$	Effectieve dosis
$H_T$	Equivalente dosis (in een orgaan)
$H_P(d)$	Persoonsdosis-equivalent op diepte $d$ (mm). $H_P(10)$ wordt wel dieptedosis en $H_P(0,07)$ oppervlaktedosis genoemd
$I$	Buisstroom
$K_a$	Luchtkerma
$K_{a,e}$	Intree luchtkerma op de positie waar de centrale bundel-as de patiënt binnentreedt met backscatter
$K_{a,i}$	Intree luchtkerma op dezelfde positie als bij $K_{a,e}$ maar zonder backscatter
$M_c$	Gecorrigeerde aflezing van een meetinstrument
$N$	Aantal coupes in een serie
$N_K$	Luchtkerma kalibratiecoëfficiënt
$P_{it}$	Product van buisstroom en belichtingstijd
$P_{KA}$	Luchtkerma-oppervlakte product
$P_{KL}$	Luchtkerma-lengte product
$P_{KL,CT}$	Luchtkerma-lengte product in een CT standaard dosimetriefantoom voor een compleet CT onderzoek
$T$	Coupedikte
$t_i$	Totale acquisitietijd van een serie coupes of een spiraalscan gebied

$w_R$	Stralingsweegfactor
$w_T$	Weefselweegfactor
$Y(d)$	Output, opbrengst van een röntgenbuis op een afstand tot het focus $d$ in $\text{mGy (mAs)}^{-1}$ . Meestal wordt voor $d$ een afstand van 1 meter genomen

## 1. Inleiding

Het achterliggende decennium heeft het onderwerp dosimetrie in de radiologie in Nederland meer aandacht gekregen. Dit is deels veroorzaakt door wetenschappelijk onderzoek op dit gebied en deels door de aanbevelingen van de Europese Commissie betreffende stralingsbelasting van patiënten die een medische handeling ondergaan.

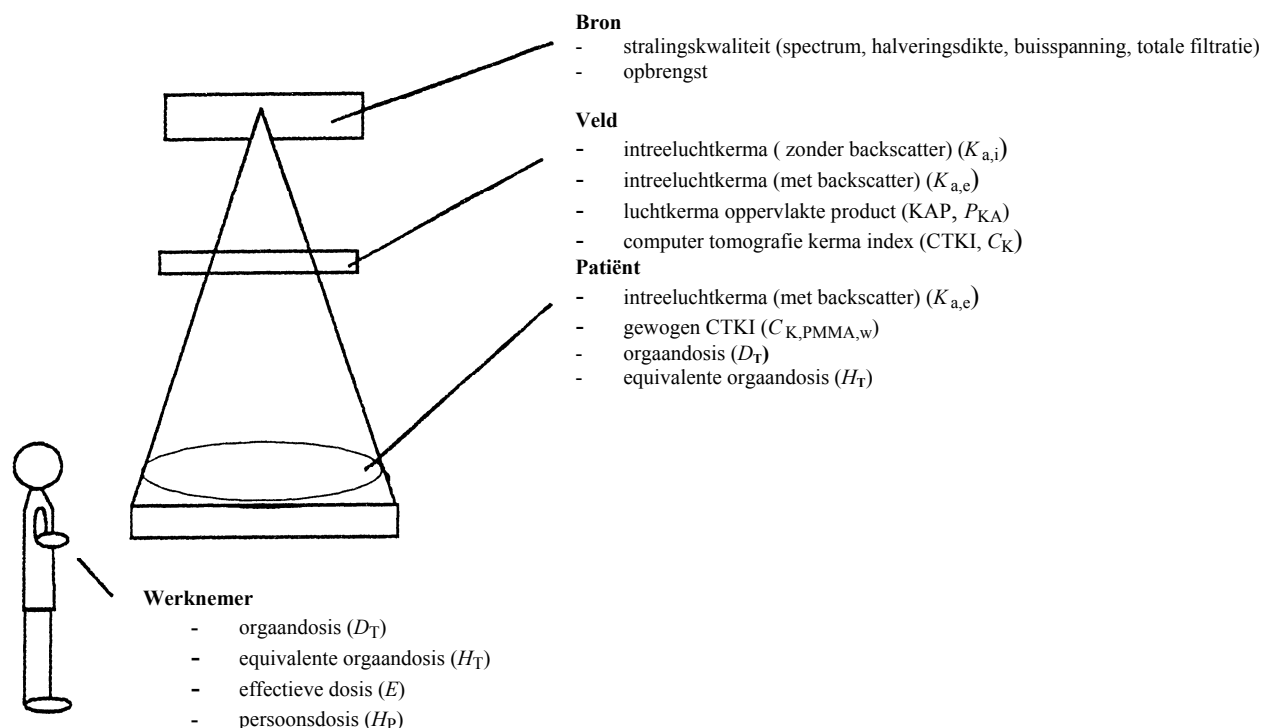
De fundamentele dosimetrische grootheden en -eenheden zijn duidelijk gedefinieerd, maar de grootheden gebruikt voor patiëntendosimetrie vragen een nadere precisering. Op nationaal en internationaal niveau zijn voor een groot aantal diagnostische verrichtingen conversiefactoren afgeleid waarmee orgaandoses en effectieve dosis kunnen worden berekend uit eenvoudig te meten dosimetrische grootheden. De gebruikte grootheden en berekeningsprincipes dienen niet alleen toegankelijk te zijn voor de klinisch fysicus of stralingsbeschermingsdeskundige maar ook voor paramedici zoals radiologisch laboranten.

In dit NCS rapport wordt aandacht gegeven aan de relevante stralingsgrootheden en -eenheden (hoofdstuk 2), de risico's van blootstelling aan straling inclusief dosimetrische grootheden voor de stralingsbescherming (hoofdstuk 3), methoden voor dosismeting (hoofdstuk 4), bepaling van de stralingsbelasting van de patiënt (hoofdstuk 5), stralingsdosimetrie voor werknemers (hoofdstuk 6), methoden voor de bepaling van beeldkwaliteit (hoofdstuk 7) en maatregelen voor de reductie van de stralingsbelasting van patiënten en werknemers (hoofdstuk 8). Appendices geven informatie over kalibratie van dosimetrie apparatuur (appendix 1) en over backscatterfactoren (factoren voor terugverstrooide straling, appendix 2).

Het huidige rapport sluit aan op de recente aanbevelingen van de International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) betreffende patiëntendosimetrie van röntgenstraling gebruikt bij medische beeldvorming [1].

## 2. Stralingsgrootheden en –eenheden

De stralingsgrootheden die worden gebruikt in de radiologie kunnen worden onderscheiden in vier groepen (Figuur 2-1). De grootheden en eenheden gerelateerd aan de bron en aan het veld worden in dit hoofdstuk gedefinieerd na een algemene definitie van fundamentele dosimetrische grootheden. De stralingsgrootheden en –eenheden die van belang zijn voor de stralingsbescherming van patiënten en werknemers zijn opgenomen in hoofdstuk 3.



*Figuur 2-1 Stralingsgrootheden in de radiologie, ingedeeld naar onderdeel van het beeldvormend systeem (bron, veld), patiënt en werknemer.*

### 2.1 Fundamentele grootheden en eenheden

De International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) maakt onderscheid in radiometrische grootheden, wisselwerkingscoëfficiënten en dosimetrische grootheden [2]. Hier worden alleen de dosimetrische grootheden kerma en geabsorbeerde dosis gedefinieerd. Kerma is de grootheid die wordt gebruikt voor kalibratie van dosimetrie-apparaat bij de fotonenergieën die van belang zijn voor de radiologie. Geabsorbeerde dosis is de fundamentele grootheid voor de stralingsbescherming volgens de International Commission on Radiological Protection (ICRP) [3].

De kerma,  $K$ , is gedefinieerd [2] als het differentiaalquotiënt:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2-1)$$

waarbij  $dE_{tr}$  de som is van de begin kinetische energieën van alle geladen deeltjes die worden vrijgemaakt door ongeladen deeltjes in materie in een volume-elementje met een massa  $dm$ .

Eenheid:  $J\ kg^{-1}$ , speciale naam gray (Gy).

Kerma is gedefinieerd in een punt en is de grootheid die de initiële overdracht van energie door ongeladen deeltjes aan materie weergeeft. Voor röntgenstraling zoals wordt gebruikt in de medische beeldvorming wordt kerma meestal bepaald in lucht,  $K_a$ . Bij het standaardisatielaboratorium (Appendix 1) wordt luchtkerma vrij-in-lucht gebruikt als kalibratiegrootte voor dosimetrie apparatuur bij de voor radiologie relevante fotonenergieën. De ICRU [1] beveelt aan om voor dosimetrie bij voorkeur luchtkerma te gebruiken.

De geabsorbeerde dosis is gedefinieerd als het quotiënt:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (2-2)$$

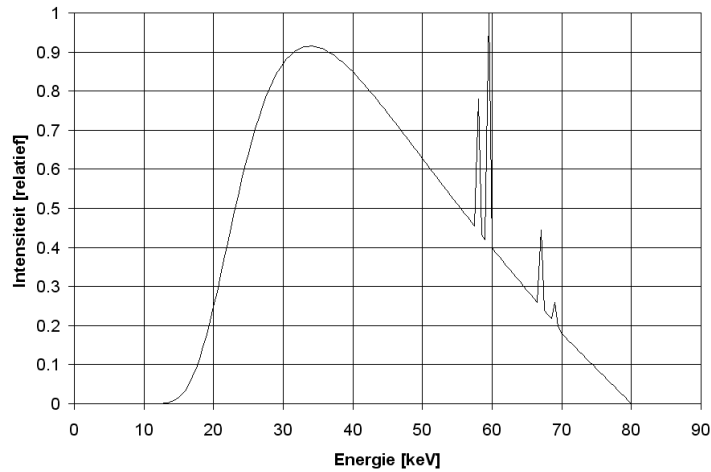
waarbij  $d\bar{\varepsilon}$  de gemiddeld afgegeven energie is door ioniserende straling aan materie in een volume-elementje met een massa  $dm$ .

Eenheid:  $J\ kg^{-1}$ , speciale naam gray (Gy).

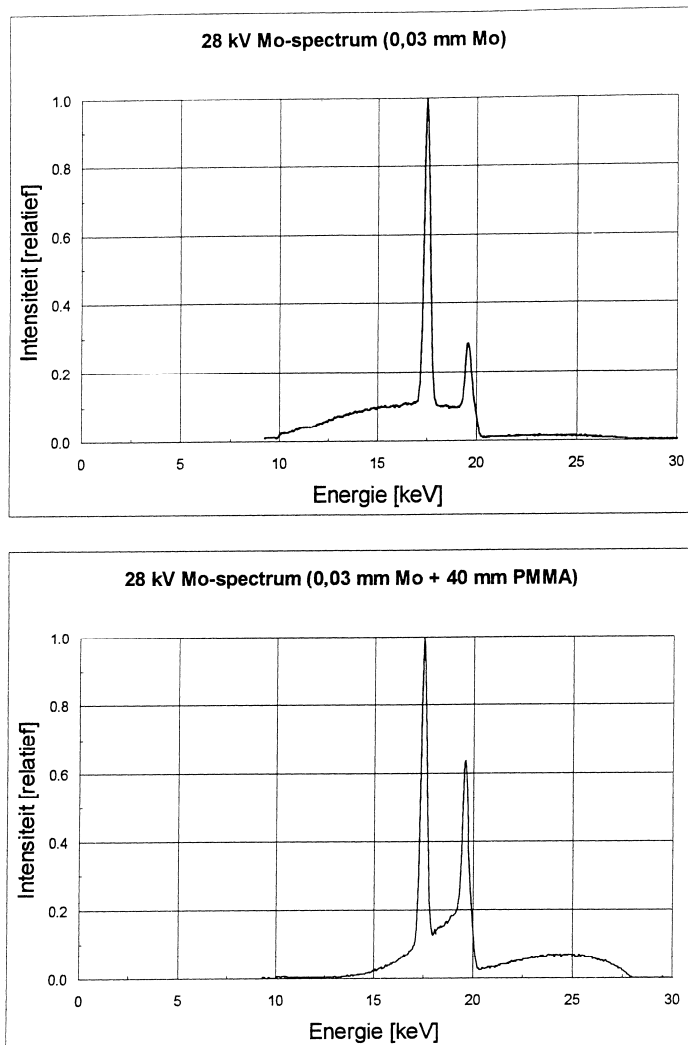
Geabsorbeerde dosis is gedefinieerd in een punt en is de grootheid die de afgifte van energie door geladen of ongeladen deeltjes aan materie weergeeft. De geabsorbeerde dosis wordt vaak bepaald in weefsel. De gemiddelde dosis in een orgaan of weefsel kan worden gebruikt voor risicoschattingen bij patiënten.

## 2.2 Bron gerelateerde grootheden en eenheden

De energieverdeling (spectrum) van de fotonen die worden geëmitteerd door een röntgenbuis hangt af van de buisspanning, het anodemateriaal en het buisvenster. Het energiespectrum van de röntgenbundel kan verder worden beïnvloed door het toevoegen van filters. Informatie over stralingskwaliteit kan worden gegeven door middel van het röntgenspectrum. Voorbeelden van röntgenspectra zijn gegeven in Figuren 2-2 en 2-3.



*Figuur 2-2 Schematische voorstelling van het spectrum van een röntgenbuis met een wolfram anode bij een buisspanning van 80 kV.*



*Figuur 2-3 Fotonenergiespectra van een mammografietoestel voor een buisspanning van 28 kV vrij in lucht (boven) en op een diepte van 40 mm in PMMA.*



Het bepalen van fotonenergiespectra voor röntgentoestellen die in de radiologie worden gebruikt is complex en vraagt specialistische (fysische) kennis. Daarom wordt vaak een meer praktische methode gebruikt voor een indicatie van de stralingskwaliteit. De stralingskwaliteit kan worden gekarakteriseerd door een combinatie van verschillende parameters. Hiertoe behoren de eerste halveringsdikte ( $HVD_1$ ), de tweede halveringsdikte ( $HVD_2$ ), homogeniteitscoëfficiënt ( $HVD_1/HVD_2$ ), de buisspanning en de totale filtratie. In de meeste gevallen kan de kwaliteit van een röntgenbundel voldoende worden gekarakteriseerd door middel van de gecombineerde informatie over buisspanning,  $HVD_1$  en  $HVD_2$  of buisspanning,  $HVD_1$  en totale filtratie [1].

### *Halveringsdikte*

De halveringsdikte wordt bepaald door de verzwakkingskromme van de straling in één of ander proefmateriaal te meten, in de radiologie meestal aluminium. De metingen dienen te geschieden in een smalle bundelgeometrie. In de praktijk kan dit worden bereikt bij een afstand van circa een meter tussen buisfocus en de detector voor meting van luchtkerma. Het proefmateriaal moet ongeveer halverwege focus en detector worden geplaatst bij een bundeldiameter die niet groter is dan circa 4 cm. De  $HVD_1$  is dan gedefinieerd als de dikte van bijvoorbeeld Al, die een vermindering tot 50 % van de oorspronkelijke luchtkerma vrij-in-lucht (100 %),  $K_a$ , veroorzaakt. De  $HVD_2$  is de dikte die luchtkerma van 50 % tot 25 % terugbrengt.

Met toenemende diepte verandert het röntgenspectrum. De fotonen met lagere energieën worden meer verzwakt dan die met hogere energieën (zie Figuur 2-3). Dit fenomeen wordt opharding van het spectrum genoemd. Deze opharding heeft tot gevolg dat  $HVD_1$  kleiner is dan  $HVD_2$  en  $HVD_2$  kleiner dan  $HVD_3$ .

### *Buisspanning*

De buisspanning kan worden gemeten met invasieve of niet-invasieve apparatuur. Beide methoden hebben voor- en nadelen. Invasieve metingen kunnen bijvoorbeeld worden uitgevoerd met een frequentie-gecompenseerde hoogspanningsdeler gecombineerd met een oscilloscoop. De kalibratie van de hoogspanningsdeler en randapparatuur dient bij voorkeur herleidbaar te zijn naar een primaire standaard.

Niet-invasieve elektronische apparaten voor meting van de hoogspanning van röntgenbuizen zijn in het algemeen gebaseerd op meting van de verzwakking van straling in materie. De instrumenten voor algemene radiologie zijn gewoonlijk verschillend van die voor mammografie. Deze apparaten moeten worden gekalibreerd tegen primaire of secundaire standaarden.

De grootheid piek buisspanning is niet eenduidig gedefinieerd. Daarom is door Kramer et al. [4] en de IEC [5] een nieuwe grootheid voorgesteld, te weten praktische piek buisspanning. Dit concept is gebaseerd op de waarneming dat de straling die wordt opgewekt in een röntgenbuis bij een buisspanning van welke vorm dan ook hetzelfde contrast produceert als een equivalente constante hoogspanningspotentiaal generator. De nauwkeurigheid waarmee deze grootheid kan worden bepaald varieert van 200 V tot 3 kV afhankelijk van de buisspanning [6].

### *Totale filtratie*

De materialen van het venster van de röntgenbuis en de eventuele permanente filtratie zullen de röntgenstraling die in de anode wordt geproduceerd verzwakken. Deze filtering wordt inherente filtratie genoemd. Verdere filtering wordt veroorzaakt door de spiegel waardoor het lichtvizier zichtbaar wordt en eventueel andere delen van het collimatiesysteem en de permanente filtratie.

### *Opbrengst van een röntgenbuis*

De opbrengst van een röntgenbuis  $Y(d)$  kan, in combinatie met de omgekeerde kwadratenwet, gebruikt worden om de luchtkerma die invalt op een patiënt of een fantoom, te bepalen als het product van buisstroom en belichtingstijd,  $P_{It}$  (lading op het focus meestal uitgedrukt in mAs) bekend is:

$$Y(d) = \frac{K_a(d)}{P_{It}} \quad (2-3)$$

waarbij  $d$  de afstand tot het focus van de röntgenbuis is. Als referentieafstand voor specificatie van de opbrengst wordt meestal 1 meter gebruikt.

Eenheid: Gy (mAs)<sup>-1</sup>.

### *2.3 Veld gerelateerde grootheden en eenheden*

Een dosimetrische karakterisering van het stralingsveld kan worden gegeven door de intreeluchtkerma,  $K_{a,i}$ , of de intreeluchtkerma met terugverstrooide straling,  $K_{a,e}$  (zie, Figuur 2-1) te bepalen op de positie waar de centrale bundel-as de patiënt intreedt. Beide grootheden kunnen worden afgeleid uit de opbrengst van de röntgenbuis,  $Y(d)$ :

$$K_{a,i} = Y(d) P_{It} \left( \frac{d}{d_{FSD}} \right)^2 \quad (2-4)$$

waarbij  $d$  de referentie afstand is voor de specificatie van de opbrengst van de röntgenbuis (meestal 1 m) en  $d_{FSD}$  de afstand van buisfocus tot de huid van de patiënt.

$$K_{a,e} = Y(d) P_{lt} \left( \frac{d}{d_{FSD}} \right)^2 B \quad (2-5)$$

waarbij  $B$  de factor is voor het in rekening brengen van de terugverstrooide straling door de patiënt, de backscatterfactor. Numerieke waarden voor de factor  $B$  afkomstig van GSF Neuherberg [7, 8] zijn vermeld in appendix 2.

Een alternatieve beschrijving van het stralingsveld afkomstig van een röntgenbron kan worden gemaakt in termen van het luchtkerma-oppervlakte product,  $P_{KA}$ . Hierbij wordt de lucht kerma vrij-in-lucht,  $K_a$ , geïntegreerd over een oppervlakte-element van grootte  $A$  [1]:

$$P_{KA} = \int_A K_a(A) dA. \quad (2-6)$$

Als de luchtkerma vrij-in-lucht  $K_a(A)$  constant is over het gebied van de bundel en nul daarbuiten, wat bij benadering waar is voor kleine bundels, dan geldt dat de integraal gelijk wordt aan een product:

$$P_{KA} = \int_A K_a(A) dA = K_a A. \quad (2-7)$$

De eenheid van  $P_{KA}$  is  $Gy m^2$ . Voor metingen van  $P_{KA}$  wordt in de praktijk gebruik gemaakt van transmissie ionisatiekamers die een doorsnede hebben groter dan het stralingsveld ter plaatse. Kalibratie van  $P_{KA}$ -meters wordt meestal verricht met gekalibreerde ionisatiekamers en bepaling van de veldgrootte met röntgenopnamen (zie hoofdstuk 4).

Voor kwantificering van het stralingsveld bij computer tomografie is de computer tomografie dosis index (CTDI) gedefinieerd als de integraal van het dosisprofiel (voor een coupe) gedeeld door de ingestelde coupedikte,  $T$  [9]:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2-8)$$

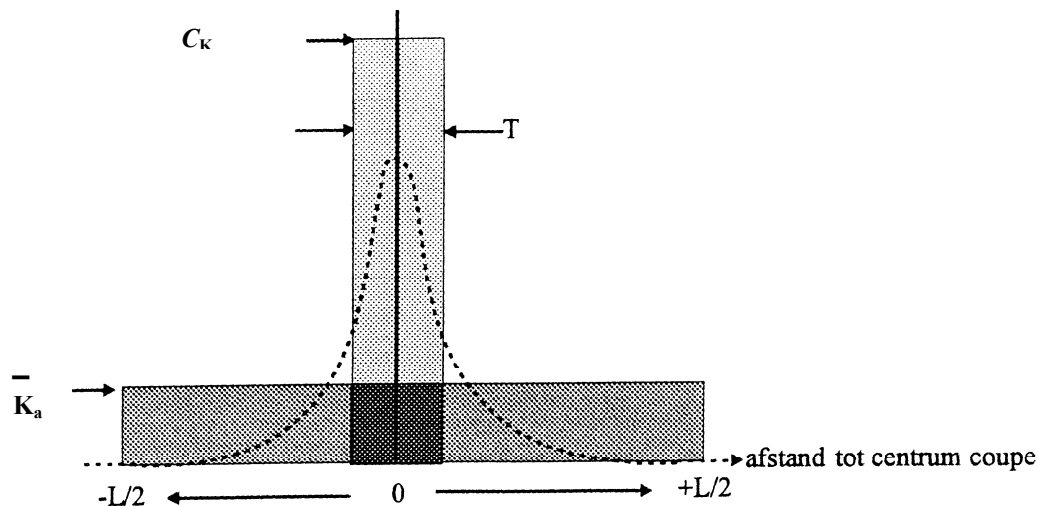
waarbij  $D(z)$  het dosisprofiel is als functie van  $z$  langs een lijn parallel aan de rotatie-as van de scanner.

In de literatuur zijn verschillende methoden beschreven voor een schatting van de CTDI in de praktijk. Deze verschillen betreffen de integratiegrenzen, het al dan niet gebruiken van fantomen, het materiaal waarin de dosis wordt bepaald, een geschikt symbool voor CTDI en de keuze tussen kerma en geabsorbeerde dosis. Wat betreft de integratiegrenzen wordt (vooralsnog) de keuze van de IEC [10] en de Europese richtlijnen voor kwaliteitscriteria voor CT [11] gevolgd, namelijk het gebruik van een detector met een actieve lengte van 100 mm. De keuze voor lucht als referentiemateriaal [10, 11]

wordt ook gevolgd, maar in tegenstelling tot de keuze voor de geabsorbeerde dosis wordt in navolging van de ICRU [1] luchtkerma geprefereerd voor metingen vrij-in-lucht, omdat dit de grootheid is die wordt gebruikt bij kalibraties. Voor de computer tomografie kerma index vrij-in-lucht (CTKI) is het symbool  $C_K$  aanbevolen [1].

$$C_K = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K_a(z) dz = \frac{P_{KL}}{T} \quad (2-10)$$

waarbij  $P_{KL}$  het luchtkerma-lengte product is analoog gedefinieerd aan het luchtkerma oppervlakte product [1]. De meting van  $C_K$  met een ionisatiekamer met lengte  $L$  is weergegeven in Figuur 2-4. Praktische problemen met de thans voorgestelde definitie van  $C_K$  is dat de coupedikten steeds groter worden en dat er zelfs kegelvormige bundels worden gebruikt in zogenaamde “cone beam CT scanners”, zodat een integratielengte van 100 mm te klein kan zijn.



*Figuur 2-4 Axiaal luchtkermaprofiel  $K_a(z)$  bij een coupedikte  $T$  (gebroken lijn).*

*Gemiddelde luchtkerma gemeten met een ionisatiekamer met lengte  $L$  (donkere arcering) en  $C_K$ .*

Voor computertomografie is de  $C_K$  een geschikte grootheid om te meten en om te rekenen naar orgaan en effectieve doses. Conversiecoëfficiënten zijn gepubliceerd voor de omrekening van  $C_K$  naar orgaan doses en effectieve dosis (zie hoofdstuk 5).

In de Europese richtlijnen voor kwaliteitscriteria voor CT [11] wordt echter een andere benadering voorgesteld. De meting van de CTDI dient te geschieden met een detector met een lengte van het gevoelige volume van 100 mm en de dosis moet worden uitgedrukt in lucht, zodat  $CTDI_{100}$  wordt verkregen. De metingen moeten worden uitgevoerd in het centrum ( $CTDI_{100,c}$ ) en op 1 cm onder het oppervlak ( $CTDI_{100,p}$ ) in

standaard CT dosimetriefantomen. Deze standaardfantomen bestaan echter uit polymethylmetacrylaat (PMMA), zodat er grensvlakproblemen ontstaan als de dosis moet worden uitgedrukt in lucht [1]. De ICRU [1] stelt dan ook voor de luchtkerma te meten in plaats van de dosis in lucht en stelt als symbool voor  $C_{K,PMMA,100}$  voor de luchtkerma index in een PMMA fantoom bepaald met een detector van 100 mm lengte. Voor de metingen in het centrum en de periferie (1 cm onder het oppervlak) definieert de ICRU de symbolen analoog aan [11] als, respectievelijk,  $C_{K,PMMA,100,c}$  en  $C_{K,PMMA,100,p}$ .

De gewogen CTKI in een PMMA fantoom voor een enkele coupe,  $C_{K,PMMA,w}$  wordt dan berekend als:

$$C_{K,PMMA,w} = \frac{1}{3} (C_{K,PMMA,100,c} + 2 C_{K,PMMA,100,p}) \quad (2-11)$$

waarbij  $C_{K,PMMA,100,p}$  het gemiddelde is van metingen op vier posities onder het oppervlak.

De genormaliseerde  $C_{K,PMMA,w}$ ,  $n C_{K,PMMA,w}$  volgt uit:

$$n C_{K,PMMA,w} = C_{K,PMMA,w} / P_{It} \quad (2-12)$$

waarbij  $P_{It}$  het product van buisstroom en bestralingstijd (buislading) is voor een enkele coupe. Verder is in de EC richtlijnen [11] het dosis lengte product (DLP) gedefinieerd. Analoog heeft de ICRU het luchtkerma-lengte product gedefinieerd met als symbool  $P_{KL,CT}$ .

Voor een compleet conventioneel onderzoek in een van de standaard CT dosimetriefantomen geldt:

$$P_{KL,CT} = \sum_j n C_{K,PMMA,w,j} T_j N_j P_{It,j} \quad (2-13)$$

waarbij voor elke scan serie  $j$  die onderdeel is van een onderzoek,  $N_j$  het aantal coupes is elk met dikte  $T_j$  (cm) en buislading  $P_{It}$  (mAs).

In geval van spiraalscans volgt:

$$P_{KL,CT} = \sum_i n C_{K,PMMA,w,i} T_i l_i t_i \quad (2-14)$$

waarbij voor elke spiraalscan serie  $i$  die onderdeel is van een onderzoek,  $T_i$  de nominale coupedikte (cm) is,  $I_i$  de buisstroom (mA) en  $t_i$  de totale acquisitietijd (s). De grootte  $n C_{K,PMMA,w i}$  wordt bepaald bij een enkele rotatie, zoals bij conventionele (seriële) scanning.

### **3. Risico's van blootstelling aan straling**

Onderzoek met proefdieren heeft kwantitatieve informatie opgeleverd over dosis-effect relaties en de eigenschappen van de betrokken celsystemen of weefsels. Voor sommige effecten wordt een drempeldosis verondersteld; voor andere soorten schade kan een effect zelfs bij lage doses niet worden uitgesloten. De nadelige effecten van straling zullen zich in de regel pas na lange tijd openbaren. De radiobiologische gegevens zijn in de achterliggende decennia onderbouwd met resultaten uit de radiotherapie en epidemiologisch onderzoek aan grote bevolkingsgroepen die aan ioniserende straling werden blootgesteld. Door internationale commissies zijn waarden aanbevolen voor drempeldoses voor schade aan normale weefsels en organen, en risicogetallen voor late effecten, zoals tumorinductie.

#### *3.1 Biologische effecten*

Voor de beschrijving van stralingsschade wordt een onderscheid gemaakt in deterministische - en stochastische effecten [3]. Voor de deterministische effecten zijn de waarschijnlijkheid en de ernst van het effect afhankelijk van de dosis en kan het effect slechts optreden indien een drempeldosis wordt overschreden. In het voorstel voor nieuwe aanbevelingen [12] heeft de ICRP de term “deterministische effecten” vervangen door “weefselreacties”. Bij stochastische effecten wordt geen drempeldosis verondersteld, en is niet de mate van de biologische schade, maar alleen de waarschijnlijkheid voor het optreden van het effect afhankelijk van de dosis en toediening van deze dosis in de tijd. Het belangrijkste stochastische effect is tumorinductie. Effecten in het nageslacht na blootstelling aan ioniserende straling worden ook onder stochastische effecten gerangschikt. Stralingsgeïnduceerde genetische effecten zijn echter bij de mens niet aangetoond [13].

#### *Deterministische effecten*

Deterministische effecten hebben betrekking op de gemeenschappelijke schade van een aanzienlijk aantal cellen in de getroffen weefsels. De gevolgen van een deterministisch effect voor het individu hangen af van het aantal beschadigde cellen, de herstelprocessen en mogelijke repopulatie (in het aangedane weefsel). De drempeldosis voor manifestatie van het effect is afhankelijk van de gevoeligheid van de methode waarmee de schade kan worden aangetoond. Een reductie in het aantal stamcellen van een bestraald weefsel of orgaan hoeft niet tot klinische symptomen te

leiden. Onderzoek naar late effecten op de nier na totale lichaamsbestraling van rhesusapen met doses van maximaal 8 Gy heeft bijvoorbeeld slechts subklinische schade aangetoond [14]. Verder zal het tijdstip waarop het deterministische effect optreedt, afhangen van de ontwikkeling van de schade in de loop van de tijd.

Informatie over drempeldoses voor het optreden van deterministische effecten is verkregen uit de radiotherapie met conventionele röntgen- en gamma straling na gefractioneerde blootstelling [15, 16]. De gegevens over het effect van een éénmalige blootstelling zijn beperkt. Een aantal deterministische effecten en de drempeldosis zijn samengevat in Tabel 3-1. De drempelwaarden na gefractioneerde blootstelling bij de radiotherapie zijn uiteraard hoger dan die waargenomen na éénmalige blootstelling. Het was niet mogelijk om voor gefractioneerde en éénmalige bestraling gegevens te verzamelen voor vergelijkbare waarschijnlijkheden voor het optreden van complicaties. Bij de stralingskwaliteiten die gebruikelijk zijn in de radiologie zullen de huid en onderliggend botweefsel meestal de hoogste dosis ontvangen. Bij interventieradiologie is soms stralingsschade van de huid geconstateerd. Drempelwaarden voor verschillende stralingseffecten aan de huid, optredend bij toenemende doses, zijn vermeld in Tabel 3-2 [17].

*Tabel 3-1 Organen met relatief lage drempeldosis voor deterministische effecten na gefractioneerde of éénmalige bestraling met fotonen [15].*

Orgaan	Schade 5 jaar na bestraling.	Dosis (Gy) 1-5 % kans op complicaties bij gefractioneerde blootstelling	Dosis (Gy) 25-50% kans op complicaties bij éénmalige blootstelling
Dunne darm	ulcera, stricturen	45	5-10
Longen	pneumonitis, fibrose	30	7-10
Lever	functieverlies, ascites	30	15-20
Nier	nefrosclerose	23	11-19
Ooglens	cataract/troebeling	8-14	2-8
Testes	permanente steriliteit	3-5	2-6
Ovaria	permanente steriliteit	4-5	2-6



*Tabel 3-2: Effecten aan de huid na éénmalige blootstelling aan röntgenstraling [17].*

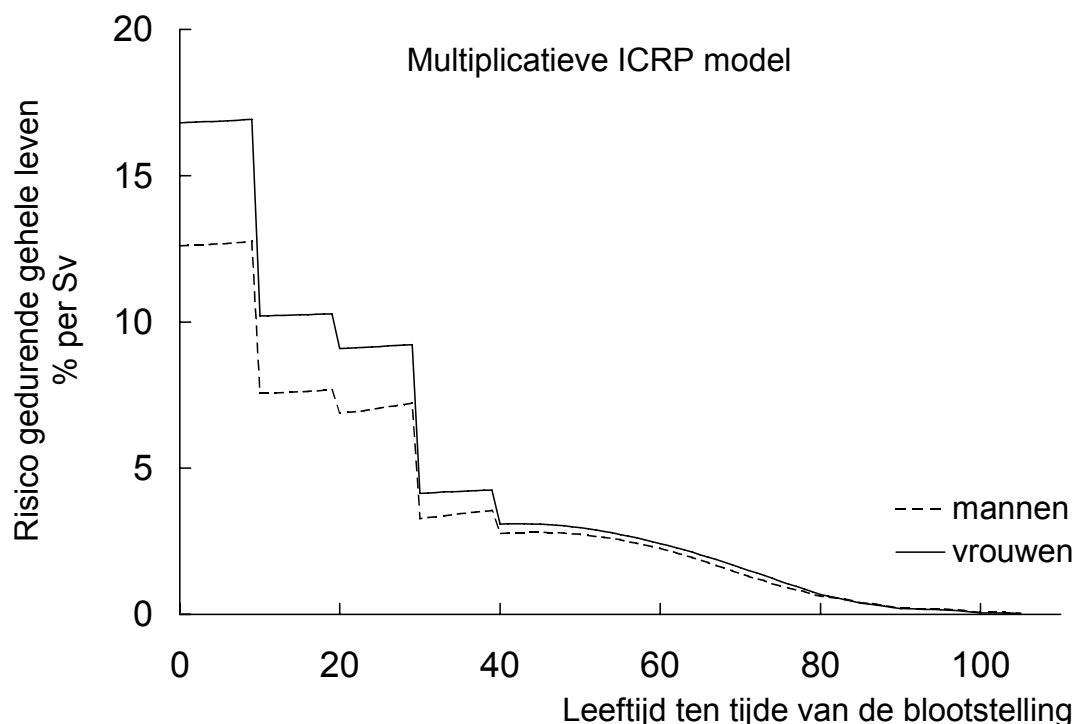
Effect	Drempeldosis (Gy)	Latente periode	Maximale reactie na:
Voorbijgaande roodheid	2	uren	~24 uur
Tijdelijke epilatie	3	~3 weken	
Langdurige roodheid	6	~10 dagen	~2 weken
Permanente epilatie	7	~3 weken	
Droge schilfering	10	~4 weken	~5 weken
Atrofie	11	>14 weken	
Teleangiëctasiën	12	>52 weken	
Natte schilfering	15	~4 weken	~5 weken
Late roodheid	15	~6 tot 10 weken	
Necrose	18	>10 weken	
Ulceratie	20	>6 weken	

### *Stochastische effecten*

Stochastische effecten kunnen het resultaat zijn van een verandering in een enkele cel of enkele cellen. Er worden twee soorten stochastische effecten onderscheiden: effecten in somatische cellen die kunnen leiden tot ontwikkeling van kanker, en effecten in de geslachtscellen die kunnen resulteren in afwijkingen bij het nageslacht van het bestraalde individu. Bij de mens zijn gegevens over stralingscarcinogenese verkregen uit groepen personen die werden blootgesteld aan betrekkelijk hoge stralingsdoses. Uitgebreid epidemiologisch onderzoek is verricht bij drie grote groepen personen, namelijk de overlevenden van de atoombom-explosies op Hiroshima en Nagasaki, patiënten bestraald voor de ziekte van Bechterew en vrouwen die met straling werden behandeld wegens cervixcarcinoom. De observatieperiode is bij de eerste groep langer dan bij de twee laatstgenoemde groepen. De inwoners van Hiroshima en Nagasaki werden blootgesteld aan eenmalige (momentane) stralingsdoses. De genoemde medische studies betreffen gefractioneerde bestraling.

De risicofactoren voor de Japanse overlevenden zijn hoger dan die, afgeleid uit de medische studies [18]. De ICRP heeft echter de gegevens van de atoombomslachtoffers als referentiebron genomen. Een argument om deze bevolkingsgroep meer aandacht te geven is dat zij ook informatie kan leveren over de leeftijdsafhankelijkheid van het risico (zie Figuur 3-1). Voor de bestraling van volwassenen zijn voor leukemie en bottumoren minimale latente perioden van 2 tot 5 jaar waargenomen, terwijl de minimale latente periode voor de overige solide tumoren in de orde grootte van 10 jaar ligt. Voor doses beneden 0.5 Gy hebben de Japanse

gegevens geen significante toename aangetoond voor het optreden van maligne tumoren. Het aantal tumoren dat door deze doses zou worden geïnduceerd, kan niet worden herkend tegen de achtergrond van het spontane optreden van tumoren. Door de ICRP [3] wordt aangenomen dat stralingsgeïnduceerde tumoren niet te onderscheiden zijn van natuurlijk optredende tumoren. Bij maligniteiten in het haematopoïetische systeem is het opmerkelijk dat er geen stralingsgeïnduceerde chronische lymfatische leukemie is waargenomen [3,19].



*Figuur 3-1 Het risico voor fatale maligniteiten als functie van de leeftijd ten tijde van de bestraling zoals aanbevolen door de ICRP op grond van het multiplicatieve model. De discontinuïteiten in deze figuur zijn het gevolg van het gebruik van een gemiddeld risico over leeftijdsintervallen van tien jaar.*

De bepaling van het risico voor stralingsgeïnduceerde tumoren was aanvankelijk gebaseerd op schattingen van de geabsorbeerde doses daterend uit de jaren 1960 (tentatieve 1965 dosis, T65D). Naderhand is betere informatie beschikbaar gekomen over de sterkte van de kernbom op Hiroshima, de verzwakking van neutronen en de transmissie van gammastraling. Deze informatie is verwerkt in nieuwe dosimetrie systemen, DS86 en DS02 [20]. Een aantal gerenommeerde instanties zoals het comité voor de Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR) van de Amerikaanse Academie van Wetenschappen, de Amerikaanse Nuclear Regulatory Commission (NUREG), de United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) en

de ICRP hebben zich bezig gehouden met schattingen van risico's van tumorinductie na blootstelling aan betrekkelijk hoge doses. De waarden afgeleid uit het additieve risicomodel zijn in het algemeen lager dan die volgens het multiplicatieve risicomodel. De ICRP heeft het laatstgenoemde model gebruikt als uitgangspunt voor haar aanbevelingen. Voor lage LET straling is het effect van gefractioneerde of geprotraheerde bestraling minder ernstig dan eenmalige blootstelling aan vergelijkbare totale doses. De risicofactoren voor betrekkelijk hoge doses (1 Gy), kunnen worden geëxtrapoleerd naar de dosiswaarden die van belang zijn voor diagnostische toepassingen van straling en de stralingsbescherming. Hiertoe is een reductiefactor ingevoerd: de DDREF (Dose and Dose Rate Effectiveness Factor). Door gebruik te maken van een DDREF van 2 heeft de ICRP een risicofactor voor het optreden van fatale kankers vastgesteld van  $4,6 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$  voor volwassenen en  $5,9 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$  voor de gehele bevolking [12].

Onderzoek bij de mens heeft geen duidelijke indicatie opgeleverd over het optreden van genetische effecten [13]. Voorhanden zijnde risicogetallen zijn gebaseerd op onderzoek bij proefdieren. Voor genetische stralingsschade in alle volgende generaties wordt voor de gehele bevolking een risico van 1 maal  $10^{-2}$  per Sv gehanteerd, en voor alleen volwassenen  $6 \times 10^{-3}$  per Sv. De verdubbelingsdosis, gedefinieerd als de dosis die de natuurlijke mutatiefrequentie in de populatie op den duur zou verdubbelen, werd tot 1998 geschat op 1 Gy.

Bij toepassingen in de radiologie is meestal sprake van een inhomogene blootstelling. Naast grote variaties in geabsorbeerde doses hebben de organen een verschillende gevoeligheid voor stochastische effecten (zie Tabel 3-3). Naast de kans op fatale maligniteiten heeft de ICRP ook gekeken naar het relatieve verlies in levensjaren en gebruikt zij de term "detriment" als een verzamelnaam voor alle schadelijke effecten. De ICRP heeft deze verschillen in gevoeligheid voor tumorinductie en genetische effecten verdisconteerd in haar definities van weefselweegfactor en effectieve dosis. De weefselweegfactor ( $w_T$ ) duidt de fractie van het stochastische risico aan die voor rekening komt van het betreffende orgaan of weefsel. De risicogetallen vermeld in Tabel 3-3 zijn gemiddelde waarden over alle leeftijden en voor de beroepsbevolking (18 – 64 jaar). Zoals uit Figuur 3-1 blijkt, zijn de risico's bij blootstelling op jongere leeftijd aanzienlijk groter dan die bij bestraling later in het leven.

*Tabel 3-3 Relatieve bijdrage van stochastische effecten in organen aan het totale detriment. De waarden gelden voor lage doses en lage dosistempi voor respectievelijk alle leeftijden en voor de beroepsbevolking. De mortaliteitsrisico's zijn uitgedrukt in procent per sievert [12].*

Weefsel of orgaan	Alle leeftijden	Werkende bevolking (18-64 jaar)
Rode beenmerg	0,38	0,41
Dikke darm	0,92	0,47
Longen	1,00	1,08
Maag	0,88	0,85
Urineblaas	0,23	0,21
Borstklier	0,38	0,33
Ovaria	0,11	0,07
Lever	0,19	0,15
Slokdarm	0,17	0,13
Schildklier	0,07	0,01
Huid	0,04	0,04
Botoppervlak	0,05	0,05
Andere weefsels	1,45	0,74
Subtotaal	5,87	4,54
Gonaden, erfelijke afwijkingen	0,19	0,12
Totaal	6,06	4,66

### 3.2 Stralingsbeschermingsgrootheden

Voor een schatting van de biologische effecten (risico's) van bestraling is informatie nodig over de geabsorbeerde dosis in de patiënt (of de werknemer). Een dosimetrische grootheid die meer direct is verbonden met de risico's van straling voor de patiënt (of de werknemer) is de orgaan- of weefseldosis,  $D_T$ .  $D_T$  is de gemiddelde geabsorbeerde dosis in een orgaan of weefsel. Gelijke doses van verschillende soorten straling veroorzaken niet noodzakelijkerwijs een gelijke mate van biologisch effect hetgeen samenhangt met de microscopische verdeling van de energie-afgifte. Om dit in rekening te brengen zijn de stralingsweegfactor  $w_R$  en de equivalente dosis  $H_T$  gedefinieerd. De equivalente dosis  $H_T$  in een orgaan of weefsel is de gemiddelde geabsorbeerde dosis in weefsel T bij blootstelling aan stralingstype R, vermenigvuldigd met de stralingsweegfactor van het betreffende type straling:

$$H_T = w_R D_T \quad (3-1)$$

Bij radiologie wordt straling gebruikt met een weegfactor  $w_R$ , die gelijk is aan 1. Derhalve geldt dat de equivalente dosis,  $H_T$ , en de orgaandosis,  $D_T$ , numeriek aan elkaar gelijk zijn:

$$H_T = D_T \quad (3-2)$$

De equivalente dosis  $H_T$  wordt uitgedrukt in de speciale eenheid sievert (Sv).  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$ .

De orgaandosis of equivalente dosis is geschikt voor het schatten van de stochastische risico's van straling. De orgaandosis kan (direct) experimenteel worden geschat door dosismetingen met bijvoorbeeld TLD of ionisatiekamers in antropomorfe fantomen. Deze methode is echter zeer arbeidsintensief en wordt daarom in de praktijk slechts in beperkte mate toegepast. Meestal worden orgaandoses geschat door omrekening van eenvoudig meetbare dosimetrische grootheden naar  $H_T$  met gebruikmaking van conversiefactoren, die zijn verkregen met Monte Carlo simulatie van stralingstransport in antropomorfe fantomen.

Bij interventieradiologie kan deterministische schade als gevolg van bestraling niet altijd op voorhand worden uitgesloten. Daarom is het voor bepaalde vormen van interventieradiologie nodig de dosis in de zwaarst bestraalde gebieden van het lichaam te bepalen, waarbij de geabsorbeerde dosis moet worden uitgedrukt in het betreffende weefsel. Meestal zal de hoogste dosis optreden in de lokale huid aan de zijde waar de straling intreedt,  $D_{\text{huid, lokaal}}$  [1]. In bijzondere gevallen kan de maximum dosis ook optreden in andere organen, zoals bijvoorbeeld bot.

De grootheid die het meest geschikt is voor schatting van het totale stochastische risico voor aan ioniserende straling blootgestelde personen (patiënt, werknemer) is de effectieve dosis,  $E$ . De effectieve dosis is de gewogen som van de equivalente doses,  $H_T$ , in verschillende weefsels:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (3-3)$$

waarbij  $w_T$  de weegfactor voor orgaan of weefsel T is. De eenheid van de effectieve dosis is de Sv. De waarden voor de weefselweegfactoren gebaseerd op de nieuwe risicoschattingen [12] zijn samengevat in Tabel 3-4.

*Tabel 3-4 De weefselweegfactoren zoals voorgesteld door de ICRP [12]*

Weefsel of orgaan	$w_T$	$\Sigma w_T$
Rode beenmerg, dikke darm, longen, maag	0,12	0,48
Borstklier, gonaden	0,08	0,16
Urineblaas, slokdarm, lever, schildklier	0,05	0,20
Botoppervlak, hersenen, speekselklieren, huid	0,01	0,04
Overige organen en weefsels die hierboven niet worden vermeld		0,12

Grootheden die relatief eenvoudig kunnen worden gemeten zijn de intreeluchtkerma,  $K_{a,i}$ , de intreeluchtkerma met terugverstrooide straling,  $K_{a,e}$ , en het luchtkerma-oppervlakte product,  $P_{KA}$  (zie Figuur 2-1). Conversiecoëfficiënten zijn gepubliceerd voor de omrekening van  $K_{a,i}$  (en soms  $K_{a,e}$ ) naar orgaandoses en effectieve dosis voor radiografie en voor  $P_{KA}$  naar orgaandoses en effectieve dosis bij radiografie en meer complexe verrichtingen (zie hoofdstuk 5).

In de praktijk is de effectieve dosis in werknemers niet toegankelijk voor metingen. Daarom is voor persoonsdosimetrie de grootheid persoonsdosis-equivalent gedefinieerd, met als symbool  $H_P(d)$  [21], die met behulp van persoonsdosimeters, direct kan worden bepaald.  $H_P(d)$  is de dosis uitgedrukt in zacht weefsel, met de samenstelling volgens de ICRU en soortelijke massa  $1 \text{ g cm}^{-3}$ , op diepte  $d$  (in mm) onder het oppervlak van de drager ter plaatse van de persoonsdosismeter. Voor doordringende straling, zoals fotonen van voldoende hoge energie, wordt voor  $d$  de waarde van 10 genomen. Voor niet-doordringende straling, zoals elektronen met niet al te hoge energie (tot enkele MeV), wordt voor  $d$  de waarde 0,07 gebruikt. De toepassing van  $H_P(d)$  voor de stralingsbescherming van werknemers in de radiologie is gebaseerd op de veronderstelling dat hiermee een overschatting van de effectieve dosis wordt verkregen.

## 4. Methoden voor dosismeting

Bij radiologie worden zowel de patiënt als de werknemer aan straling blootgesteld. Vanwege het verschil in stralingsniveau bij blootstelling is voor elke groep meetapparatuur beschikbaar. Zo zijn er bijvoorbeeld ionisatiekamers met een gevoelig volume van ongeveer  $1 \text{ cm}^3$  voor metingen in de bundel (dosis voor de patiënt), terwijl voor metingen buiten de bundel een ionisatiekamer voorhanden is met een inhoud van  $150 \text{ cm}^3$  (dosis voor de werknemer).

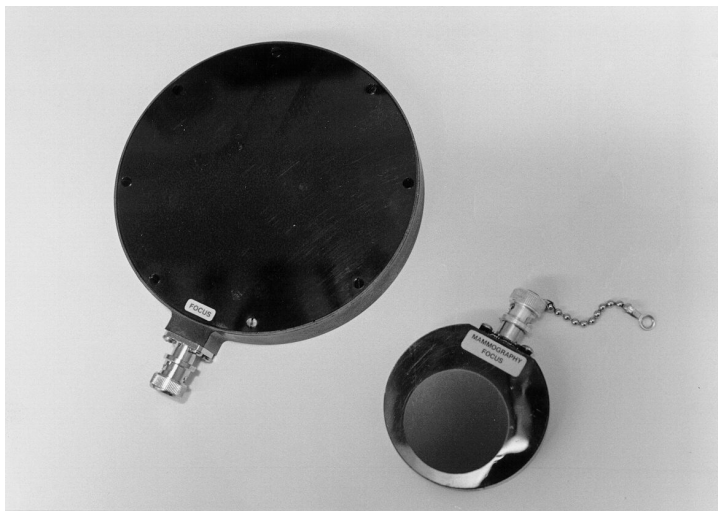
In veel radiologieapparatuur (röntgentoestellen, computer tomografie scanners) is tegenwoordig een meetinstrument ingebouwd, ter controle van de instellingen van het apparaat. Vaak wordt hiervoor een “dosimeter” in de vorm van een ionisatiekamer gebruikt.

In dit hoofdstuk zullen enkele actieve dosimeters worden geïntroduceerd, zoals ionisatiekamers en halfgeleiderdetectoren, en passieve dosimeters, zoals thermoluminescentie dosimeters (TLD). Eigenschappen van deze dosimeters worden kort vermeld. Meer gedetailleerde informatie over dosimeters en dosimetrie kan elders worden gevonden [22, 23].

### 4.1 Actieve dosimeters: ionisatiekamers

#### *Schijfvormige of vlakke ionisatiekamers*

Voor de meting van luchtkerma bij laag-energetische röntgenstraling (opgewekt bij buisspanningen lager dan 100 kV) zijn ionisatiekamers ontworpen in de vorm van een plat, meestal cilindrisch doosje, met aan één zijde een intreevenster. Het intreevenster bestaat uit een dun folie dat over de open zijde van het doosje wordt gespannen. Een gaatje in de wand zorgt ervoor dat de luchtdruk binnen de kamer gelijk is aan de luchtdruk buiten de kamer. In Figuur 4-1 zijn voorbeelden van dergelijke ionisatiekamers weergegeven. Door de aanwezigheid van een geleidende laag aan de binnenzijde van de folie dient deze als elektrode. De andere elektrode bevindt zich aan de binnenzijde van de bodem van het doosje. Door een potentiaalverschil aan te brengen tussen de beide elektroden ontstaat er binnen de kamer een elektrisch veld. Één van de elektroden wordt aangesloten op een elektrometer, zodat de lading, gevormd in het meetvolume, kan worden gemeten. Door het verschil in dikte van het intreevenster en de overige wanden van de ionisatiekamer is de responsie zeer richtingsafhankelijk. Als toepassingsgebied voor dit soort ionisatiekamers kan bijvoorbeeld de mammografie worden genoemd.



*Figuur 4-1 Voorbeelden van schijfvormige of vlakke ionisatiekamers*

#### *Cilindrische ionisatiekamers*

Bij een cilindrische ionisatiekamer wordt het meetvolume omgeven door een vingerhoedvormige wand, gemonteerd op het uiteinde van een steel. De wand van dergelijke ionisatiekamers is, in het algemeen, geconstrueerd van lucht-equivalente kunststof of van grafiet. Hierdoor krijgt de ionisatiekamer voor fotonen een vlakke energieresponsie over een groot energiegebied. Het elektrische veld in de kamer ontstaat door een potentiaalverschil aan te brengen tussen de wand van de kamer en de centrale elektrode. Door het symmetrische ontwerp van een cilindrische kamer wordt straling vanuit vrijwel alle richtingen gelijkwaardig gemeten.

De energieresponsie van een cilindrische ionisatiekamer wordt bepaald door de keuze van het wandmateriaal, door de vorm en het materiaal van de centrale elektrode en door de dikte van de wand. De wand moet enerzijds voldoende dik zijn om te zorgen voor geladen deeltjes-evenwicht, maar anderzijds dienen de fotonen niet te zeer te worden verzwakt. Een ionisatiekamer met een bepaalde wanddikte is daarom doorgaans slechts geschikt in een bepaald energiegebied. Vaak is de wanddikte aan een hoger energiegebied aan te passen door plaatsing van één of meerdere build-up kappen. Voorbeelden van dergelijke ionisatiekamers zijn weergegeven in Figuur 4-2.





*Figuur 4-2 Voorbeelden van cilindrische ionisatiekamers*

#### 4.1.1 Correcties bij ionisatiekamers

Ionisatiekamers kunnen de kerma of dosis goed meten in een bepaald energiegebied. Naarmate de energie van de röntgenstraling dichter in de buurt van de grenzen van dit energiegebied komt, zal de correctiefactor, waarmee de aanwijzing van het instrument dient te worden gecorrigeerd, groter worden. Enkele van de correctiefactoren zijn:

- correctie voor temperatuur en luchtdruk

Deze correctie is van belang bij open ionisatiekamers, waar de condities van de lucht in de kamer dezelfde zijn als die van de lucht buiten de kamer. In de praktijk komt het erop neer dat het standaardeninstituut (in Nederland het NMI) de kerma bepaalt onder referentiecondities van temperatuur, luchtdruk en luchtvochtigheid (20 °C of 22 °C, 101,325 kPa en bij een relatieve vochtigheid van 50%) en voor deze referentiecondities ook de kalibratiefactoren bepaalt.

- correctie voor recombinatie van ionen

In principe geldt voor ionisatiekamers een recombinatiecorrectie, die afhankelijk is van het volume van de kamer en het stralingstempo, waaraan de kamer wordt blootgesteld. In de praktijk komt het erop neer dat ionisatiekamers die zo groot zijn dat de recombinatie een rol van betekenis gaat spelen (in de orde van enkele %), moeten worden vervangen door een kleinere ionisatiekamer.

Overige effecten, die afwijkende aflezings van ionisatiekamers kunnen veroorzaken zijn:

- het polariteits-effect.

Dit is het effect dat het omkeren van de potentiaal op de uitlezing van een ionisatiekamer heeft. Een voorbeeld hiervan is dat de uitlezing van een ionisatiekamer bij een bedrijfsspanning van 200 V een andere waarde geeft dan de uitlezing van datzelfde kamer bij –200V. Het spreekt voor zich dat dit effect zo klein mogelijk dient te zijn voor de instrumenten die worden gekalibreerd, en zeker voor de standaarden. Een polariteits-effect groter dan enkele procenten is een aanwijzing voor problemen met de ionisatiekamer, bijvoorbeeld verontreiniging.

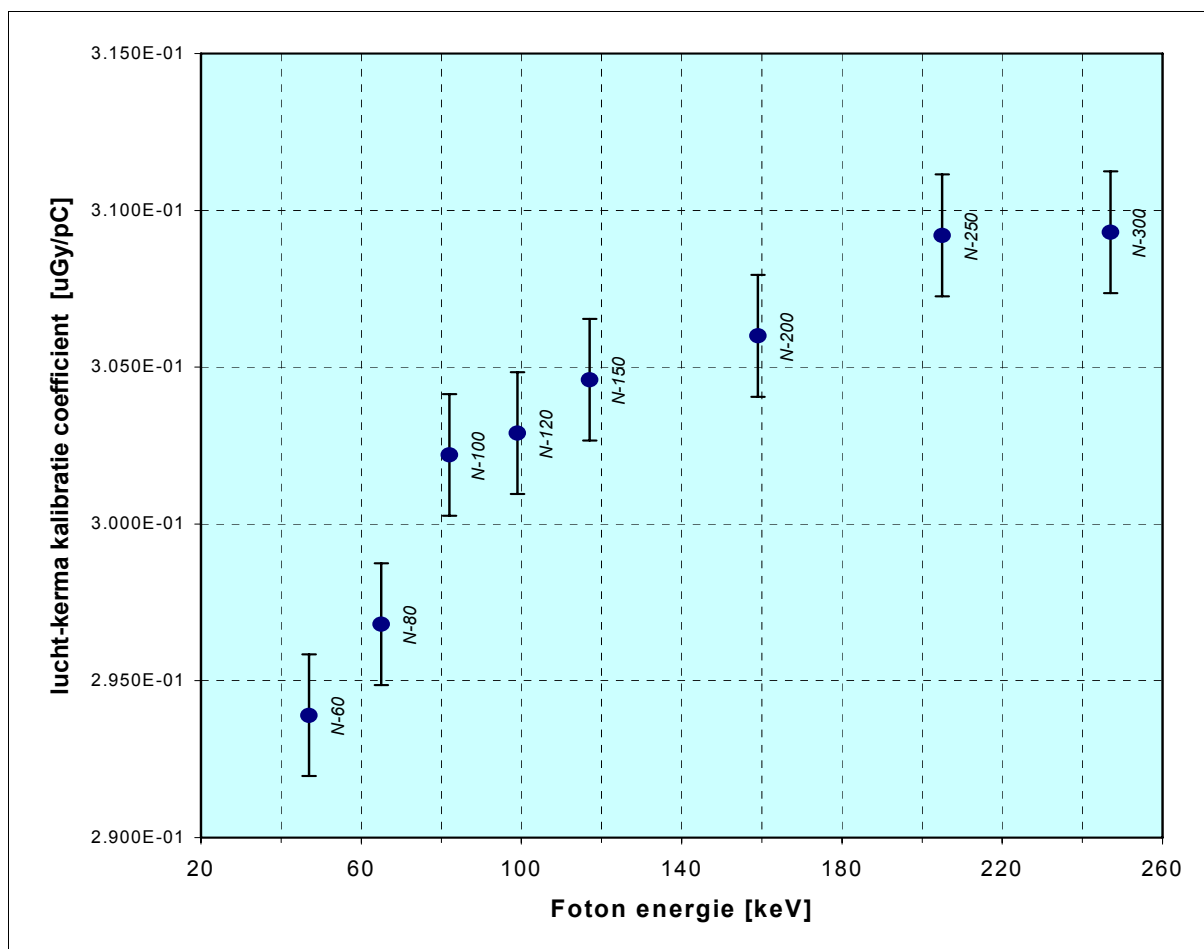
- de richtingsafhankelijkheid.

Deze afhankelijkheid kan worden bepaald door het meetinstrument onder verschillende oriëntaties in de bundel van een röntgenapparaat te plaatsen en daarbij het signaal te meten. Afhankelijk van het soort ionisatiekamer zal de richtingsafhankelijkheid groter of kleiner zijn.

- de energieafhankelijkheid.

De energieafhankelijkheid wordt gemeten door het meetinstrument te bestralen met verschillende röntgenstralingkwaliteiten, die een nauw spectrum hebben [24]. Een voorbeeld van de energieafhankelijkheid van een ionisatiekamer is gegeven in Figuur 4-3.

In principe dienen bij de kalibratie van detectoren, in het bijzonder bij ionisatiekamers, al deze effecten en afhankelijkheden te worden gecontroleerd. In de praktijk is het vaak zo, dat de fabrikant van een meetinstrument deze effecten en afhankelijkheden heeft bepaald en het meetinstrument slechts wordt gekalibreerd voor een of enkele stralingskwaliteiten. Bovendien wordt bij de kalibratie van een ionisatiekamer, het instrument zo georiënteerd in de bundel als wordt aanbevolen door de fabrikant van het instrument, zodat ook de richtingsafhankelijkheid kan worden overgenomen van de fabrikant.



Figuur 4-3 Luchtkerma kalibratiecoëfficiënt  $N_K$  voor de Exradin lucht-equivalente  $100 \text{ cm}^3$  ionisatiekamer model A5 met serienummer 169. Kalibratiecoëfficiënten zijn genormaliseerd op een temperatuur van  $22^\circ\text{C}$  en een luchtdruk van  $101.325 \text{ kPa}$ . Zonder build-up cap. De data labels refereren aan de ISO 4037-1 (narrow spectrum series) [24].

#### 4.2 Actieve dosimeters: halfgeleiderdetectoren

Een ander type detector dat ook bij radiodiagnostische toepassingen kan worden ingezet is de halfgeleiderdetector. Doordat de dichtheid van het detectiemateriaal veel groter is dan bij luchtgevulde ionisatiekamers kan worden volstaan met veel kleinere detectoren. Een nadeel van dit type detector is dat het atoomnummer van het materiaal ( $Z_{\text{Si}} = 14$ ,  $Z_{\text{Ge}} = 32$ ) veel groter is dan het atoomnummer van weefsel ( $Z_{\text{eff}} = 7,4$ ), waardoor de gevoeligheid van het instrument voor lage energieën veel groter is dan voor hogere energieën.

#### 4.3 *Passieve dosimeters: TLD*

Ionisatiekamers worden veel gebruikt om parameters van de röntgenbundel te bepalen. Bij de bepaling van de intreedosis voor patiënten tijdens een röntgenonderzoek zijn ze minder geschikt, vanwege hun grootte en de bijbehorende bekabeling. Voor de bepaling van de intreedosis wordt dan ook gebruik gemaakt van thermoluminescentiedosimeters (TLD). Het voordeel van TLD is dat de dosimeters klein zijn (bijvoorbeeld  $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$ ), waardoor ze direct op de patiënt kunnen worden aangebracht, zonder dat diagnostische informatie verloren gaat. Bovendien is TLD een passieve detectiemethode, waardoor tijdens het onderzoek geen kabels zijn aangesloten aan de detectoren.

Er zijn TLD in verschillende vormen. Voor de metingen die in dit rapport worden beschreven zijn lithiumfluoride (LiF) en lithiumboraat ( $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ) de meest geschikte materialen. Ze vertonen in vergelijking met andere materialen minder variatie in de energie-responsie. Belangrijk voor metingen met TLD is dat de warmtebehandelingen die de dosimeters krijgen op dezelfde manier geschiedt bij alle metingen.

Behalve voor de bepaling van de patiëntendosis wordt TLD gebruikt om de dosis vast te stellen voor de werknemers.

#### 4.4 *Luchtkerma-oppervlakte product meters*

Een bijzondere vorm van een vlakke ionisatiekamer is de transmissiekamer (Figuur 4-3). De vlakken van de ionisatiekamer waar de bundel in- en uittreedt bestaan uit een folie, waardoor de bundel vrijwel ongehinderd de kamer kan passeren. In de radiodiagnostiek worden dergelijke kamers toegepast in luchtkerma-oppervlakte product meters. De ionisatiestroom van de kamer is een maat voor zowel de bundelintensiteit als voor de doorsnede van de bundel. Beide factoren zijn van invloed op de patiëntendosis tijdens een röntgenonderzoek. Met behulp van een transmissiekamer en een integrerende meetmethode kan uit de totale hoeveelheid lading, gemeten tijdens het onderzoek, het luchtkerma-oppervlakte product worden afgeleid. Als de transmissiekamer de totale bundel omvat is de meetwaarde onafhankelijk van de afstand tot het focus, aangezien de luchtkerma afneemt met het kwadraat van de afstand tot het buisfocus en de doorsnede van de bundel toeneemt met dezelfde factor.

De transmissiekamers moeten *in situ* worden gekalibreerd met behulp van een

ionisatiekamer die bij het standaardlaboratorium in luchtkerma vrij-in-lucht is gekalibreerd (appendix 1). Voor de bepaling van de bundelgrootte kan een radiografische methode worden gebruikt, waarbij de grenzen van de bundel worden genomen op 50 procent van de zwarting in het centrum van de bundel, te bepalen met een densitometer.



*Figuur 4-4 Voorbeeld van een luchtkerma-oppervlakte product meter, bestaande uit een transmissie ionisatiekamer (voorgrond) en een uitleeseenheid met display (achtergrond).*

Uit het luchtkerma-oppervlakte product kunnen met behulp van conversiecoëfficiënten de orgaandoses en effectieve dosis voor de patiënt worden afgeleid. Het voordeel van het gebruik van een transmissie ionisatiekamer is dat er geen enkele interferentie is met het onderzoek aan de patiënt.

#### *4.5 Dosimeters voor de werknemer*

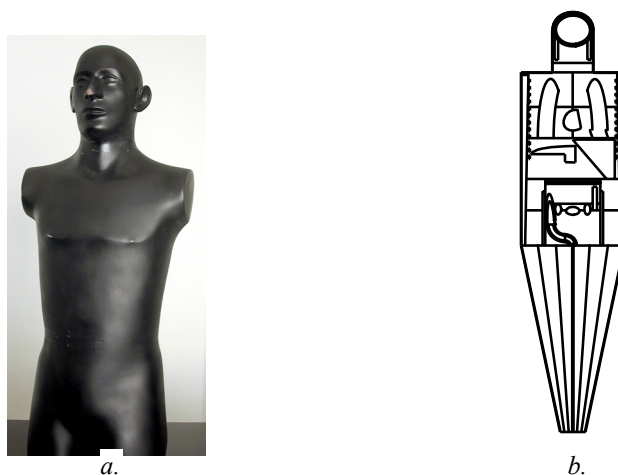
Behalve de wettelijke dosimeter voor de werknemer, die in Nederland door bijvoorbeeld NRG in Arnhem wordt uitgegeven, zijn er tal van mogelijkheden om het stralingsniveau rond opstellingen te controleren. Een stralingsmonitor kan gebruik maken van een GM-telbuis of een ionisatiekamer. Voordeel van dit soort apparaten is dat er een aanwijzing is van het dosisequivalent-tempo ( $\text{Sv.h}^{-1}$ ), terwijl de wettelijke dosimeter slechts een integrale dosis registreert.

## 5. Bepaling van de stralingsbelasting van de patiënt

### 5.1 Bepaling van de effectieve dosis in de praktijk

Voor vergelijking van de stralingsbelasting van verschillende radiologische onderzoeken of radiologisch geleide interventies is de effectieve dosis ( $E$ ) de meest geschikte dosimetrische grootheid [25]. Voor het berekenen van de effectieve dosis dient de (equivalente) dosis voor de relevante organen bepaald te worden. Hiertoe kan bijvoorbeeld gebruik worden gemaakt van een antropomorf fantoom dat is opgedeeld in transversale secties waarin volgens een rasterpatroon uitsparingen zijn aangebracht, waarin TLD kunnen worden geplaatst (Figuur 5-1a). Onder klinisch representatieve omstandigheden worden een of meer opnamen of doorlichtingen gemaakt van delen van het fantoom, waarna de TLD worden uitgelezen. Uit de aldus verkregen dosisverdeling worden de orgaandoses bepaald. Deze methode is echter zeer bewerkelijk en dus tijdrovend. Realistische antropomorfe fantomen zijn kostbaar en meestal bedoeld voor dosimetrie bij radiotherapie. Ze zijn niet op voorhand geschikt voor dosimetrie bij radiodiagnostiek [1].

Veel praktischer is een methode waarbij gebruik wordt gemaakt van de resultaten van Monte Carlo simulaties van stralingstransport in een mathematisch model van de mens [26-28]. De mathematische modellen van de mens (Figuur 5-1b) omvatten de kritieke organen zoals vastgesteld door de ICRP [3].



*Figuur 5-1 a. Antropomorf fantoom voor meting van orgaandoses. b. Mathematisch fantoom zoals gebruikt bij Monte Carlo simulaties van stralingstransport.*

Nadat essentiële gegevens over wijze van blootstelling zijn vastgelegd (zoals veldgrootte, intrepunt centrale straal, focus-huid afstand, buisspanning, halveringsdikte (HVD) en filtratie van de bundel) wordt met behulp van een Monte Carlo stralingstransportcode het gedrag van een groot aantal (in de orde van een miljoen of meer) fotonen gesimuleerd, waarbij de energieafgifte in elk van de kritieke organen wordt berekend per startend foton, getrokken uit een röntgenspectrum, of ten opzichte van een eenvoudig te meten dosimetrische grootte. Uit de orgaandoses wordt vervolgens de effectieve dosis berekend.

Dosisconversiecoëfficiënten geven de verhouding aan tussen de orgaandoses of effectieve dosis en een eenvoudig te meten dosimetrische grootte zoals intreeluchtkerma (met backscatter,  $K_{a,e}$ , of zonder backscatter,  $K_{a,i}$ ) of luchtkerma-opervlakte product ( $P_{KA}$ ).

Wanneer voor een specifieke opnamesituatie (bestralingsgeometrie, bundelkwaliteit) de conversiecoëfficiënt is bepaald, kan in de klinische praktijk worden volstaan met het meten van intreeluchtkerma,  $K_{a,e}$  of  $K_{a,i}$ , of luchtkerma-opervlakte product,  $P_{KA}$ , voor een schatting van orgaandoses of de effectieve dosis. Hierbij moet worden opgemerkt dat de waarde van de conversiecoëfficiënten gerelateerd is aan de omstandigheden van de opname of bij doorlichting. Wanneer deze omstandigheden worden gewijzigd dient een nieuwe simulatie te worden uitgevoerd, of moet een, bijvoorbeeld door interpolatie, aangepaste conversiecoëfficiënt worden toegepast.

Dosisconversiecoëfficiënten zijn gepubliceerd voor diverse röntgenonderzoeken [26-33]. Tot voor kort waren voor het uitvoeren van dergelijke simulaties zeer krachtige computers onmisbaar, waardoor dergelijke berekeningen alleen in een beperkt aantal gespecialiseerde instituten konden worden uitgevoerd. Tegenwoordig is het echter mogelijk simulaties uit te voeren op een personal computer door het beschikbaar komen van specifieke software, zoals PCXMC voor reguliere röntgentechniek [34] en CT-Dose voor computer tomografie [35].

## 5.2 Praktische overwegingen bij dosismetingen

Het meten van de intreeluchtkerma bij patiënten tijdens diagnostische- of interventie radiologie kent een aantal bezwaren:



- Indien de positie van de patiënt ten opzichte van de röntgenbundel verandert tijdens de verrichting, bijvoorbeeld bij doorlichtingprocedures, kan het lichaam van de patiënt de detector afschermen van de röntgenbron. Dit zal leiden tot een onderschatting van de dosis.
- Voorafgaand aan elk onderzoek dient een detector op de huid van de patiënt te worden bevestigd. Daarbij kan uniforme en reproduceerbare positionering van de detector moeilijk zijn omdat de uitwendige anatomie van de patiënt wordt gebruikt als referentie.
- Indien de detector zichtbaar is op een röntgenopname kan dit leiden tot een onacceptabele superpositie over anatomische structuren.
- Indien de detector (een deel van) het meetgebied van de automatische belichtingsregeling afdekt, kan dit leiden tot een ongewenste toename van de belichtingswaarde.

Voor het meten van het  $P_{KA}$  met een transmissie ionisatiekamer (Hoofdstuk 4) gelden deze bezwaren niet, omdat de detector direct op de diafragma kap van de röntgenbuis wordt gemonteerd. Dit houdt tevens in dat tijdens en na de radiologische verrichting geen extra handelingen nodig zijn, zoals bijvoorbeeld het aanbrengen en verwijderen van een detector of toezicht op verzamelen en verwerken van TLD. In de klinische praktijk zijn  $P_{KA}$ -metingen daardoor veel efficiënter uit te voeren en worden logistiek en duur van het onderzoek nauwelijks beïnvloed. Als nadeel van  $P_{KA}$ -metingen kan de investering in meetapparatuur genoemd worden. Het aantal röntgentoestellen dat standaard met ingebouwde  $P_{KA}$ -meter wordt geleverd neemt echter toe.

### 5.3 Gebruik van een fantoom voor dosismetingen

Voor een betrouwbare schatting van de gemiddelde dosiswaarde voor een specifieke verrichting bij een röntgentoestel inclusief beelddetectiesysteem dient rekening te worden gehouden met een aantal variabelen zoals toestelparameters, postuur van de patiënt, aantal opnamen en doorlichtingsduur. Vooral voor niet frequent voorkomende onderzoeken kan het veel tijd kosten een voldoende groot aantal meetwaarden te verzamelen. De gemiddelde dosiswaarde voor een specifiek onderzoek kan sneller worden geschat met behulp van een fantoom, dat (een deel van) de patiënt simuleert. De opbouw van een dergelijk fantoom kan complex zijn (antropomorf) of eenvoudig (een blok PMMA), afhankelijk van het doel van de meting. Het toepassen van een fantoom is

vooral geschikt indien het bepalen van de gemiddelde dosiswaarde deel uitmaakt van een programma voor kwaliteitsbewaking of wanneer inzicht moet worden verkregen in de gevolgen voor de stralingsbelasting bij implementatie van nieuwe röntgenapparatuur of -technieken. Gebruik van een fantoom kan vergelijking met verrichtingen op andere locaties vergemakkelijken. Als nadeel van het gebruik van fantomen kan de hoge aanschafprijs van een complex fantoom genoemd worden. Een eenvoudig fantoom staat verder van de realiteit en betekent een ruwere benadering van de doses.

#### 5.4 Effectieve dosis tijdens radiologisch onderzoek in Nederland

In Nederland zijn de afgelopen jaren door verschillende onderzoekers schattingen gemaakt van de effectieve dosis voor patiënten tijdens radiologisch onderzoek. Een overzicht voor radiografie bij volwassenen verkregen uit gepubliceerd onderzoek van Nederlandse onderzoekers is gegeven in Tabel 5-1. In de tabel is een overzichtsstudie voor thoraxopnamen AP uitgevoerd in de beginjaren 1990 in Zuidwest Nederland [29, 36] opgenomen, waarbij de hoogste dosiswaarde is weggelaten. Circa 10 jaar later werd deze studie herhaald, nu met random selectie van de deelnemers [37] waarbij een kwart van de toestellen digitaal was. De resultaten voor de effectieve dosis van de twee overzichtsstudies tonen grote overeenkomst. Zeer recent is een studie verricht voor thoraxopnamen PA bij acht digitale toestellen met verschillende detectiesystemen [38]. De gevonden effectieve dosis waarden zijn vrijwel gelijk aan de resultaten van de eerdere overzichtsstudies. De resultaten voor effectieve dosis bij verschillende typen radiografie, gemiddeld voor twee academische ziekenhuizen [39] zijn ook vermeld.

*Tabel 5-1. Indicatie van de gemiddelde effectieve dosis en spreiding voor enkele typen radiografisch onderzoek bij volwassenen in Nederland.*

Onderzoek	Effectieve dosis (mSv)	
	gemiddeld	spreiding
Overzichtsstudie thoraxopname PA [29, 36]	0,018	0,004 – 0,062
Overzichtsstudie thoraxopname PA [37]	0,015	0,007 – 0,036
Thoraxopname PA, digitale toestellen [38]	0,020	0,010 – 0,032
Thoraxopname PA [39]	0,020	–
Abdomen AP [39]	0,22	–
Cervicale wervelkolom (2 projecties) [39]	0,015	–
Thoracale wervelkolom (2 projecties) [39]	0,19	–
Lumbale wervelkolom [39]	0,43	–
Schedel (2 projecties) [39]	0,015	–
Bekken AP [39]	0,021	–
Extremiteten [39]	< 0,001	–

Gedetailleerde informatie over effectieve dosis bij radiologie, waaronder radiografie (handtechniek en bucky-opnamen), is beschikbaar gekomen in het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41]. Dit project is uitgevoerd door het Leids Universitair Medisch Centrum in een samenwerkingsverband met elf ziekenhuizen. In Tabel 5-2 is een selectie van de resultaten voor radiografie weergegeven, namelijk die verrichtingen waarvoor resultaten beschikbaar waren voor alle elf deelnemende ziekenhuizen. Voor de overige verrichtingen wordt verwezen naar het eindverslag van het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41].

De resultaten voor thorax PA in Tabel 5-2 komen goed overeen met de effectieve dosiswaarden vermeld in Tabel 5-1. Voor buikoverzicht (abdomen) AP en bekken AP zijn de waarden in Tabel 5-1 aanzienlijk lager dan in Tabel 5-2. Voor radiografie van de wervelkolom en van de schedel betreffen de waarden in Tabel 5-1 de resultaten voor twee projecties, terwijl in Tabel 5-2 de waarden per projectie zijn gegeven. De waarden in Tabel 5-2 betreffen 11 ziekenhuizen en die in Tabel 5-1 zijn bepaald in twee (academische) ziekenhuizen. De effectieve doses voor laatstgenoemde situatie blijken in het algemeen lager. De effectieve dosiswaarden in Tabel 5-2 zijn het meest representatief aangezien de studie uitgebreider is, recenter is uitgevoerd en meer afdelingen radiologie betreft. Bovendien is hierbij ook de spreiding in de effectieve dosis beschikbaar.

*Tabel 5-2. Gemiddelde effectieve dosis en spreiding voor een beperkte selectie van radiografische verrichtingen verkregen uit het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41].*

Onderzoek	Effectieve dosis (mSv)	
	gemiddeld	spreiding
Buikoverzicht AP (liggend)	0,39	0,14 – 0,59
Bekken AP	0,31	0,09 – 0,66
Heup axiaal	0,31	0,09 – 0,57
Lumbale wervelkolom lateraal	0,23	0,08 – 0,35
Thoracale wervelkolom AP	0,16	0,08 – 0,25
Thoracale wervelkolom lateraal	0,22	0,06 – 0,28
Thorax PA	0,017	0,005 – 0,026
Schedel Tschbull	0,017	0,006 – 0,030
Cervicale wervelkolom lateraal	0,007	0,002 – 0,016
Schouder AP	0,006	0,001 – 0,018

Computer tomografie (CT) is een radiologische verrichting waarvan bekend is dat de stralingsbelasting aanzienlijk kan zijn in vergelijking met radiografie. Bovendien is er een trend van een toenemend gebruik en een voortschrijdende technische ontwikkeling die dosisverhogend kan werken. Een overzicht van de resultaten voor effectieve dosis bij conventionele CT die zijn bepaald in de jaren 1990 en voor meer recente gegevens voor angiografische en interventietoepassingen is gegeven in Tabel 5-3. Geconcludeerd kan worden dat de effectieve doses bij CT (Tabel 5-3) een of meer orden van grootte hoger zijn dan die bij radiografie (Tabellen 5-1 en 5-2).

*Tabel 5-3. Indicatie van de gemiddelde effectieve dosis en spreiding voor enkele CT-onderzoeken in Nederland.*

Onderzoek	Effectieve dosis (mSv)	
	gemiddeld	spreiding
CT-schedel [29]	1,5	0,6 – 2,9
CT-thorax [29]	10	4 – 19
CT-abdomen [29]	16	7 – 26
CT-schedel [42]	1,8	0,8 – 5
CT-lumbale wervelkolom [42]	4,9	2 – 12
CT-thorax [42]	10	6 – 18
CT-thorax hoge resolutie [42]	–	1– 4
CT-abdomen [42]	16	6 – 24
CT-longvaten [43]	4,2	2,2 – 6,0
CT-geleide drainage [44]	13,5 en 9,3 <sup>1</sup>	–
CT-geleide biopsie [44]	8 en 6,1 <sup>1</sup>	–
CT-geleide coagulatie van osteoid osteoma [44]	2,1 en 0,8 <sup>1</sup>	–
CT-angiografie van nierarteriën [45]	5,2	–

<sup>1</sup>eerstgenoemde waarde betreft een conventionele scanner en de tweede waarde een spiraal scanner

In het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41] werd ook dosimetrie verricht bij CT, waarbij naast het gebied van het onderzoek ook de vraagstelling werd meegenomen. Een samenvatting van de resultaten voor effectieve dosis is gegeven in Tabel 5-4, waarbij per onderzoekgebied een duidelijke differentiatie zichtbaar is in de effectieve dosis op grond van de vraagstelling. De hoogste effectieve doses per gebied in Tabellen 5-3 en 5-4 zijn vrijwel gelijk. Voor andere vraagstellingen blijken lagere doses mogelijk. In het demonstratieproject patiëntendosimetrie werden geen CT interventies betrokken.

*Tabel 5-4. Gemiddelde effectieve dosis en spreiding voor CT verrichtingen verkregen uit het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41].*

Onderzoek	Effectieve dosis (mSv)	
	gemiddeld	spreiding
Hoofd, acuut infarct	1,4	0,9 – 2,4
Hoofd, sinusitis	0,4	0,1 – 0,9
Hoofd, gehoorverlies	0,7	0,2 – 1,9
Thorax, hoge resolutie	2,3	0,4 – 5,7
Thorax, pulmonaire angiografie	4,3	1,6 – 5,6
Thorax, longmetastasen	6,0	1,9 – 13,7
Buik, uitsluiten abces	9,9	5,6 – 19,6
Buik, f.u. retroperitoneale lymfadenopathie	9,4	5,6 – 18,6
Buik, urolithiasis	7,9	2,8 – 19,6
Buik, levermetastasen	13,1	6,6 – 26,1
Wervelkolom, fractuur L1	4,3	2,4 – 7,8

Waarden voor effectieve dosis bij meer complexe verrichtingen zoals gepubliceerd door verschillende onderzoekers zijn gegeven in Tabel 5-5 en die van het demonstratieproject patiëntendosimetrie in Tabel 5-6. Bij radiologisch geleide interventies zijn de effectieve doses in dezelfde orde van grootte als bij CT (Tabellen 5-3 en 5-4). Bij digitale subtractie angiografie (DSA) kunnen de effectieve doses zelfs hoger zijn dan bij CT angiografie. Een uitzondering, wat betreft de doses, vormt tandheelkundig onderzoek (Tabel 5-5) waarbij effectieve doses heel laag zijn. De effectieve doses voor colon inloop in Tabellen 5-5 en 5-6 zijn vrijwel gelijk aan elkaar.

*Tabel 5-5. Gemiddelde effectieve dosis en spreiding voor meer complexe onderzoeken en interventies in Nederland.*

Onderzoek	Effectieve dosis (mSv)	
	gemiddeld	spreiding
Neurointerventies [46]	14	6 – 22
Vasculaire interventie [30, 47]	12	12 – 13
Digitale Subtractie Angiografie (DSA) niervaten [45]	9,1	–
DSA longvaten [43]	7,1	3 – 17
Oesofagus-maag [31]	7	3 – 19
Dubbel contrast barium klysma [48]	6,4	2 – 10
Intraveneuze DSA [30, 47]	6	2 – 10
Colon inloop [28]	5	3 – 8
Intra-arteriële arteriografie [30, 47]	4	3 – 8
Intra-orale tandheelkundige opname [49]	< 0,01	–

*Tabel 5-6. Gemiddelde effectieve dosis voor meer complexe verrichtingen verkregen uit het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41].*

Onderzoek	Effectieve dosis (mSv)
	gemiddeld
Hystero-salpingografie (HSG)	0,59
Video oesofagus	0,45
Mictie cysto uretrografie (MCUG)	0,36
Oesofagus	1,02
Endoscopische retrograde cholangio-pancreaticografie (ERCP)	1,53
Oesofagus maag	2,47
Intraveneus pyelografie (IVP)	2,82
Defaecografie	1,73
Dunne darm passage (DDP)	3,81
Colon inloop	5,70

Radiologische verrichtingen bij kinderen verdienen speciale aandacht aangezien het stralingsrisico voor kinderen hoger is dan voor volwassenen (Hoofdstuk 3). Voor een aantal radiologische verrichtingen bij kinderen van verschillende leeftijd in Nederland zijn waarden voor de effectieve dosis beschikbaar (Tabel 5-7).

*Tabel 5-7. Gemiddelde effectieve dosis en spreiding voor enkele onderzoeken en interventies bij kinderen in Nederland.*

Onderzoek	Effectieve dosis (mSv)	
	gemiddeld	spreiding
Bekken AP, 5 maanden [50]	0,009	0,005 – 0,014
Bekken AP, 5 jaar [50]	0,026	0,008 – 0,055
Thorax AP, prematuur [50]	0,007	0,001 – 0,015
Thorax AP, 5 jaar [50]	0,007	0,002 – 0,014
Abdomen AP, prematuur [50]	0,010	0,003 – 0,021
Abdomen AP, 5 jaar [50]	0,043	0,020 – 0,070
MCUG, 0-1 jaar mannelijk [51]	0,2	± 0,2 (1 SD)
MCUG, 1-5 jaar mannelijk [51]	0,4	± 0,1 (1 SD)
MCUG, 5-10 jaar mannelijk [51]	0,3	± 0,1 (1 SD)
MCUG, 10-15 jaar mannelijk [51]	0,4	± 0,1 (1 SD)
MCUG, 0-1 jaar vrouwelijk [51]	0,2	± 0,1 (1 SD)
MCUG, 1-5 jaar vrouwelijk [51]	0,4	± 0,1 (1 SD)
MCUG, 5-10 jaar vrouwelijk [51]	0,5	± 0,2 (1 SD)
MCUG, 10-15 jaar vrouwelijk [51]	0,6	± 0,2 (1 SD)
Diagnostische cardiologische procedure, pasgeborene [52]	7,0	–
Atriaal septisch defect (ASD) sluiting, 5 jaar [52]	6,5	–
Radiofrequente ablatie, 15 jaar [52]	14	–

Voor mammografie geldt de bijzondere situatie dat verreweg de meeste opnamen plaatsvinden binnen het landelijke bevolkingsonderzoek naar de vroegtijdige opsporing van borstkanker. Bovendien geldt bij mammografie dat de gemiddelde dosis in klierweefsel,  $D_G$ , de meest relevante dosimetrische grootheid is voor risico schattingen.  $D_G$  is onder andere afhankelijk van de intreeluchtkerma zonder backscatter, de gebruikte stralingskwaliteit, de borstdikte en de fractie klierweefsel van de borst.

Recent is er een methode ontwikkeld voor de bepaling van de klierweefselfractie bij individuele borsten, op basis van de verzwakking van straling gebruikt bij mammografie in de gecompriëerde vrouwelijke borst [53]. Met deze methode zijn gemiddelde klierweefselfracties bepaald op basis van ruim 4200 mammogrammen in vier screeningscentra van het landelijke bevolkingsonderzoek op borstkanker [54]. De gemiddelde waarde per screeningscentrum varieerde van 1,04 tot 1,63 mGy en de standaarddeviatie van 0,41 tot 0,65 mGy. De laagste  $D_G$ -waarden werden gevonden bij het modernste toestel, waarbij het filter automatisch werd aangepast aan de borstdikte en -samenstelling.

### 5.5 Referentiewaarden in Europa

In Europees verband zijn referentiewaarden voor een aantal radiologische onderzoeken vastgesteld [11, 55-57]. Op basis van nationale en internationale overzichtsstudies in de jaren 1983 - 1991 is de gemiddelde waarde van de intreeluchtkerma met terugverstrooide straling,  $K_{a,e}$ , voor een aantal onderzoeken bepaald. Hierbij is de intreeluchtkerma gedefinieerd als de luchtkerma in het snijpunt van de centrale bundel-as en het intreevlak van de patiënt, inclusief backscatter (zie Hoofdstuk 2). Als referentie is de 75 percentiel waarde gekozen. Daarbij wordt verondersteld dat wanneer 75% van de instellingen met een bevredigend resultaat onder dit dosisniveau kan werken, de overige 25% zich bewust dienen te worden van hun sub-optimale functioneren wat betreft de stralingsbelasting van de patiënten. Dit zal er toe moeten leiden dat zij apparatuur en techniek aanpassen zodat hun dosis vergelijkbaar wordt met die van de meerderheid. Tabel 5-9 toont de Europese referentiewaarden voor kinderradiologie, Tabel 5-10 die voor radiografie bij volwassenen.

**Tabel 5-9. Europese referentiewaarden voor onderzoeken in de kinderradiologie [56] en gemeten intreeluchtkerma bij kinderradiologie in Nederland [58].**

**Kinderradiologie**

*Genoemde waarden hebben betrekking op een gemiddelde patiënt van 5 jaar oud, tenzij anders vermeld.*

	Europese referentiewaarde [56] intreeluchtkerma, $K_{a,e}$ (mGy)	Gemeten in Nederland [58] intreeluchtkerma, $K_{a,e}$ (mGy)
Thorax, AP/PA	0,10	0,041
Thorax, lateraal	0,20	-
Thorax, AP (neonaat)	0,08	0,028
Schedel, AP/PA	1,50	-
Schedel, lateraal	1,00	-
Bekken, AP (5 maanden)	0,20	0,048
Bekken AP	0,90	0,202
Abdomen	1,00	0,239

**Tabel 5-10. Europese referentiewaarden voor radiologische onderzoeken voor volwassenen [55].**

**Volwassenen**

*Genoemde waarden hebben betrekking op een gemiddelde volwassen patiënt van 70 kg, mammografiewaarden gelden voor een gecompriëerde borst met een dikte van 5 cm.*

	Intreeluchtkerma, $K_{a,e}$ (mGy)
Thorax, PA	0,3
Thorax, lateraal	1,5
Schedel, PA	5
Schedel, lateraal	3
Lumbale wervelkolom, AP/PA	10
Lumbale wervelkolom, lateraal	30
Lumbo-sacrale overgang, lat.	40
Bekken, AP	10
Urineweg stelsel, AP per opname	10
Mammæ, medio-lateraal oblique	10
Mammæ, cranio-caudaal	10

Uit Tabel 5-9 kan worden afgeleid dat de Europese referentiewaarden in de kinderradiologie voor  $K_{a,e}$  aanzienlijk hoger zijn dan de  $K_{a,e}$ -waarden bepaald in negen Nederlandse ziekenhuizen. Ook bij de overzichtsonderzoeken voor thorax AP radiografie bij volwassenen in Nederland werden aanzienlijk lagere  $K_{a,e}$ -waarden gevonden dan de Europese referentie waarden.

De Europese Commissie heeft in 2000 European guidelines on quality criteria for computer tomografie gepubliceerd [11] met referentiewaarden voor een aantal



standaard CT-onderzoeken, zoals vermeld in Tabel 5-11. Voor een enkele tomografische coupe wordt de gewogen Computer Tomografie Kerma Index in een standaard CT dosimetriefantoom ( $C_{K,PMMA,w}$ ) gehanteerd, voor een volledig onderzoek het dosis-lengte product ( $P_{KL,CT}$ ).

*Tabel 5-11. Europese referentiewaarden voor standaard CT-onderzoeken [11] en waarden voor  $P_{KL,CT}$  (75 percentiel waarden) bepaald in het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41].*

	$C_{K,PMMA,w}$ (mGy)	$P_{KL,CT}$ (mGy cm)
Schedel [11]	60	1050
Hoofd, accuut infarct [40, 41]	-	945
Hoofd, sinusitis [40, 41]	-	286
Hoofd, gehoorverlies [40, 41]	-	337
Thorax [11]	30	650
Thorax, hoge resolutie [40, 41]	-	267
Thorax, pulmonaire angiografie [40, 41]	-	549
Thorax, longmetastasen [40, 41]	-	421
Abdomen [11]	35	800
Buik, uitsluiten abces [40, 41]	-	724
Buik, f.u. retroperitoneale lymfadenopathie [40, 41]	-	688
Buik, urolithiasis [40, 41]	-	634
Buik, levermetastasen [40, 41]	-	989
Bekken [11]	35	600

De in Europees verband voorgestelde referentiewaarden voor het dosis-lengte product  $P_{KL,CT}$  (Tabel 5-11) lijken niet direct van toepassing voor Nederland zoals blijkt in de vergelijking met de waarden verkregen in het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41].

### 5.6 Referentiewaarden in Nederland

Op nationaal niveau zijn nog geen referentiewaarden voor radiodiagnostisch onderzoek vastgesteld. In principe lijkt het demonstratieproject patiëntendosimetrie [40, 41] het beste materiaal op te leveren voor het vaststellen van diagnostische referentieniveaus in Nederland. De onderzoekers van dit project hebben een discussie over diagnostische referentieniveaus in Nederland in hun eindverslag opgenomen, maar geen concrete niveaus voorgesteld. Gezien de ongeschiktheid van de Europese referentiewaarden lijkt de formulering van diagnostische referentieniveaus voor de situatie in Nederland urgent.

## 6. Stralingsdosimetrie voor werknemers

### 6.1 *Persoonsdosimetrie bij radiologie*

Het uitvoeren van metingen en berekeningen ter bepaling van de stralingsbelasting van individuele personen wordt persoonsdosimetrie genoemd. Persoonsdosimetrie wordt uitgevoerd om de volgende redenen:

- het vaststellen van de samenhang tussen de radiologische handelingen en de daaraan verbonden stralingsbelasting,
- optimalisatie van de beschermingsmaatregelen en werkomstandigheden en het toetsen van de doelmatigheid van stralingsbeschermingsmaatregelen,
- het signaleren van trends,
- verificatie dat jaardosislimieten niet worden overschreden,
- het bepalen van de individuele stralingsbelasting bij incidenten en ongevallen.

In veel ziekenhuizen gebruikt men de persoonsdosimeters van NRG. Naast NRG zijn ook nog enkele andere instellingen bevoegd om persoonsdosimetrie te bedrijven. De persoonsdosimetrieresultaten worden op nationaal niveau bewaard in een door NRG beheerd gegevensbestand, het Nationaal Dosisregistratie- en Informatie Systeem (NDRIS). De gebruiker kan de stralingsdosis van de persoonsdosimeter niet zelf bepalen. De leverancier bepaalt de stralingsdosis die de dosimeter heeft ontvangen gedurende de meetperiode. Afhankelijk van de aard en omvang van de beroepsmatige blootstelling worden meetperioden van 2 weken, 4 weken of zelfs 3 maanden gehanteerd.

Of aan een werknemer een persoonsdosimeter wordt verstrekt is afhankelijk van zijn betrokkenheid bij stralingstoepassingen en van het instellingsbeleid. Werknemers die een gerede kans hebben op overschrijding van een in het Besluit stralingsbescherming [59] vastgelegde dosisgrenswaarde worden gerekend tot de categorie “blootgestelde werknemer”. Deze werknemers moeten een persoonsdosimeter dragen. Wanneer de kans op overschrijding van de dosisgrenswaarde verwaarloosbaar klein wordt geacht valt men buiten deze categorie en zal men in de regel geen persoonsdosimeter (hoeven te) dragen.

De interne routing van de persoonsdosimeter, de procedure voor het omwisselen, het (sanctie)beleid met betrekking tot niet of te laat retourneren, de plaats van bewaren buiten werktijd, de evaluatie van de dosismetresultaten en de interne rapportage kunnen per ziekenhuis verschillen. Dit geldt ook voor het gebruik (het dragen) van de

dosimeter. Binnen een ziekenhuis dienen over de persoonsdosimetrie heldere, schriftelijke afspraken te worden gemaakt. Uiteraard dienen de betrokkenen hierover te worden geïnformeerd.

De resultaten van de persoonsdosimetrie dienen aan de gebruiker bekend te worden gemaakt en, indien daar aanleiding toe is, met hem worden besproken. Op afdelingsniveau dient regelmatig een evaluatie plaats te vinden van deze resultaten.

#### *Samenstelling van de persoonsdosimeter*

De persoonsdosimeter is in de regel zo samengesteld dat het meetinstrument gelijktijdig zowel de oppervlakedosis (op 0,07 mm diepte in weefsel,  $H_p(0,07)$ ) als ook de dieptedosis (op 10 mm diepte in weefsel,  $H_p(10)$ ) kan meten. Bij de interpretatie van de dosismetresultaten wordt in de praktijk meestal verondersteld dat de dieptedosis een redelijk goede benadering is voor de effectieve dosis. Persoonsdosimeters zijn per stuk geïdentificeerd. In de regel is op de dosimeter de volgende informatie terug te vinden: naam van de blootgestelde werknemer, het abonnementsnummer, de meetperiode, en de leverancier.

#### *Het gebruik van de persoonsdosimeter*

Om met behulp van persoonsdosimeters een voldoende betrouwbare schatting te kunnen maken van de beroepshalve ontvangen stralingsdosis dient men zich te houden aan enkele regels. Onderstaand zijn de belangrijkste gebruiksregels kort omschreven.

- Omdat de dosimeter persoonsgebonden is en het dosismetresultaat wordt bewaard in het NDRIS, mag een dosimeter niet door een andere persoon worden gedragen.
- Persoonsdosimeters zijn uitsluitend bedoeld voor het bepalen van de beroepshalve ontvangen stralingsbelasting.
- De persoonsdosimeters dienen buiten de werkuren te worden bewaard op een plaats met een normaal achtergrondstralingsniveau.
- Beschadiging van de dosimeter dient men te vermijden. Persoonsdosimeters zijn in de regel niet bestand tegen een wasbeurt in een wasmachine.
- Als een dosimeter verloren gaat of ernstig wordt beschadigd mist men de dosisinformatie over de meetperiode. Het spreekt voor zich dat men dit zoveel mogelijk dient te vermijden.
- Om de dosismetwaarden te kunnen analyseren dient men bekend te zijn met de blootstellingscondities. Significante wijzigingen in de radiologische handelingen

dienen dan ook bij de stralingsdeskundige te worden gemeld. Zo nodig dienen aanvullende maatregelen te worden genomen.

- Als men de radiologische handelingen gaat beëindigen of wanneer men naar een andere werkgever gaat dient dit tijdig aan de stralingsdeskundige te worden gemeld.

#### *Plaats van de dosimeter op het lichaam*

De persoonsdosimeter wordt gebruikt om een schatting te kunnen maken van de effectieve dosis. Het is belangrijk om een plaats te kiezen die zoveel mogelijk representatief is voor een schatting van de effectieve dosis. Onderstaand zijn voorbeelden gegeven van mogelijke afspraken over de draagpositie.

- Men draagt geen loodschort

Wanneer men geen loodschort gebruikt, draagt men de persoonsdosimeter aan de voorkant van het lichaam op buik- of borsthoogte.

- Men draagt een loodschort

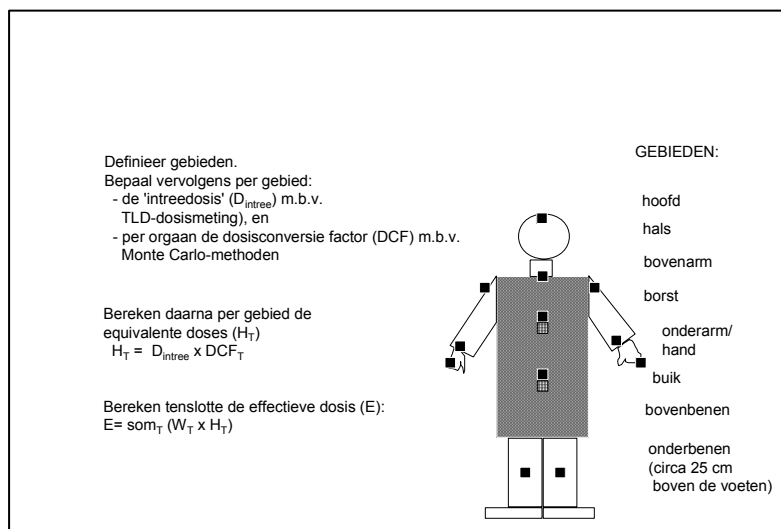
Bij gebruik van een loodschort draagt men de persoonsdosimeter op het loodschort op borsthoogte of op de halskraag (voorkeurspositie). Een schildklierkraag mag de dosimeter niet afdekken. Indien de handelingen en/of de werkkleding daartoe aanleiding geven en de stralingsdeskundige hiermee akkoord gaat, kan de dosimeter ook op de schouder worden bevestigd. Hierbij dient de keuze te vallen op de schouder die zich het dichtst bij de stralingsbron bevindt.

- Hoge stralingsdoses en bijzondere werkomstandigheden

Wanneer de effectieve dosis en de equivalente doses van blootgestelde delen van de huid en/of van de ooglen groter zijn dan circa 30% van de dosislimieten kan het zinvol zijn om meer dan één dosimeter te dragen. Bij gebruik van twee persoonsdosimeters dient één dosimeter onder en één dosimeter op het loodschort te worden gedragen. Bij voorkeur dienen beide dosimeters op de voorkant van de romp (op borst- of op buikhoogte) te worden gedragen.

In Figuur 6-1 is schematisch weergegeven op welke plaatsen extra dosimeters kunnen worden bevestigd. Het aantal extra dosimeters en de keuze van de bevestigingsplaats(en) worden bepaald door de blootstellingscondities en het (a priori

geschatte) niveau van de stralingsbelasting. Met behulp van de dosimetrieresultaten kunnen schattingen worden gemaakt van zowel de oppervlakedosis,  $H_p(0,07)$ , dieptedosis,  $H_p(10)$ , als de effectieve dosis,  $E$ .



*Figuur 6-1 Schematische weergave van posities op het lichaam waar dosimeters kunnen worden bevestigd. In de figuur is aangegeven dat op de romp dosimeters op en onder het loodschort kunnen worden bevestigd. In sommige omstandigheden is het ook raadzaam om dosimeters op de rug te bevestigen.*

### Resultaten van de persoonsdosimetrie

De dosismeetresultaten worden vastgelegd in het NDRIS. Voor enkele groepen blootgestelde werknemers is het meetresultaat geen goede schatting van de effectieve dosis. De dosis van een persoonsdosimeter die op een loodschort wordt gedragen zal immers een forse overschatting geven van de dosis van de lichaamsdelen die worden afgeschermd. Daarom kan voor sommige groepen blootgestelde werknemers een dosiscorrectiefactor worden gebruikt. Aanbevelingen voor correcties worden gedaan in een NCS rapport "Code of practice for personal dosimetry of workers wearing protective clothing during radiological procedures" dat thans in bewerking is.

Indien een dosimeter zich in een stralingsveld heeft bevonden terwijl deze dosimeter niet werd gedragen door de blootgestelde werknemer dient de gebruiker dit bij de stralingsdeskundige te melden. De dosimeter wordt dan apart geëvalueerd. Indien zeker is dat de dosis van de persoonsdosimeter sterk afwijkt van de "echte" effectieve dosis kan de periodedosis – via de Arbeidsinspectie – in het NDRIS worden gecorrigeerd.

Wanneer de (gecorrigeerde) periodedosis groter is dan een bepaalde grenswaarde (bijvoorbeeld 1 mSv) dient in de regel terugkoppeling plaats te vinden tussen de toezichthoudend stralingsdeskundige en de gebruiker. Het verdient aanbeveling om te achterhalen wat de mogelijke oorzaak is van de hoge stralingsdosis in de bewuste periode en hoe dit in de toekomst kan worden vermeden.

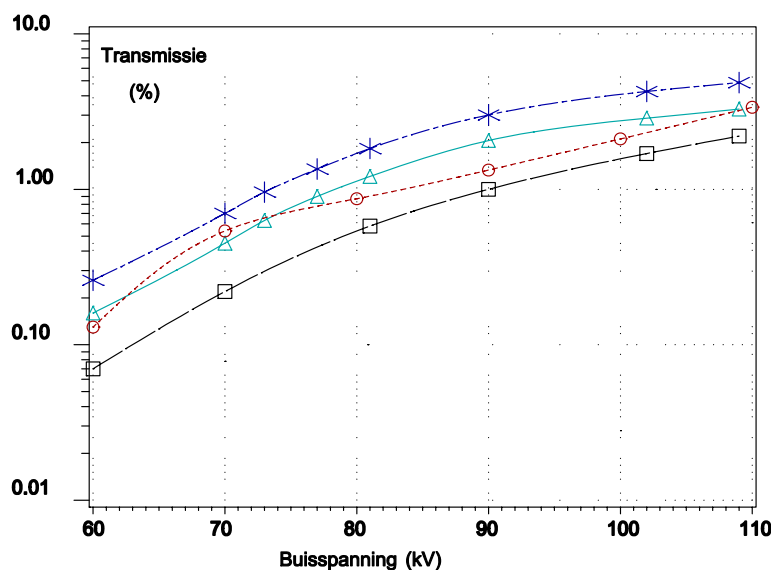
Als de beroepshalve ontvangen effectieve dosis in één kalenderjaar groter is dan 20 mSv moet dit niet alleen aan de blootgestelde werknemer en de stralingsdeskundige, maar ook aan de bedrijfsarts en de Arbeidsinspectie worden gemeld. Er zullen dan wijzigingen moeten worden aangebracht in de arbeidsomstandigheden. In dat geval zal de blootgestelde werknemer gedurende de rest van het jaar andere werkzaamheden dienen te gaan uitvoeren.

## *6.2 Effectieve dosis en persoonlijke beschermingsmiddelen*

Het kan nodig zijn om gebruik te maken van persoonlijke stralingsbeschermingsmiddelen. Bij radiologie worden loodschorten en schildklierkragen toegepast. Incidenteel worden ook loodglasbrillen of loodrubberhandschoenen gedragen. Het gebruik van dit laatst genoemde beschermingsmiddel berust vaak op een persoonlijke voorkeur van de uitvoerend medisch specialist. Het is niet gebruikelijk dat loodrubberhandschoenen vanuit stralingshygiënische overwegingen worden aanbevolen of voorgeschreven (bij diergeneeskunde is dat vaak wel het geval). Loodglasbrillen worden door medisch specialisten vaak op basis van hun individuele inzichten in de stralingshygiëne wel of niet toegepast. Bij moderne röntgensystemen met een ondertafelbuis levert het gebruik van een loodglasbril in termen van beperking van de stralingsrisico's nauwelijks winst op, terwijl de bril vaak als hinderlijk wordt ervaren. In het vervolg van deze paragraaf wordt de samenhang tussen de effectieve dosis en het gebruik van een loodschort en schildklierkraag nader beschouwd.

In Figuur 6-2 is de relatieve transmissie van röntgenstraling door een loodschort uitgezet tegen de buisspanning (kV). De lijnen voor de primaire röntgenbundel kunnen worden gezien als bovengrenswaarden voor de transmissie. De curven voor de transmissie van verstrooide straling komen meer overeen met praktijkomstandigheden. Resultaten van onder klinische omstandigheden uitgevoerde metingen [60], waarbij gelijktijdig dosismetingen werden verricht op en

onder een loodschort van 0,5 mm loodequivalent, lieten bij een buisspanning van circa 80 kV een dosisreductie zien tot ongeveer een factor 200.

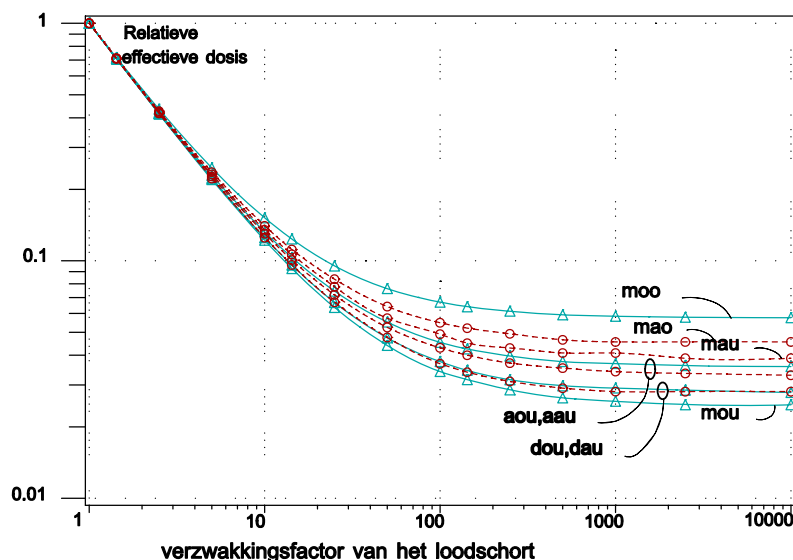


*Figuur 6-2 Experimenteel bepaalde transmissie van röntgenstraling door een loodschort van 0,5 mm loodequivalent, als functie van de buisspanning. De lijnen geven de transmissie weer voor een 12-puls generator, volgens □ = 90° verstrooide straling bij een perspex fantoom; ○ = 90° verstrooide straling bij een wasfantoom, Δ = primaire bundel, smalle bundel geometrie; X = primaire bundel, brede bundel geometrie.*

In Figuur 6-3 zijn schattingen gegeven van de effectieve dosis van radiologen en assistenten tijdens verblijf direct naast de patiënttafel tijdens doorlichten als functie van de verzwakkingsfactor van een loodschort met normale afmetingen. In de berekeningen is verondersteld dat een schildklierkraag wordt gedragen met een transmissie van 1%. De effectieve dosisschattingen zijn genormeerd tegen de effectieve dosis zonder beschermende kleding. De schattingen zijn afgeleid uit dosismetingen aan personen bij verschillende klinische omstandigheden [30]. Uit Figuur 6-3 kan worden geconcludeerd dat een loodschort van 0,5 mm loodequivalent in combinatie met een schildklierkraag bij een “gemiddelde” buisspanning van 80 kV een reductie van de effectieve dosis veroorzaakt met ongeveer een factor 20.

Uit de gradiënt van de dosisreductiecurves in Figuur 6-3 blijkt dat een verdere toename van de afschermende werking van het loodschort vanaf ongeveer een factor 100 slechts tot een kleine afname leidt van de effectieve dosis. Met modelberekeningen is aangetoond dat het beter is om, met behoud van de zelfde

massa, een dunner loodschort met een groter oppervlak te gebruiken in plaats van een compact, dik loodschort.



*Figuur 6-3 De effectieve dosis van radiologen en assistenten bij verblijf bij de patiënttafel tijdens doorlichten als functie van de verzwakkingsfactor van een loodschort van normale afmetingen. In de berekeningen is verondersteld dat een schildklierkraag wordt gedragen met een transmissie van 1%. De effectieve dosisschattingen zijn genormeerd tegen de effectieve dosis zonder beschermende kleding. De lijnen die voorzien zijn van een label dat eindigt op de letter “u” horen bij een ondertafelbuissysteem; het label eindigend op de letter “o” hoort bij een boventafelbuissysteem.*

Bij de keuze van een loodschort verdient het de voorkeur om een type te gebruiken dat, rekeninghoudend met de specifieke blootstellingcondities zo licht mogelijk is en tegelijkertijd de lichaamsdelen die in bijzondere mate bloot staan aan (verstrooide) röntgenstraling zo veel mogelijk afdekt. Het gebruik van een schildklierkraag kan in principe worden aanbevolen voor alle omstandigheden waarin een loodschort wordt gedragen. Reden hiervoor is dat een goed gedragen schildklierkraag de stralingsbelasting, indien deze wordt uitgedrukt met de grootte effectieve dosis, met ongeveer een factor twee kan verminderen, terwijl het gebruik als weinig belastend wordt ervaren [30].

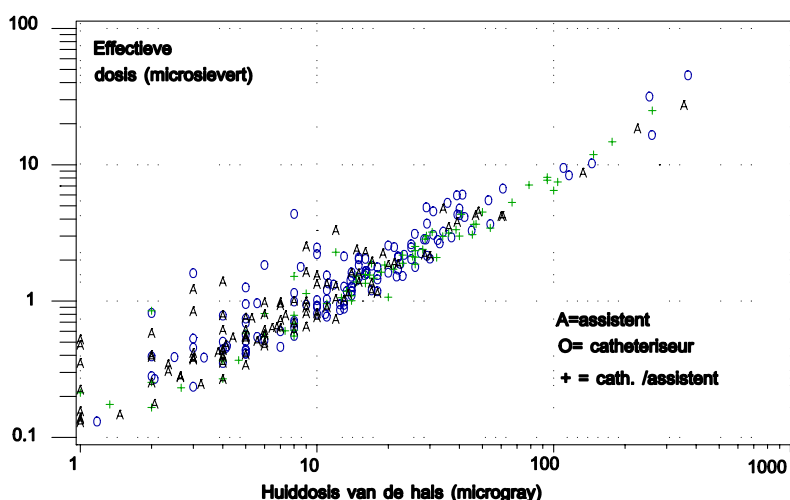
### 6.3 Relatie tussen effectieve dosis en oppervlakedosis in de halsstreek

De relatie tussen de effectieve dosis en de meetwaarde voor  $H_p(0,07)$  kan afhankelijk van de blootstellingscondities, het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen,



en de plaats van de dosismeter sterk variëren. Zeker bij toepassingen van röntgentoestellen waarbij de beroepsmatig blootgestelde persoon tijdens het gebruik van het toestel in de buurt van de patiënt verblijft. Om toch een redelijke schatting van de effectieve dosis te kunnen maken zijn diverse dosimetrie-projecten uitgevoerd [60-70]. Met statistische analyses is afgeleid dat de correlatie tussen de effectieve dosis en  $H_P(0,07)$  voor de meetplaats “halskraag” hoger is dan de correlatie tussen de effectieve dosis en meetresultaten op andere posities [30]. In veel richtlijnen wordt dan ook aanbevolen om de persoonsdosismeter in de halsstreek te dragen. In de literatuur treft men voor de verhouding tussen de dosismetwaarde op de halskraag en de effectieve dosis een waarde aan die varieert tussen circa 5 en 60.

In Figuur 6-4 is de relatie tussen  $H_P(0,07)$  op de halskraag en de berekende effectieve dosis van radiologen en assistenten (conventioneel loodschoot en geen schildklierkraag) tijdens doorlichten met een ondertafelbuissysteem weergegeven [61].



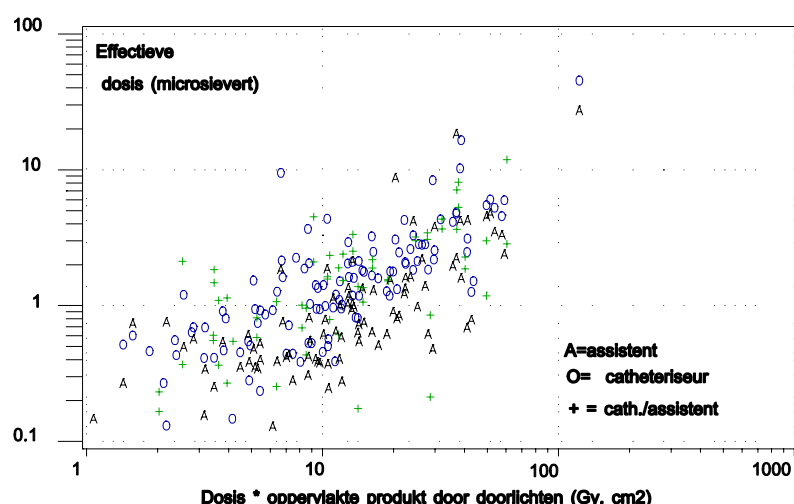
*Figuur 6-4 De relatie tussen de effectieve dosis van een persoon (conventioneel loodschoot van 0,5 mm loodequivalent, geen schildklierkraag) in de directe omgeving van een ondertafelbuistoestel tijdens doorlichten en de meetwaarde voor  $H_P(0,07)$ , bepaald met behulp van een dosismeter die op de schildklierkraag werd gedragen (250 verrichtingen).*

Wanneer de persoonsdosismeter in de halsstreek boven de schildklierkraag wordt gedragen kan de effectieve dosis door blootstelling aan verstrooide röntgenstraling worden geschat door  $H_P(0,07)$  te vermenigvuldigen met een omrekencoëfficiënt. Een bereik van omrekencoëfficiënten is gegeven door Kicken [30]. De numerieke waarde van de omrekencoëfficiënt wordt onder andere bepaald door het type röntgentoestel

(ondertafel- of boventafelbuissysteem) en het al dan niet dragen van een schildklierkraag. Als vuistregel kan worden gehanteerd dat deze omrekencoëfficiënt gelijk is aan  $0,05 \mu\text{Sv} \cdot \mu\text{Gy}^{-1}$  voor personeel met een schildklierkraag en  $0,1 \mu\text{Sv} \cdot \mu\text{Gy}^{-1}$  voor personeel zonder schildklierkraag [30].

#### 6.4 Relatie tussen effectieve dosis en luchtkerma-oppervlakte product

Soms is het nodig om schattingen te maken van de beroepsmatige blootstelling zonder gebruik van persoonsdosimeters. Dit kan bijvoorbeeld het geval zijn wanneer de persoonsdosimeter verloren is geraakt of wanneer het resultaat van de dosismeting als niet-realistisch moet worden beschouwd. Een schatting van de effectieve dosis kan worden verkregen uit de meetresultaten van een luchtkerma-oppervlakte product meter. In Figuur 6-5 zijn schattingen van de effectieve dosis uitgezet tegen de bij de blootstelling behorende waarde van het luchtkerma-oppervlakte product.



*Figuur 6-5 Relatie tussen de effectieve dosis (in  $\mu\text{Sv}$ ) van beroepshalve blootgestelde personen bij verblijf naast de patiënttafel tijdens doorlichten met een ondertafelbuissysteem en het luchtkerma-oppervlakte product door doorlichten ( $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$ ). De blootgestelde medewerkers droegen een loodschort (0,5 mm loodequivalent), maar geen schildklierkraag.*

De meetresultaten voor het luchtkerma-oppervlakte product en de effectieve dosisschattingen, afgeleid met diverse op het lichaam gedragen dosimeters, werden verkregen onder klinische omstandigheden [30]. De figuur laat een verschil zien tussen personen die direct naast een patiënttafel staan tijdens doorlichten (de catheteriseur/operateur, "O") en personen die op wat grotere afstand verblijven (de

assisterenden, “A”). De figuur laat tevens zien dat er ondanks de spreiding in de resultaten toch een redelijk goed verband bestaat tussen het luchtkerma-oppervlakte product en de effectieve dosis. Met statistische methoden zijn relaties afgeleid voor het verband tussen de effectieve dosis (in  $\mu\text{Sv}$ ) van personen (zonder schildklierkraag) die tijdens doorlichten direct naast de patiënttafel staan (de catheteriseur) of op enige afstand van de patiënttafel verblijven (de assistenten) en het luchtkerma-oppervlakte product (in  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ). De effectieve dosis van de catheteriseur kan worden geschat door het luchtkerma-oppervlakte product te vermenigvuldigen met  $0,2 \mu\text{Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-2}$  voor een onder tafel buissysteem en met  $0,8 \mu\text{Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-2}$  voor een boven tafel buissysteem. De dosisconversiecoëfficiënten voor de assistent zijn ongeveer een factor drie lager.

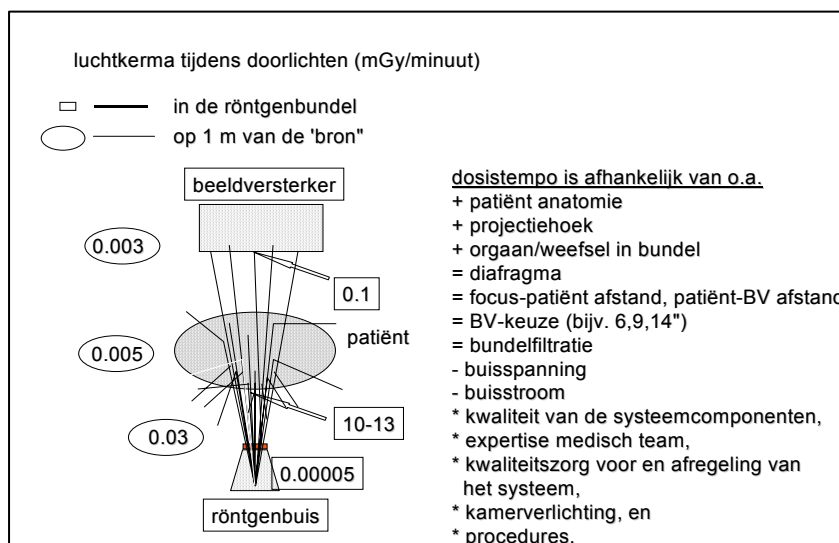
### *6.5 Samenhang persoonsdosimetrie en optimalisatie stralingshygiëne*

In de stralingsbescherming wordt nadrukkelijk aandacht besteed aan de optimalisatie van de stralingsbeschermingsmaatregelen. Optimalisatie leidt in de praktijk vaak tot een in de tijd variabel pakket van stralingsbeschermingsmaatregelen. De toetsing van de resultaten van de (veranderende) maatregelen berust voor een groot deel op de resultaten van de persoonsdosimetrie.

Het beperken van de stralingsbelasting van beroepsmatig blootgestelde personen tot dosiswaarden die kleiner zijn dan wettelijk vastgelegde dosislimieten dient te waarborgen dat dosisdrempelwaarden voor deterministische effecten niet worden overschreden. Tevens dienen dosislimieten er voor te zorgen dat risico's op inductie van stochastische effecten beneden maatschappelijk aanvaarde grenswaarden blijven.

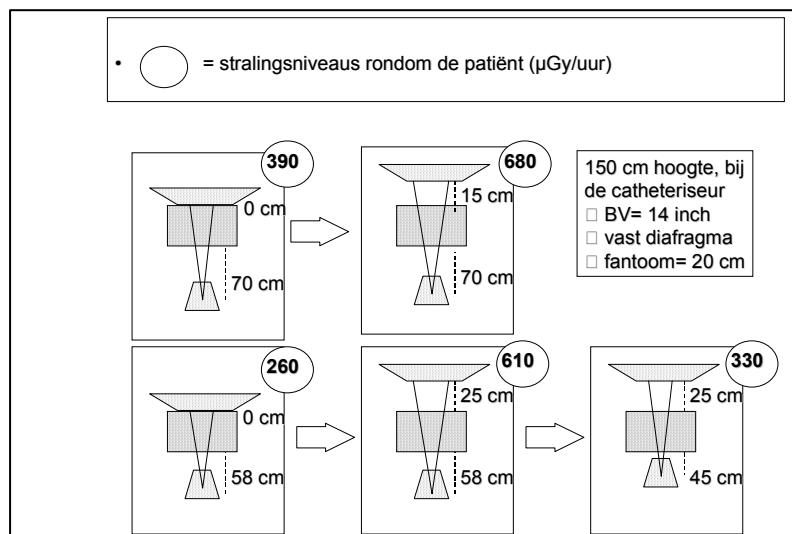
Dosisbeperkingen kunnen worden gezien als richtwaarden voor de dosisbovengrens bij planning, implementatie en toepassing van stralingsbeschermingsmaatregelen. Dosisbeperkingen kunnen zowel door de overheid (bij de verlening van een kernenergiewetvergunning) als ook door de instelling zelf (bij het verlenen van een interne vergunning) worden gehanteerd. De numerieke waarde van de dosisbeperking is afhankelijk van de stralingsbelasting door andere toepassingen en de inzichten in effecten van stralingsbeperkende maatregelen. De numerieke verhouding tussen een dosisbeperking en de daaraan ten grondslag liggende dosislimiet wordt mede bepaald door de betrouwbaarheid van dosismet- en dosisschattingmethode. Bij een grote betrouwbaarheid is de gewenste (of noodzakelijk geachte) extra veiligheidsmarge immers kleiner dan bij schattingen en metingen met een kleinere betrouwbaarheid. In de praktijk komt men tegen dat

dosisbeperkingen worden gehanteerd die 1%, 3%, 10% of 30% van de relevante dosislimiet bedragen.

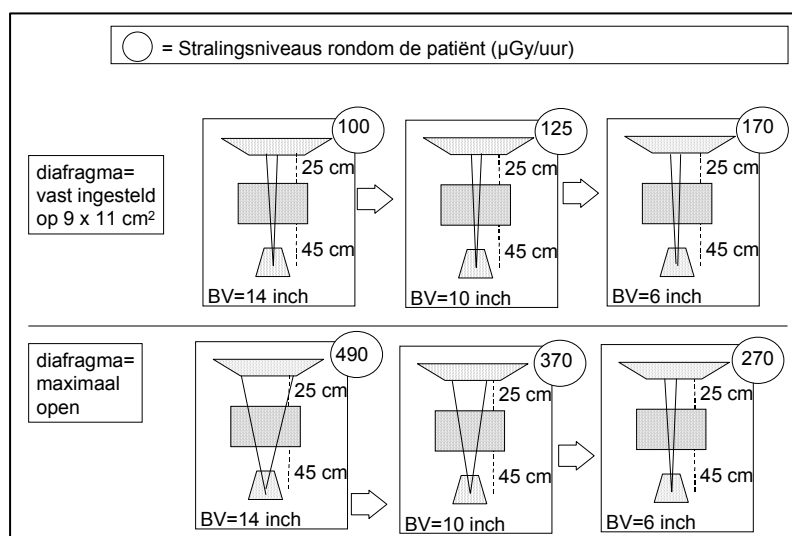


*Figuur 6-6. Schematische weergave van stralingsdosistempi ( $\text{mGy} \cdot \text{min}^{-1}$ ) op diverse plaatsen rondom een menselijk fantoom. De feitelijke dosiswaarden zijn afhankelijk van vele factoren. In de figuur is hiervan een niet-limitatief overzicht gegeven voor een dosistempo in de primaire bundel van  $10 \text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$  op 1 m van het focus.*

In Figuren 6-6 tot en met 6-8 zijn schematisch een aantal factoren vermeld die invloed hebben op het niveau van de beroepshalve ontvangen stralingsbelasting. In Figuur 6-6 zijn, voor een dosistempo in de primaire bundel van  $10 \text{ mGy} \cdot \text{min}^{-1}$  op 1 m van het focus, de hiermee overeenkomende dosistempi op andere plaatsen vermeld. De vermelde waarden kunnen als vuistregel worden gehanteerd. In de praktijk kunnen door verschillen in de buisspanning en de bundelfiltratie (aanzienlijke) afwijkingen voorkomen. Figuren 6-7 en 6-8 laten de invloed zien van de instelling van het beeldvormende systeem op het strooistralingsniveau op circa 150 cm boven het vloeroppervlak ter plaatse van de catheteriseur. Ook zonder uitgebreide toelichting valt op dat de keuze van de beeldversterkermodus en de afstand van focus en van beeldversterker tot de patiënt mede bepalend zijn voor de beroepshalve ontvangen stralingsdosis. Vooral het onnodig open laten staan van het diafragma en een grote afstand tussen beeldversterker en patiënt moeten worden vermeden. Het zorgvuldig toepassen van deze inzichten leidt overigens niet alleen tot een beperking van de beroepshalve ontvangen stralingsbelasting maar ook tot een vermindering van de stralingsbelasting van de patiënt.



*Figuur 6-7 Schematische weergave van het luchtkermatempo ( $\mu\text{Gy}\cdot\text{uur}^{-1}$ ) op circa 150 cm boven het vloeroppervlak, ter plaatse van de catheteriseur bij verschillende keuzen voor de focus-patiënt- afstand en de patiënt-beeldversterker-afstand. De beeldversterker is ingesteld op 36 cm (14 inch), het diafragma is vastgezet.*



*Figuur 6-8 Schematische weergave van het luchtkermatempo ( $\mu\text{Gy}\cdot\text{uur}^{-1}$ ) op circa 150 cm boven het vloeroppervlak, ter plaatse van de catheteriseur bij verschillende keuzen voor de beeldversterkermodus (14, 10 en 6 inch) en bij verschillende openingen van het diafragma. In de bovenste drie figuren is het diafragma vastgezet op  $9 \times 11 \text{ cm}^2$ . De onderste figuren horen bij een variabel diafragma waarbij de diafragma-opening overeenkomt met de maximale veldgrootte van de beeldversterker bij achtereenvolgens 36 cm, 25 cm en 15 cm (14, 10 en 6 inch).*

## 7. Methoden voor de bepaling van beeldkwaliteit

Er is een grote verscheidenheid aan röntgentechnieken beschikbaar voor medische beeldvorming zoals mammografie, computer tomografie, bucky-opname (bijvoorbeeld bij thoraxradiografie) en doorlichten (bijvoorbeeld tijdens dotteren). Het is bij klinische toepassing van deze technieken vaak mogelijk om verschillende instellingen van de röntgentoestellen te kiezen. Dergelijke keuzes hebben niet alleen invloed op de beeldkwaliteit maar ook op de dosis voor de patiënt en in sommige gevallen (interventieradiologie) ook op de dosis voor de werknemer, zoals medisch specialist en radiologisch laborant. Het toepassen van röntgentechnieken geschiedt derhalve altijd in het spanningsveld tussen de blootstelling aan röntgenstraling en de kwaliteit van het röntgenbeeld. Hierbij geldt in het algemeen dat een betere beeldkwaliteit kan worden verkregen bij een grotere stralingsbelasting van de patiënt en in sommige gevallen (interventieradiologie) van de werknemer.

Beoordeling van beeldkwaliteit vindt in de klinische praktijk dagelijks plaats wanneer aan de hand van een röntgenfoto een diagnose wordt gesteld of het doorlichtbeeld op een monitor wordt waargenomen. Dit is een kwalitatieve bepaling van beeldkwaliteit en er zal worden ingegrepen als de beeldkwaliteit als (te) slecht wordt ervaren.

Soms is het nodig om beeldkwaliteit kwantitatief te bepalen, bijvoorbeeld bij de introductie van een nieuwe röntgentechniek of als er een vergelijkend onderzoek wordt uitgevoerd naar röntgentechnieken in verschillende ziekenhuizen, of bij kwaliteitsbewaking en kwaliteitscontrole. Indien aanpassingen worden overwogen van een röntgentechniek die al klinisch wordt toegepast zal de bepaling van beeldkwaliteit niet altijd even grondig te hoeven geschieden als bij de introductie van een nieuwe techniek. In veel gevallen kan worden volstaan met het gebruik van een testobject gevolgd door een kwalitatieve evaluatie van beeldkwaliteit.

Voor het kwantificeren van beeldkwaliteit is een aantal methoden beschikbaar, met elk zijn specifieke toepassingsgebied (Tabel 7-1). Sommige methoden zijn fundamenteel-fysisch van aard, zoals de eerstgenoemde methode in de tabel, waarbij karakteristieke functie, ruimte resolutie en ruis worden bepaald. Onderzoek aan afbeeldingen van

patiënten, zoals bij de Europese criteria voor beeldkwaliteit, staan dicht bij de praktijk van de radiologie.

*Tabel 7-1 Overzicht van methoden voor bepaling van beeldkwaliteit.*

---

<i>Fysische (fundamentele)beeldkwaliteit</i>
Grote schaal overdrachtsfunctie (karakteristieke functie)
Ruimte resolutie
Ruis
<i>Statistische beslissingstheorie</i>
Ideale waarnemer formalisme
Andere waarnemers
<i>Psychofysische benadering</i>
Receiver operating characteristic (ROC) analyse
Contrast detail methode
<i>Onderzoek aan afbeeldingen van patiënten</i>
Europese kwaliteitscriteria

---

Bij fysische kwantificering van beeldkwaliteit kunnen verschillende grootheden worden bepaald, zoals de karakteristieke functie, de modulatie-overdrachtsfunctie (een indicatie van de resolutie) en het Wienerspectrum (een indicatie van ruis) [71]. Bovendien moeten de grootheden worden gecombineerd tot een maat voor beeldkwaliteit, bijvoorbeeld door de signaalruis verhouding, rusequivalente kwanta (noise equivalent quanta, NEQ) en waargenomen kwantumefficiëntie (detective quantum efficiency, DQE). Het toepassen van deze fysische technieken vereist een specialistische deskundigheid die bij fabrikanten en onderzoeksinstituten wel beschikbaar is maar in ziekenhuizen meestal niet.

Een methode voor bepaling van beeldkwaliteit waarbij de beoordeling van een of meer afbeeldingen en de waarnemer een belangrijke rol spelen is de ROC analyse. De waarnemer moet aangeven in een afbeelding of hij met een zekere mate van waarschijnlijkheid wel of geen afwijking waarneemt. ROC studies vergen veel tijd en een grote deskundigheid [72].

Voor bepaling van beeldkwaliteit in het kader van kwaliteitsbewaking en –controle kan gebruik worden gemaakt van speciale testobjecten zoals ontwikkeld door bijvoorbeeld de Universiteit van Leeds [73] voor een groot aantal verschillende toepassingen zoals mammografie, doorlichten, film-scherm opnamen en subtractie. Contrast detail

testobjecten zijn geschikt voor kwaliteitsbewaking. Dergelijke testobjecten zijn beschikbaar voor mammografie, algemene radiografie, doorlichten en CT.

Bij het contrast-detail (Burger-Rose) fantoom [74] variëren de details in diameter langs één as en in contrast (diepte van cilindervormige gaten of dikte van opgedampt metaal) langs de andere as. Het al dan niet zichtbaar zijn van de details op een röntgenfoto of doorlichtbeeld bepaalt de beeldkwaliteit. De afbeelding kan worden beoordeeld door menselijke waarnemers of door een computerprogramma nadat de afbeelding is gedigitaliseerd [75]. De score voor de kwaliteitsparameters is meestal zodanig dat een lagere waarde een betere beeldkwaliteit weergeeft.

*Tabel 7-2 Een voorbeeld van de kwaliteitscriteria zoals die zijn geformuleerd door de Europese Commissie voor laterale thoraxopname [55]*

---

Diagnostische eisen

*Afbeeldingscriteria*

1. Gemaakt in volledige inspiratie en met vastgehouden adem
2. Gemaakt met de armen omhoog, vrij van de thorax
3. Achterste longgrenzen op elkaar geprojecteerd
4. Afbeelding van de trachea
5. Afbeelding van de sinus phrenico-costales
6. Scherpe afbeelding van de achterste hartcontour, de aorta, het mediastinum, het diafragma, het sternum en de thoracale wervelkolom

*Belangrijke opnamedetails*

Kleine ronde details in de gehele long:

Contrastrijk: 0,7 mm diameter

Contrastarm: 2 mm diameter

Lijnvormige en reticule structuren tot in de perifere long:

Contrastrijk: 0,7 mm diameter

Contrastarm: 2 mm diameter

Criteria voor de dosis van de patiënt

Intreeluchtkerma,  $K_{a,e}$ , bij een standaardpatiënt: 1,5 mGy

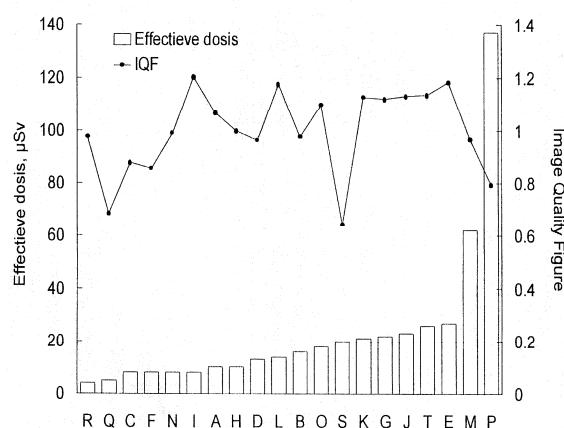
Voorbeeld van een goede röntgentechniek

1. Röntgenstatief: verticaal statief met stilstaand of bewegend rooster
  2. Normale focusgrootte:  $\leq 1,3$  mm
  3. Totale filtratie:  $\geq 3,0$  mm Al equivalent
  4. Strooistralingsrooster:  $r = 10$ ; lijnparen: 40/cm
  5. Film-scherm combinatie: normale gevoeligheidsklasse 400
  6. Focus-film afstand: 180 (140-200)
  7. Buisspanning: 125 kV
  8. Belichtingsautomaat: centraal meetveld
  9. Belichtingstijd:  $< 40$  ms
  10. Afscherming: standaard
-



Beeldkwaliteitscriteria zijn geformuleerd door werkgroepen van de Europese Commissie voor röntgenopnamen van volwassenen, voor opnamen bij kinderradiologie en voor computer tomografie [11, 55-56]. In deze documenten worden diagnostische eisen, criteria voor de dosis (intreeluchtkerma met backscatter,  $K_{a,e}$ ) en voorbeelden van goede technieken vermeld. Een voorbeeld van de kwaliteitscriteria voor laterale thorax opnamen bij volwassenen [55] is gegeven in Tabel 7-2. Tevens is een referentiewaarde voor de intreeluchtkerma,  $K_{a,e}$ , gegeven en een voorbeeld van een goede röntgentechniek. Een beoordeling van klinische opnamen aan de hand van de diagnostische eisen maakt een kwalitatieve evaluatie van beeldkwaliteit mogelijk. Bij de diagnostische eisen in deze documenten moet worden opgemerkt dat deze geformuleerd zijn voor de weergave van normale anatomie. Het zal niet altijd mogelijk zijn om de eisen voor een goede weergave van pathologie te baseren op de weergave van normale anatomie.

Bij vergelijking van patiëntendosis in verschillende ziekenhuizen is vaak getracht ook de beeldkwaliteit in kaart te brengen. Hiertoe zijn bij de deelnemende instellingen opnamen van testobjecten gemaakt die kunnen worden beoordeeld op de waarneembaarheid van lage contrasten en kleine details. In twintig ziekenhuizen werden voor PA thoraxopnamen zowel de effectieve dosis als de beeldkwaliteit gemeten. De contrastverschillen werden bepaald met een Leeds TOR CDR test object [29]. De beeldkwaliteit wordt als image quality figure (IQF) vermeld, waarbij een hogere waarde correspondeert met een betere beeldkwaliteit.



*Figuur 7-1 Effectieve dosis bij PA thoraxonderzoek en beeldkwaliteit bepaald met een Leeds TOR CDR testobject in termen van image quality figure (IQF) [29].*

Net als in Figuur 7-1, toonden dergelijke studies vaak aan dat een hogere dosis niet gepaard ging met een betere beeldkwaliteit. Er kan dan worden geconcludeerd dat voor een aantal deelnemers dosisreductie mogelijk is zonder verlies aan beeldkwaliteit.

## 8. Dosisreductie voor patiënten en werknemers

Bij radiodiagnostiek en bij interventieradiologie kan de stralingsbelasting van de patiënt aanzienlijk zijn. Het is vaak mogelijk om door aanpassingen van de instellingen van een röntgentoestel, bijvoorbeeld voor buisspanning, additionele filtratie, stroostralingsrooster en (gepulste) doorlichting, de stralingsbelasting van de patiënt te reduceren. Dergelijke keuzes hebben niet alleen invloed op de dosis voor de patiënt maar ook op de beeldkwaliteit. Het toepassen van röntgentechnieken geschiedt daarom altijd binnen het spanningsveld tussen de blootstelling van patiënt aan röntgenstraling en de kwaliteit van het röntgenbeeld.

Voor reductie van de stralingsbelasting van werknemers, zoals medisch specialist en radiologisch laborant, zijn beschermende maatregelen nodig als deze zich in de nabijheid van de patiënt bevinden, bijvoorbeeld tijdens radiologisch geleide interventies. Veel maatregelen voor dosisreductie van de werknemer, zoals het gebruik van persoonlijke beschermingsmiddelen (zie hoofdstuk 6) hebben geen invloed op de beeldkwaliteit.

In dit hoofdstuk wordt een beknopt overzicht gegeven van mogelijke maatregelen voor dosisreductie bij patiënten, in termen van lokale huiddosis en effectieve dosis, en voor werknemers in termen van effectieve dosis [76]. Als voorbeeld is gekozen voor radiologisch geleide interventies omdat daarbij zowel de patiënt als werknemers worden blootgesteld aan straling. Bovendien kunnen bij interventies bij de patiënt zowel deterministische effecten als stochastische effecten een rol spelen. Voor deterministische effecten zijn de doses in de afgebeelde gebieden van de patiënt (meestal de huiddosis aan de intreezijde van het afgebeelde gebied,  $D_{\text{huid, lokaal}}$ ) van belang en voor stochastische effecten de effectieve dosis,  $E$ . Vergelijkbare maatregelen voor dosisreductie bij patiënten en werknemers zijn gepubliceerd door de ICRP voor interventieradiologie [77].

Voor radiodiagnostiek geldt in het algemeen dat goede archivering en snelle beschikbaarstelling van reeds bestaande diagnostische beelden van belang is. In principe kan hiermee de meeste winst worden behaald doordat “overbodige” onderzoeken worden vermeden. Ook onvoldoende informatie bij verwijzing of een niet-optimale diagnostische techniek dienen te worden vermeden [78].

Maatregelen voor dosisreductie bij patiënten bij computer tomografie en digitale radiologie zijn vermeld in door de ICRP [79, 80].

### 8.1 Mogelijkheden voor dosisreductie bij patiënten

De mogelijkheden voor dosisreductie bij patiënten bij interventieradiologie [76] zijn samengevat in Tabel 8-1. De verschillende mogelijkheden voor dosisreductie zullen per maatregel worden toegelicht. Waar van toepassing zal de invloed op beeldkwaliteit worden aangegeven.

*Tabel 8-1. Mogelijkheden voor dosisreductie bij patiënten in interventieradiologie [76]*

Maatregel	Mogelijke reductie lokale huiddosis, $D_{\text{huid, lokaal}}$	Mogelijke reductie effectieve dosis, $E$
Aanpassing van de filtratie (toevoegen 0,1 of 0,2 mm Cu filter) <sup>1</sup>	25-50%	10-30%
Verhogen buisspanning	20-30% per 10 kV	5-15% per 10 kV
Vermijden laterale projecties	50-75%	20-40%
Variëren projectie richting	> 50%	-
“Laag dosistempo” doorlichting	25-50%	25-50%
Ondertafelbuis versus boventafelbuis	50%	50%
Beperking gebied van interesse (ROI)	-	evenredig met veldgrootte
Gebruik optimaal stroostralingsrooster	30%	30%
Gevoelige beeldversterker-TV keten	50%	50%
Gepulste doorlichting met recursieve filtering	50%	50%
Laatste beeld vasthouden	variabel <sup>2</sup>	variabel <sup>2</sup>
Monitoring van de bron-beeldversterker afstand	aanzienlijk	beperkt
Roadmapping	aanzienlijk	aanzienlijk

<sup>1</sup>Koperfilter mag zich niet aan de zijde van de patiënt bevinden

<sup>2</sup>Kan gevaarlijk zijn als de procedure wordt voortgezet

#### *Stralingskwaliteit, toegevoegde (Cu) filtratie*

De stralingskwaliteit in de radiologie is nauw verbonden met het doordringende vermogen van de straling en kan worden gekarakteriseerd door het röntgenspectrum, de halveringsdikte, de buisspanning en de toegepaste filtratie. Voor optimalisatie van de patiëntendosis en de beeldkwaliteit is het nodig het röntgenspectrum aan de uittreezijde van de patiënt aan te passen aan de energierespons van de detector. Dit kan worden bereikt door een geschikte buisspanning en filtratie te kiezen. Toegevoegde filtratie kan worden gebruikt om selectief de laag-energetische fotonen te verwijderen die niet bijdragen aan de beeldvorming maar wel aan de dosis voor de patiënt. Er zijn aanwijzingen dat extra filtratie

de patiëntendosis bij radiologie reduceert [81]. Koper is hiervoor een geschikt materiaal. De intreeluchtkerma op het beelddetectiesysteem moet hierbij gelijk blijven. Het gebruik van 0,1 mm Cu plus 1 mm Al filtratie in plaats van 2,5 mm Al kan het contrast en de  $D_{\text{huid, lokaal}}$  veranderen. Een 10% afname in contrast kan bijvoorbeeld resulteren in 50% reductie in  $D_{\text{huid, lokaal}}$  afhankelijk van onder meer buisspanning en patiëntdikte [82]. Een combinatie van 2,5 mm Al plus 0,5 mm Cu filtratie in plaats van 2,5 mm Al met hetzelfde gemiddelde röntgenspectrum, te bereiken door een lagere buisspanning te gebruiken, is ook een optie. Deze combinatie kan resulteren in een 50% lagere  $D_{\text{huid, lokaal}}$  zonder verlies aan contrast maar gaat gepaard met een toename in vermogen van de röntgenbuis met een factor twee tot vijf [82]. De effecten op de effectieve dosis zijn globaal een factor twee lager dan op  $D_{\text{huid, lokaal}}$  omdat de uittreeluchtkerma van de patiënt (intreeluchtkerma beelddetectiesysteem) gelijk blijft.

De karakteristieke straling afkomstig van het koperfilter mag de patiënt niet bereiken en moet door aluminium worden gefilterd. Het koper dient zich daartoe aan de zijde van het toestel te bevinden en het aluminium aan de zijde van de patiënt.

Het aanpassen van het spectrum vraagt een afweging tussen dosisreductie en verlies aan contrast of tussen dosisreductie en toename in vermogen van de röntgenbuis.

Verhoging van de buisspanning resulteert in minder verzwakking en derhalve tot dosisreductie bij gelijke intreeluchtkerma op het beelddetectie systeem. Dit gaat gepaard met een afname van de beeldkwaliteit (contrastverlies).

#### *Vermijden of variëren van projectierichtingen*

Bij laterale projecties is de afstand die de straling door het lichaam moet afleggen aanzienlijk groter dan bij AP, PA of schuine inval projecties. Dit leidt tot een grotere verzwakking van de röntgenstraling waardoor de verhouding van de intreeluchtkerma tot de uittreeluchtkerma toeneemt. Bij dezelfde intreeluchtkerma op het beelddetectie systeem is er dus bij laterale projecties een aanzienlijk hogere  $D_{\text{huid, lokaal}}$  nodig. Bij vervanging van laterale door andere projecties neemt het bestraalde volume af en dit heeft een gunstige invloed op de beeldkwaliteit.

Het (regelmatig) variëren van de projectierichting heeft tot gevolg dat het bestraalde huidoppervlak verandert en  $D_{\text{huid,lokaal}}$  als het ware wordt uitgesmeerd,  $D_{\text{huid,lokaal}}$  neemt af. Er is weinig effect op de effectieve dosis en op de beeldkwaliteit.

#### *Ondertafelbuis en boventafel beeldversterker*

Een ondertafelbuis verdient de voorkeur wat betreft de patiëntendosis omdat de tafel de straling verzwakt voordat deze de patiënt binnentreedt. De effecten op  $D_{\text{huid,lokaal}}$  en op de effectieve dosis zijn relatief even groot. Uit dosimetrisch onderzoek bij vasculaire radiologie concludeerde Kicken [30] dat de vervanging van een boventafelbuis door een ondertafelbuis resulteerde in een reductie van de effectieve dosis voor patiënten met een factor 2. Er is nauwelijks invloed op de beeldkwaliteit.

#### *Beperking van het interessegebied, collimatie*

Door het interessegebied (region of interest, ROI) te beperken wordt een kleiner volume van de patiënt bestraald. Voor de effectieve dosis zal dit bij benadering, afhankelijk van het aantal en de delen van de kritieke organen in de primaire bundel, betekenen dat de reductie evenredig is met de veldgrootte. De grootte van  $D_{\text{huid,lokaal}}$  zal niet veranderen maar het gebied in de primaire bundel wel. Omdat het bestraalde volume afneemt neemt ook de stroostraling af en is de invloed op de beeldkwaliteit ook gunstig.

#### *Stroostralingsrooster*

Het doel van een stroostralingsrooster is de beeldkwaliteit te verbeteren door verstrooide straling te verwijderen die anders de beelddetector zou bereiken. De verbetering in beeldkwaliteit gaat ten koste van een toename in de patiëntendosis.

Als de intreeluchtkerma van het beelddetectie systeem constant wordt gehouden zal verwijdering van het stroostralingsrooster resulteren in dosisreductie aangezien zowel de verstrooide straling als de primaire (onverstrooide) straling worden verzwakt. Dit gaat echter meestal gepaard met een onacceptabel verlies aan beeldkwaliteit. Verwijdering van het stroostralingsrooster dient te worden overwogen bij kleine patiënten (kinderen) en kan worden overwogen bij kleine veldafmetingen.

Het is van belang optimale stroostralingsroosters te gebruiken afhankelijk van het type onderzoek [83]. Ongeschikte stroostralingsroosters, bijvoorbeeld met brede lamellen en

hoge lamel dichtheden, kunnen resulteren in dosistoename van 60% en 30% voor radiografie bij, respectievelijk, kinderen en volwassenen.

#### *Gevoeligheid beelddetectie systeem*

Als minder dosis (intreeluchtkerma) nodig is voor het beelddetectie systeem resulteert dit evenredig in een dosisreductie voor de patiënt. Een gevoelige beeldversterker-TV keten kan resulteren in een factor twee dosisreductie in vergelijking met een minder gevoelig systeem. Er is nauwelijks invloed op de beeldkwaliteit.

#### *Gepulste doorlichting*

Gepulste doorlichting resulteert in dosisreductie omdat tijdens de interventie de bundel deels afwezig is. De dosisreductie hangt af van de fractie van de interventietijd waarin de bundel uit staat, indien er geen andere wijzigingen in de bundelparameters zijn. De effecten van de puls frequentie zijn gecompliceerd en hangen af van de tijdsafhankelijkheid van de karakteristieken van het oog. Er zijn twee domeinen, een waarbij de puls frequentie sneller is dan de integratietijd van het oog. In dit domein zijn beperkte dosisreducties mogelijk door de puls frequentie te veranderen als de ruis constant wordt gehouden. Als de kijker bereid is tot concessies wat betreft beeldkwaliteit (verlies in termen van ruis of resolutie) zijn aanzienlijke dosisreducties mogelijk.

Er bestaan technieken om de tijd tussen de pulsen op te vullen. Bij recursieve filtering wordt de beeldinformatie tijdens een puls gecombineerd met die van vorige pulsen. Hierdoor kan de signaalruis verhouding worden verbeterd, dit gaat echter ten koste van verlies aan informatie in de loop van de tijd. Dit kan onacceptabel zijn bij snelle veranderingen in de loop van de tijd, bijvoorbeeld bij het volgen van de punt van een bewegende katheter in of in de buurt van het hart. Recursieve filtratie met een mengfactor drie betekent dat 1/3 van het beeld nieuw is en 2/3 afkomstig van twee vorige pulsen.

Het vasthouden van het laatste beeld op de monitor (last image hold, LIH) kan gunstig zijn om na te kunnen denken bij een beeld of eventueel een combinatie van eerdere beelden. De interventieprocedure, het verplaatsen van de katheter, moet hierbij niet worden voortgezet.

#### *Bewaking van de bron-beeldversterker afstand*

Bewaking van de bron tot beeldversterker afstand is een optie om het intreeluchtkermatempo voor de patiënt te beperken. Dit terugkoppelingsmechanisme zorgt

er voor dat de apparatuur niet automatisch de buisstroom aanpast waardoor het intreeluchtkermatempo voor de patiënt de internationale aanbevelingen zou kunnen overschrijden [84].

### *Roadmapping*

Roadmapping is computer software die wordt gebruikt om de operateur te begeleiden bij bijvoorbeeld de manipulatie van katheters. Het is belangrijk bij de automatische selectie van referentiebeelden of de reproductie van de instellingen van de apparatuur bij een referentiebeeld. Dosisreductie kan worden verkregen doordat een procedure met dit hulpmiddel sneller (minder doorlichtingstijd) kan worden uitgevoerd. Er is geen invloed op de beeldkwaliteit.

### *8.2 Mogelijkheden voor dosisreductie bij werknemers*

De mogelijkheden voor dosisreductie bij werknemers, zoals medisch specialist en radiologisch laborant, bij interventieradiologie [76] zijn samengevat in Tabel 8-2. De mogelijkheden voor dosisreductie zullen per maatregel worden toegelicht. De meeste maatregelen die leiden tot vermindering van de dosis voor de patiënt leiden in principe ook tot dosisreductie bij werknemers, aangezien de patiënt de bron van verstrooide straling is.

*Tabel 8-2. Mogelijkheden voor dosisreductie bij werknemers in interventieradiologie<sup>1</sup> [110]*

Maatregel	Mogelijke reductie effectieve dosis
Vergroot de afstand tot de patiënt	Evenredig met afstand (d) of $d^2$
Ondertafelbuis versus boventafelbuis	Factor 5-10
Gebruik loodschort	Factor 6-10
Gebruik schildklierkraag <sup>2</sup>	Factor 1,3-2
Gebruik lood-acryl gezichtsmasker <sup>2</sup>	Factor 2-5
Loodgordijn gemonteerd aan tafel <sup>3</sup>	Factor 1,3-1,7
Loodglasscherm gemonteerd aan plafond <sup>4</sup>	Factor 1,3-5
Op afstand toedienen van contrastmiddel	Factor 3

<sup>1</sup>Bijna alle maatregelen voor dosis reductie bij patiënten reduceren ook de dosis bij werknemers

<sup>2</sup>Gecombineerd met dragen loodschort

<sup>3</sup>In geval van een ondertafelbuis

<sup>4</sup>In afwezigheid van een schildklierkraag of een gezichtsmasker



### *Afstand tot de patiënt*

De patiënt is in principe de bron van (verstrooide) straling. Bij grote velden neemt het dosistempo bij benadering evenredig met de afstand af; bij kleine velden of op grotere afstand met het kwadraat van de afstand. Werknemers dienen blootstelling aan de directe bundel te vermijden.

### *Ondertafelbuis en boventafel beeldversterker*

Bij een ondertafelbuis is de hoeveelheid verstrooide straling gereduceerd. Uit dosimetrisch onderzoek bij vasculaire radiologie werd geconcludeerd [30] dat de vervanging van een boventafelbuis door een ondertafelbuis resulteerde in een reductie van de effectieve dosis voor werknemers met een factor 5-10.

### *Gebruik beschermende kleding, loodschermb gemonteerd onder tafel en loodglasschermen*

Onder beschermende kleding worden loodschorten, schildklierkraag en gezichtsmaskers verstaan. Meestal kunnen werknemers effectiever worden beschermd door de afscherming van meer stralingsgevoelige organen. Een rondomsluitend loodschort heeft de voorkeur boven een loodschortschort dat de drager alleen van voren afschermt. In combinatie met een 0,35 mm equivalent loodschort leidt een 0,35 mm equivalente schildklierkraag tot een factor 2 lagere effectieve dosis bij een buisspanning van 70 kV dan het dragen van alleen een 0,55 mm equivalent loodschort [85]. Vergelijkbaar leidt het dragen van een 0,35 mm equivalent loodschort in combinatie met een 0,35 mm equivalent gezichtsmasker tot een factor vijf lagere effectieve dosis bij 70 kV dan het dragen van alleen een 0,55 mm equivalent loodschort [85]. De waarden gevonden door Kicken et al. [61] zijn in dezelfde orde van grootte. Dosisreductie door loodgordijn gemonteerd ondertafel en loodglasschermen is voorgesteld door Niepel [86]. De waarden voor de dosisreductie voor de twee laatstgenoemde situaties zijn geschat. De waarde voor de dosisreductie voor het op afstand toedienen van contrastmiddel is ontleend aan Grant et al. [87].

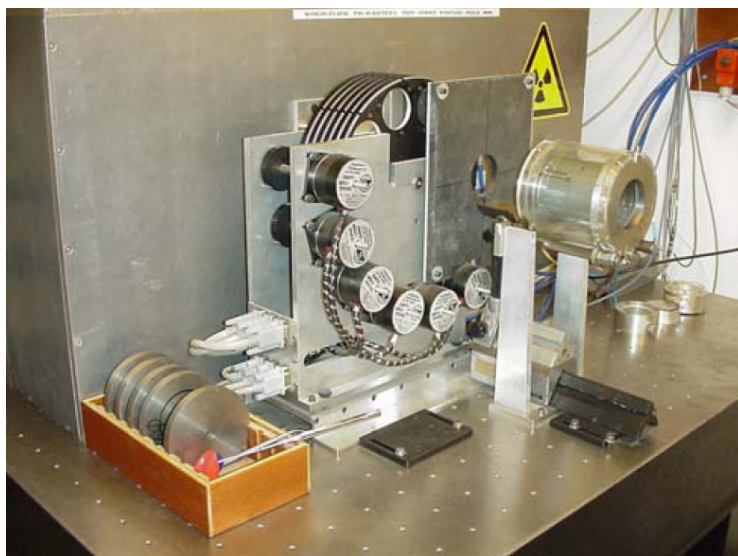
De waarden voor dosisreductie die in dit hoofdstuk zijn vermeld geven slechts een ruwe indicatie. In praktische situaties op een afdeling waar röntgentoestellen worden gebruikt voor diagnostiek of interventies zullen lokale waarden moeten worden vastgesteld. Ten aanzien van de dosisreductie voor werknemers als gevolg van het dragen van beschermende kleding heeft de NCS begin 2006 een subcommissie ingesteld voor het formuleren van aanbevelingen op dit gebied.

## A1 KALIBRATIE VAN DOSIMETRIE-APPARATUUR

### *A1.1 Kalibratie tegen primaire standaarden van het Nederlands Meetinstituut (NMI)*

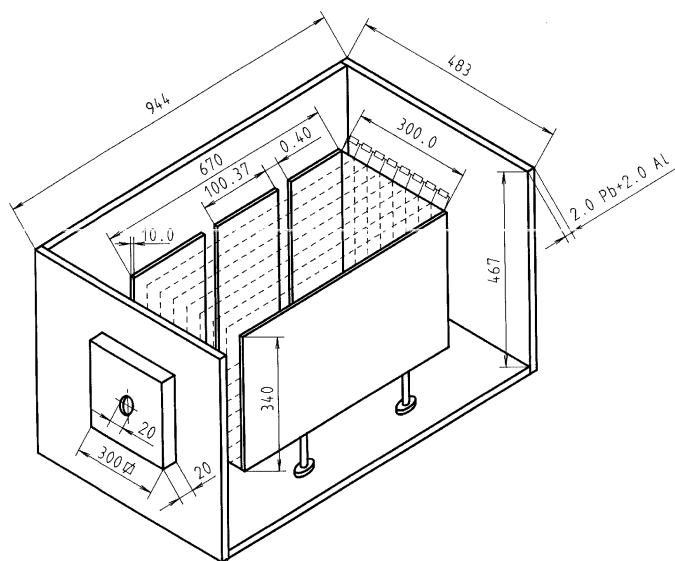
Absolute meetmethoden voor dosimetrie op het hoogste nauwkeurighedsniveau blijken in de praktijk zo veel moeilijkheden (en dus kosten) met zich mee te brengen, dat deze alleen worden toegepast in gespecialiseerde laboratoria, de zogenaamde standaardenlaboratoria. In Nederland is dat het Nederlands Meetinstituut (NMI). Dosimetrieapparatuur van de Nederlandse afdelingen radiologie worden periodiek door het standaardenlaboratorium vergeleken met een geschikte absolute meetmethode, waarbij de relatie tussen de aflezing van het instrument en de te meten grootte wordt vastgelegd. Deze absolute meetmethoden krijgen daardoor de functie van standaard. Een standaard die niet afhankelijk is van een hogere standaard heet een primaire standaard.

Een belangrijke functie van de standaarden is, dat absolute metingen in de verschillende afdelingen radiologie vergelijkbaar worden. Bovendien zorgt het standaardeninstituut voor vergelijkbaarheid van metingen met de metingen van buitenlandse afdelingen radiologie, door de eigen standaarden te vergelijken met die van buitenlandse zusterinstituten. Dit gebeurt via een vergelijking met de standaarden van het Bureau International des Poids et Mesures (BIPM) in Sèvres [88-92]. Een gedeelte van de kalibratiefaciliteit op het NMI voor 40 kV tot 320 kV röntgenstraling is weergegeven in Figuur A1-1.



*Figuur A1-1 Gedeelte van de kalibratiefaciliteit op het NMI voor 40 kV tot 320 kV röntgenstraling. De cilinder aan de rechter voorzijde is een monitorkamer, die is bedoeld om de constantheid van de opbrengst van het röntgentoestel te bewaken.*

Voor de bepaling van de luchtkerma is een zogenaamde *vrije lucht ionisatiekamer* ideaal. Net als bij andere typen ionisatiekamers is de meting van kerma gebaseerd op de detectie van ionisatie in lucht. Het bijzondere van de vrije lucht ionisatiekamer is, dat hierbij lucht het enige type materiaal is waarmee de gedetecteerde straling in aanraking komt. De vrije lucht ionisatiekamer kan worden beschouwd als een meetvolume van lucht, omgeven door een kamerwand van lucht (Figuur A1-2).



*Figuur A1-2 Schematische voorstelling van de vrije lucht ionisatiekamer van het NMI. Afmetingen in mm.*

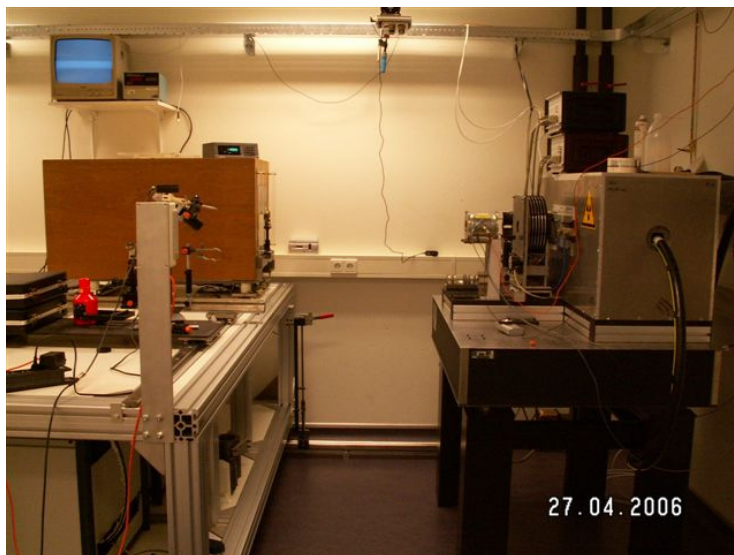
De kamer bestaat uit een rechthoekige doos, met in de voorwand een diafragma met nauwkeurig bekende doorsnede en een gat in de achterwand. Een bundel fotonen valt op de voorwand van de kamer. Een gedeelte van de bundel passeert het diafragma. Het doorgelaten gedeelte van de bundel doorloopt het volume van de kamer en verlaat de kamer door het gat in de achterwand.

De lucht in de kamer wordt door de passerende bundel geïoniseerd. In de kamer zijn twee elektroden aangebracht in de vorm van vlakke platen. Door een elektrische hoogspanning aan te sluiten op de elektroden ontstaat in de kamer een homogeen elektrisch veld. De geïoniseerde luchtmoleculen worden door dit elektrische veld naar de elektroden versneld. Eén van de elektroden is gesplitst in drie delen. Het middelste deel is de eigenlijke meetelektrode, die wordt aangesloten op een elektrometer. De twee andere delen zorgen ervoor dat het elektrische veld homogeen is. Het meetvolume van de kamer wordt bepaald door de doorsnede van het diafragma in de voorwand en de lengte van de meetelektrode.

Als de temperatuur van de lucht en de luchtdruk bekend zijn, kan de massa van de lucht in het meetvolume worden bepaald.

Het meetvolume moet aan alle kanten omgeven zijn door voldoende lucht, om te voldoen aan de voorwaarde van geladen deeltjes evenwicht. De afmetingen van de kamer worden bepaald door de maximale dracht van de secundaire geladen deeltjes in lucht. Hoe hoger de energie van de primaire fotonen, hoe groter de kamer moet zijn. Voor röntgenstraling met een maximale energie van 250 keV is de lengte van de kamer minimaal 1 meter.

Een nadeel van de vrije lucht ionisatiekamer is dat alleen metingen gedaan kunnen worden aan straling die vanuit een vaste richting op de kamer valt. Door deze restricties is de vrije lucht ionisatiekamer niet geschikt als praktisch meetinstrument. Het is echter wel geschikt voor toepassing als primaire standaard voor luchtkerma in nationale standaardenlaboratoria, zoals het NMI. De praktische uitvoering van een vrije lucht ionisatiekamer is weergegeven in Figuur A1-3 in een kalibratiefaciliteit van het NMI in Delft.



*Figuur A1-3 De kalibratiefaciliteit op het NMI voor 40 kV tot 320 kV röntgenstraling. Links de vrije lucht ionisatiekamer, rechts de monitor en de röntgenbuis.*

De kalibratie van een ionisatiekamer voor de grootte luchtkerma levert de kalibratiecoëfficiënt  $N_K$ :

$$N_K = \frac{K_a}{M_c}$$

waarin  $K_a$  de luchtkerma is, bepaald met de primaire standaard (index a staat voor air), en  $M_c$  de gecorrigeerde aflezing van het instrument. De kalibratiecoëfficiënt kan worden uitgedrukt in gray per schaaleenheid. De luchtkerma kan nu met het gekalibreerde instrument worden bepaald door de gecorrigeerde aflezing van het instrument te vermenigvuldigen met de kalibratiecoëfficiënt.

Behalve voor de vergelijkbaarheid van metingen op verschillende locaties, zorgen de standaarden ook voor vergelijkbaarheid van metingen in de tijd. De stabiliteit van de primaire standaarden in de tijd wordt gewaarborgd door het toepassen van absolute meetmethoden en door velerlei onafhankelijke controlemetingen. Een meetinstrument dat periodiek wordt gekalibreerd levert daardoor meetresultaten die over lange tijd vergelijkbaar zijn, zelfs als de gevoeligheid van het instrument langzaam verloopt.

Vaak beschikt een afdeling radiologie over speciale dosimetrie-apparatuur die door het standaardeninstituut wordt gekalibreerd tegen de primaire standaarden, en die vervolgens wordt gebruikt voor de kalibratie van andere dosimetrie-apparatuur. Dergelijke instrumenten worden dan lokale (of secundaire) standaard genoemd. Het zijn meestal (grafiet)ionisatiekamers met bijbehorende elektrometer, met een uitstekende korte- en lange termijn stabiliteit. Herkalibratie van de lokale standaard vindt meestal om de twee jaar plaats.

#### *A1.2 Kalibratie voor verschillende röntgenspectra*

Kalibratie tegen de primaire standaarden voor verschillende stralingskwaliteiten vindt plaats in de grootheid luchtkerma. De primaire standaarden zijn twee vrije-lucht ionisatiekamers: één ontworpen voor röntgenstraling opgewekt bij een buisspanning tussen 10 kV en 50 kV, en één voor röntgenstraling opgewekt bij een buisspanning tussen 50 kV en 320 kV. Beide vrije lucht ionisatiekamers staan opgesteld in de bundel van een röntgenbuis voor het betreffende energiegebied. Na bepaling van het kermatempo in het referentiepunt van de bundel wordt de vrije-lucht ionisatiekamer uit de bundel geschoven en wordt de het te kalibreren instrument in het referentiepunt van de bundel geplaatst (substitutiemethode). Een bundelmonitor registreert eventuele variaties van de bundelintensiteit tijdens de meting. Uit de aflezing van het instrument en het bekende kermatempo wordt de kalibratiecoëfficiënt berekend. Aan het einde wordt de meting met de standaard herhaald, zodat de meting van het te kalibreren instrument zit ingeklemd tussen twee standaardmetingen.

Deze procedure wordt herhaald voor elke gewenste buisspanning/filtercombinatie, ofwel voor elke gewenste stralingskwaliteit. Dit is van belang omdat vrijwel elke ionisatiekamer een

relatief grote energieafhankelijkheid heeft voor deze lage fotonenergieën. In Tabel A1.1 tot en met Tabel A1.3 wordt een overzicht gegeven van de stralingskwaliteiten, gebruikt voor de kalibratie van radiodiagnostiek-apparatuur, zowel voor de conventionele diagnostiekkwaliteiten als voor mammografie.

Naast deze standaard-kalibraties kunnen ook kalibraties worden uitgevoerd voor andere stralingskwaliteiten en voor andere grootheden.

Met behulp van een röntgenfoto kunnen de afmetingen van de bundel worden vastgesteld, waardoor een kalibratie mogelijk is in de grootheid  $\text{Gy m}^{-2}$ . Deze grootheid wordt in de praktijk gemeten met zogenoemde luchtkerma-oppervlakte product  $P_{\text{KA}}$ -meters.

*Tabel A1.1 Radiodiagnostiek RQR-serie [93]. Inherent filter: 4 mm Be, anode: W (anodehoek: 26°), hoogspanningsgenerator: constante potentiaal*

Ref.Nr. IEC 61267	Hoogspanning (kV)	Toegevoegd filter (mm Al)	HVD <sub>1</sub> (mm Al)
RQR2	40	1,5	1,0 Al
RQR3	50	1,8	1,5 Al
RQR4	60	2,3	2,0 Al
RQR5	70	2,7	2,5 Al
RQR6	80	2,9	2,9 Al
RQR7	90	3,0	3,3 Al
RQR8	100	3,1	3,7 Al
RQR9	120	3,3	4,5 Al
RQR10	150	3,5	5,7 Al

*Tabel A1.2 Radiodiagnostiek RQA-serie [93]. Inherent filter: 4 mm Be, anode: W (anodehoek: 26°), hoogspanningsgenerator: constante potentiaal*

Ref.Nr. IEC 61267	Hoogspanning kV	Toegevoegd filter mm Al	HVD <sub>1</sub> mm
RQA2	40	5,5	2,4 Al
RQA3	50	11,8	4,0 Al
RQA4	60	18,3	5,7 Al
RQA5	70	23,7	7,1 Al
RQA6	80	28,9	8,4 Al
RQA7	90	33,0	9,1 Al
RQA8	100	37,1	9,9 Al
RQA9	120	43,3	11,5 Al
RQA10	150	48,5	12,8 Al

*Tabel A1.3 Mammografie met Mo-anode [93]. Inherent filter: 1 mm Be, anode: Mo (anodehoek: 20°), hoogspanningsgenerator: constante potentiaal*

Ref. Nr. IEC 61267	Hoogspanning (kV)	Toegevoegd filter (mm)	HVD <sub>1</sub> (mm)
RQR-M	20	0,030 Mo	0,27 Al
<b>RQR-M2</b>	25	0,030 Mo	0,31 Al
MMV28	28	0,030 Mo	0,34 Al
MMV30	30	0,030 Mo	0,36 Al
MMV32	32	0,030 Mo	0,37 Al
MMV35	35	0,030 Mo	0,39 Al
MMV40	40	0,030 Mo	0,43 Al
MMA20	20	0,030 Mo + 2,00 Al	0,49 Al
<b>RQA-M2</b>	25	0,030 Mo + 2,00 Al	0,56 Al
MMA28	28	0,030 Mo + 2,00 Al	0,60 Al
MMA30	30	0,030 Mo + 2,00 Al	0,63 Al
MMA32	32	0,030 Mo + 2,00 Al	0,66 Al
MMA35	35	0,030 Mo + 2,00 Al	0,70 Al
MMA40	40	0,030 Mo + 2,00 Al	0,77 Al

## A2 Backscatterfactoren

Er zijn verschillende literatuurbronnen voor backscatterfactoren,  $B$ , voor laagenergetische röntgenstraling invallend op homogene fantomen. Sommige waarden van  $B$  zijn afgeleid voor typische blootstellingscondities bij radiotherapie [94-97] en andere waarden voor radiologie [98, 99]. Verder zijn backscatterfactoren berekend voor bestraling van antropomorfe fantomen [100, 101] bij radiologie.

Er zijn verschillende definities voor de backscatterfactor. Bij radiotherapie wordt  $B$  gewoonlijk gedefinieerd als de verhouding van de waterkerma in een punt op de bundel-as op het oppervlak van een voldoende groot (water) fantoom en de waterkerma op hetzelfde punt in de primaire bundel in afwezigheid van het fantoom. In alternatieve definities worden luchtkerma of geabsorbeerde dosis gebruikt. Voor het energiegebied in de radiologie hebben de grootheden kerma en geabsorbeerde dosis effectief dezelfde waarden. Analoot aan de situatie voor de HVD [1] kan voor radiologie het best de luchtkerma als grootheid worden gebruikt.

Waarden van  $B$  zijn afhankelijk van  $HVD_1$  en de veldgrootte, maar ook, zij het in mindere mate, van het röntgenspectrum, de anodehoek, de focus-fantoom afstand, de fantoomdikte en het fantoommateriaal. Bij metingen voor radiologie condities [99] bleek  $B$  bij eenzelfde  $HVD_1$  afhankelijk te zijn van de piek buisspanning. Het effect bedroeg maximaal 2 % bij een  $HVD_1$  van 2 mm Al en buisspanningen van 60 tot 100 kV.

De invloed van de anodehoek op  $B$  is kwalitatief onderzocht [102]. Bij een kleine anodehoek is het hieffect groter en dient het anodemateriaal meer als filter. Dit laatste effect beïnvloedt ook de  $HVD_1$ . Voor grote bundelhoeken en kleine anodehoeken reduceert het hieffect de waarde van  $B$ . Voor radiologie, met uitzondering van mammografie, mag als gevolg van de vrij grote  $d_{FSD}$  worden verwacht dat de invloed van de anodehoek op  $B$  hoogstens enkele procenten bedraagt.

Berekeningen [95] toonden een toename in  $B$  met toenemende focus-fantoom afstand ( $d_{FSD}$ ). Voor  $d_{FSD}$  waarden van 30 tot 100 cm en een veld diameter van 20 cm bedroeg de variatie in  $B$  maximaal 3 %. Voor  $d_{FSD}$  groter dan 100 cm zijn de veranderingen zelfs kleiner. Voor radiologie condities kan de invloed van  $d_{FSD}$  op  $B$  worden verwaarloosd.

De dikte van het fantoommateriaal beïnvloedt de grootte van  $B$ . Voor verschillende veldgrootte,  $HVD_1$  en  $d_{FSD}$  is door Klevenhagen [103] een stelsel vergelijkingen geven om  $B$



te berekenen. Voor praktische omstandigheden in de radiologie is de conclusie dat een fantoomdikte van circa 8 cm voldoende is om 95 % van de complete backscatter te bereiken voor alle veldgrootten en alle stralingskwaliteiten.

De elementaire samenstelling van een fantoom beïnvloedt de grootte van  $B$ . Vergeleken met een waterfantoom, resulteert het gebruik van weefselequivalente materialen in correcties van minder dan 5 % [94], afhankelijk van de stralingskwaliteit. Een uitzondering zijn fantomen van PMMA waar afwijkingen groter dan 5 % optreden bij een veldgrootte van ongeveer 100 cm<sup>2</sup> en een HVD<sub>1</sub> van 2 mm Al.

Berekeningen zijn ook uitgevoerd voor inhomogene, antropomorfe fantomen die bijvoorbeeld long- en bot structuren bevatten dichtbij het oppervlak [100, 101]. In de buurt van bot of long worden lagere waarden van  $B$  gevonden.

Voor mammografie is de situatie minder complex dan voor algemene radiologie, omdat de veldgrootte, de röntgenspectra, de anodehoek, de focus-fantoomafstand, de fantoomdikte en het fantoommateriaal minder variëren.

Backscatterfactoren voor homogene fantomen van verschillend materiaal voor algemene radiologie en voor mammografie, afkomstig van GSF Neuherberg [7, 8], zijn vermeld in Tabellen A2-1 en A2-2.

Tabel A2-1 Backscatterfactoren voor water, ICRU weefsel, en PMMA voor enkele röntgenbundels typisch voor radiagnostiek bij drie veldgrootten en een focus-huid afstand,  $d_{FSD}$  van 100 cm [7, 1].

Buisspanning (kV)	Filter	HVD <sub>1</sub> (mm Al)	Veldgrootte 10 cm × 10 cm			Veldgrootte 20 cm × 20 cm			Veldgrootte 25 cm × 25 cm		
			ICRU			ICRU			ICRU		
			Water	weefsel	PMMA	Water	weefsel	PMMA	Water	weefsel	PMMA
50	2,5 mm Al	1,74	1,24	1,25	1,33	1,26	1,27	1,36	1,26	1,28	1,36
60	2,5 mm Al	2,08	1,28	1,28	1,36	1,31	1,32	1,41	1,31	1,32	1,42
70	2,5 mm Al	2,41	1,30	1,31	1,39	1,34	1,36	1,45	1,35	1,36	1,46
70	3,0 mm Al	2,64	1,32	1,32	1,40	1,36	1,37	1,47	1,36	1,38	1,48
70	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	3,96	1,38	1,39	1,48	1,45	1,47	1,58	1,46	1,47	1,59
80	2,5 mm Al	2,78	1,32	1,33	1,41	1,37	1,39	1,48	1,38	1,39	1,50
80	3,0 mm Al	3,04	1,34	1,34	1,42	1,39	1,40	1,51	1,40	1,41	1,52
80	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	4,55	1,40	1,40	1,49	1,48	1,50	1,61	1,49	1,51	1,63
90	2,5 mm Al	3,17	1,34	1,34	1,43	1,40	1,41	1,51	1,41	1,42	1,53
90	3,0 mm Al	3,45	1,35	1,36	1,44	1,42	1,43	1,53	1,42	1,44	1,55
90	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	5,12	1,41	1,41	1,50	1,50	1,51	1,62	1,51	1,53	1,65
100	2,5 mm Al	3,24	1,34	1,34	1,42	1,40	1,41	1,51	1,41	1,42	1,53
100	3,0 mm Al	3,88	1,36	1,37	1,45	1,44	1,45	1,55	1,45	1,46	1,57
100	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	5,65	1,41	1,42	1,50	1,51	1,53	1,64	1,53	1,55	1,66
110	2,5 mm Al	3,59	1,35	1,35	1,43	1,42	1,43	1,53	1,43	1,44	1,55
120	3,0 mm Al	4,73	1,37	1,38	1,46	1,46	1,48	1,58	1,48	1,49	1,60
120	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	6,62	1,41	1,42	1,50	1,53	1,54	1,64	1,54	1,56	1,67
130	2,5 mm Al	4,32	1,36	1,36	1,44	1,44	1,45	1,55	1,45	1,47	1,57
150	2,5 mm Al	4,79	1,36	1,36	1,44	1,45	1,46	1,55	1,46	1,48	1,58
150	3,0 mm Al	6,80	1,39	1,39	1,47	1,50	1,51	1,61	1,52	1,53	1,63
150	3,0 mm Al + 0,1 mm Cu	8,50	1,40	1,41	1,48	1,53	1,54	1,64	1,55	1,57	1,67

Tabel A2-2 Backscatterfactoren voor een halfcilindrisch PMMA fantoom met een straal van 10 cm en dikte van 5 cm voor drie mammografie spectra;  $d_{FSD}$ : 65 cm; halfcirkelvormig veld met een straal van 10 cm op het fantoomoppervlak [1], gebaseerd op gegevens van [8].

Anode: Molybdeen				Anode: Molybdeen				Anode: Rhodium			
Filtratie: 30 $\mu$ m Molybdeen				Filtratie: 25 $\mu$ m Rhodium				Filtratie: 25 $\mu$ m Rhodium			
Piek		Piek		Piek		Piek		Piek		Piek	
buisspanning (kV)	HVL <sub>L1</sub> (mm Al)	B		buisspanning (kV)	HVL <sub>L1</sub> (mm Al)	B		buisspanning (kV)	HVL <sub>L1</sub> (mm Al)	B	
24	0,282	1,08		24	0,328	1,09		24	0,297	1,09	
25	0,295	1,09		25	0,343	1,09		25	0,316	1,09	
26	0,306	1,09		26	0,356	1,10		26	0,330	1,10	
28	0,325	1,09		28	0,375	1,10		28	0,362	1,11	
30	0,340	1,10		30	0,391	1,11		30	0,391	1,11	
32	0,353	1,10		32	0,403	1,11		32	0,418	1,12	
34	0,364	1,10		34	0,412	1,11		34	0,441	1,12	
35	0,369	1,11		35	0,416	1,12		35	0,452	1,13	
36	0,373	1,10		36	0,420	1,11		36	0,462	1,13	
38	0,381	1,11		38	0,427	1,12		38	0,481	1,13	
40	0,388	1,10		40	0,433	1,12		40	0,497	1,14	

## Referenties

- [1] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements)  
Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging  
ICRU Report 74, 2005
- [2] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements)  
Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation  
ICRU Report 60, 1998
- [3] ICRP (International Commission on Radiological Protection)  
1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection  
ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 21, No. 1-3 (Pergamon Press, Oxford),  
1991
- [4] Kramer, H.M., Selbach, H.-J. and Iles, W.J.  
The practical peak voltage of diagnostic x-ray generators  
Brit. J. Radiol. 71: 200-209, 1998
- [5] IEC (International Electrotechnical Commission)  
Medical Electrical Equipment – Dosimetric Instruments for Non-Invasive  
Measurements of X-Ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology  
IEC Publication 61676, 1996
- [6] Baopong, Y., Kramer, H.M., Selbach, H.-J. and Lange, B.  
Experimental determination of practical peak voltage  
Brit. J. Radiol. 73: 641-649, 2000.
- [7] Petoussi-Henss, N., Zankl, M., Drexler, G., Panzer, W. and Regulla, D.  
Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo  
methods  
Phys. Med. Biol. 43: 2237-2250, 1998
- [8] Kramer, R., Drexler G., Petoussi-Henss, N., Zankl, M., Regulla, D.F. and. Panzer,  
W.  
Backscatter factors for mammography calculated with Monte Carlo methods  
Phys. Med. Biol. 46: 771-781, 2001
- [9] Shope, T.B., Gagne, R.M. and Johnson, G.C.  
A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed  
tomography  
Med. Phys. 8: 488-495, 1981
- [10] IEC (International Electrotechnical Commission)  
Medical Electrotechnical Equipment-Particular Requirements for the Safety of X-  
Ray Equipment for Computed Tomography  
IEC International Standard 60601-2-44, 1999
- [11] EC (European Commission)  
European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography  
Report EUR 16262, 2000
- [12] ICRP (International Commission on Radiological Protection)  
Biological and Epidemiological Information on Health Risks Attributable to Ionizing  
Radiation: A Summary of Judgments for the Purposes of Radiological Protection of  
Humans  
Committee I Task Group Report: C1 Foundation Document, draft April 2005

- [13] Sankaranarayanan K.  
Emerging perspectives in radiation genetic risk estimation  
Farewell lecture, October 23, Leiden University Medical Center, 1998
- [14] Niemer-Tucker, M.M., Sluysmans, M.M., Bakker, B., Davelaar, J., Zurcher, C. and Broerse, J.J.  
Long-term consequences of high-dose total-body irradiation on hepatic and renal function in primates  
Int. J. Radiat. Biol. 68: 83-96, 1995
- [15] Rubin, P. and Casarett, G.W.A.  
A direction for clinical radiation pathology: the tolerance dose  
In: Vaeth, J. (ed.) Frontiers of Radiation Therapy and Oncology Vol. 6, Basel, S. Karger, 1-16, 1972
- [16] Emami, B., Lyman, J., Brown, A., Coia, L., Goitein, M., Munzenrider, J.E., Shank, B. Solin, L.J. and Wesson, M.  
Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation  
Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 21: 109-122, 1991
- [17] Wagner, L. K., Eifel, P. J. and Geise, R.A.  
Potential Biological Effects following High X-ray Dose Interventional Procedures  
J. Vasc. Intervent. Radiol. 5: 71-84, 1994
- [18] Broerse, J.J. and Dennis, J.A.  
Dosimetric aspects of exposure of the population to ionising radiation  
Int. J. Radiat. Biol. 57: 645-663, 1990
- [19] Visfeldt, J. and Andersson, M.  
Pathoanatomical aspects of malignant haematological disorders among Danish patients exposed to thorium dioxide  
APMIS 103: 29-36, 1995
- [20] Preston, D.L., Pierce, D.A., Shimizu, Y., Cullings, H.M., Fujita, S., Funamoto, S. and Kodama, K.  
Effect of recent changes in atomic bomb survivor dosimetry on cancer mortality risk estimates  
Radiat. Res. 162: 377-389, 2004
- [21] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements)  
Measurements of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations  
ICRU Report 47, 1992
- [22] Boag, J.W.  
The Dosimetry of Ionizing Radiation  
Academic Press Inc., 1987
- [23] Attix, F.H.  
Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry  
Wiley and Sons, 1986
- [24] ISO (International Organization for Standardization)  
X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosimeters and Dose rate Meters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy – Part I: Radiation Characteristics and Production Methods  
ISO 4037-1, 1996

- [25] ICRP (International Commission on Radiological Protection)  
Radiological Protection and Safety in Medicine  
Publication 73, Annals of the ICRP 26: 2 (Pergamon Press, Oxford), 1996
- [26] Hart, D., Jones, D.G. and Wall, B.F.  
Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements.  
NRPB-R262, 1993
- [27] Jansen, J.T.M.  
Monte Carlo calculations in diagnostic radiology. Dose conversion factors and risk benefit analyses  
Thesis Leiden, 1998
- [28] Geleijns, J., Broerse, J.J., Chandie Shaw, M.P., Schultz, F.W., Teeuwisse, W., Van Unnik, J.G. and Zoetelief, J.  
Patient dose due to colon examination: dose assessment and results from a survey in the Netherlands  
Radiology 204: 553-559. 1997
- [29] Geleijns, J.,  
Patient dosimetry in diagnostic radiology: chest examinations and computed tomography  
Thesis Leiden, 1995
- [30] Kicken, P.J.H.  
Radiation dosimetry in vascular radiology: organ and effective dose to patient and staff  
Thesis Maastricht, 1996
- [31] Geleijns, J., Broerse, J.J., Chandie Shaw, M.P., Schultz, F.W., Teeuwisse, W., Van Unnik, J.G. and Zoetelief, J.  
A comparison of patient dose for examinations of the upper gastrointestinal tract at 11 conventional and digital X-ray units in the Netherlands  
Brit. J. Radiol. 71: 745-753, 1998
- [32] Hart, D., Jones, D.G. and Wall, B.F.  
Normalised organ doses for paediatric X-ray examinations calculated using monte carlo techniques. NRPB-SR279, National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, Oxon OX11 0RQ. 1996
- [33] Schultz, F.W., Jansen, J.Th.M. and Zoetelief, J.  
Organ and Effective Dose Conversion Factors for for Various Types of Examination in Diagnostic Radiology  
Statechreport: ST-MSF-2001-012, Delft University of Technology, 2001
- [34] Tapiovaara, M., Lakkisto, M. and Servomaa, A.  
A PC-based Monte Carlo program for calculating patient dose in medical X-ray examinations  
STUK-A139, Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, 1997

- [35] Baadegaard, N. and Jensen, L.C.  
Organ doses in CT calculated by Monte Carlo technique based on measured CT-beam-profiles. Danish National Board of Health, Department of Biomedical Engineering, editors  
Proceedings World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering - Nice, France, September 14-19: 1997, 1114, 1999
- [36] Geleijns, J., Schultze Kool, L.J., Zoetelief, J., Zweers, D. and Broerse, J.J.  
Image quality and dosimetric aspects of chest X-ray examinations: measurements with various types of phantoms  
Radiat. Prot. Dosim. 49: 83-87, 1993
- [37] Van Soldt, R.T.M., Zweers, D., Van den Berg, L., Geleijns, J., Jansen, J.Th.M. and Zoetelief, J.  
Survey of pa chest radiography in the netherlands: patient dose and image quality  
Brit. J. Radiol. 76: 398-405, 2003
- [38] Veldkamp, W.J.H., Kroft, L.J.M., Boot, M.V., Mertens, B.J.A. and Geleijns, J.  
Contrast-detail evaluation and dose assessment of eight digital chest radiography systems in clinical practice  
Eur. Radiol. 16: 333-341, 2006
- [39] Kamman, R.L., Geleijns, J., Berting, R. and Van der Brink, H.A.  
An approach for rapid establishment of patient effective dose during radiology and results for two large university hospitals  
Radiat. Prot. Dosim. 90: 145-147, 2000
- [40] Geleijns, J., Teeuwisse, W.M. and Veldkamp, W.J.H.  
Eindverslag demonstratieproject patiëntendosimetrie radiologie  
ZonMw en LUMC, Den Haag/Leiden, 2004
- [41] Teeuwisse, W., Geleijns, J., Veldkamp, W.J.H.  
An inter-hospital comparison of patient dose based on clinical indications  
European Radiology, *in press*
- [42] Van Unnik, J.G., Broerse, J.J., Geleijns, J., Jansen, J.T.M., Zoetelief, J. and Zweers, D.  
Survey of CT techniques and absorbed dose in various Dutch hospitals  
Brit. J. Radiol. 70: 367-371, 1997
- [43] Kuiper, J.W., Geleijns, J., Matheijssen, N.A.A., Teeuwisse, W.M. and Pattynama, P.M.T.  
Radiation exposure of multi-row detector spiral computed tomography of the pulmonary arteries: comparison with digital subtraction pulmonary angiography  
Europ. Radiol. 13: 1496-1500, 2003
- [44] Teeuwisse, W.M., Geleijns, J., Broerse, J.J., Obermann, W.R. and Van Meerten, E.L.V.  
Patient and staff dose during CT guided biopsy, drainage and coagulation  
Brit. J. Radiol. 74: 720-726, 2001
- [45] Kemerink, G.J., De Haan, M.W., Vasbinder, G.B.C., Frantzen, M.J., Schultz, F.W., Zoetelief, J., Jansen, J.T.M. and Van Engelsehoven, J.M.A.  
The effect of equipment set up on patient radiation dose in conventional and CT angiography of the renal arteries  
Brit. J. Radiol. 76: 625-630, 2003

- [46] Kemerink, G.J., Frantzen, M.J., Oei, K., Sluzewski, M., Van Rooij, W.J., Wilmink, J. and Engelshoven, J.M.A.  
Patient and occupational dose in neurointerventional procedures  
*Neuroradiology* 44: 522-528, 2002
- [47] Zoetelief, J., Geleijns, J., Kicken, J.P.H., Thijssen, M.A.O. and Van Unnik, J.G.  
Diagnostic reference levels derived from recent surveys on patient dose for various types of radiological examination in the Netherlands  
*Radiat. Prot. Dosim.* 80: 109-114, 1998
- [48] Kemerink, G.J., Borstlap, A.C.W., Frantzen, M.J., Schultz, F.W., Zoetelief, J. and Engelshoven, J.M.A.  
Patient and occupational dosimetry in double contrast barium enema examinations  
*Brit. J. Radiol.* 74: 420-428, 2001
- [49] Velders, X.L.  
Patient exposure due to bitewing radiography  
Thesis Amsterdam, 1989
- [50] Geleijns, J., Broerse, J.J., Van Vliet, M., López, M. and Zonderland, H.M.  
Assessment of effective dose in paediatric radiology: a survey at 14 Dutch hospitals  
*Radiat. Prot. Dosim.* 90: 135-140, 2000
- [51] Schultz, F.W., Geleijns, J., Holscher, H.C., Weststrate, J., Zonderland, H.M. and Zoetelief, J.  
Radiation burden to paediatric patients due to micturating cystourethrography examinations in a Dutch children's hospital  
*Brit. J. Radiol.* 72: 763-772, 1999
- [52] Schultz, F.W., Geleijns, J., Spoelstra, F.M. and Zoetelief, J.  
Monte Carlo calculations for assessment of radiation dose to patients with congenital heart defects and to staff during cardiac catheterizations  
*Brit. J. Radiol.* 76: 638-647, 2003
- [53] Jansen, J.T.M., Veldkamp, W.J.H., Thijssen, M.A.O., Van Woudenberg, S. and Zoetelief, J.  
Method for determination of the mean fraction of glandular tissue in individual female breasts using mammography  
*Phys. Med. Biol.* 50: 5953-5967, 2005
- [54] Zoetelief, J., Veldkamp, W.J.H., Thijssen, M.A.O. and Jansen, J.T.M.  
Glandularity and mean glandular dose determined for individual women at four regional breast cancer screening units in the Netherlands  
*Phys. Med. Biol.* 51: 1807-1817, 2006
- [55] EC (European Commission)  
European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images  
Report EUR 16260, 1996
- [56] EC (European Commission)  
European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics  
Report EUR 16261, 1996
- [57] EC (European Commission)  
European Protocol on Dosimetry in Mammography  
Report EUR 16263, 1996



- [58] Geleijns, J. and Van Vliet, M.  
Stralenbelasting bij kinderradiologie: een vergelijkend onderzoek in 9 Nederlandse ziekenhuizen, rapport 98-01  
Uitgave van het Interuniversitair onderzoeksinstituut voor Radiopathologie en Stralenbescherming (IRS), Leiden, 1998
- [59] Besluit van 16 juli 2001, houdende vaststelling van het Besluit stralingsbescherming  
Staatsblad van het Koninkrijk der Nederlanden 2001 397
- [60] Kicken, P.J.H. and Bos, A.J.J.  
Effectiveness of lead aprons in vascular radiology: results of clinical measurements  
Radiology 197: 473-478, 1995
- [61] Kicken, P.J.H., Kemerink, G.J., Schultz, F.W., Zoetelief, J., Broerse, J.J. and Van Engelshoven, J.M.A.  
Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part II: assessment of effective dose.  
Radiat. Prot. Dosim. 82: 105-114, 1999
- [62] Boone, J. and Levin, D.  
Radiation exposure to angiographers under different fluoroscopic imaging conditions  
Radiology 180: 861-865, 1991
- [63] Faulkner, K. and Marshall, N. The relationship of effective dose to personnel and monitor reading for simulated fluoroscopic irradiation conditions  
Health Physics 64: 502-508, 1993
- [64] Huyskens, C., Franken, Y. and Hummel, W.  
Guidance on personal dosimetry for occupational exposure in interventional radiology  
J. Radiol. Prot. 14: 229-234, 1994
- [65] Kicken, P.J.H.  
Stralingsbelasting bij vasculaire radiologie  
Gamma no 6: 173-176, 1997
- [66] Kicken, P.J.H., Kemerink, G.J., Schultz, F.W. and Zoetelief, J.  
Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography Part I: assessment of entrance doses  
Radiation Protection 82: 93-103, 1999
- [67] Marshall, N. and Faulkner, K.  
The dependence of the scattered radiation dose to personnel on technique factors in diagnostic radiology  
British Journal of Radiology 65: 44-49, 1992
- [68] Niklason, L., Marx, M. and Chan, H.  
Interventional radiologists: occupational radiation doses and risks  
Radiology 187: 729-733, 1993
- [69] Niklason, L., Marx, M. and Chan, H.  
The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters  
Health Physics 67: 611-615, 1994

- [70] Rosenstein, M. and Webster, E.  
Effective dose to personnel wearing protective aprons during fluoroscopy and interventional radiology (correspondence)  
Health Physics 67: 88-89, 1994
  
- [71] Van der Meer F.  
Afbeeldingskwaliteit van röntgendiagnostische systemen, gereedschappen voor de klinisch fysische praktijk  
Thesis Rotterdam, 1997
  
- [72] Schultze Kool, L.J.  
AMBER: Advanced multiple beam equalization radiography  
Thesis Leiden, 1994
  
- [73] Cowen, A.R.  
The application of image quality test objects in support of clinical x-ray service: physical and technical considerations  
Radiat. Prot. Dosim. 49: 27-33, 1993
  
- [74] Thijssen, M.O.A.  
Bepaling en bewaking van de beeldkwaliteit in de radiodiagnostiek  
Thesis Nijmegen, 1993
  
- [75] Jansen, J.Th.M. and Zoetelief, J.  
Computer aided assessment of image quality for mammography using a contrast detail phantom  
Radiat. Prot. Dosim. 90: 181-184, 2000
  
- [76] Zoetelief, J. and Faulkner, K.  
Equipment requirements and specification for digital and interventional radiology  
Radiat. Prot. Dosim. 94: 43-48, 2001
  
- [77] ICRP (International Commission on Radiological Protection)  
Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures  
ICRP Publication 85  
Annals of the ICRP 30, No. 2 (Pergamon Press, Oxford), 2000
  
- [78] ICRP (International Commission on Radiological Protection)  
Radiation and Your Patient: A Guide to Medical Practitioners  
ICRP Supporting Guidance 2  
Annals of the ICRP 31, No. 4 (Pergamon Press, Oxford), 2001
  
- [79] ICRP (International Commission on Radiological Protection)  
Managing Patient Dose in Computed Tomography  
ICRP Publication 87  
Annals of the ICRP 30, No. 4 (Pergamon Press, Oxford), 2000
  
- [80] ICRP (International Commission on Radiological Protection)  
Managing Patient Dose in Digital Radiology  
ICRP Publication 93  
Annals of the ICRP 34, No. 1 (Pergamon Press, Oxford), 2004
  
- [81] Gagne, R.M., Quinn, P.W. and Jennings, R.W.  
Comparison of beam-hardening and K edge filters for imaging barium and iodide during fluoroscopy  
Med. Phys. 21: 107-121, 1994

- [82] Nagel, H.D.  
Technical measures for dose reduction in interventional radiology: state-of-the art, possibilities and limitations  
Proc. Joint WHO/ISH workshop on efficacy and radiation safety in interventional radiology  
Eds. B. Bauer, J.H. Bernhardt, F.E. Stieve, R. Veit and I. Zeitlberger  
Munich-Neuherberg, Germany: BfS/ISH 178/79: 121-129, 1995
- [83] Sandborg, M., Dance, D.R., Carlsson, G.A. and Persliden, J.  
Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology: task dependent optimisation for film-screen imaging  
Brit. J. Radiol. 67: 76-85, 1994
- [84] Criteria for acceptability of radiological (including radiotherapy) and nuclear medicine installations  
Radiation Protection Report 91  
Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 1997
- [85] Marshall, N.W. and Faulkner, K.  
Optimisation of personal shielding in interventional radiology  
In: Radiation Protection in Interventional Radiology, London, British Institute of Radiology: 29-33, 1995
- [86] Niepel, J.  
Equipment for interventional radiology  
In: Radiation Protection in Interventional Radiology, London, British Institute of Radiology: 3-8, 1995
- [87] Grant, S.C., Bennett, D.H. and Mather, J.M.  
Reduction of radiation exposure to the cardiologist during coronary angiography by the use of remotely controlled mechanical pump for injection of contrast medium  
Cath. Cardiovasc. Diagn. 25: 107-109, 1992
- [88] Aalbers, A.H.L.  
Wijziging van de primaire exposiestandaarden voor Röntgen- en cobalt-60 gammastraling  
Klinische Fysica: 3, 1987
- [89] Hofmeester, G.H. and Somerwil, A.  
Absolute exposure measurements in the Netherlands in the 10 - 250 kV X-ray region and for 60 Co-gamma rays  
Annalen van de Belgische Vereniging voor Stralingsbescherming. Rijks Instituut voor de Volksgezondheid (RIV), Bilthoven, 1976
- [90] Niatel, M.T.  
An experimental study of ion recombination in parallel-plate free-air ionisation chambers  
Phys. Med. Biol. 4: 555-563, 1967
- [91] Lamperti, P.J., Loftus, T.P. and Loevinger, R.  
Calibration of X-Ray and Gamma-Ray Measuring Instruments. NBS Special Publication 250-16, 1988  
U.S. Department of Commerce, National Bureau of Standards

- [92] Somerwil, A.  
Photon scatter corrections in low-energy x radiation measurements, influence of beam path length in standard free air chambers  
*Metrologia* 8: 2, 1972
- [93] IEC (International Electrotechnical Commission)  
Medical Diagnostic X-Ray Equipment - Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics  
IEC Publication 61267, 2004
- [94] Grosswendt, B.  
Backscatter factors for x-rays generated at voltages between 10-100 kV  
*Phys. Med. Biol.* 29: 579-591, 1984
- [95] Grosswendt, B.  
Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size  
*Phys. Med. Biol.* 35: 1233-1245, 1990
- [96] Grosswendt, B.  
Dependence of the photon backscatter factor for water on irradiation field size and source-to-phantom distance between 1.5 and 10 cm  
*Phys. Med. Biol.* 38: 305-310, 1993
- [97] IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine)  
Report of the IPSM working party on low- and medium-energy x-ray dosimetry  
*Phys. Med. Biol.* 36: 1027-1038, 1991
- [98] Stanton, L., Bratelli, S.D. and Day, L.J.  
Measurements of diagnostic x-ray backscatter by a novel ion chamber method  
*Med. Phys.* 9: 121-130, 1982
- [99] Harrison, R.M.  
Backscatter factors for diagnostic radiology (1-4 mm Al HVL)  
*Phys. Med. Biol.* 27: 1465-1474, 1982
- [100] Hart, D., Jones, D.G. and Wall, B.F.  
Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurements  
NRPB-R262, 1994
- [101] Hart, D., Jones, D.G. and Wall, B.F.  
Normalised Organ Doses for Medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques  
NRPB-SR262, 1994
- [102] Carlsson, C.A.  
Differences in reported backscatter factors for low-energy x rays: a literature study  
*Phys. Med. Biol.* 38: 521-531, 1993
- [103] Klevenhagen, S.C.  
The build-up of backscatter in the energy range 1 mm Al to 8 mm Al HVT  
*Phys. Med. Biol.* 27: 1035-1043, 1982