

Physikalisch
Technische
Bundesanstalt

PTB-Bericht

Wolfgang G. Alberts, Peter Ambrosi, Jürgen Böhm,
Günther Dietze, Klaus Hohlfeld und Wolfram Will

Neue Dosis-Meßgrößen im Strahlenschutz

PTB-Dos-23
Braunschweig, Juli 1994

ISSN 0172-7095
ISBN 3-89429-507-4

PTB

Die Serien der PTB-Berichte:

Atomphysik		PTB-APh
Dosimetrie		PTB-Dos
Elektrizität		PTB-E
Elektronische Entwicklung		PTB-EW
Fertigungsmeßtechnik		PTB-F
Informationstechnik		PTB-IT
Literaturzusammenstellungen und Veröffentlichungshinweise		PTB-L
Mechanik und Akustik		PTB-MA
Medizinische Meßtechnik		PTB-MM
Neutronenphysik		PTB-N
Internationale Organisation für Gesetzliches Meßwesen		PTB-OIML
Optik		PTB-Opt
Physikalische Grundlagen		PTB-PG
Radioaktivität		PTB-Ra
Technisch-Wissenschaftliche Dienste		PTB-TWD
Thermodynamik		PTB-W

Ausgelaufene Serien:

Akustik	(bis 1985)	PTB-Ak
Forschungs- und Meßreaktor Braunschweig	(bis 1988)	PTB-FMRB
Institut Berlin	(bis 1985)	PTB-IB
Mechanik	(bis 1985)	PTB-Me
Neutronendosimetrie	(bis 1988)	PTB-ND
Sicherstellung und Endlagerung radioaktiver Abfälle	(bis 1989)	PTB-SE

Herausgeber: Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig und Berlin
Referat Schrifttum, Telefon: (0531) 592-93 12

Bundesallee 100
D-38116 Braunschweig
Telefon: (0531) 592-0
Telefax: (0531) 592-92 92
Teletex: 5 31 82 09 PTB
Telex: 95 28 22 ptd d

Vertrieb:

Wirtschaftsverlag NW
Verlag für neue Wissenschaften GmbH
Am Alten Hafen 113-115
D-27568 Bremerhaven
Telefon: (0471) 460 93-95
Telefax: (0471) 427 65

Physikalisch-Technische Bundesanstalt

Dosimetrie

PTB-Bericht Dos-23

in Zusammenarbeit mit dem
Normenausschuß Radiologie (NAR) im DIN

Neue Dosis-Meßgrößen im Strahlenschutz

von

Wolfgang G. Alberts, Peter Ambrosi, Jürgen Böhm
Günther Dietze, Klaus Hohlfeld, Wolfram Will

3. Auflage

Autoren

<i>Dr. Wolfgang G. Alberts</i>	PTB, Gruppe „Neutronendosimetrie“
<i>Dr. Peter Ambrosi</i>	PTB, Laboratorium „Strahlenschutzdosimetrie“
<i>Dr. Jürgen Böhm</i>	PTB, Gruppe „Strahlenschutzmetrologie“
<i>Dr. Günther Dietze</i>	PTB, Abteilung „Atomphysik“
<i>Dr. Klaus Hohlfeld</i>	PTB, Gruppe „Photonen- und Elektronendosimetrie“
<i>Dr. Wolfram Will</i>	BfS, Fachgebiet „Dosimetrie und Strahlungsmeßtechnik“

Zusammenfassung

Der „Normenausschuß Radiologie“ (NAR) im DIN und die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) haben die Einführung neuer Meßgrößen für den Bereich des Strahlenschutzes bei externer Strahlung in Deutschland zum 1.1.1995 empfohlen. Der vorliegende Bericht soll zur Unterstützung dieses Vorhabens dienen. Er beschreibt die bisherigen auf jeweils eine Strahlungsart bezogenen Dosis-Meßgrößen und die neuen, von der „International Commission on Radiation Units and Measurements“ (ICRU) vorgeschlagenen Größen, die für alle Strahlungsarten in gleicher Weise gelten. Die Auswirkungen der Einführung der neuen Meßgrößen auf Messungen der Orts- und Personendosis werden dargelegt. Insbesondere wird auf Änderungen in Kalibrierverfahren eingegangen, und es werden die bei diesen Verfahren benötigten numerischen Werte angegeben. Zwei Kapitel befassen sich mit speziellen Fragen der Prüfung und Eichung von Meßinstrumenten sowie mit Übergangsregelungen.

Abstract

The „Normenausschuß Radiologie“ (German Standards Committee on Radiology, NAR) and the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) have recommended the introduction of new quantities in the field of radiation protection measurements for external exposure in Germany as of January 1995. The present report serves as a support for this recommendation. It describes the present, radiation type related system of quantities and the new quantities as proposed by the „International Commission on Radiation Units and Measurements“ (ICRU) which are the same for all types of radiation. The implications of the introduction of the new quantities in individual and area monitoring are described. In particular, changes of calibration procedures are considered, and numerical values needed for these procedures are given. Two chapters deal with special problems connected with instrument testing and verification and with provisional arrangements.

Vorbemerkung

In Deutschland hat der Arbeitsausschuß "Dosimetrie" (AA1) unter Mitwirkung des Arbeitsausschusses "Strahlenschutz" (AA2) des Normenausschusses Radiologie (NAR) 1993 gemeinsam mit der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) und der Vollversammlung für das Eichwesen empfohlen, in Deutschland zum 1. 1. 1995 neue Meßgrößen für den Strahlenschutz bei externer Strahlenexposition einzuführen. Obwohl noch nicht alle Regelungen bis auf den letzten Buchstaben festgelegt sind, stehen die Eigenschaften der neuen Meßgrößen fest und die Konsequenzen aus ihrer Einführung in die Meßpraxis sind klar zu erkennen. Die Autoren möchten die für den Übergang notwendigen Informationen der Fachöffentlichkeit in geschlossener Form zugänglich machen und die für das Verständnis erforderlichen wissenschaftlichen Grundlagen bereitstellen und erörtern.

Inhalt	Seite
1 Einleitung	1
2 Konzept der Dosisgrößen im Strahlenschutz	3
2.1 Kategorien von Größen im Strahlenschutz	3
2.2 Körperdosisgrößen	3
2.3 Dosis-Begriffe und Dosis-Meßgrößen	6
3 Die bisherigen Dosis-Meßgrößen für den Strahlenschutz	9
3.1 Rückblick	9
3.2 Die bisherigen Dosis-Meßgrößen für Photonenstrahlung	10
3.3 Die bisherigen Dosis-Meßgrößen für Elektronenstrahlung	11
3.4 Die bisherigen Dosis-Meßgrößen für Neutronenstrahlung	11
4 Die neuen Dosis-Meßgrößen für den Strahlenschutz	12
4.1 Das neue Konzept der Dosis-Meßgrößen	12
4.1.1 Durchdringende Strahlung und Strahlung geringer Eindringtiefe	12
4.1.2 Äquivalentdosis, Qualitätsfaktor	13
4.1.3 Das ICRU-Kugel-Phantom	13
4.1.4 Ausgerichtetes und aufgeweitetes Strahlungsfeld	13
4.2 Die neuen Ortsdosis-Meßgrößen	16
4.3 Die neuen Personendosis-Meßgrößen	17
4.4 Vergleich der bisherigen und der neuen Meßgrößen	18
5 Auswirkungen auf die Ortsdosimetrie	23
5.1 Messung der Ortsdosis - Was ändert sich ?	23
5.1.1 Vorbemerkung	23
5.1.2 Änderungen bei der Ortsdosismessung von durchdringender Photonenstrahlung	24
5.1.3 Änderungen bei der Ortsdosismessung von Photonenstrahlung geringer Eindringtiefe	27
5.1.4 Änderungen bei der Ortsdosismessung von Neutronenstrahlung	27
5.1.5 Änderungen bei der Ortsdosismessung von Betastrahlung	28
5.1.6 Einfluß der Richtungsverteilung bei Strahlung geringer Eindringtiefe	28
5.2 Kalibrierung von Ortsdosimetern und Messung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens	30
5.2.1 Konventionell richtiger Wert der Umgebungs-Äquivalentdosis und der Richtungs-Äquivalentdosis	30
5.2.2 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Photonenstrahlung	31
5.2.3 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Neutronenstrahlung	32
5.2.4 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Betastrahlung	33
5.3 Braucht man neue Ortsdosis-Meßgeräte ?	33
5.3.1 Vorbemerkung	33
5.3.2 Änderungen bei Ortsdosis-Meßgeräten für Photonenstrahlung	33
5.3.3 Änderungen bei Ortsdosis-Meßgeräten für Neutronenstrahlung	35
5.3.4 Änderungen bei Ortsdosis-Meßgeräten für Betastrahlung	35

6	Auswirkungen auf die Personendosimetrie	36
6.1	Messung der Personendosis - Was ändert sich ?	36
6.1.1	Vorbemerkung	36
6.1.2	Änderungen bei der Personendosismessung von Photonenstrahlung	37
6.1.3	Änderungen bei der Personendosismessung von Neutronenstrahlung	40
6.1.4	Änderungen bei der Personendosismessung von Betastrahlung	40
6.1.5	Berücksichtigung der Richtungsverteilung der Strahlung	40
6.2	Kalibrierung von Personendosimetern und Messung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens	42
6.1.1	Phantome	42
6.2.2	Konventionell richtiger Wert von $H_p(10, \alpha)$ und $H_p(0,07, \alpha)$ beim Kalibrieren	43
6.2.3	Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Photonenstrahlung	44
6.2.4	Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Neutronenstrahlung	45
6.2.5	Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Betastrahlung	45
6.3	Braucht man neue Personendosimeter ?	45
6.3.1	Vorbemerkung	45
6.3.2	Änderungen bei Personendosimetern für Photonenstrahlung	47
6.3.3	Änderungen bei Personendosimetern für Neutronenstrahlung	48
6.3.4	Änderungen bei Personendosimetern für Betastrahlung	48
7	Auswirkungen auf Prüfungen von Dosimetern	49
7.1	Vorbemerkung	49
7.2	Hinweise für (Bauart-) Prüfungen	49
7.2.1	Prüfung des Ansprechvermögens von Ortsdosimetern (Energie- und Winkelabhängigkeit)	49
7.2.2	Prüfung des Ansprechvermögens von Personendosimetern (Energie- und Winkelabhängigkeit)	50
7.2.3	Prüfung der Auswirkung von Einflußgrößen (außer Photonenenergie und Strahleneinfallrichtung)	51
7.2.4	Prüfung der Linearitätsabweichung	51
7.3	Hinweise für Eichungen	51
7.3.1	Eichungen von Ortsdosimetern	51
7.3.2	Eichungen von Personendosimetern	51
7.4	Vergleichsmessungen von Personendosimetern	52
8	Übergangsregelungen	53
9	Literatur	54

1 Einleitung

Ionisierende Strahlung ist für den Menschen im allgemeinen nicht sichtbar, ihr Nachweis ist nur mit Meßgeräten möglich. Strahlungsmessungen sind deshalb eine wesentliche Grundlage für jeden Strahlenschutz. Die physikalischen Größen, die im Strahlenschutz einerseits zur Charakterisierung der Strahlungsfelder und ihrer Wirkung auf den Menschen und andererseits für die Meßpraxis gebraucht werden, bilden ein komplexes System. Es werden sowohl Größen benötigt, die mit den Risiken der Exposition durch ionisierende Strahlung in Beziehung stehen und mit denen dann Grenzwerte für die Exposition von Personen festgelegt werden können (limitierende Größen in Form von Körperdosen), als auch Größen, die für Messungen in der Orts- und Personendosimetrie geeignet sind (Meßgrößen).

1977 hat die ICRP (International Commission on Radiological Protection) ein Konzept limitierender Größen (mittlere Äquivalentdosen in Organen und effektive Äquivalentdosis, Äquivalentdosis der Haut und Augenlinse) vorgeschlagen (ICRP, 1977), das in Deutschland relativ schnell in die Normen aufgenommen und in die Strahlenschutzpraxis eingeführt wurde. Die in der Strahlenschutzverordnung (BMU, 1989) und Röntgenverordnung (BMA, 1987) festgelegten Dosisgrenzwerte für beruflich strahlenexponierte Personen beziehen sich auf diese Größen.

1991 hat die ICRP neue Empfehlungen für den Strahlenschutz veröffentlicht (ICRP, 1991), die seit kurzem auch in deutscher Übersetzung vorliegen (ICRP, 1993). Diese Empfehlungen beinhalten u.a. eine neue Definition der Körperdosisgrößen, auf die sich die Grenzwerte beziehen.

In der EU wird zur Zeit ein Entwurf einer "Richtlinie zur Festlegung der grundlegenden Sicherheitsnormen für den Schutz der Gesundheit der Arbeitskräfte und der Bevölkerung gegen die Gefahren durch ionisierende Strahlen" (EU, 1993) diskutiert. Dieser Richtlinie liegen im wesentlichen die neuen ICRP-Empfehlungen zu Grunde. Da zu erwarten ist, daß die neue Definition der Körperdosis in den nächsten Jahren auch in Deutschland eingeführt werden wird, enthält dieser Bericht auch ein Kapitel mit einer Darstellung der Körperdosisgrößen.

Körperdosisgrößen sind nicht meßbar, da sie als mittlere Dosen in Organen und Gewebearten des menschlichen Körpers definiert sind. Ihre Werte sind zudem von der individuellen Person und der Orientierung der Person im Strahlenfeld abhängig. Deshalb sind für die Strahlenschutzpraxis spezielle Meßgrößen von großer Bedeutung, deren Werte durch Messungen ermittelt und in deren Einheiten Meßgeräte kalibriert werden können. Für Messungen in der Orts- und Personendosimetrie bei externer Strahlung, d.h. ionisierender Strahlung von Quellen, die sich außerhalb des menschlichen Körpers befinden, hat die ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) bereits 1985 ein Konzept von Strahlenschutz-Meßgrößen vorgelegt (ICRU, 1985). Dabei sind die Größen einheitlich für alle Arten ionisierender Strahlung definiert. Dieses Konzept hat die ICRU in den folgenden Jahren detailliert weiterentwickelt (ICRU, 1988, 1992, 1993). Wesentliche Teile sind auch in den neuen Empfehlungen der ICRP enthalten.

Die Akzeptanz der neuen ICRU-Meßgrößen hat weltweit deutlich zugenommen. So empfiehlt die EU bei der Überarbeitung der technischen Empfehlungen für die Personendosisüberwachung (EU, 1994) die neuen Personendosis-Meßgrößen. Neuere Normentwürfe der „Internationalen Elektrotechnischen Kommission“ (IEC) und der „Internationalen Organisation für Normung“ (ISO) auf dem Gebiet der Dosimetrie enthalten überwiegend die neuen Meßgrößen. In Großbritannien haben das „National Radiological Protection Board“ (NRPB) und das „British Committee on Radiation Units and Measurements“ (BCRU) die Einführung der neuen Meßgrößen bereits empfohlen (NRPB, 1993). Andere Länder in Europa bereiten die Einführung vor.

In Deutschland soll mit der Einführung der neuen Meßgrößen eine für alle Arten ionisierender Strahlung geltende Regelung geschaffen werden. Sie wird z. B. bei Photonenstrahlung im gesetzlichen Meßwesen die 1980 als Übergangslösung eingeführte Meßgröße Photonen-Äquivalentdosis (REICH, 1980) ersetzen, die im Prinzip noch der alten Standard-Ionendosis entspricht und in internationale Normen nicht aufgenommen wurde. Die Voraussetzungen für diesen Schritt wurden in den letzten Jahren geschaffen, indem die Meßgrößen und zugehörige neue Begriffe in die deutschen Normen aufgenommen wurden.

Der vorliegende Bericht gibt für die Einführung wichtige Informationen. Er wendet sich an die Fachöffentlichkeit und setzt voraus, daß der Leser mit grundlegenden Begriffen aus dem Bereich ionisierender Strahlung und des Strahlenschutzes vertraut ist.

Im folgenden wird zu Beginn das Konzept der Strahlenschutzgrößen erläutert (Kapitel 2). Nach der Darstellung der zur Zeit in Deutschland verwendeten Strahlenschutzmeßgrößen (Kapitel 3) werden anschließend die neuen Meßgrößen für die Orts- und Personendosimetrie dargestellt und erläutert und die Unterschiede gegenüber den bisher verwendeten Meßgrößen aufgezeigt (Kapitel 4). In den Kapiteln 5 und 6 werden die Auswirkungen auf die Orts- und Personendosismessung in der Praxis behandelt, und es wird erläutert, welche Änderungen sich in Bezug auf die Konstruktion von Meßgeräten ergeben. Wichtige Änderungen bei der Prüfung und Eichung von Meßgeräten sowie der Durchführung von Vergleichsmessungen werden in Kapitel 7 kurz zusammengefaßt. Kapitel 8 behandelt einige notwendige Übergangsregelungen.

2 Konzept der Dosisgrößen im Strahlenschutz

2.1 Kategorien von Größen im Strahlenschutz

Ein Strahlungsfeld ionisierender Strahlung kann an jedem Punkt vollständig beschrieben werden durch die Angabe der Fluenz sowie der Energie- und Richtungsverteilung der Strahlung für jede Strahlenart (z. B. Photonen, Neutronen, Elektronen usw.) an diesem Ort. Für die Belange des Strahlenschutzes ist eine derartige Feldbeschreibung in der Praxis jedoch unbefriedigend, da einerseits viele Feldparameter zur Beschreibung notwendig sind und andererseits der Mensch und die Wirkung der Strahlung auf den Menschen nicht mit einbezogen sind. Deshalb haben die ICRP und die ICRU verschiedene Dosisgrößen für den Strahlenschutz definiert. Es werden sowohl Größen benötigt, die als Maß für das Risiko von Strahlenschäden verwendet werden können und damit zur Angabe von Grenzwerten geeignet sind, als auch Größen, die in der Praxis für Messungen bei der Überwachung von Personen und Strahlenschutzbereichen dienen können. Die Dosisgrößen für den Strahlenschutz lassen sich deshalb in zwei Kategorien einteilen: die Körperdosisgrößen und die Dosis-Meßgrößen.

2.2 Körperdosisgrößen

Die im Körper einer bestrahlten Person erzeugte Energiedosis D (Einheit: Gray (Gy); $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$) bildet die Basis für die Abschätzung von möglichen Schäden aufgrund der Wirkung von ionisierender Strahlung auf den Menschen. Dabei sind bei niedrigen Dosiswerten im wesentlichen stochastische Effekte (Tumorinzidenz und genetische Veränderungen) von Bedeutung. Zusätzlich muß berücksichtigt werden, daß die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten derartiger Effekte sowohl von dem Typ des bestrahlten Gewebes (dem Organ oder der Gewebeart im menschlichen Körper) als auch von der Art der Strahlung (z.B. Photonen, Neutronen, β - oder α -Teilchen) abhängt und z.B. für genetische Schäden nur die Dosis in den Keimdrüsen wichtig ist.

In ihrer Empfehlung von 1990 hat die ICRP (ICRP, 1991) die mittlere Energiedosis $D_{T,R}$ in einem einzelnen Organ oder einer Gewebeart T eingeführt, die von einer von außen auf den menschlichen Körper einfallenden Strahlung der Art R erzeugt wird. Die **Organ-Äquivalentdosis** H_T eines Organs T wird dann definiert durch die gewichtete Summe der Energiedosen $D_{T,R}$, wobei über die verschiedenen Strahlungen R zu summieren ist.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad \text{Einheit: Sievert (Sv); } 1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg.}$$

Dabei sind die Faktoren w_R Strahlungs-Wichtungsfaktoren, die die unterschiedliche radiobiologische Wirksamkeit der verschiedenen Strahlungsarten und Teilchenenergien berücksichtigen. Der Strahlungs-Wichtungsfaktor zur Berechnung der Organ-Äquivalentdosen nach ICRP 60 ersetzt in diesem Konzept für die Körperdosen den früher (ICRU, 1962) zu diesem Zweck verwendeten mittleren Qualitätsfaktor Q , dessen Wert sich aus der Strahlung am Ort des Organs ergab und durch theoretische Rechnungen auf der Basis der Definition des Qualitätsfaktors $Q(L)$ ermittelt wurde (vergl. auch Abschnitt 4.1.2). Der Strahlungs-Wichtungsfaktor richtet sich bei äußerer Exposition des Körpers nach der Art der auf den Körper auftreffenden Strahlung, bei Exposition durch inkorporierte Stoffe nach der von den Radionukliden emittierten Strahlung. Die von der ICRP angegebenen Strahlungs-Wichtungsfaktoren sind in Tabelle 2.1 aufgeführt.

Tabelle 2.1 Strahlungs-Wichtungsfaktoren w_R für verschiedene Strahlungsarten nach ICRP 60

Strahlung	Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R
Photonen	1
Elektronen ¹⁾ , Myonen	1
Neutronen:	
$E_n < 10 \text{ keV}$	5
$E_n \text{ 10 keV bis 100 keV}$	10
$E_n > 100 \text{ keV bis 2 MeV}$	20
$E_n > 2 \text{ MeV bis 20 MeV}$	10
$E_n > 20 \text{ MeV}$	5
Protonen $E_p > 2 \text{ MeV}$ (sofern keine Rückstoßprotonen)	5
α -Teilchen und schwere Teilchen	20

1) Mit Ausnahme von Auger-Elektronen aus an die DNS gebundenen Atomen

Für Photonen, Elektronen und Myonen ist der Wichtungsfaktor unabhängig von ihrer Energie gleich 1 (vergleichbar mit der bisherigen Festlegung $Q = 1$). Bei Neutronen variiert der Strahlungs-Wichtungsfaktor mit der Neutronenenergie E_n . In Ergänzung zu der in Tabelle 2.1 angegebenen Stufenfunktion hat die ICRP, um die Konsistenz bei Rechnungen zu unterstützen, für Neutronen auch eine stetige w_R -Funktion definiert durch

$$w_R = 5 + 17 \cdot e^{-[\ln(2 \cdot E_n)]^2 / 6}$$

(E_n Neutronenenergie in MeV). In der Praxis wird nur diese stetige Funktion zur Berechnung von Körperdosen in Neutronenstrahlungsfeldern verwendet.

Die Werte der von der ICRP empfohlenen neuen Strahlungs-Wichtungsfaktoren für Neutronenstrahlung haben international zu Diskussionen geführt, da sie insbesondere im Bereich niedriger Neutronenenergien (unterhalb 100 keV) zu wenig berücksichtigen, daß die von außen auf den Körper einfallende Neutronenstrahlung im Körper stark abgebremst wird und sekundäre Photonenstrahlung erzeugt, so daß das Strahlungsfeld im Körper erheblich verändert ist (ca. 90 % Photonendosisanteil). Deshalb wird derzeit eine Änderung der w_R -Funktion diskutiert (SIEBERT u. a., 1994), die die von der ICRP vorgeschlagene Form beibehält, aber andere Zahlenwerte benutzt:

$$w_R = 2,5 + 13 \cdot e^{-[\ln(2 \cdot E_n)]^2 / 3} \quad E_n \leq 0,5 \text{ MeV}$$

$$w_R = 2,5 + 13 \cdot e^{-[\ln(2 \cdot E_n)]^2 / 15} \quad E_n > 0,5 \text{ MeV}$$

(E_n Neutronenenergie in MeV). Diese w_R -Werte sind mit den mittleren Qualitätsfaktoren für die effektive Äquivalentdosis (s. u.) in etwa konsistent.

1976 war von der ICRP die **effektive Äquivalentdosis H_E** als Körperdosisgröße eingeführt worden. Sie ist definiert als gewichtete Summe von Organdosen, wobei die relativen Gewebe-Wichtungsfaktoren die unterschiedliche Empfindlichkeit von Organen in Bezug auf stochastische

Wirkungen von Strahlung berücksichtigen. Eine derartige, auf den ganzen Körper bezogene Größe kann sowohl bei homogener Exposition des gesamten Körpers als auch bei einer Teilkörperexposition in gleicher Weise in Beziehung zum Strahlenrisiko gesetzt werden und ist deshalb eine geeignete Größe zur Angabe von Grenzwerten für Expositionen.

1990 hat die ICRP eine neue Größe, die **effektive Dosis** E empfohlen. Sie ersetzt die Größe H_E , behält das grundlegende Konzept jedoch bei. Es ist

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad \text{Einheit: Sievert (Sv); } 1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg.}$$

Dabei ist H_T die Organ-Äquivalentdosis und w_T der zugehörige Wichtungsfaktor. Es ist über 12 Organe bzw. Gewebearten und einen Rest („andere Gewebe und Organe“) zu summieren, für die die ICRP w_T -Werte festgelegt hat. Nach ICRP 60 umfaßt der Rest zehn Organe und Gewebe, und die zugehörige Äquivalentdosis ist gleich dem arithmetischen Mittelwert aus den entsprechenden Organdosen. Die Wichtungsfaktoren sind in Tabelle 2.2 zusammen mit den alten Werten nach ICRP 26 angegeben. Die w_T -Werte entsprechen einer über Männer und Frauen und einen großen Altersbereich von Erwachsenen gemittelten Verteilung.

Tabelle 2.2 Gewebe-Wichtungsfaktoren w_T für verschiedene Organe oder Gewebe

Organ oder Gewebe	Gewebe-Wichtungsfaktor w_T	
	nach ICRP 26	nach ICRP 60
Keimdrüsen	0,25	0,20
Rotes Knochenmark	0,12	0,12
Dickdarm		0,12
Lunge	0,12	0,12
Magen		0,12
Blase		0,05
Brust	0,15	0,05
Leber		0,05
Speiseröhre		0,05
Schilddrüse	0,03	0,05
Haut		0,01
Knochenoberfläche	0,03	0,01
andere Gewebe und Organe	0,30	0,05

Körperdosen sind in der Regel nicht meßbar, da sie als Mittelwerte über Organe oder Gewebe in Personen definiert sind. In einem vorgegebenen Strahlungsfeld kann eine Körperdosis näherungsweise durch eine Rechnung für ein menschenähnliches Phantom bestimmt werden. Derartige Rechnungen sind jedoch sehr aufwendig. Für bestimmte Strahlungsfelder liegen Berechnungen vor, mit deren Hilfe Körperdosen in speziellen Fällen ermittelt werden können (SSK, 1991). In der Regel geht man einen anderen Weg. Man hat für extern einfallende Strahlung zusätzlich Größen

(Orts- und Personendosis-Meßgrößen) definiert, die einerseits meßbar sind und andererseits unter möglichst allen realistischen Expositionsbedingungen eine Abschätzung für die Körperdosen liefern können. Diese Abschätzungen werden unterhalb sogenannter Überprüfungsschwellen (z. B. 5 mSv für die Personendosis zur Ermittlung von H_E bei einem Überwachungszeitraum von einem Monat) den Körperdosen gleichgesetzt (BMU, 1994a); bei höheren Dosen werden sie u. U. herangezogen, um zusammen mit anderen Informationen über das Strahlungsfeld und über die Strahlenexposition Körperdosen zu berechnen (SSK, 1991, 1994).

2.3 Dosis-Begriffe und Dosis-Meßgrößen

In der Strahlenschutz- und Röntgenverordnung (BMU, 1989, BMA, 1987) unterscheidet man bei extern einfallender Strahlung zwischen zwei Dosis-Begriffen, der Ortsdosis und der Personendosis. Sie kennzeichnen die verschiedenen Aufgaben von Messungen im Strahlenschutz.

Ortsdosis. Die Ortsdosis liefert einen Schätzwert für die effektive Dosis, die eine Person erhielte, wenn sie sich an diesem Ort aufhalten würde. Bei Messungen mit Ortsdosimetern stehen i.a. präventive Strahlenschutzaufgaben im Vordergrund. So werden mögliche Expositionen von Personen in Betrieben und in der Umwelt durch vor Ort vorgenommene Messungen abgeschätzt und mit Hilfe dieser Daten Strahlenschutzmaßnahmen festgelegt. Ortsdosismessungen liefern Daten zur Einrichtung von Sperr- und Kontrollbereichen und zur Überwachung kerntechnischer Anlagen. Ortsdosimeter können bei erhöhten Expositionen Warnsignale geben. In der Strahlenschutzverordnung (BMU, 1989) und in der Röntgenverordnung (BMA, 1987) ist die Ortsdosis allgemein definiert:

Die **Ortsdosis** ist die Äquivalentdosis in Weichteilgewebe, gemessen an einem bestimmten Ort.

Die Einheit der Ortsdosis ist das „Sievert“ (Sv). $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$

Die Ortsdosis ist an jedem Punkt im Raum definiert, sie ist also eine *Punktgröße*. Sie ist weiterhin eine additive Größe, d.h. wenn man in einem Punkt im Raum mehrere Strahlungsfelder überlagert, eventuell auch zeitlich nacheinander, ergibt sich die gesamte Ortsdosis aus der Summe der Ortsdosen der einzelnen Strahlungsfelder.

Meistens weiß man nicht von vornherein, wie eine Person in einem Strahlenfeld orientiert ist. Die Anzeige eines Ortsdosimeters sollte deshalb möglichst für alle Positionen einen *konservativen Schätzwert der Körperdosis* liefern, die eine Person erhielte, die sich am Meßort in diesem Strahlungsfeld aufhält.

Für Photonenstrahlung zeigt die Abbildung 2.1, daß die neuen Ortsdosis-Meßgröße $H^*(10)$ eine konservative Abschätzung sowohl der effektiven Äquivalentdosis H_E (ICRP, 1977) als auch der effektiven Dosis E (ICRP, 1991) ist. Die Abbildung zeigt die Daten für Ganzkörperbestrahlung von vorne (AP, anterior-posterior). Da für andere Bestrahlungsgeometrien die Werte der effektiven Dosis kleiner sind, bleibt die neuen Ortsdosis-Meßgröße auch dafür konservativ.

Abb. 2.2 zeigt einen ähnlichen Vergleich für Neutronenstrahlung. Dabei ist zu $H^*(10)$ die bisherige Meßgröße eingezeichnet, die sich an der Definition der „maximalen Äquivalentdosis“ \hat{H} orientiert (siehe Abschnitt 3.4). Die in dieser Abbildung sichtbare Unterschätzung der effektiven Dosis E (nach ICRP 60) durch die neue Meßgröße für Neutronen mit Energien zwischen 1 eV und 40 keV, im Bereich einiger MeV sowie oberhalb 40 MeV ist in der Strahlenschutzpraxis von geringer Bedeutung. Die Unterschätzung gilt nur für monoenergetische Neutronen, die in der Praxis nicht vorkommen. In realen Neutronenstrahlungsfeldern an kerntechnischen Anlagen ist $H^*(10)$ stets eine konservative Abschätzung der effektiven Dosis (MARSHALL u. a., 1994). Bei Anwendung der oben erwähnten geänderten w_R -Werte (SIEBERT u. a., 1994) würde die effektive Dosis bei fast allen Neutronenenergien unterhalb 50 MeV konservativ abgeschätzt.

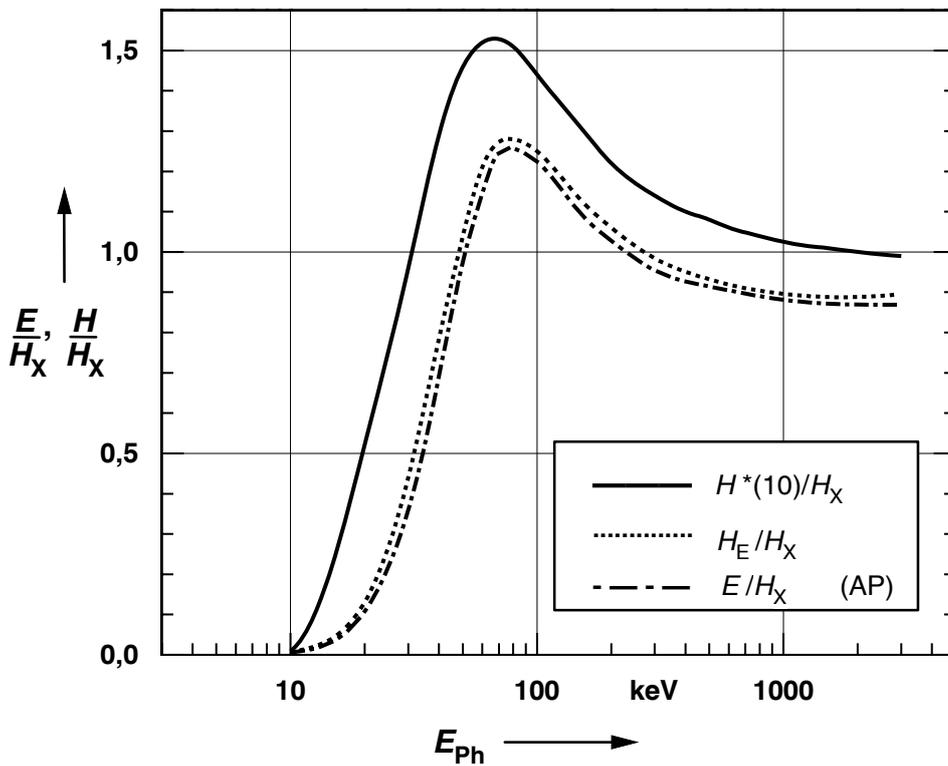


Abb. 2.1 Vergleich der neuen Ortsdosis-Meßgröße $H^*(10)$ mit der effektiven Äquivalentdosis H_E und der effektiven Dosis E für monoenergetische Photonenstrahlung (H_X Photonen-Äquivalentdosis, siehe Abschnitt 3.2). Die Werte von H_E und E gelten für Ganzkörperbestrahlung von vorne (AP, anterior-posterior), für andere Bestrahlungsgeometrien des Ganzkörpers sind die Werte der effektiven Dosis kleiner.

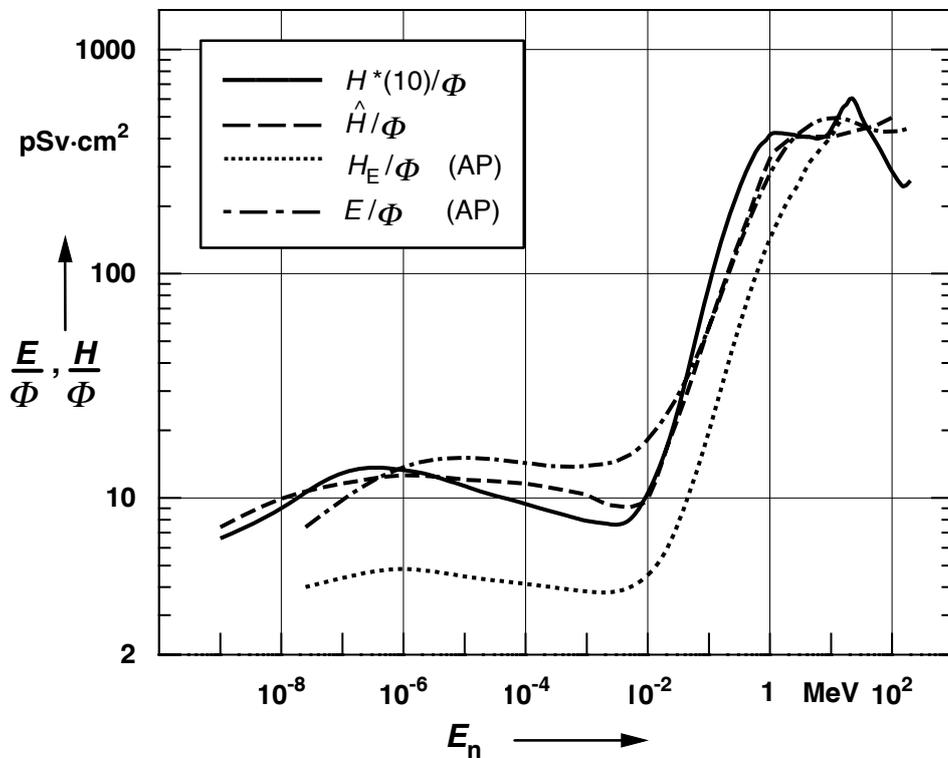


Abb. 2.2 Vergleich der alten Ortsdosis-Meßgröße \hat{H} und der neuen Ortsdosis-Meßgröße $H^*(10)$ mit der effektiven Äquivalentdosis H_E und mit der effektiven Dosis E für monoenergetische Neutronenstrahlung (Φ Neutronenfluenz). Die Werte von H_E und E gelten für Ganzkörperbestrahlung von vorne (AP, anterior-posterior).

Personendosis. Die Personendosis ist ein individuelles Maß für die Exposition einer einzelnen Person durch externe Strahlung und wird in der Regel mit einem Dosimeter (Personendosimeter) ermittelt, das von der Person am Körper getragen wird. In der Strahlenschutzverordnung (BMU, 1989) und in der Röntgenverordnung (BMA, 1987) ist die Personendosis wie folgt definiert:

Die **Personendosis** ist die Äquivalentdosis in Weichteilgewebe, gemessen an einer für die Strahlenexposition repräsentativen Stelle der Körperoberfläche.

Die Einheit der Personendosis ist das „Sievert“ (Sv). $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$

Bei der Strahlenschutzüberwachung von Personen an Arbeitsplätzen durch die amtlichen Meßstellen wird bei niedrigen Dosen – unterhalb von festgelegten Überprüfungsschwellen (BMU, 1994a) – die gemessene Personendosis der effektiven Dosis einer Person gleichgesetzt. Da der menschliche Körper ein Strahlungsfeld beeinflusst – die Strahlung wird im Körper gestreut und absorbiert –, sind im gleichen Strahlungsfeld in der Regel die Meßwerte von Orts- und Personendosimetern nicht gleich. Beide Werte können nur als Schätzwerte für die effektive Dosis einer Person angesehen werden. Für genauere Körperdosisermittlungen sind in der Regel zusätzliche Informationen über die Strahlungsart und ihre Richtungsverteilung erforderlich.

Dosis-Meßgrößen. Orts- und Personendosis bedürfen einer physikalisch eindeutigen Definition, damit sie als Meßgrößen verwendbar sind, in denen Dosimeter präzise kalibriert werden können. In den folgenden Kapiteln sind die bisher geltenden Meßgrößen (Kapitel 3) und die neuen Meßgrößen (Kapitel 4) ausführlich beschrieben.

Die Meßgrößen sollten einheitlich für alle Arten ionisierender Strahlung definiert und bei Messungen in gemischten Strahlungsfeldern anwendbar sein. Dies ist bei den bisher in Deutschland verwendeten Meßgrößen nicht der Fall. Die neuen Meßgrößen erfüllen in Zukunft diese Forderungen.

3 Die bisherigen Dosis-Meßgrößen für den Strahlenschutz

3.1 Rückblick

Die bisherigen, frei in Luft definierten Dosis-Meßgrößen für Photonenstrahlung sind eng mit der „**Röntgenstrahlendosis**“ und deren Einheit „Röntgen“ (Einheitenzeichen R) aus dem Jahre 1928 verbunden: bei 1 R wird in einem Volumen von 1 cm^3 Luft von 18 °C und 760 mm Quecksilberdruck die elektrische Ladung von einer elektrostatischen Einheit erzeugt. Dieser Ausgangspunkt führte schließlich zur Definition der **Standard-Ionendosis** J_s , der von Sekundärelektronen der Photonenstrahlung je Massenelement in Luft erzeugten Ionenladung (Ionendosis) unter der speziellen Bedingung des Sekundärelektronengleichgewichts (DIN, 1985). Die Einheit von J_s ist das „Coulomb durch Kilogramm“ ($\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$); bis zum 31.12.1985 durfte gemäß Einheitengesetz noch die Einheit „Röntgen“ verwendet werden mit der Festlegung, daß 1 Röntgen gleich $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$ ist.

In den 50er Jahren wurde der Begriff der **Energiedosis** D eingeführt. Sie ist die von der Strahlung auf ein Massenelement im Mittel übertragene Energie dividiert durch die Masse dieses Massenelements. Die Einheit von D war zunächst das „Rad“ (rd), später das „Gray“ (Gy) ($1 \text{ rd} = 0,01 \text{ Gy} = 0,01 \text{ J kg}^{-1}$).

In den 60er Jahren wurde für den Strahlenschutz die neue Größenart „**Äquivalentdosis**“ H eingeführt. Sie ist als Produkt der Energiedosis D und eines Qualitätsfaktors Q definiert, $H = Q \cdot D$. Der Qualitätsfaktor soll die Unterschiede in der biologischen Wirksamkeit der verschiedenen Strahlungen pauschal berücksichtigen. Q ist als Funktion des linearen Energieübertragungsvermögens L geladener Teilchen in Wasser in ICRP-Publikationen (ICRP, 1977, 1991) festgelegt (s. Abschnitt 4.1.2).

Diese Empfehlungen sind in gesetzliche Regelungen (BMA, 1987; BMU 1989) übernommen worden. Die Einheit von H war zunächst das „Rem“ (rem), später das „Sievert“ (Sv) ($1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv} = 0,01 \text{ J kg}^{-1}$). Entsprechend wurden in der Röntgenverordnung von 1987 und der Strahlenschutzverordnung von 1989 Orts- und Personendosen als Äquivalentdosen in Weichteilgewebe definiert.

Die Standard-Ionendosis selbst ist nicht von der Größenart „Äquivalentdosis“ und konnte deshalb nicht weiter verwendet werden, als durch das Einheitengesetz die Umstellung auf die Einheit Sievert gefordert wurde. International war es bis dahin zu keiner Einigung über entsprechende Äquivalentdosis-Meßgrößen im Strahlenschutz gekommen. Die 1980 als Zwischenlösung eingeführte Meßgröße **Photonen-Äquivalentdosis** H_X war ein praktikabler Ausweg (REICH, 1980) und hatte insbesondere den Vorteil, daß durch den einfachen Konversionsfaktor von $0,01 \text{ Sv/R}$ die Weiterbenutzung von Strahlenschutzdosimetern erleichtert wurde, die für die Messung der Standard-Ionendosis konstruiert und in der Einheit R kalibriert waren.

Als Ergebnis dieser Entwicklung gelten derzeit in der Bundesrepublik für Photonen-, Neutronen- und Betastrahlung unterschiedliche Orts- und Personendosis-Meßgrößen (siehe Tabelle 3.1), die in den Abschnitten 3.2 bis 3.4 näher erläutert werden (siehe DIN, 1985). Für andere Strahlenarten, z. B. hochenergetische Photonen oder Mesonen, die in der kosmischen Strahlung oder an Hochenergiebeschleunigern auftreten, sind bisher keine Meßgrößen definiert. In gemischten Strahlungsfeldern gibt es keine einheitliche Meßgröße. Dieser Zustand ist unbefriedigend.

Tabelle 3.1. Übersicht der bisherigen Meßgrößen geordnet nach der Art der externen Strahlung gemäß der Norm DIN 6814 Teil 3 (DIN, 1985).

Externe Strahlung	Limitierende Dosisgröße	Bisherige Meßgröße für die	
		Ortsdosis	Personendosis
Photonenstrahlung	Effektive Dosis, Teilkörperdosen (nach Anlage 10 StrlSchV)	Photonen-Äquivalentdosis H_X	
Neutronenstrahlung		Dosimetermeßwert (max. Äquivalentdosis)	
Betastrahlung	Teilkörperdosis der Haut und Augenlinse	Dosimetermeßwert (Energiedosis mal 1 Sv/Gy)	

3.2 Die bisherigen Dosis-Meßgrößen für Photonenstrahlung

Die bisherige Meßgröße für die Orts- und Personendosis ist die Photonen-Äquivalentdosis H_X :

Photonen-Äquivalentdosis H_X

Für Photonenstrahlung mit Maximalenergien bis 3 MeV wird die Photonen-Äquivalentdosis H_X aus der Standard-Ionendosis J_s abgeleitet:

$$H_X = C_1 \cdot J_s \quad \text{mit } C_1 = 38,76 \text{ Sv C}^{-1} \text{ kg} (= 0,01 \text{ Sv/R})$$

Für Photonenstrahlung mit Maximalenergien oberhalb 3 MeV ist die Photonen-Äquivalentdosis H_X gleich dem Meßwert eines Ortsdosimeters, das für ^{60}Co -Gammastrahlung frei in Luft zur Messung der Standard-Ionendosis kalibriert ist, multipliziert mit dem Faktor C_1 .

Bei Photonenstrahlung mit Maximalenergien oberhalb 3 MeV ist wegen der großen Reichweiten der Sekundärelektronen die Messung von J_s und damit auch die einfache Bestimmung von H_X nicht mehr praktikabel, so daß in diesem Energiebereich eine andere Definition der Orts- und Personendosis verwendet werden mußte.

Ein ideales Orts- oder Personendosimeter muß ein isotropes (richtungsunabhängiges) Ansprechvermögen aufweisen, um die Photonen-Äquivalentdosis H_X genau zu messen. Beide Arten von Dosimetern werden bisher frei in Luft kalibriert. Ein Ortsdosimeter mißt H_X frei in Luft. Mit einem Personendosimeter wird dagegen in einem Strahlungsfeld gemessen, in dem die primär einfallenden Photonenstrahlung durch den menschlichen Körper teilweise gestreut oder absorbiert wird. Wegen dieser unterschiedlichen Bedingungen ergeben sich im gleichen primären Strahlungsfeld in der Regel unterschiedliche Werte, obwohl sowohl die Ortsdosis als auch die Personendosis als Photonen-Äquivalentdosis gemessen werden.

3.3 Die bisherigen Dosis-Meßgrößen für Elektronenstrahlung

Im Strahlenschutz kommt Elektronenstrahlung nahezu ausschließlich als Betastrahlung vor. Daher wird im folgenden nur von Betastrahlung gesprochen. Die bisherigen Ortsdosis- und Personendosis-Meßgrößen für Betastrahlung berücksichtigen bereits, daß sich am Ort der Messung ein menschenähnlicher Ersatzkörper (Phantom) befindet, der die Betastrahlung absorbiert und streut. Bei einer Exposition durch Betastrahlung ist in der Regel der Grenzwert der Teilkörperdosis der Haut der maßgebliche Körperdosisgrenzwert, wobei die Dosis in 0,07 mm Tiefe als repräsentativer Wert genommen wird.

Bisherige Orts- und Personendosis-Meßgröße für Betastrahlung:

Meßwert eines Orts- bzw. Personendosimeters, das zur Messung der Energiedosis in Weichteilgewebe in einem halbunendlich ausgedehnten weichteilgewebeäquivalenten Körper der Dichte 1 g/cm³ in einer Tiefe von 0,07 mm kalibriert ist, multipliziert mit dem Faktor 1 Sv/Gy.

3.4 Die bisherigen Dosis-Meßgrößen für Neutronenstrahlung

Die bisherigen Meßgrößen für die Orts- und Personendosis für Neutronenstrahlung orientieren sich an der Definition der „Maximalen Äquivalentdosis“ für monoenergetisch einfallende Neutronenstrahlung in einem zylindrischen oder plattenförmigen Phantom aus Weichteilgewebe, für die von der ICRP (ICRP, 1971) Neutronenfluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren für monoenergetische Neutronen empfohlen worden sind:

Bisherige Ortsdosis-Meßgröße für Neutronenstrahlung:

Meßwert eines Ortsdosimeters mit richtungs- und energieunabhängigem Äquivalentdosis-Ansprechvermögen, das mit Hilfe von Neutronenfluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren kalibriert worden ist.

Bisherige Personendosis-Meßgröße für Neutronenstrahlung:

Meßwert eines Personendosimeters, das mit Hilfe von Neutronenfluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren auf der Oberfläche eines zylinderförmigen Phantoms von 30 cm Durchmesser und 60 cm Länge aus weichteilgewebeäquivalentem Material der Dichte 1 g/cm³ kalibriert worden ist.

Die Kalibrierung eines Dosimeters erfolgt in der Regel in einem Neutronenstrahlungsfeld mit bekannter Fluenz. Die Konversionsfaktoren ermöglichen dabei die Umrechnung von der Fluenz eines breiten parallelen Strahlenbündels monoenergetischer Neutronen auf die maximale Äquivalentdosis im jeweiligen Phantom, die durch senkrecht zur Zylinderachse bzw. senkrecht zur Plattenoberfläche einfallende Neutronen erzeugt wird. Ortsdosimeter werden frei in Luft, Personendosimeter in der Regel auf einem Phantom kalibriert. Dadurch wird die Anzeige eines so kalibrierten Dosimeters proportional zur Summe der Dosismaxima (im Englischen: dose equivalent ceiling, HARVEY, 1975), die durch die einzelnen Energiekomponenten des Neutronenspektrums erzeugt werden. Diese Summe wird im folgenden mit \hat{H} bezeichnet, sie ergibt sich nach

$$\hat{H} = \int \hat{h}_{\Phi}(E) \Phi_E(E) dE$$

($\hat{h}_{\Phi}(E)$ Konversionsfaktor für monoenergetische Neutronen, $\Phi_E(E)$ spektrale Neutronenfluenz).

4 Die neuen Dosis-Meßgrößen für den Strahlenschutz

4.1 Das neue Konzept der Dosis-Meßgrößen

4.1.1 Durchdringende Strahlung und Strahlung geringer Eindringtiefe

Die von außen auf einen Menschen einfallende Strahlung kann als **durchdringende Strahlung** oder **Strahlung geringer Eindringtiefe** charakterisiert werden, je nachdem, welche Körperdosis-Grenzwerte für die Strahlung relevant sind, die der effektiven Dosis oder die der lokalen Hautdosis (Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe der Haut gemittelt über 1 cm² im Bereich der maximalen Äquivalentdosis). Der Grenzwert der lokalen Hautdosis beträgt das 10-fache von dem der effektiven Dosis. Als durchdringende Strahlung wird deshalb Strahlung angesehen, bei der die von der Keimschicht der Haut (vereinbarte Tiefe 0,07 mm) erhaltene Äquivalentdosis bei senkrechtem Einfall eines breiten Strahlenbündels kleiner als das 10fache der effektiven Dosis ist, und als Strahlung geringer Eindringtiefe solche Strahlung, bei der diese Hautdosis bei senkrechtem Einfall mehr als das 10fache der effektiven Dosis beträgt. Als Strahlungen geringer Eindringtiefe gelten z.B. Betastrahlung mit Energien unter 2 MeV und Photonenstrahlung mit Energien unter 15 keV (DIN, 1992b). Neutronenstrahlung ist immer durchdringend.

Geeignete Schätzwerte für die lokale Hautdosis, Augenlinsendosis bzw. effektive Dosis erhält man durch die Bestimmung der Äquivalentdosis in ICRU Weichteilgewebe in der Tiefe 0,07 mm, 3 mm bzw. 10 mm im menschlichen Körper bzw. in Phantomen (ICRU, 1988). Die neuen Ortsdosis-Meßgrößen sind in der ICRU-Kugel definiert (siehe Abschnitt 4.1.3), die neuen Personendosis-Meßgrößen in der jeweils exponierten Person. Für die Kalibrierung von Personendosimetern werden jedoch ebenfalls Phantome verwendet (siehe Abschnitt 4.3).

Die Definitionen dieser neuen Meßgrößen sind, im Gegensatz zu denen der bisherigen Meßgrößen, unabhängig von der Strahlenart, d.h. davon, ob es sich z.B. um Photonen-, Elektronen-, Neutronen- oder gar Myonenstrahlung handelt. Tabelle 4.1 gibt eine Übersicht der neuen Meßgrößen unterschieden nach dem Durchdringungsvermögen der Strahlung. Detaillierte Beschreibungen der Meßgrößen findet man in den Abschnitten 4.2 und 4.3.

Tabelle 4.1. Übersicht der neuen Meßgrößen (genaue Definitionen siehe Abschnitte 4.2 und 4.3).

Externe Strahlung	Limitierende Körperdosis	Neue Meßgröße für die	
		Ortsdosis	Personendosis
Durchdringende Strahlung	Effektive Dosis	$H^*(10)$	$H_p(10)$
Strahlung geringer Eindringtiefe	Hautdosis	$H'(0,07, \vec{\Omega})$	$H_p(0,07)$
	Augenlinsendosis	$H'(3, \vec{\Omega})$	$H_p(3)$

4.1.2 Äquivalentdosis, Qualitätsfaktor

Im Gegensatz zu den neuen Körperdosen (vergl. Abschnitt 2.1) sind die neuen Meßgrößen unverändert als „Äquivalentdosis an einem Punkt“ durch das Produkt aus Energiedosis D und Qualitätsfaktor Q an diesem Punkt definiert, $H = Q \cdot D$; die Einheit der Äquivalentdosis ist das Sievert. Der Qualitätsfaktor Q wurde eingeführt, um die durch die geladenen Teilchen erzeugte Energiedosis hinsichtlich ihrer unterschiedlichen biologischen Wirksamkeit zu wichten. Die ICRP hat eine funktionale Abhängigkeit von Q vom linearen Energie-Übertragungsvermögen L geladener Teilchen in Wasser angegeben. Für die neuen Meßgrößen wird folgende numerische Gleichung für $Q(L)$ zugrunde gelegt (ICRP, 1991):

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & \text{für } L \leq 10 \\ 0,32L - 2,2 & \text{für } 10 < L < 100 \\ 300/\sqrt{L} & \text{für } L \geq 100 \end{cases} \quad (L \text{ in keV}/\mu\text{m}).$$

Der Qualitätsfaktor Q an einem Punkt in Gewebe ist dann gegeben durch (ICRU, 1993)

$$Q = 1/D \int_L Q(L) \cdot D_L dL,$$

wobei D_L die Verteilung von D in L ist.

4.1.3 Das ICRU-Kugel-Phantom

Die neuen Ortsdosis-Meßgrößen sind für alle Strahlenarten in Zusammenhang mit einem Phantom definiert. Dieses Phantom ist die **ICRU-Kugel**, eine Kugel von 30 cm Durchmesser aus gewebeäquivalentem Material (Dichte 1 g cm^{-3} , Massenzusammensetzung 76,2 % Sauerstoff, 11,1 % Kohlenstoff, 10,1 % Wasserstoff und 2,6 % Stickstoff). Sie nähert den menschlichen Körper hinsichtlich der Streuung und Schwächung der betrachteten Strahlungsfelder ausreichend an.

4.1.4 Ausgerichtetes und aufgeweitetes Strahlungsfeld

Durch die Definition der neuen Ortsdosis-Meßgrößen in der ICRU-Kugel sollte die Ortsdosis nicht den Charakter einer Punktgröße und die Eigenschaft der Additivität verlieren. Dies wurde dadurch erreicht, daß man in den Definitionen der Ortsdosis-Meßgrößen den Begriff des **aufgeweiteten Strahlungsfeldes** einführte:

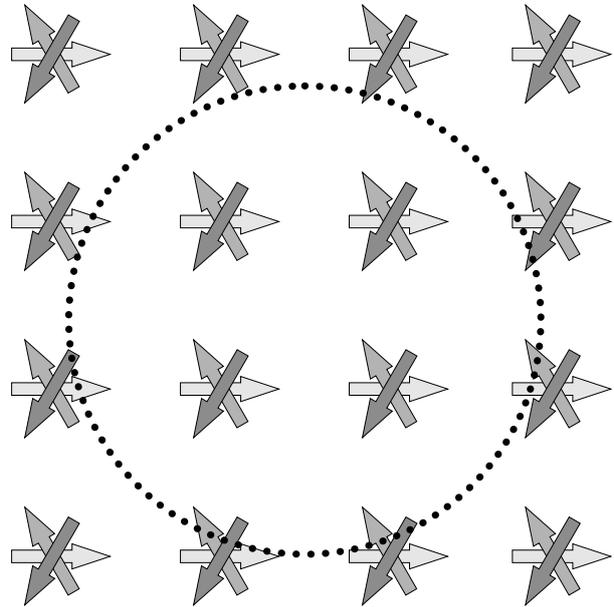
Ein aufgeweitetes Strahlungsfeld ist ein Strahlungsfeld, das an allen Punkten eines ausreichend großen Volumens die gleiche spektrale und raumwinkelbezogene Teilchenflußdichte besitzt wie das tatsächliche Strahlungsfeld am interessierenden Punkt. Die räumliche Konstanz (Homogenität) besteht in einem so großen Volumen, daß sich bei weiterer Ausdehnung des Bereiches die spektrale und raumwinkelbezogene Flußdichte der in eine gedachte Kugel von 30 cm Durchmesser eintretenden Teilchen nicht mehr ändert. Durch die Aufweitung des Strahlungsfeldes wird erreicht, daß man gedanklich die ganze ICRU-Kugel einem homogenen Strahlungsfeld aussetzt, dessen Flußdichte, Energie- und Richtungsverteilung der im Aufpunkt P des realen Strahlungsfeldes gleicht (siehe Abbildung 4.1 (a) und (b)).

Werden (gedanklich) alle Strahlrichtungen im aufgeweiteten Strahlungsfeld so ausgerichtet, daß sie dem festgelegten Radiusvektor \vec{Q} der ICRU-Kugel entgegengerichtet sind (siehe Abbildungen 4.1 (c) sowie 4.2 (b)), erhält man das ausgerichtete und aufgeweitete Strahlungsfeld. In diesem Strahlungsfeld wird die ICRU-Kugel homogen aus einer Richtung bestrahlt und die Teilchenflußdichte dieses Strahlungsfeldes ist das Integral der raumwinkelbezogenen Teilchenflußdichte im Aufpunkt P im realen Strahlungsfeld über alle Raumwinkel. Im aufgeweiteten und ausgerichteten Strahlungsfeld ist der Wert der Äquivalentdosis an einem Punkt in der ICRU-Kugel *unabhängig von der Richtungsverteilung der Strahlung des realen Strahlungsfeldes.*

(a) Reales Strahlungsfeld mit einer Flußdichte am Punkt P, die sich aus drei Komponenten unterschiedlicher Richtung zusammensetzt, symbolisiert durch drei unterschiedliche Pfeile.



(b) Zum Punkt P gehörendes, aufgeweitetes Strahlungsfeld mit gepunktet eingezeichneter ICRU-Kugel zur Veranschaulichung der Größe des Strahlungsfeldes.



(c) Zum Punkt P gehörendes, ausgerichtetes und aufgeweitetes Strahlungsfeld mit gepunktet eingezeichneter ICRU-Kugel zur Veranschaulichung der Größe des Strahlungsfeldes. Die der Übersichtlichkeit hintereinander gezeichneten Pfeile sind eigentlich Überlagerungen der drei Komponenten an jedem Punkt.

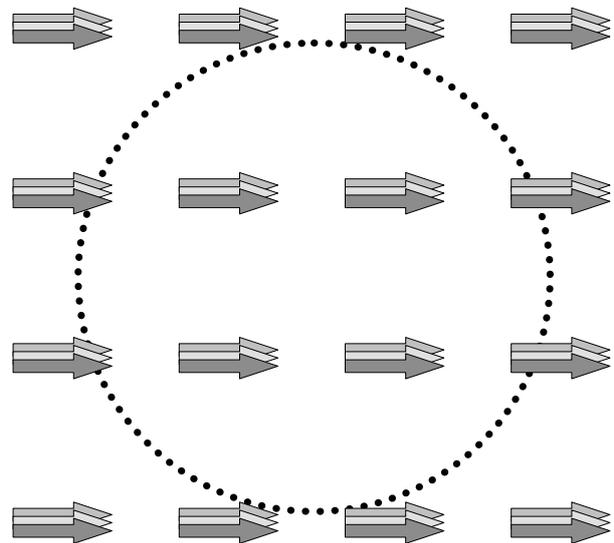


Abb. 4.1 Schematische Darstellung eines (a) realen, (b) aufgeweiteten und (c) aufgeweiteten und ausgerichteten Strahlungsfeldes.

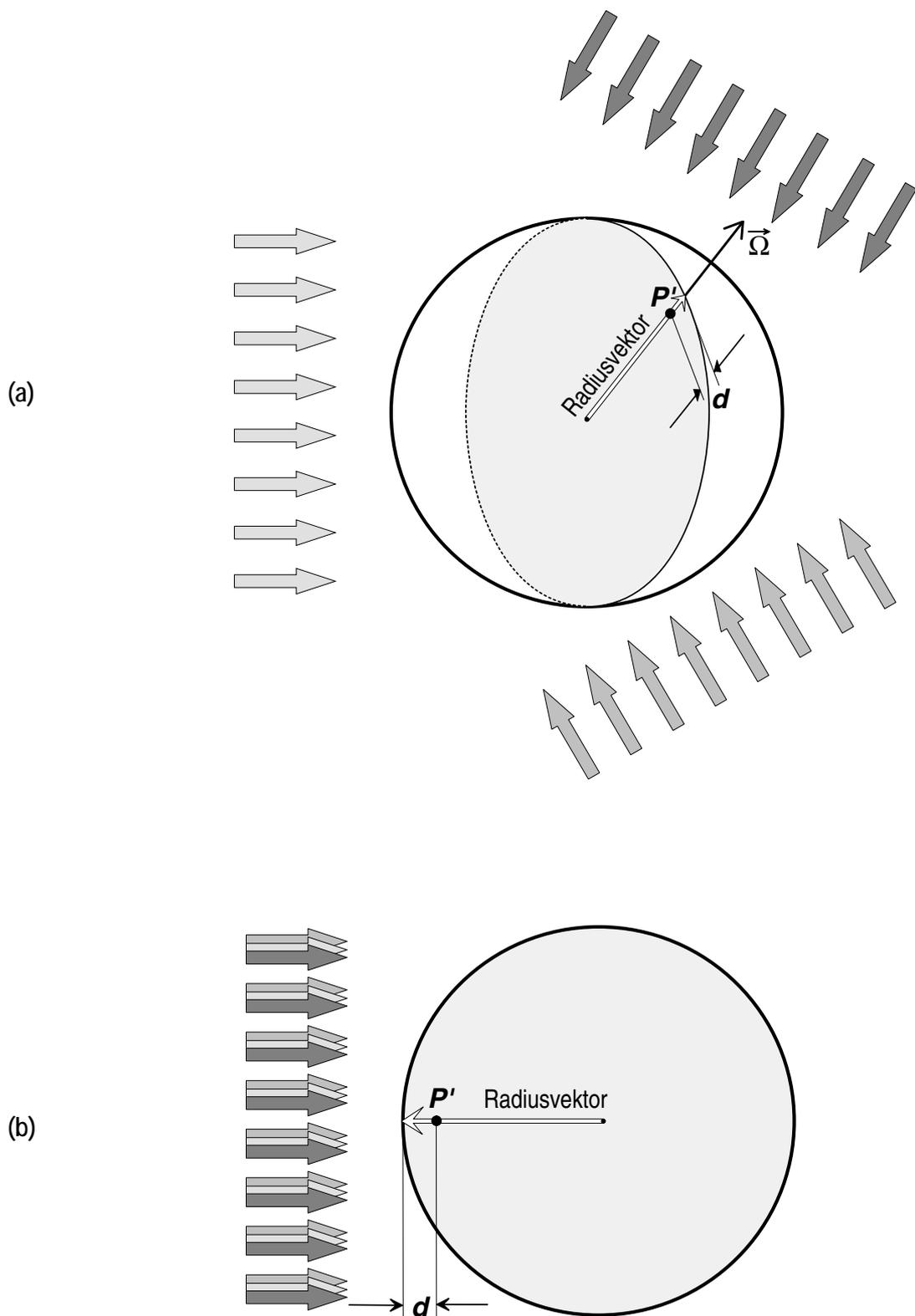


Abb. 4.2 Bestrahlungsgeometrien der ICRU-Kugel und Punkt P' in der Kugel, an dem die Äquivalentdosis bestimmt wird, im aufgeweiteten Strahlungsfeld (a) sowie im aufgeweiteten und ausgerichteten Strahlungsfeld (b). Im aufgeweiteten Strahlungsfeld kann die Strahlung aus verschiedenen Richtungen auf die ICRU-Kugel treffen. $H^*(d, \vec{\Omega})$ ist für die Richtung $\vec{\Omega}$ des Radiusvektors definiert. Bei $H^*(d)$ im aufgeweiteten und ausgerichteten Strahlungsfeld ist der Radiusvektor zur Bestimmung von $H^*(d)$ immer der (einheitlichen) Richtung des Strahlungsfeldes entgegengerichtet.

4.2 Die neuen Ortsdosis-Meßgrößen

Bei den neuen Ortsdosis-Meßgrößen wird der Tatsache Rechnung getragen, daß man Schätzwerte für zwei Arten von Körperdosen benötigt (vergleiche Abschnitt 4.1.1):

- bei durchdringender Strahlung einen Schätzwert für die effektive Dosis,
- bei Strahlung geringer Eindringtiefe einen Schätzwert für die lokale Hautdosis oder die Augenlinsendosis.

Bei durchdringender Strahlung bedient man sich bei der Definition der Meßgröße des Begriffes des aufgeweiteten und ausgerichteten Strahlungsfeldes (siehe Abschnitt 4.1.4 und Abb. 4.2 (b)):

Neue Ortsdosis-Meßgröße für durchdringende Strahlung:

Die **Umgebungs-Äquivalentdosis** $H^*(10)$ am interessierenden Punkt im tatsächlichen Strahlungsfeld ist die Äquivalentdosis, die im zugehörigen ausgerichteten und aufgeweiteten Strahlungsfeld in 10 mm Tiefe in der ICRU-Kugel auf dem der Strahleneinfallrichtung entgegengesetzten Radiusvektor erzeugt würde.

Mit $H^*(10)$ erhält man einen konservativen Schätzwert für die effektive Dosis.

Wegen der gedachten Ausrichtung und Aufweitung des Strahlungsfeldes addieren sich die Beiträge aus allen Strahlungsrichtungen. Damit ist der Wert von $H^*(10)$ von der Richtungsverteilung der Strahlung im tatsächlichen Strahlungsfeld unabhängig. Dies bedeutet, daß Ortsdosimeter zur Messung von $H^*(10)$ eine möglichst geringe Abhängigkeit der Anzeige von der Richtungsverteilung der Strahlung haben sollten.

Bei Strahlung geringer Eindringtiefe wird der Begriff des aufgeweiteten Strahlungsfeldes (siehe Abschnitt 4.1.4 und Abb. 4.2 (a)) in die Definition der Ortsdosis-Meßgröße integriert:

Neue Ortsdosis-Meßgröße für Strahlung geringer Eindringtiefe:

Die **Richtungs-Äquivalentdosis** $H'(0,07, \vec{\Omega})$ am interessierenden Punkt im tatsächlichen Strahlungsfeld ist die Äquivalentdosis, die im zugehörigen aufgeweiteten Strahlungsfeld auf einem Radius der festgelegten Richtung $\vec{\Omega}$ der ICRU-Kugel in 0,07 mm Tiefe erzeugt würde.

Der Maximalwert von $H'(0,07, \vec{\Omega})$ am interessierenden Punkt wird in diesem Bericht mit $H'(0,07)$ bezeichnet.

In der Ortsdosimetrie für Strahlung geringer Eindringtiefe wird fast ausschließlich $H'(0,07, \vec{\Omega})$ verwendet, auch für die Abschätzung der Augenlinsendosis. Nur in wenigen Spezialfällen ist die Anwendung der entsprechend definierten Meßgröße $H'(3, \vec{\Omega})$ notwendig.

Der Wert der Richtungs-Äquivalentdosis kann stark von der Richtung $\vec{\Omega}$ abhängen, d.h. davon, wie die ICRU-Kugel im aufgeweiteten Strahlungsfeld orientiert ist (siehe Abbildung 4.2 (a)). Dem entspricht das Verhalten von Meßgeräten für Strahlung geringer Eindringtiefe - z. B. β -Strahlung -, deren Anzeige stark von der Orientierung im Raum abhängen kann. In der Strahlenschutzpraxis ist jedoch fast ausschließlich der Maximalwert von $H'(0,07, \vec{\Omega})$ am interessierenden Punkt von Bedeutung, den man durch Drehen des Ortsdosimeters erhält. Dieser Maximalwert wird hier, abweichend von ICRU-Report 51, vereinfacht mit $H'(0,07)$ bezeichnet.

4.3 Die neuen Personendosis-Meßgrößen

Ähnlich wie in der Ortsdosimetrie braucht man auch in der Personendosimetrie Meßwerte, die geeignete Schätzwerte für die limitierenden Körperdosen liefern.

Bei durchdringender Strahlung verwendet man, um einen Schätzwert für die effektive Dosis zu erhalten, die in 10 mm Tiefe im Körper definierte Personendosis-Meßgröße $H_p(10)$:

Neue Personendosis-Meßgröße für durchdringende Strahlung

ist die Äquivalentdosis für ICRU-Weichteilgewebe in 10 mm Tiefe im Körper an der Tragestelle des Personendosimeters, $H_p(10)$.

Für Strahlung geringer Eindringtiefe wird die Tiefe 0,07 mm verwendet, um einen Schätzwert für die lokale Hautdosis zu erhalten:

Neue Personendosis-Meßgröße für Strahlung geringer Eindringtiefe

ist die Äquivalentdosis für ICRU-Weichteilgewebe in der Tiefe 0,07 mm im Körper an der Tragestelle des Personendosimeters, $H_p(0,07)$.

Nur in Spezialfällen ist die in 3 mm Tiefe entsprechend definierte Personendosis $H_p(3)$ von Interesse.

Die neuen Personendosis-Meßgrößen $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ sind in der Person im tatsächlich vorhandenen Strahlungsfeld definiert und werden direkt an der Person gemessen. Dabei beeinflusst die Person das Strahlungsfeld durch Streuung und Schwächung der Strahlung. Da $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ im jeweiligen Körper der Person definiert sind, variieren ihre Werte von Person zu Person und hängen außerdem davon ab, an welcher Stelle des Körpers sie gemessen werden.

Personendosimeter können nicht am menschlichen Körper kalibriert werden. Man benötigt dafür Phantome. Um für die Kalibrierung von Personendosimetern eindeutige Bezugswerte zu haben, wird die personenbezogene Definition von $H_p(d)$ auf drei Phantome aus ICRU-Weichteilgewebe (siehe Abb. 4.3) ausgedehnt (ALBERTS u. a., 1994):

Die Personendosis $H_p(d)$ für die Kalibrierung von Personendosimetern

ist die Äquivalentdosis in der Tiefe d unterhalb eines spezifizierten Punktes auf der Oberfläche eines der folgenden Phantome aus ICRU-Weichteilgewebe:

- **Quaderphantom** der Abmessungen 300 mm x 300 mm x 150 mm zur Annäherung des menschlichen Rumpfes (für die Kalibrierung von Ganzkörper-Dosimetern),
- **Säulenphantom**, ein Zylinder von 73 mm Durchmesser und 300 mm Länge zur Annäherung eines Unterarms oder Beins (für die Kalibrierung von Handgelenk- oder Bein-Dosimetern),
- **Stabphantom**, ein Zylinder von 19 mm Durchmesser und 300 mm Länge zur Annäherung eines Fingers (für die Kalibrierung von Fingerring-Dosimetern).

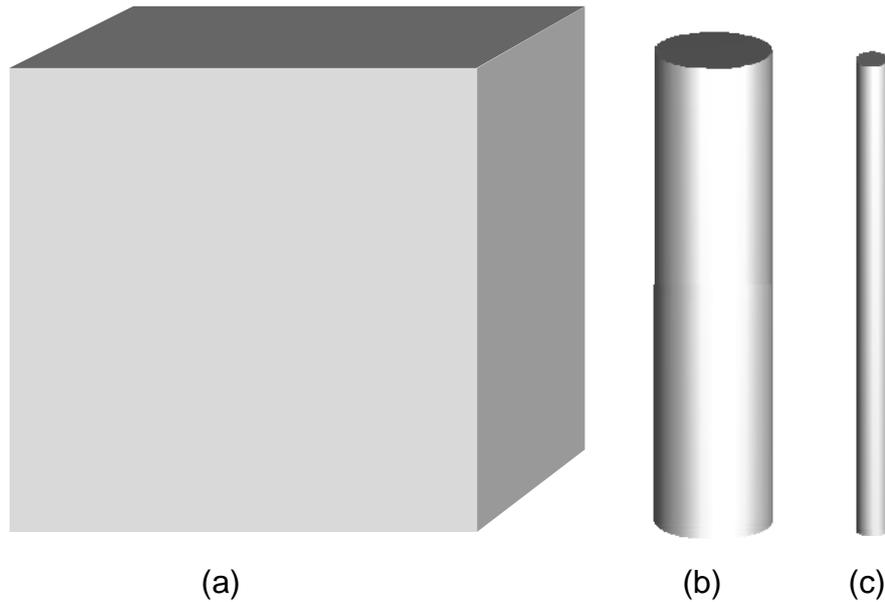


Abb. 4.3 Phantome aus ICRU-Gewebe, in denen die Personen-Äquivalentdosis $H_p(d)$ für Kalibrierzwecke definiert ist: Quaderphantom (a) (300 mm \times 300 mm \times 150 mm), Säulenphantom (b) (Durchmesser 73 mm, Höhe 300 mm) und Stabphantom (c) (Durchmesser 19 mm, Höhe 300 mm).

4.4 Vergleich der bisherigen und der neuen Meßgrößen

Die bisherigen und die neuen Dosis-Meßgrößen sind als Punktgrößen definiert und auf Größen wie Fluenz und Luftkerma rückführbar, die in der PTB durch Primärnormalmeßeinrichtungen dargestellt werden. Die bisherigen Meßgrößen sind unterschiedlich für verschiedene Teilchenarten (Photonen, Elektronen und Neutronen) und in dieser Hinsicht nicht additiv. Die neuen Meßgrößen sind einheitlich für alle Teilchenarten; es gibt jedoch unterschiedliche Meßgrößen in der Orts- und Personendosimetrie. Tabelle 4.2 stellt Eigenschaften der bisherigen und der neuen Meßgrößen gegenüber.

Die auf dem neuen Konzept (siehe Abschnitt 4.1) basierenden Dosis-Meßgrößen führen in einem vorgegebenen Strahlungsfeld, je nach der Teilchenart und ihrer Energie- und Richtungsverteilung, zu Änderungen in den Dosis-Meßwerten. Dies soll im folgenden erläutert werden.

Photonenstrahlung: Hier ist die Änderung am deutlichsten: die bisherige Ortsdosis ist als Photonen-Äquivalentdosis frei in Luft definiert; die bisherige Personendosis ist ebenfalls als Photonen-Äquivalentdosis, aber an der Oberfläche des Körpers der exponierten Person festgelegt. Bedingt durch die Rückstreuung am Körper treten bei Bestrahlung von vorne Unterschiede in den Zahlenwerten der bisherigen Ortsdosis und der Personendosis auf, die den Faktor 1,5 überschreiten können. Die neuen Meßgrößen sind im Phantom oder im Körper der exponierten Person definiert.

Zum Vergleich der neuen und bisherigen am Rumpf gemessenen Personendosis muß man die Werte der Personendosis $H_p(10)$ und die der mit dem Rückstreufaktor des Rumpfes multiplizierte Photonen-Äquivalentdosis H_X betrachten. Für parallelen Strahleneinfall von vorne hat der Quotient dieser beiden Größen näherungsweise den Verlauf der ausgezogenen Kurve in Abb. 4.4. Oberhalb der Photonenenergie von etwa 40 keV weicht der Quotient um weniger als 20 % von eins ab. Der steile Abfall zu niedrigen Energien hin wird durch die Schwächung der Photonenstrahlung in der 10 mm dicken Schicht aus ICRU-Gewebe verursacht. Dies ist gewollt, da die alte Meßgröße die effektive Dosis bei niedrigen Photonenenergien stark überschätzt.

Tabelle 4.2 Vergleich der Eigenschaften der bisherigen und der neuen Ortsdosis- und Personendosis-Meßgrößen

Eigenschaft der Ortsdosis- und Personendosis-Meßgröße	Eigenschaft erfüllt bei den	
	bisherigen Meßgrößen	neuen Meßgrößen
Punktgröße	ja	ja
Additivität	ja, aber nur für jeweils eine Strahlenart (Photonen-, Elektronen oder Neutronenstrahlung)	ja
Gleiche Meßgröße für alle Strahlenarten	nein	ja
Direkte Relation der Meßgröße zum menschlichen Körper bzw. einem geeigneten Phantom	nicht für Photonenstrahlung	ja
Verschiedene Meßgrößen für durchdringende Strahlung und Strahlung geringer Eindringtiefe	nein	ja
Rückführbar auf in der PTB darstellbare Größen	ja	ja

Unterschiede zwischen der neuen und der bisherigen Personendosis am Finger lassen sich dadurch erkennen, daß man $H_p(0,07)$ am Finger mit der mit dem Rückstreu faktor des Fingers multiplizierten Photonen-Äquivalentdosis H_X vergleicht. Für parallelen Strahleneinfall von vorne hat der Quotient dieser beiden Größen näherungsweise den Verlauf der gestrichelten Kurve in Abb. 4.4. Oberhalb einer Photonenergie von etwa 8 keV weicht dieser Quotient um weniger als 20 % von eins ab.

Bei schrägem Einfall der Photonenstrahlung ist zusätzlich zu berücksichtigen, daß Personendosimeter zur Messung von $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$, im Gegensatz zu denen zur Messung von H_X , eine Anzeige haben sollten, die abhängig von der Strahleneinfallrichtung ist (siehe Abschnitt 6.1.5). Kommt die Strahlung jedoch vorwiegend von vorn und enthält sie keine Photonen niedriger Energie, so unterscheiden sich die bisherigen und die neuen Personendosiswerte nur wenig.

Bei den Ortsdosis-Meßwerten zeigen sich größere Unterschiede, da die neuen Ortsdosis-Definitionen auf ein Phantom, die ICRU-Kugel, und auf bestimmte Tiefen (10 mm oder 0,07 mm) in der Kugel bezogen sind. Abbildung 4.5 zeigt die Quotienten $H^*(10)/H_X$ und $H'(0,07, 0^\circ)/H_X$ in Abhängigkeit von der Photonenergie; Tabelle 5.1 enthält die entsprechenden Zahlenwerte. Die Maxima der Quotienten bei etwa 65 keV sind durch das Maximum der Rückstreuung der Photonen durch die ICRU-Kugel bedingt. Der Abfall zu niedrigen Photonenergien hin stammt von der Absorption in der 0,07 mm bzw. 10 mm dicken Schicht vor dem Aufpunkt. Bei anisotropem Strahlungsfeld sollten Ortsdosimeter zur Messung von $H'(0,07)$ eine von der Orientierung des Dosimeters abhängige Anzeige haben (siehe Abschnitt 5.1.6).

In Photonenstrahlungsfeldern ist immer auch begleitende Sekundärelektronenstrahlung vorhanden. Die bisherige Meßgröße H_X setzt von vornherein Sekundärelektronengleichgewicht voraus. Dies ist bei den neuen Meßgrößen nicht der Fall. Gibt man für die neuen Meßgrößen Konversionsfaktoren an, die sich auf H_X beziehen, so gelten diese nur für Sekundärelektronengleichgewicht.

Dies gilt auch für die in ICRU Report 47 (ICRU, 1991) angegebenen Daten, die mit Hilfe von Monte-Carlo-Methoden berechnet wurden, denn sie beruhen auf der sogenannten „Kerma-Näherung“ zur Berechnung der Dosis. In praktischen, für den Strahlenschutz relevanten Strahlungsfeldern mit Energien oberhalb etwa 3 MeV kann man wegen der reichlich vorhandenen Abschirmungen in der Regel mit ausreichend vielen Sekundärelektronen rechnen, so daß die für reine Photonenstrahlung berechneten niedrigen Konversionsfaktoren von Ferrari und Pellicioni (1994) nicht relevant sind.

Bei Fingerringdosimetern zur Messung von $H_p(0,07)$, die in der Nähe von Gammastrahlern verwendet werden, können jedoch starke Abweichungen von Sekundärelektronengleichgewicht auftreten.

Betastrahlung: Hier sind die Unterschiede in den Meßwerten bei Einführung der neuen Dosis-Meßgrößen relativ gering.

Neutronenstrahlung: Die neuen Meßgrößen sind wie die bisherigen in Phantomen (oder im Körper) definiert. Die Phantome sind jetzt jedoch die gleichen wie für Photonen- und Elektronenstrahlung, und der Bezugspunkt im Phantom liegt immer in 10 mm Tiefe. Die Werte der neuen Meßgrößen werden weiterhin aus der Neutronenfluenz mit Hilfe von Konversionsfaktoren für die jeweilige Größe bestimmt. Abb. 4.6 und 4.7 geben die Quotienten $H_p(10)/\hat{H}$ und $H^*(10)/\hat{H}$ für monoenergetische Neutronen wieder, zusätzlich sind noch die jeweiligen Konversionsfaktoren bezüglich der Fluenz Φ eingezeichnet (SIEBERT, 1994). Die Abweichungen der Quotienten $H_p(10)/\hat{H}$ und $H^*(10)/\hat{H}$ von 1 sind einerseits durch die Definition der neuen Meßgrößen im ICRU-Quader und in der ICRU-Kugel, andererseits durch die neue Festlegung des Qualitätsfaktors $Q(L)$ (siehe Abschnitt 4.1.2) bedingt. Sie betragen für monoenergetische Neutronen im Energiebereich bis 20 MeV zwischen - 20 % und + 80 %; für breite Neutronenspektren sind die Abweichungen im allgemeinen geringer als 50 % (siehe Abschnitt 5.1.4).

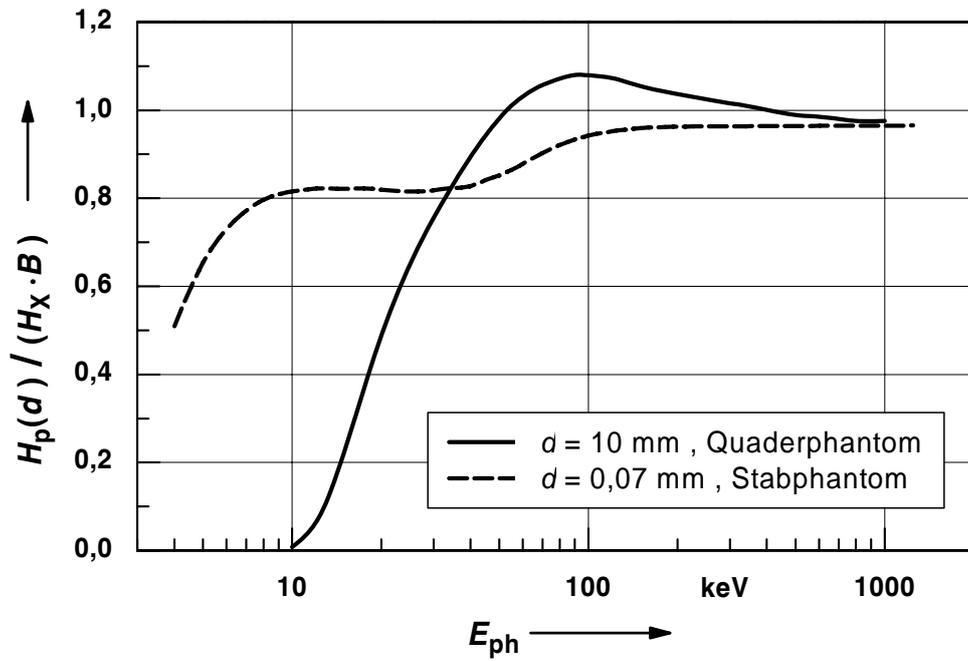


Abb. 4.4 Quotienten $H_p(d)/(H_X \cdot B)$ für $d = 10$ mm und Quaderphantom (—) (GROSSWENDT, 1990, 1991) und $d = 0,07$ mm und Stabphantom (---) (GROSSWENDT, 1994a) für monoenergetische Photonenstrahlung als Funktion der Photonenenergie E . B ist der Rückstreufaktor für das jeweilige Phantom.

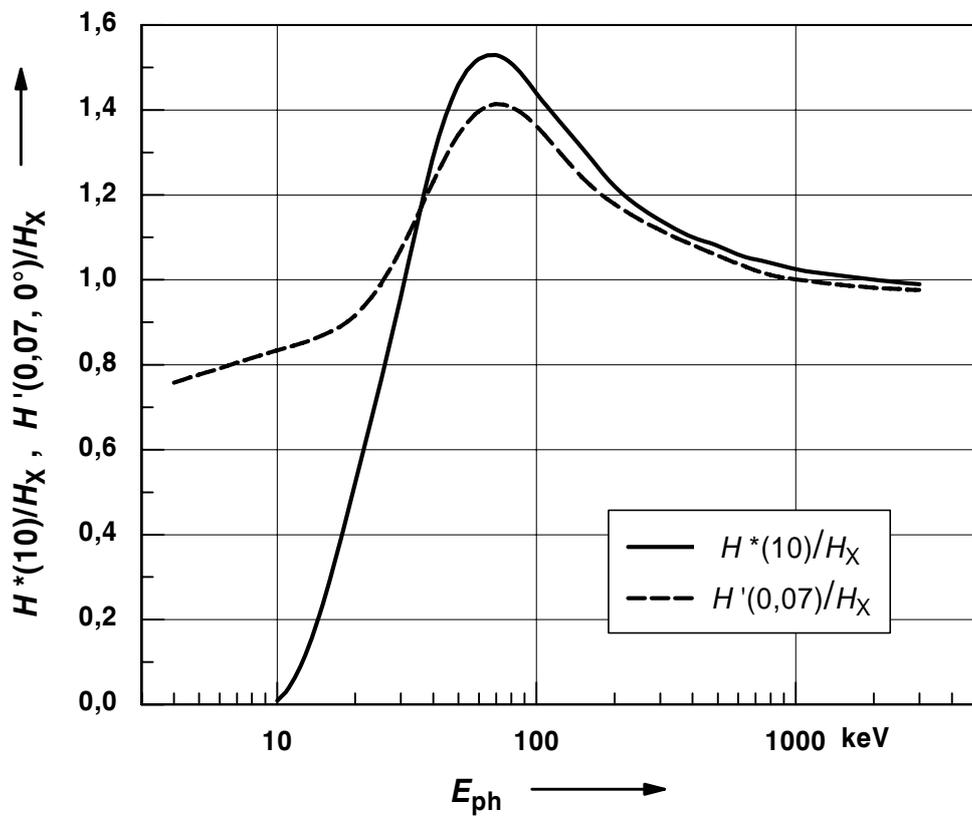


Abb. 4.5 Quotienten $H^*(10)/H_X$ (—) und $H'(0,07, 0^\circ)/H_X$ (---) (ICRU, 1992) für monoenergetische Photonenstrahlung als Funktion der Photonenenergie.

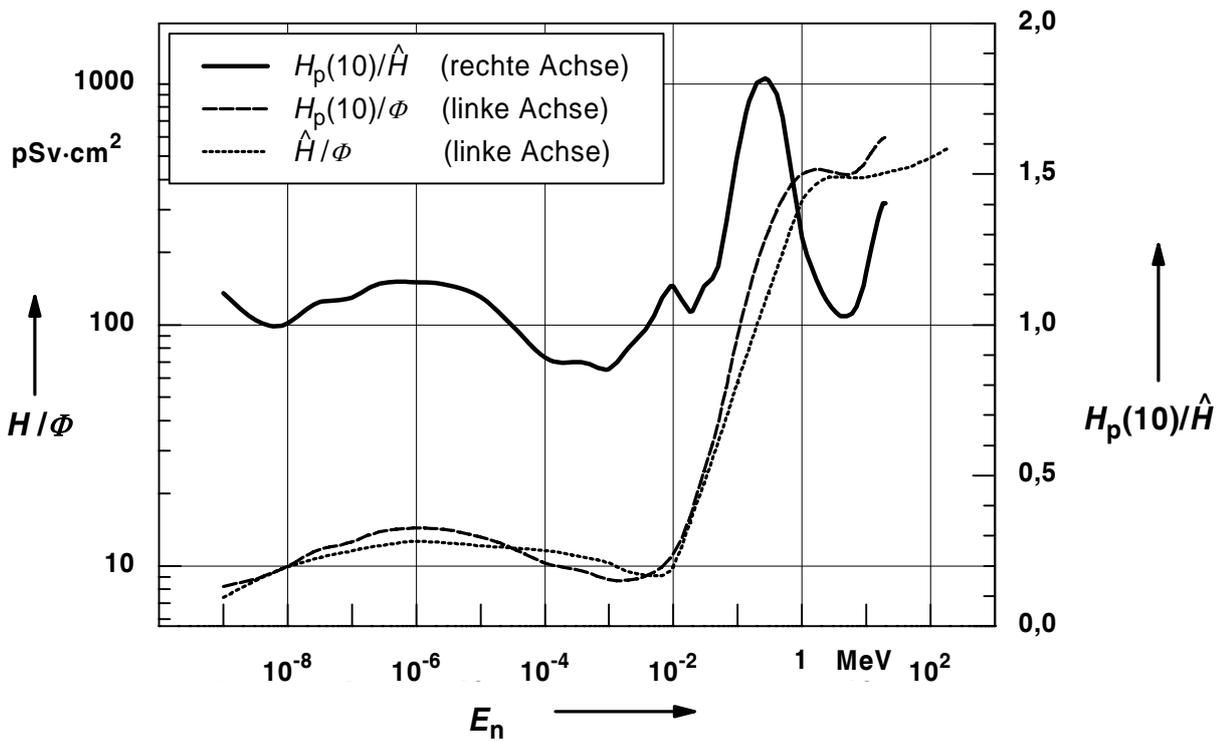


Abb. 4.6 Quotienten $H_p(10)/\hat{H}$ (—) sowie $H_p(10)/\Phi$ (---) und \hat{H}/Φ (.....) für monoenergetische Neutronenstrahlung als Funktion der Neutronenenergie.

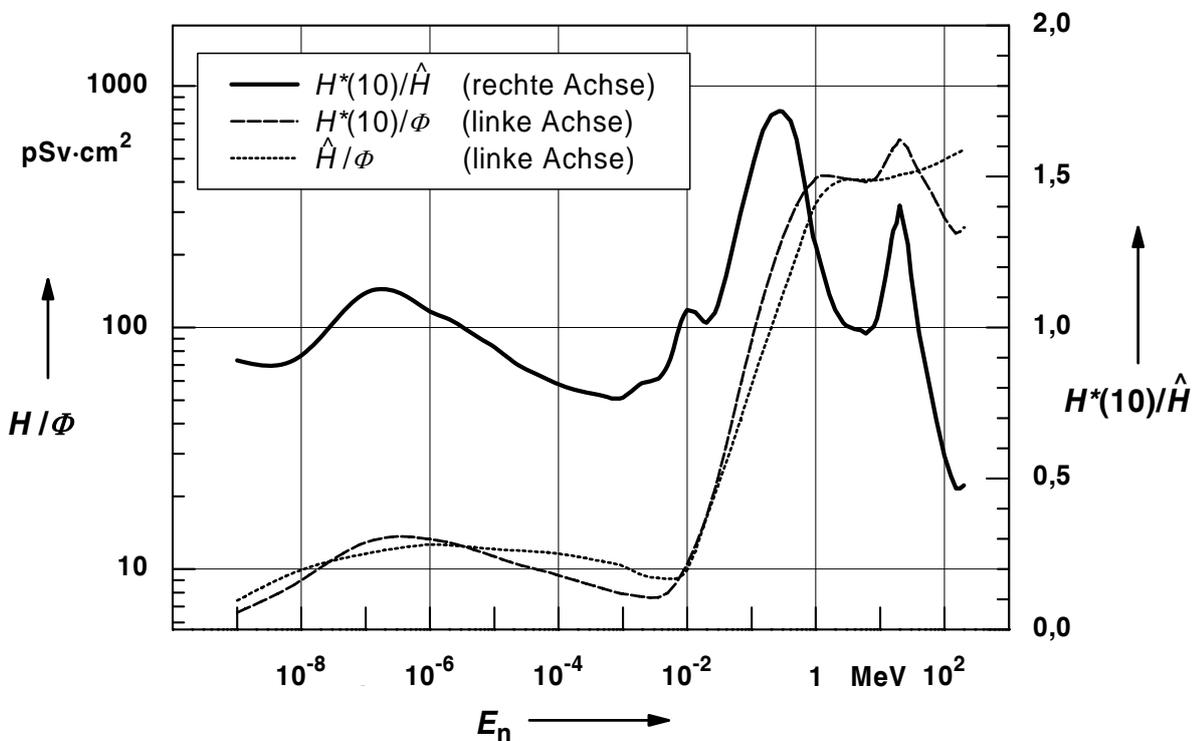


Abb. 4.7 Quotienten $H^*(10)/\hat{H}$ (—) sowie $H^*(10)/\Phi$ (---) und \hat{H}/Φ (.....) für monoenergetische Neutronenstrahlung als Funktion der Neutronenenergie.

5 Auswirkungen auf die Ortsdosimetrie

5.1 Messung der Ortsdosis - Was ändert sich ?

5.1.1 Vorbemerkung

Beim Übergang zu den neuen Meßgrößen in der Ortsdosimetrie, die für alle Strahlenarten gelten, sind die Auswirkungen von Strahlenart zu Strahlenart verschieden. Nur bei Photonenstrahlung treten wesentliche Änderungen auf, die sich auch in Rahmen der Eichpflicht auswirken. Der Übergang zu den neuen Meßgrößen hat für Betastrahlung praktisch keine und für Neutronenstrahlung nur geringe Auswirkungen.

Da man mit den Ortsdosimetern für die Photonen-Äquivalentdosis und denen für die Umgebungs- bzw. Richtungs-Äquivalentdosis in ein und demselben Strahlungsfeld u. U. unterschiedliche Meßwerte erhält, ist es erforderlich, auf dem Meßgerät die Meßgröße anzugeben. Dies kann als Benennung (z.B. „Umgebungs-Äquivalentdosis“) oder als Symbol (z.B. $H^*(10)$) erfolgen. Diese Angabe muß auch aus den Begleitpapieren zu dem Dosimeter hervorgehen. Diese Forderung wird im Änderungsentwurf für DIN 6818 Teil 1 A1 (DIN, 1994c) festgelegt. Entsprechendes gilt für die Angabe der Meßergebnisse.

Bei Verwendung der neuen Meßgrößen besteht die Angabe der Ortsdosis bei durchdringender Strahlung aus dem Wert $H^*(10)$, bei Strahlung geringer Eindringtiefe in der Regel aus dem Wert $H'(0,07)$, in seltenen Fällen aus dem Wert $H'(3)$. Falls durchdringende Strahlung und Strahlung geringer Eindringtiefe gleichzeitig in Betracht kommen, besteht die Angabe der Ortsdosis in der Regel aus dem Wertepaar $H^*(10)$ und $H'(0,07)$.

Durch die Einbeziehung des Begriffes „ausgerichtetes Strahlungsfeld“ in die Definition der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ werden alle Strahlungseinfallsrichtungen in ihrem Beitrag zur Äquivalentdosis in 10 mm Tiefe der ICRU-Kugel gleich bewertet. Diese gleiche Bewertung der Strahlungseinfallsrichtungen ist auch bei der bisherigen Meßgröße Photonen-Äquivalentdosis gegeben, allerdings ist der Grund hierfür ein anderer, nämlich die Definition der Größe ohne Phantom, d. h. frei in Luft. Für ein ideales Ortsdosimeter für durchdringende Strahlung muß also die Anzeige wie bisher richtungsunabhängig sein, d.h. in einem beliebigen Strahlungsfeld darf sich die Anzeige bei Drehung des Ortsdosimeters nicht ändern. Da die Messung der Ortsdosis im Strahlenschutz in den meisten Fällen Informationen über eine mögliche künftige Exposition liefern soll, bei der die Richtungsverteilung der Strahlung nicht bekannt ist, ist dieses „konservative“ Verhalten erwünscht. Es bedeutet, daß die Ortsdosis sowohl die Personendosis als auch die effektive Dosis überschätzt.

Für Strahlung geringer Eindringtiefe sollte die Anzeige von Ortsdosimetern für die neuen Meßgrößen $H'(0,07, \vec{Q})$ bzw. $H'(3, \vec{Q})$ richtungsabhängig sein. In der Praxis ist die Exposition der Haut dort am höchsten wo die Strahlung überwiegend senkrecht einfällt. Das Ortsdosimeter ist also solange zu drehen, bis der Maximalwert angezeigt wird. Die zugehörige Orientierung \vec{Q} des Ortsdosimeters gehört zum Meßwert, der als $H'(0,07, \vec{Q})$ bzw. $H'(3, \vec{Q})$ anzugeben ist. In diesem Bericht wird im folgenden auf die Angabe von \vec{Q} verzichtet; $H'(0,07)$ bzw. $H'(3)$ bedeutet immer den Maximalwert am Meßort, der sich bei Drehung des Ortsdosimeters ergibt. Bei der Prüfung von Ortsdosimetern mit monodirektionaler Strahlung ist der Winkel α zwischen Einfallsrichtung der (Prüf-) Strahlung und der Bezugsrichtung des Ortsdosimeters von Bedeutung. Die Meßgröße wird in diesem Fall mit $H'(0,07, \alpha)$ bzw. $H'(3, \alpha)$ bezeichnet.

Manchmal, z. B. bei Betastrahlung, ist aufgrund der starken Luftstreuung der Strahlung eine Prüfung mit monodirektionaler Strahlung nicht möglich. Dann bedeutet der Winkel α den Winkel zwischen der Haupteinfallsrichtung der Strahlung (Achse des Strahlungsfeldes) und der Bezugsrichtung des Ortsdosimeters.

Im folgenden wird zunächst auf Änderungen bei der Ortsdosis durchdringender Strahlung eingegangen, danach auf Messung von Strahlung geringer Eindringtiefe und in Abschnitt 5.1.6. sind nähere Angaben zum Einfluß der Richtungsverteilung der Strahlung enthalten. Neutronenstrahlung wird immer als durchdringende Strahlung, Elektronenstrahlung (Betastrahlung) als Strahlung geringer Eindringtiefe angesehen.

5.1.2 Änderungen bei der Ortsdosismessung von durchdringender Photonenstrahlung

Für monoenergetische Photonenstrahlung ist das Verhältnis $H^*(10)/H_X$ in der Tabelle 5.1 angegeben (vgl. auch Abb. 4.5 auf S. 21). Die Tabellenwerte können beispielsweise für die Gammastrahlung der Radionuklide ^{137}Cs oder ^{241}Am sowie für die nahezu monoenergetische Röntgenfluoreszenzstrahlung in Kalibrierstrahlungsfeldern verwendet werden. Werte für spezielle Radionuklide enthält die Tabelle 5.2. Die Werte von $H^*(10)/H_X$ für Gammastrahlung von ^{137}Cs und ^{60}Co liegen mit 1,06 und 1,02 nahe bei eins. Bei ^{241}Am tritt eine signifikante Erhöhung der Meßwerte von $H^*(10)$ gegenüber H_X (um 48 %) auf.

Tabelle 5.1 Quotienten $H^*(10)/H_X$ und $H'(0,07, 0^\circ)/H_X$ für monoenergetische Photonenstrahlung. Die Werte wurden mit Hilfe der in Unterabschnitt 5.2.2 angegebenen und in ICRU Report 47 (ICRU, 1992) verwendeten Näherungsformeln berechnet (mit Ausnahme der Werte für $H^*(10)/H_X$ unterhalb von 20 keV und der Werte für $H'(0,07)/H_X$ oberhalb 250 keV).

Photonenenergie in keV	$H^*(10)/H_X$	$H'(0,07, 0^\circ)/H_X$
10	0,01	0,83
15	0,24	0,87
20	0,52	0,92
30	0,96	1,07
40	1,29	1,24
50	1,46	1,34
60	1,52	1,40
80	1,51	1,41
100	1,44	1,36
150	1,31	1,24
200	1,22	1,18
300	1,14	1,11
400	1,10	1,07
500	1,08	1,05
600	1,06	1,04
800	1,04	1,01
1000	1,03	1,00
1500	1,01	0,99

In den meisten Anwendungsfällen hat das Strahlungsfeld eine spektrale Verteilung. Unter Zugrundelegung der Quotienten $H^*(10)/H_X$ für monoenergetische Photonenstrahlung (Tabelle 5.1) wurden für einige Photonenfluenzspektren entsprechende Quotienten berechnet (KRAMER u. a., 1994). Wie aus Tabelle 5.2 (Gammastrahler), Tabelle 5.3 (zur Kalibrierung verwendete Röntgenstrahlungsfelder) und Tabelle 5.4 (praktisch vorkommende Strahlungsfelder) hervorgeht, weicht der Quotient $H^*(10)/H_X$ meistens nicht mehr als 10% vom Wert 1 ab, jedoch im wichtigen Anwendungsgebiet der Röntgenstrahlung können die Abweichungen auch 50% betragen (KRAMER u. a., 1994).

Während sich die Meßwerte zweier idealer Dosimeter wie die Werte der Meßgrößen selbst unterscheiden, ist dies in der Praxis bei Verwendung von Strahlenschutzdosimetern mit einem energieabhängigen Ansprechvermögen anders.

Bleibt man bei der im Rahmen der Eichordnung zulässigen größten Variation des Ansprechvermögens mit der Photonenenergie von $\pm 30\%$ für die jeweiligen Meßgröße, so sind Dosimeter denkbar, die bei unveränderter Anzeige die Anforderungen an die Energieabhängigkeit für beide Meßgrößen einhalten. Ein solches Dosimeter zeigt natürlich in jedem Strahlungsfeld denselben Wert der Dosis an, unabhängig davon, welche Äquivalentdosisgröße als Meßgröße angesehen wird.

Die größten Abweichungen zweier Anzeigen ergeben sich, wenn im anderen Extremfall ein Dosimeter für H_X , das im Energiebereich um das Maximum des Quotienten $H^*(10)/H_X$ (bei ca. 65 keV) ein um 30% zu geringes Ansprechvermögen für H_X hat, mit einem Dosimeter für $H^*(10)$ verglichen wird, das im selben Energiebereich ein um 30% zu hohes Ansprechvermögen bezüglich $H^*(10)$ aufweist. Unter diesen besonders ungünstigen Voraussetzungen und in einem Strahlungsfeld mit einer ungünstigen spektralen Energieverteilung ist mit Abweichungen bis zu einem Faktor von 2,8 zwischen den Anzeigen der beiden Dosimeter zu rechnen. Dabei geht ein Faktor von 1,52 auf die Veränderung der Meßgrößen zurück; der zweite Faktor 1,86 ergibt sich aus dem Verhältnis 1,3/0,7, der größten Abweichung nach oben oder unten bei der Energieabhängigkeit.

Tabelle 5.2 Quotient der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ zur Photonen-Äquivalentdosis H_X für die Photonenstrahlung einiger Radionuklide. Es wurden nur Photonenenergien oberhalb 20 keV berücksichtigt.

Nuklid	Halbwertszeit	Wichtigste Photonenenergien in MeV	$H^*(10)/H_X$
^{24}Na	15,0 h	1,37 2,75	1,04
^{60}Co	5,27 a	1,17 1,33	1,02
^{124}Sb	60 d	0,60 bis 2,09	1,04
^{131}I	8,02 d	0,08 bis 0,72	1,11
^{137}Cs	30 a	0,66	1,06
^{182}Ta	114 d	0,06 bis 1,23	1,03
^{192}Ir	74 d	0,30 bis 0,61	1,12
^{226}Ra und Folgeprodukte	1600 a	0,19 bis 2,4	1,05
^{241}Am	458 a	0,06	1,48

Tabelle 5.3 Quotienten $H^*(10)/H_X$ und $H'(0,07, 0^\circ)/H_X$ für Photonenstrahlungsfelder, die zur Kalibrierung und zur Bestimmung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens verwendet werden. Die Kurzzeichen für die Strahlenqualität entsprechen denen in DIN 6818 Teil 1 (DIN, 1992a). Die angegebenen Werte stimmen mit denen in ISO (1994) und DIN (1994c) überein.

Strahlenqualität, Kurzzeichen	Mittlere Energie in keV	$H^*(10)/H_X$	$H'(0,07, 0^\circ)/H_X$
A 10	7,5	0,0006 ¹⁾	0,80
A 15	12	0,07 ¹⁾	0,84
A 20	17	0,27 ¹⁾	0,87
A 30	26	0,68	0,91
A 40	33	1,03	1,11
A 60	48	1,39	1,30
A 80	65	1,52	1,40
A 100	83	1,49	1,40
A 120	100	1,44	1,36
A 150	120	1,38	1,31
A 200	161	1,28	1,22
A 250	205	1,22	1,17
A 300	248	1,18	1,15
B 10	9	0,0006 ¹⁾	0,80
B 15	12	0,07 ¹⁾	0,85
B 20	17	0,27 ¹⁾	0,87
B 30	23	0,68	0,94
B 40	31	0,86	1,04
B 60	45	1,31	1,25
B 80	58	1,45	1,35
B 110	79	1,49	1,39
B 150	104	1,42	1,34
B 200	134	1,33	1,26
B 250	169	1,26	1,21
B 300	202	1,22	1,17
C 10	8	0,0001 ¹⁾	0,78
C 20	12	0,07 ¹⁾	0,84
C 30	19	0,35 ¹⁾	0,89
C 40	25	0,61	1,02
C 60	37	1,02	1,11
C 80	49	1,23	1,31
C 100	57	1,38	1,31
C 150	78	1,46	1,38
C 200	102	1,41	1,32
C 250	122	1,35	1,28
C 300	147	1,30	1,24

¹⁾ Der Quotient muß für die jeweilige Bestahlungseinrichtung individuell bestimmt werden, siehe Abschnitt 5.2.2.

Tabelle 5.4 Quotient $H^*(10)/H_X$ für einige typische Photonenstrahlungsfelder.

Strahlungsfeld	$H^*(10)/H_X$
Umgebungsstrahlung	1,07
Strahlungsfeld nach Kontamination bei einem Reaktorunfall	1,06 bis 1,10
Strahlungsfeld im Kernreaktor	1,03
^{16}N -Strahlung (6 MeV Gammastrahlung)	0,97
Durchlaßstrahlung am Gehäuse einer Röntgeneinrichtung	bis 1,5
Strahlung des ^{192}Ir hinter 5 cm Bleiabschirmung	1,06
20 MeV-Bremsstrahlung hinter 1,7 m Beton	0,98

5.1.3 Änderungen bei der Ortsdosismessung von Photonenstrahlung geringer Eindringtiefe

Für monoenergetische Photonenstrahlung ist der Quotient $H'(0,07, 0^\circ)/H_X$ in Abb. 4.5 (S. 21) und Tabelle 5.1 angegeben. Im Bereich von 10 keV bis 30 keV weicht der Quotient um weniger als 20 % von eins ab und im Bereich von 30 keV bis 200 keV beträgt die Abweichung bis +40 %. Zusätzlich ist die Winkelabhängigkeit der Anzeige eines Ortsdosimeters zu berücksichtigen, siehe Abschnitt 5.1.6.

5.1.4 Änderungen bei der Ortsdosismessung von Neutronenstrahlung

Für monoenergetische Neutronenstrahlung ist der Quotient $H^*(10)/\hat{H}$ in der Abb. 4.7 (S. 22) angegeben. Für die in der Praxis meist vorliegenden Strahlungsfelder mit breiter Energieverteilung sind die Abweichungen des Quotienten vom Wert 1 nicht so ausgeprägt wie für monoenergetische Neutronen bei manchen Energien. Tabelle 5.5 enthält den Quotienten $H^*(10)/\hat{H}$ für einige Kalibrierstrahlungsfelder und Strahlungsfelder aus der Praxis.

Tabelle 5.5 Quotient $H^*(10)/\hat{H}$ (\hat{H} siehe Abschnitt 3.4) für einige typische Neutronenstrahlungsfelder.

Strahlungsfeld	$H^*(10)/\hat{H}$
^{252}Cf -Spaltneutronen	1,14
^{252}Cf (D_2O -moderiert)	1,15
Am-Be-Neutronenquelle	1,05
Neutronenstrahlungsfelder im Kernreaktor	1,2 bis 1,3
Neutronenstrahlungsfelder an Brennelement-Transportbehältern	1,4 bis 1,5
Neutronenkomponente der kosmischen Strahlung (am Boden)	1,3

5.1.5 Änderungen bei der Ortsdosismessung von Betastrahlung

Mit den Meßgrößen $H'(0,07)$ und $H'(3)$ gibt es jetzt eindeutig definierte Ortsdosis-Meßgrößen für Betastrahlung. Es ist zu beachten, daß, im Gegensatz zur Photonenstrahlung, der Quotient $H'(0,07, \alpha)/H'(0,07, 0^\circ)$ und $H'(3, \alpha)/H'(3, 0^\circ)$ in einem weiten Energiebereich ein Maximum bei schrägem Strahleneinfall hat (siehe Abb. 5.2, Abb. 5.3 und Tab. 5.6).

In den Kalibrierscheinen für Beta-Sekundärnormale wurde bisher, neben anderen Meßgrößen, die Energiedosis in ICRU-Gewebe an der Oberfläche eines halbumendlich ausgedehnten Phantoms aus ICRU-Gewebe und die Tiefendosiskurve angegeben. Die daraus berechnete Gewebe-Energiedosis in 0,07 mm Tiefe ist dem Wert nach gleich $H'(0,07, 0^\circ)$. Zusätzlich ist die Winkelabhängigkeit der Anzeige eines Ortsdosimeters zu berücksichtigen, siehe Abschnitt 5.1.6.

5.1.6 Einfluß der Richtungsverteilung bei Strahlung geringer Eindringtiefe

Der Wert der Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe in der ICRU-Kugel hängt wegen der Absorption der Strahlung in der Schicht vor dem Aufpunkt von der Einfallsrichtung der Strahlung auf die Kugel bezüglich des festgelegten Radiusvektors ab (siehe Abschnitt 4.2). Informationen über das Verhältnis $H'(0,07, \alpha)/H'(0,07, 0^\circ)$ für Photonenstrahlung sind in Abb. 5.1 enthalten, dabei wird mit α der Winkel zwischen Einfallsrichtung der (Prüf-) Strahlung und der Bezugsrichtung bezeichnet (siehe Abschnitt 5.1.1). Ortsdosimeter zur Messung von $H'(0,07)$ sollten eine entsprechende Richtungsabhängigkeit der Anzeige aufweisen.

Abb. 5.2 zeigt Werte von $H'(0,07, \alpha)/H'(0,07, 0^\circ)$ und Abb. 5.3 von $H'(3, \alpha)/H'(3, 0^\circ)$ für Elektronenstrahlung. In Prüfstrahlungsfeldern hat man aufgrund der Luftstreuung immer eine mehr oder weniger breite Winkelverteilung der Betateilchen und der Winkel α gibt die Haupteinfallsrichtung der Betastrahlung an. Für drei Betastrahler mit Ausgleichsfilter nach der Norm ISO 6980, die im Beta-Sekundärnormal der PTB (HELMSTÄDTER und BÖHM, 1992) enthalten sind, gibt Tabelle 5.6 Werte von $H'(0,07, \alpha)/H'(0,07, 0^\circ)$ an.

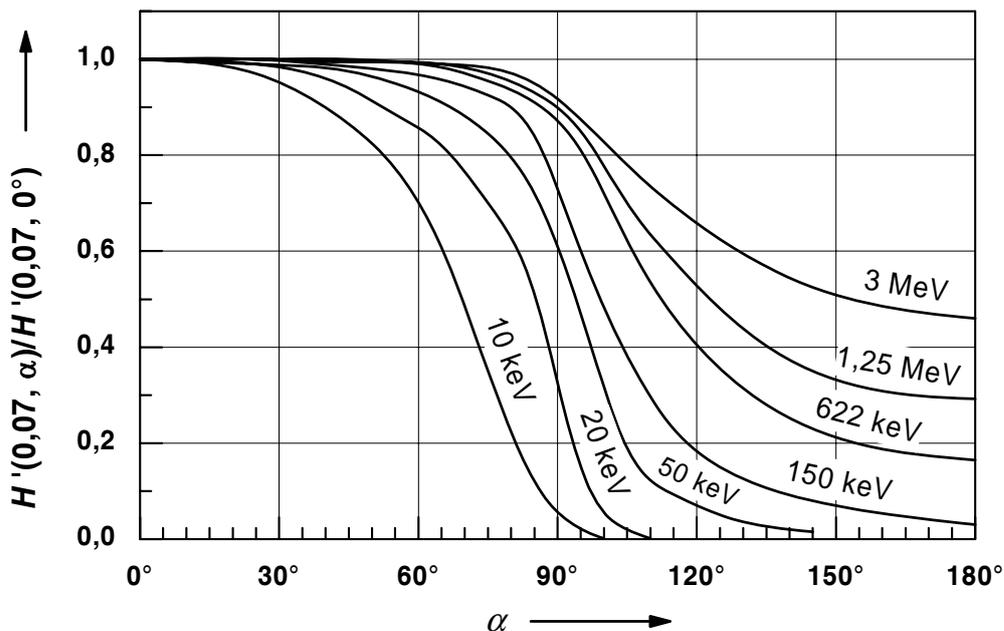


Abb. 5.1 Änderung des Verhältnisses $H'(0,07, \alpha)/H'(0,07, 0^\circ)$ mit der Einfallsrichtung monodirektionaler und monoenergetischer Photonenstrahlung auf die ICRU-Kugel (GROSSWENDT und HOHLFELD, 1982). Die Photonenenergie ist Parameter der verschiedenen Kurven.

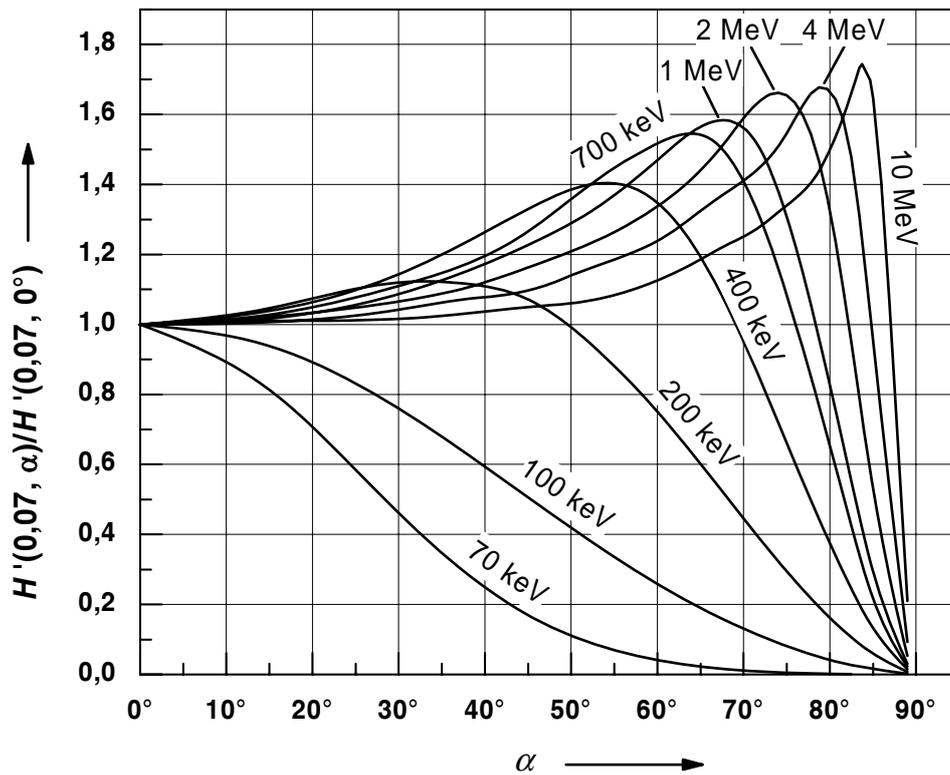


Abb. 5.2 Änderung des Verhältnisses $H'(0,07, \alpha)/H'(0,07, 0^\circ)$ mit der Einfallsrichtung monodirektionaler und monoenergetischer Elektronenstrahlung auf die ICRU-Kugel (GROSSWENDT und CHARTIER, 1994). Die Elektronenenergie ist Parameter der verschiedenen Kurven.

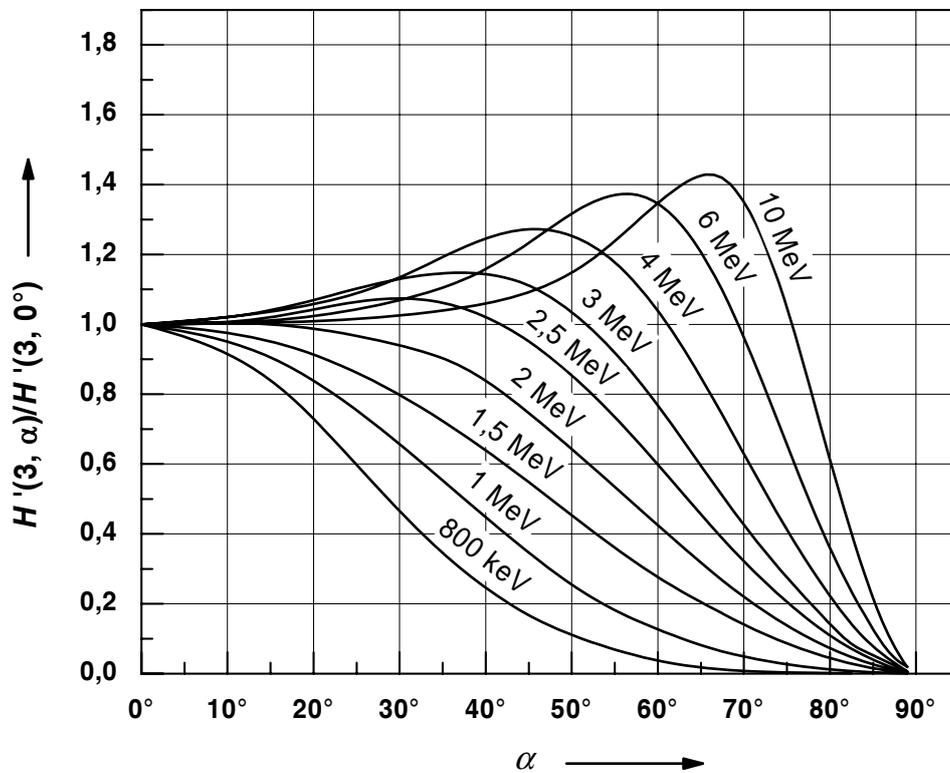


Abb. 5.3 Änderung des Verhältnisses $H'(3, \alpha)/H'(3, 0^\circ)$ mit der Einfallsrichtung monodirektionaler und monoenergetischer Elektronenstrahlung auf die ICRU-Kugel (GROSSWENDT und CHARTIER, 1994). Die Elektronenenergie ist Parameter der verschiedenen Kurven.

Tabelle 5.6 Quotient $H'(0,07, \alpha)/H'(0,07, 0^\circ)$ für drei Quellen des Beta-Sekundärnormals der PTB mit Ausgleichsfilter.

Einfallswinkel α in Grad	$H'(0,07, \alpha)/H'(0,07, 0^\circ)$ für den Betastrahler		
	$^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$	^{204}Tl	^{147}Pm
0	1,00	1,00	1,00
15	1,01	0,99	0,98
30	1,05	0,96	0,84
45	1,12	0,90	0,69
60	1,15	0,73	-
75	0,89	0,50	-

5.2 Kalibrierung von Ortsdosimetern und Messung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

5.2.1 Konventionell richtiger Wert der Umgebungs-Äquivalentdosis und der Richtungs-Äquivalentdosis

Das *Kalibrieren* eines Dosimeters ist das Feststellen des Zusammenhanges zwischen der Anzeige des Dosimeters und dem *konventionell richtigen* (als richtig geltenden) Wert der Meßgröße. Durch das Kalibrieren wird der Kalibrierfaktor ermittelt oder geprüft. Der *Kalibrierfaktor* ist das Verhältnis des konventionell richtigen Wertes der Meßgröße zur Anzeige unter *Bezugsbedingungen*. Die Bezugsbedingungen beschreiben die Werte der Einflußgrößen, für die der Kalibrierfaktor ohne Korrekturen gilt. Im allgemeinen wird ein Kalibrierfaktor mit dem Wert eins bei Bezugsbedingungen angestrebt. Bei Ortsdosimetern für Photonenstrahlung wird dies vom Hersteller meist durch eine Justierung erreicht, die eine systematische Meßabweichung beseitigt. Bei der eichtechnischen Prüfung von Photonendosimetern wird insbesondere geprüft, ob die Eichfehlergrenzen eingehalten werden. Für die hier genannten Vorgänge ist die Kenntnis des konventionell richtigen Wertes erforderlich.

Der Kalibrierfaktor ist deutlich zu unterscheiden vom *Ansprechvermögen* eines Dosimeters, das das Verhältnis der beobachteten Anzeige zum konventionell richtigen Wert der Meßgröße ist. Der Kalibrierfaktor ist der Kehrwert des Ansprechvermögens unter Bezugsbedingungen.

Der konventionell richtige Wert als beste Annäherung an den wahren Wert wird bei den neuen Meßgrößen für Photonen- und Neutronenstrahlung nicht, wie bei den meisten physikalischen Meßgrößen üblich, mit einem Primärnormal ermittelt, sondern mit Konversionsfaktoren aus anderen Dosis- oder aus Strahlungsfeldgrößen hergeleitet. Lediglich für Betastrahlung wird die Richtungs-Äquivalentdosis mit einer Extrapolationskammer als Primärnormalmeßeinrichtung bestimmt.

Zwar wäre es im Prinzip möglich, vorhandene Primärnormal-Meßeinrichtungen für die Wasser-Energiedosis, die durch Photonenstrahlung erzeugt wurde, an die Bezugsbedingungen für die Orts-

dosisgrößen anzupassen, jedoch ist die erreichbare Gesamtmeßunsicherheit derjenigen des derzeit praktizierten Verfahrens nicht überlegen. Die gegenwärtig verwendeten Primärnormal-Meßeinrichtungen für die Luftkerma und die Photonen-Äquivalentdosis (identisch mit denen für die Standard-Ionendosis) sowie bei Neutronenstrahlung für die Neutronenfluenz sind seit langem wohl etabliert. Die überwiegend aus Monte-Carlo-Rechnungen gewonnenen Konversionsfaktoren für monoenergetische Strahlung werden durch internationale Vereinbarung als Werte festgelegt, denen keine Unsicherheit zugeordnet wird.

5.2.2 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Photonenstrahlung

Bei den im folgenden angegebenen Werten für die Quotienten $H^*(10)/H_X$ bzw. $H'(0,07)/H_X$ geht man von der im Kalibrierstrahlungsfeld gemessenen Photonen-Äquivalentdosis oder der Luftkerma aus. Diese Größen werden richtig nur bei Sekundärelektronengleichgewicht gemessen. Für Photonenstrahlung mit Energien bis zu 400 keV gewährleisten dies Freiluftkammern als Primärnormal-Meßeinrichtungen, und kalibrierte Normaldosimeter berücksichtigen im Kalibrierfaktor die Bedingung des Sekundärelektronengleichgewichts.

Bei höheren Photonenenergien wird Sekundärelektronengleichgewicht frei in Luft wegen der großen Reichweite der Elektronen nicht mehr erreicht. So beträgt die Reichweite eines Elektrons in Luft, das bei einem Comptonprozess der ^{60}Co Gammastrahlung mit der höchsten übertragbaren Energie freigesetzt wird, etwa 4 m. Die Messung der Photonen-Äquivalentdosis (und der Luftkerma) erfolgt daher mit Graphit-Hohlraumkammern, deren Wandstärke ausreicht, um Dosisaufbau und damit Sekundärelektronengleichgewicht zu erreichen. Dies ist auch in hochenergetischen Photonenstrahlungsfeldern bis 6 MeV möglich.

Bei Gebrauchsdosimetern wird im empfindlichen Volumen des Detektors kein Sekundärelektronengleichgewicht erreicht. In einigen Fällen ist die Detektorwand oder Detektorumhüllung nicht ausreichend stark, um den Dosisaufbau, eine Voraussetzung für Sekundärelektronengleichgewicht, abzuschließen. Für derartige Dosimeter werden sich in Photonenstrahlungsfeldern mit unterschiedlichen Sekundärelektronenanteilen unterschiedliche Anzeigen ergeben. Durch Anbringen einer Vorschicht vor dem Detektor, die zusammen mit Wandmaterial und Umhüllung eine flächenbezogene Masse aufweist, die größer ist als die Reichweite der energiereichsten Sekundärelektronen, lassen sich reproduzierbare Ergebnisse erzielen. Erfahrungsgemäß benötigt man für Photonenenergien unterhalb von 250 keV keine Vorschichten, bis hin zu 0,66 MeV hat sich eine 1,5 mm dicke Schicht aus Polymethylmethacrylat (PMMA, z. B. Plexiglas[®]) als ausreichend erwiesen und bis zu 1,33 MeV eine 4 mm dicke PMMA-Schicht. Nur bei Verwendung dieser Vorschichten lassen sich Kalibrierungen in unterschiedlichen Strahlungsfeldern vergleichen.

In der Tabelle 5.3 sind für Photonenstrahlung die Quotienten $H^*(10)/H_X$ für die Umrechnung der Photonen-Äquivalentdosis H_X in die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ für die bei Kalibrierungen verwendeten Strahlenqualitäten angegeben. Für Kalibrierungen bezüglich der Richtungs-Äquivalentdosis können die Quotienten $H'(0,07)/H_X$ für monoenergetische Photonenstrahlungen für senkrechten Strahlungseinfall der Tabelle 5.1, für die bei der Ermittlung der Energieabhängigkeit meist verwendeten Strahlenqualitäten der Tabelle 5.3 entnommen werden.

Die Kalibrierungen erfolgen ohne Phantom. Der Bezugspunkt des zu kalibrierenden Ortsdosimeters wird an den Ort gebracht, an dem der konventionell richtige Wert der Photonen-Äquivalentdosis bekannt ist. Dieser Wert wird mit dem Quotienten $H^*(10)/H_X$ bzw. $H'(0,07)/H_X$ multipliziert und mit der Anzeige verglichen. Die Quotienten sind für die jeweils vorliegenden Spektren zu wählen.

Besondere Sorgfalt bei der Berechnung des Quotienten $H^*(10)/H_X$ ist in Photonenstrahlungsfeldern im Photonenenergiebereich unterhalb etwa 20 keV notwendig, da der Quotient in diesem Bereich sehr stark von der Energie abhängt, so daß sie auch bei nominell gleicher Strahlenqualität an

verschiedenen Bestrahlungseinrichtungen (z.B. wegen unterschiedlicher Röhrenfenster sowie einer vom Luftdruck abhängigen Strahlaufhärtung in der Luftschicht zwischen Bestrahlungsquelle und Dosimeter) unterschiedlich sind und daher individuell bestimmt werden müssen.

Die Quotienten $H^*(10)/H_X$ bzw. $H'(0,07)/H_X$ ermöglichen unmittelbar die Umrechnung der Photonen-Äquivalentdosis in die neuen Meßgrößen. Liegen als Ausgangsgrößen die Luftkerma oder die Standard-Ionendosis vor, so ergibt die Beziehung zwischen Photonen-Äquivalentdosis und Luftkerma bzw. Standard-Ionendosis die folgenden Quotienten:

$$H^*(10)/K_a = c_1 \cdot H^*(10)/H_X \quad \text{mit } c_1 = 1,14 \text{ Sv/Gy}$$

$$H^*(10)/J_s = c_2 \cdot H^*(10)/H_X \quad \text{mit } c_2 = 0,01 \text{ Sv/R}$$

Für $H'(0,07)/H_X$ gelten entsprechende Umrechnungen.

Die ICRU hat im Bericht 47 (ICRU, 1992) für die Quotienten $H^*(10)/K_a$ und $H'(0,07)/K_a$ die von WAGNER u. a. (1985) erstellten Näherungsformeln zur Vereinfachung numerischer Rechnungen angegeben (die Einheit von $H^*(10)/K_a$ bzw. $H'(0,07)/K_a$ ist Sv/Gy, E ist in keV einzusetzen und der arctan im Bogenmaß):

$$H^*(10)/K_a = x/(ax^2 + bx + c) + d \arctan(gx)$$

mit $x = \ln(E/E_0)$, $20 \text{ keV} < E < 10 \text{ MeV}$, $E_0 = 9,85 \text{ keV}$,

$a = 1,465$,	$b = -4,414$,	$c = 4,789$,
$d = 0,7006$ und	$g = 0,6519$.	

$$H'(0,07)/K_a = a + bx + c x^d \exp(gx^2)$$

mit $x = \ln(E/E_0)$, $10 \text{ keV} < E < 250 \text{ keV}$, $E_0 = 9,85 \text{ keV}$,

$a = 0,9505$,	$b = 0,09432$,	$c = 0,2302$
$d = 5,082$ und	$g = -0,6997$.	

5.2.3 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Neutronenstrahlung

Die bei Neutronen übliche Praxis, Ortsdosimeter bezüglich der Neutronenfluenz zu kalibrieren und die Kalibrierung bezüglich der Äquivalentdosis-Meßgröße mittels Konversionsfaktoren $h_\Phi = H/\Phi$ für monoenergetische Neutronen zu erreichen, wird durch die Einführung der neuen Meßgrößen nicht berührt. Dies gilt auch für die Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens. Das Ortsdosimeter wird an den Ort gebracht, an dem der konventionell richtige Wert der Neutronenfluenz bekannt ist. Dieser Wert wird mit dem für das vorliegende Neutronenspektrum errechneten Quotienten

$$h_\Phi = \frac{\int h_\Phi(E) \cdot \Phi_E(E) dE}{\int \Phi_E(E) dE}$$

(E Neutronenenergie, $\Phi_E(E)$ spektrale Neutronenfluenz) multipliziert und mit der Anzeige des Meßgeräts verglichen. Bei der Umrechnung eines Kalibrierfaktors bezüglich der bisherigen Meßgröße \hat{H} in den Kalibrierfaktor bezüglich der neuen Meßgröße $H^*(10)$ ist zu beachten, daß für beide Meßgrößen getrennt der für das jeweilige Neutronenspektrum gültige Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktor \hat{h}_Φ bzw. h_Φ^* berechnet werden muß.

Das Ansprechvermögen R_H berechnet sich aus dem Meßwert M zu $R_H = M/H^*(10)$. Häufig wird R_H auch über das Fluenz-Ansprechvermögen $R_\Phi = M/\Phi$ nach der Gleichung $R_H = R_\Phi/h_\Phi^*$ berechnet. Liegen für ein Gerät Werte für R_Φ vor, läßt sich R_H bezüglich der neuen Meßgröße direkt aus den Konversionsfaktoren der Abb. 4.7 (S. 22) berechnen.

5.2.4 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Betastrahlung

Für die Kalibrierung und die Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von Ortsdosimetern werden überwiegend Betastrahler der Radionuklide ^{147}Pm , ^{204}Tl und $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (Maximalenergien 224 keV, 764 keV und 2281 keV) verwendet. Man benutzt dabei möglichst Punktquellen. Zwischen die Punktquelle und das zu kalibrierende Ortsdosimeter bringt man spezielle Ausgleichsfilter aus dünnen Folien (siehe Draft ISO-Standard 6980 (ISO, 1992b)), um im Kalibrierabstand ein möglichst homogenes Betastrahlungsfeld zu erreichen. Der Wert der Richtungs-Äquivalentdosis wird in der Regel mit einer Extrapolationskammer ermittelt.

5.3 Braucht man neue Ortsdosis-Meßgeräte ?

5.3.1 Vorbemerkung

Auf die Frage, ob neue Ortsdosis-Meßgeräte benötigt werden, gibt es zwei Antworten.

Da die bisherigen Meßgrößen, also z. B. die Photonen-Äquivalentdosis, für eine längere Übergangszeit weiterverwendet werden können, können im Gebrauch befindliche Ortsdosimeter weiter benutzt werden.

In wie weit die z. Zt. eingesetzten Ortsdosimeter auch die neue Meßgrößen „richtig“ messen, wird in den folgenden Abschnitten ausführlich behandelt. Für Photonenstrahlung gilt, daß in der Regel neue Dosimeter entwickelt werden müssen, um den zukünftigen Bauartanforderungen gerecht zu werden.

5.3.2 Änderungen bei Ortsdosis-Meßgeräten für Photonenstrahlung

Anforderungen an Strahlenschutzdosimeter sind in den Normen der Reihe DIN 6818 festgelegt. Die Bauartprüfung für die Zulassung zur Eichung erfolgt nach Kriterien, die in der Anlage 23 (BMWl, 1992) zur Eichordnung zu finden sind. Beide Anforderungen beziehen sich zur Zeit noch auf die Meßgröße Photonen-Äquivalentdosis und werden in nächster Zukunft auf die neuen Meßgrößen umgestellt. Von den radiologischen Anforderungen, die eingehalten werden müssen, sind besonders diejenigen bezüglich Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens, für die Richtungs-Äquivalentdosis auch die bezüglich der Richtungsabhängigkeit wichtig.

Bei der Umstellung auf neue Meßgrößen werden erstmals Anforderungen bezüglich der Meßgröße Richtungs-Äquivalentdosis erhoben werden. Ob sich dies in der Praxis auf die zur Bauartprüfung vorgestellten Strahlenschutzdosimeter wesentlich auswirken wird, ist schwer vorherzusagen; zur Zeit wird der Energiebereich, in dem diese Meßgröße signifikant wird, vom Nenngebrauchsbereich zugelassener Ortsdosimeter für Photonenstrahlung kaum abgedeckt. Die internationale Normung bei IEC (IEC, 1994) und ISO (ISO, 1994a) inkorporiert die Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07)$ bereits in die zur Zeit behandelten Entwürfe. Für DIN-Normen und die PTB-Bauartanforderungen sind entsprechende Folgerungen zu ziehen. Dies bedeutet, daß hier neue Meßgeräte erforderlich sind, wenn der Anwendungsbereich abgedeckt werden soll.

Bezüglich der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ geht aus dem oben zur Abweichung zwischen H_X und $H^*(10)$ ausgeführten hervor, daß es nur in Ausnahmefällen möglich sein wird, mit ein und demselben Ortsdosimeter den Anforderungen an die Energie- und Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens nachzukommen.

Geht man davon aus, daß die maximal zulässige, relative Änderung des Ansprechvermögens mit der Energie für die neuen Meßgrößen wie bisher $\pm 30\%$ beträgt, so muß das gemessene Ansprechvermögen bezüglich der Umgebungs-Äquivalentdosis bzw. der Richtungs-Äquivalentdosis innerhalb des Bandes zwischen 0,7 und 1,3 bleiben, wenn es über der Photonenenergie aufgetragen wird. Die Abb. 5.4 zeigt entsprechende Beispiele.

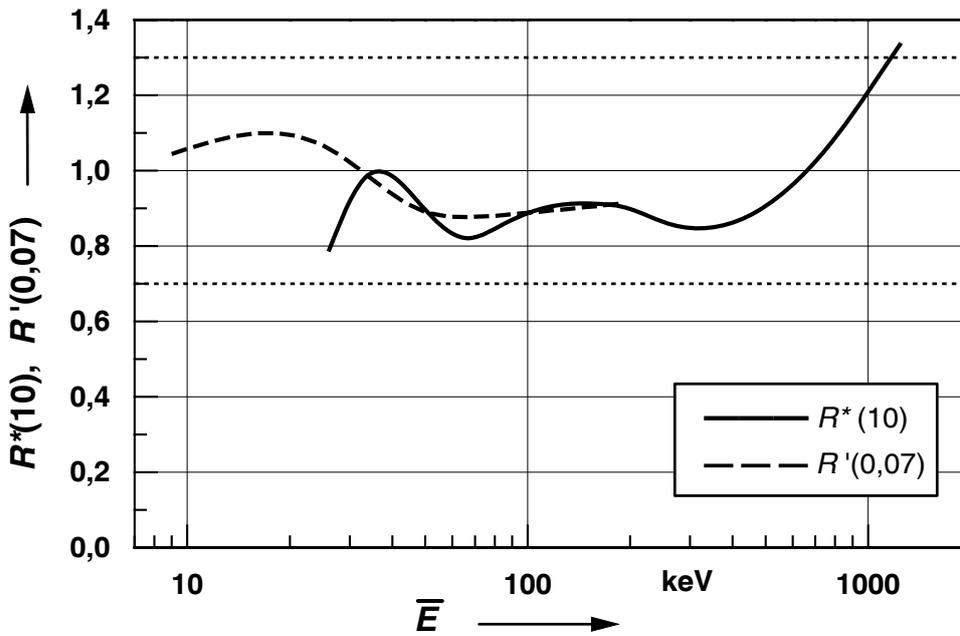


Abb. 5.4 Beispiele für die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens $R^*(10)$ bezüglich der Umgebungs-Äquivalentdosis und $R'(0,07)$ bezüglich der Richtungs-Äquivalentdosis. \bar{E} ist die mittlere Photonenenergie der Prüfstrahlung. Eingezeichnet sind die Kurven für ein Proportionalzählrohrdosimeter (für $R^*(10)$) und ein Ionisationskammerdosimeter mit dünner Kammerwand (für $R'(0,07)$). Angegeben sind auch die zulässigen Grenzen von $\pm 30\%$ für die Energieabhängigkeit.

Aufgrund der bisherigen Erfahrungen und physikalischer Überlegungen dürfte es nicht schwierig sein, Dosimeter zu konstruieren, die bezüglich der Energieabhängigkeit für die neuen Meßgrößen optimiert sind. Im Hinblick auf die Umgebungs-Äquivalentdosis ist durch die Detektoren zum einen ungefähr eine Schwächung einer 10 mm dicken Schicht aus ICRU-gewebeäquivalentem Material zu simulieren. Da die meisten Detektoren eine Wand oder unempfindliche äußere Schicht (Abdeckung) aufweisen, ist eine Optimierung einfacher als bisher und wird dazu führen, daß die Anforderung an die Energieabhängigkeit bis zu niedrigeren Photonenenergien eingehalten werden kann. Zum anderen ist die Auswirkung der Streuung (hier vornehmlich der Rückstreuung) der ICRU-Kugel zu beachten, die in der Abb. 4.5 zu der Überhöhung der Kurve bei „mittleren“ Photonenenergien führt. Bei den meisten Detektoren werden Materialien mit höherer effektiver Ordnungszahl als die des ICRU-Materials verwendet, die dann im Bereich der „mittleren“ Photonenenergien wegen des größeren Anteils des Photoeffekts im Vergleich zum ICRU-Material eine gewünschte Überhöhung des Ansprechvermögens bewirken. Die Dosimeter mit solchen Detektoren sind besser geeignet für die Messung der Umgebungs-Äquivalentdosis als für die Photonen-Äquivalentdosis H_X . Die Modifikation der Energieabhängigkeit mit Filtern, wie sie vor allem bei Zählrohren gebräuchlich ist, muß gegenüber der bisherigen Praxis etwas verändert werden (SELBACH u. a., 1984).

Entsprechende Überlegungen gelten für Ortsdosimeter für Photonenstrahlung, mit denen die Richtungs-Äquivalentdosis gemessen werden soll. Hier ist die Schichtdicke 0,07 mm im Vergleich zu 10 mm bei der Umgebungs-Äquivalentdosis.

Eine Zusammenstellung der Eigenschaften von Strahlenschutzdosimetern mit verschiedenen Detektoren findet sich im ICRU-Bericht 47 (ICRU, 1992).

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß für die Ortsdosimetrie neue Bauarten der Meßgeräte erforderlich sind. Dabei dürfte es nicht schwierig sein, alte Bauarten so zu modifizieren, daß die neuen Anforderungen eingehalten werden.

5.3.3 Änderungen bei Ortsdosis-Meßgeräten für Neutronenstrahlung

Ortsdosimeter für Neutronenstrahlung sind in der Regel Neutronenfluenzmeßgeräte, bei denen die Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens durch konstruktive Maßnahmen oder gelegentlich durch die Art der Auswertung des Meßergebnisses derjenigen des Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktors so weit wie möglich angenähert wurde. Die neue Ortsdosis-Meßgröße ändert an diesem Konzept nichts. Durch die numerische Änderung der Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren ändern sich lediglich die Kalibrierfaktoren in den verschiedenen Kalibrierstrahlungsfeldern. Durch die Umstellung auf die neuen Meßgrößen allein werden für Neutronenstrahlung keine neuen Meßgeräte notwendig werden. Auch bisher wurde schon ein richtungsunabhängiges Ansprechvermögen verlangt. Das ist z.B. für die meisten tragbaren „Rem-counter“ der Fall.

Für Neutronen-Ortsdosimeter gibt es derzeit keine Bauartanforderungen, sie unterliegen nicht der Eichpflicht. Internationale Normen (z. B: IEC, 1990) schreiben vor, daß die Energieabhängigkeit des Äquivalentdosis-Ansprechvermögens über den ganzen Nenngebrauchsbereich der Energie bekannt sein muß. Diese Forderung ist beim Übergang zur neuen Meßgröße einfach mit Hilfe der dann gültigen Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren (vgl. Abb. 4.7 auf S. 22) zu erfüllen. Diese Energieabhängigkeit ist bei den meisten gebräuchlichen Dosimetern so stark, daß sie durch die neue Meßgröße nicht wesentlich geändert wird. Die Änderung der Anzeige (wenn überhaupt erforderlich) durch Neukalibrierung stellt kein Problem dar.

5.3.4 Änderungen bei Ortsdosis-Meßgeräten für Betastrahlung

Ortsdosimeter für Betastrahlung sind bisher in der Regel so kalibriert, daß sie die Gewebe-Energiedosis in der Tiefe 0,07 mm eines halbbunendlichen Phantoms messen. Mit den neuen Meßgrößen $H'(0,07)$ und $H'(3)$ ändert sich zwar die Form des Phantoms, wegen der geringen Reichweite der Betateilchen hat dies nur einen vernachlässigbaren Einfluß auf den Meßwert in der Tiefe 0,07 mm, die Tiefe 3 mm erfordert jedoch Modifikationen der Meßgeräte, im einfachsten Fall durch eine geeignete Vorschicht. Die für $H'(0,07)$ und $H'(3)$ geforderte Richtungsabhängigkeit der Anzeige von Ortsdosimetern dürfte die Konstruktion dieser Dosimeter erleichtern.

6 Auswirkungen auf die Personendosimetrie

6.1 Messung der Personendosis - Was ändert sich ?

6.1.1 Vorbemerkung

In bezug auf die Personendosismessung wird mit den neuen Meßgrößen vieles beibehalten. Der Meßort bleibt eine für die Strahlenexposition repräsentative Stelle an der Körperoberfläche. Das ändert sich auch nicht dadurch, daß zwar wie bisher das Dosimeter an der Körperoberfläche einer Person mißt, sich der Meßwert künftig aber auf eine Dosis in 10 mm bzw. 0,07 mm Tiefe innerhalb der Person bezieht.

Einen wesentlichen Unterschied gibt es bei der Kalibrierung. Personendosimeter werden künftig auf einem Phantom kalibriert (siehe aber auch Abschnitt 7.3.2). Für Ganzkörperdosimeter hat man ein quaderförmiges Wasserphantom, für Fingerringdosimeter ein Fingerphantom aus PMMA zu verwenden (siehe Abschnitt 6.2.1). Die Meßwerte der Personendosimeter werden nunmehr - anders als bisher - für alle Strahlenarten in einheitlich definierten Meßgrößen angegeben werden, der *Äquivalentdosis für ICRU-Weichteilgewebe in der Tiefe 10 mm bzw. 0,07 mm im Körper an der Tragestelle des Personendosimeters*, genannt $H_p(10)$ bzw. $H_p(0,07)$.

Diese Festlegung enthält die folgenden beiden Aspekte:

1. Die Personendosis ist wie bisher individuell in bezug auf den Körper der exponierten Person definiert. Wegen der unterschiedlichen Streuung und Absorption von Strahlung im Körper verschiedener Personen unterscheidet sich die Personendosis im gleichen äußeren Strahlungsfeld von Person zu Person.

Für die Kalibrierung von Personendosimetern hat man jedoch durch die Festlegung von geeigneten Phantomen (siehe Abschnitt 6.2.1) einheitliche Bedingungen geschaffen, die den wichtigsten Tragepositionen am Körper (Rumpf, Finger) entsprechen.

2. Die Personendosis ist in unterschiedlichen Tiefen der exponierten Person definiert. $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ schätzen die für den Strahlenschutz relevante effektive Dosis und Hautdosis ab. Die Tiefe, auf die ein Personendosimeter angepaßt sein muß, hängt vom Durchdringungsvermögen der Strahlung ab. Bei durchdringender Strahlung ist dies 10 mm (für Ganzkörperdosimeter), bei Strahlung geringer Eindringtiefe (für Teilkörperdosimeter) 0,07 mm.

Die Überwachungsergebnisse der Personendosimetrie wurden bisher getrennt nach den die Exposition verursachenden Strahlenarten angegeben. Künftig besteht die Angabe der Personendosis in der Regel bei durchdringender Strahlung aus dem Wert $H_p(10)$ gemessen am Rumpf, bei Strahlung geringer Eindringtiefe aus dem Wert $H_p(0,07)$ gemessen an den Extremitäten. Falls durchdringende Strahlung und Strahlung geringer Eindringtiefe gleichzeitig in Betracht kommen, besteht die Angabe der Personendosis aus dem Wertepaar $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$, im allgemeinen gemessen an verschiedenen Stellen der Körperoberfläche. Dosiskomponenten von verschiedenen Strahlenarten in der gleichen Tiefe werden addiert. Eine Angabe der Strahlenart für die Personendosis kann aber weiterhin nützlich sein, um, z. B. für die Berechnung von Körperdosen, mit ihrer Hilfe Informationen über die Quellen der Exposition zu erhalten. Sofern, wie z.B. bei Photonen- und Neutronenstrahlung, getrennte Meßverfahren angewendet werden, um den Meßwert zu erhalten, sollten diese zusätzlichen Informationen erhalten bleiben.

In Sonderfällen, wenn der Körperdosisgrenzwert der Augenlinse überschritten werden könnte, ist $H_p(3)$ anzugeben. Allerdings kann normalerweise davon ausgegangen werden, daß durch die Begrenzung der Werte von $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ auch ein ausreichender Schutz der Augenlinse gewährleistet wird.

Im Gegensatz zur Ortsdosis $H^*(10)$ variieren die im Körper (wie auch in den Phantomen) definierten Personendosen $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ mit der Richtung der einfallenden Strahlung (vgl. auch Abschnitt 6.1.5). Ein Personendosimeter für die neuen Meßgrößen muß diese Richtungsabhängigkeit möglichst annähern. Bei der Prüfung von Personendosimetern mit monodirektionaler Strahlung ist der Winkel α zwischen Einfallrichtung der (Prüf-)Strahlung und der Bezugsrichtung des Personendosimeters von Bedeutung. Die Meßgröße wird bei derartigen Prüfungen mit $H_p(10, \alpha)$ bzw. $H_p(0,07, \alpha)$ bezeichnet. Die Messung der Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens muß immer auf dem entsprechenden Kalibrierphantom unter gleichzeitiger Drehung von Phantom und Personendosimeter erfolgen.

Im folgenden wird zunächst auf Änderungen bei der Messung der unterschiedlichen Strahlenarten eingegangen. In Kapitel 6.1.5 sind nähere Angaben zum Einfluß der Richtungsverteilung der Strahlung enthalten. Wie schon erwähnt, wird Neutronenstrahlung immer als durchdringende Strahlung, Elektronenstrahlung (Betastrahlung) als Strahlung geringer Eindringtiefe angesehen.

6.1.2 Änderungen bei der Personendosismessung von Photonenstrahlung

Wie in Abschnitt 4.4 an Hand der Abb. 4.4 auf S. 21 erläutert wurde, weicht in einem weiten Energiebereich die mit dem Rückstreufaktor multiplizierte Photonen-Äquivalentdosis von den neuen Meßgrößen nur wenig ab, d. h. die Meßwerte idealer Personendosimeter in der bisherigen Meßgröße sind nur wenig von denen in den neuen Meßgrößen verschieden. Ein Personendosimeter, das H_X richtungsunabhängig und mit geringer Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens mißt und auch die Rückstreuung durch den Körper der Trageperson bereits richtig erfaßt, trägt dem Maximum von $H_p(10, 0^\circ)/H_X$ (siehe Abb. 6.1) bei etwa 65 keV bereits Rechnung. Dieses zeigt der flache Verlauf des Quotienten $H_p(10, 0^\circ)/(H_X \cdot B)$ bei Energien oberhalb etwa 40 keV (siehe ausgezogene Kurve in Abb. 4.4. auf S. 21). Zu niedrigen Energien hin zeigt dieser Quotient einen steilen Abfall, der durch Schwächung und Streuung in der 10 mm dicken Schicht aus ICRU-Gewebe vor dem Aufpunkt bedingt ist. Dieser Abfall muß bei der Konstruktion des Dosimeters durch geeignete Maßnahmen berücksichtigt werden.

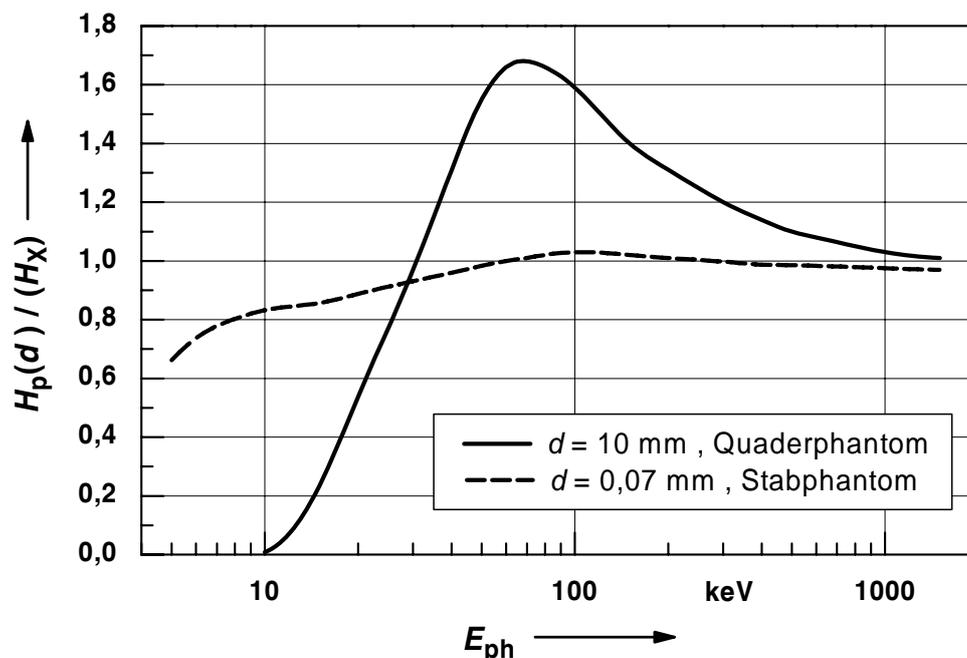


Abb. 6.1 Energieabhängigkeit des Quotienten $H_p(10)/H_X$ für das Quaderphantom (ausgezogene Kurve) (GROSSWENDT, 1991) und $H_p(0,07)/H_X$ für das Stabphantom (gestrichelte Kurve) (GROSSWENDT, 1994a) für monoenergetische und monodirektionale Photonenstrahlung

Für die Kalibrierung von Dosimetern berechnet man die neuen Meßgrößen $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ mit Konversionsfaktoren aus der frei in Luft bestimmten Photonen-Äquivalentdosis (d.h. ohne Rückstreuung von einem Phantom). Abb. 6.1 enthält für monoenergetische Photonenstrahlung Werte des Quotienten $H_p(10, 0^\circ)$ im Quaderphantom (aus ICRU-Gewebe) und der Photonen-Äquivalentdosis H_X frei in Luft, $H_p(10, 0^\circ)/H_X$; zusätzlich sind entsprechende Werte des Quotienten $H_p(0,07, 0^\circ)$ im Stabphantom (aus ICRU-Gewebe) und der Photonen-Äquivalentdosis H_X frei in Luft, $H_p(0,07, 0^\circ)/H_X$ enthalten (GROSSWENDT, 1994a). Die Quotienten sind in Tabelle 6.1 aufgelistet. Aus den Werten dieser Tabelle für monoenergetische Strahlung in Tabelle 6.1 wurden Werte des Quotienten für Röntgenspektren (DIN, 1992a) berechnet (GROSSWENDT, 1992, 1994b), die zur Kalibrierung und zur Bestimmung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens von Personendosimetern verwendet werden können (Tabelle 6.2).

Bei $H_p(0,07)$ ist wegen des dünnen Fingerphantoms der Beitrag der rückgestreuten Photonen zum Wert der Meßgröße gering. Dies erklärt den geringen Unterschied zwischen den gestrichelten Kurven in Abb. 4.4 (auf S. 21) und 6.1. Der Quotient $H_p(0,07, 0^\circ)/H_X$ in den Tabellen 6.1 und 6.2 liegt in einem sehr weiten Photonenenergiebereich nahe bei 1.

Tabelle 6.1 Quotienten $H_p(10, 0^\circ)/H_X$ für das Quaderphantom (GROSSWENDT, 1991) und $H_p(0,07, 0^\circ)/H_X$ für das Stabphantom (GROSSWENDT, 1994a) für ein homogenes, breites Bündel monoenergetischer Photonen, die senkrecht auf die Phantomoberfläche auffallen.

Photonenenergie in keV	$H_p(10, 0^\circ)/H_X$ für das Quaderphantom	$H_p(0,07, 0^\circ)/H_X$ für das Stabphantom
5	-	0,66
6	-	0,74
8	-	0,81
10	0,009	0,83
15	0,24	0,86
20	0,54	0,89
30	0,97	0,93
40	1,31	0,96
50	1,55	0,98
60	1,66	1,00
70	1,68	1,01
80	1,66	1,02
100	1,59	1,03
150	1,40	1,02
200	1,31	1,01
300	1,20	1,00
400	1,14	0,99
500	1,10	0,99
600	1,08	0,98
800	1,05	0,98
1000	1,03	0,98
1500	1,01	0,97

Tabelle 6.2 Quotienten $H_p(10, 0^\circ)/H_X$ für das Quaderphantom (GROSSWENDT, 1992) und $H_p(0,07, 0^\circ)/H_X$ für das Stabphantom (GROSSWENDT, 1994b) für Strahlungsfelder, die zur Kalibrierung und zur Bestimmung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens verwendet werden. Die Kurzzeichen der Strahlungsfelder entsprechen denen in DIN 6818 Teil 1 (DIN, 1992a).

Strahlenqualität, Kurzzeichen	Mittlere Energie in keV	$H_p(10, 0^\circ)/H_X$ für das Quaderphantom	$H_p(0,07, 0^\circ)/H_X$ für das Stabphantom
A 10	9	0,002 ¹⁾	0,80
A 15	12	0,06 ¹⁾	0,84
A 20	17	0,25 ¹⁾	0,86
A 30	26	0,69	0,90
A 40	33	1,03	0,94
A 60	48	1,45	0,97
A 80	65	1,65	1,00
A 100	83	1,64	1,02
A 120	100	1,58	1,03
A 150	118	1,50	1,02
A 200	161	1,37	1,01
A 250	205	1,30	1,01
A 300	248	1,25	1,00
B 10	9	0,002 ¹⁾	0,79
B 15	12	0,06 ¹⁾	0,83
B 20	17	0,25 ¹⁾	0,85
B 30	23	0,59	0,89
B 40	31	0,88	0,92
B 60	45	1,39	0,96
B 80	58	1,56	0,98
B 110	79	1,64	1,02
B 150	104	1,55	1,02
B 200	134	1,44	1,02
B 250	169	1,35	1,01
B 300	202	1,29	1,01
C 10	8	0,001 ¹⁾	0,77
C 20	12	0,08 ¹⁾	0,84
C 30	19	0,35 ¹⁾	0,87
C 40	25	0,62	0,90
C 60	37	1,04	0,94
C 80	49	1,35	0,97
C 100	57	1,47	0,98
C 150	78	1,58	1,01
C 200	102	1,53	1,02
C 250	122	1,46	1,02
C 300	147	1,38	1,01

¹⁾ Der Quotient muß für die jeweilige Bestrahlungseinrichtung individuell bestimmt werden, siehe Abschnitt 6.2.3.

6.1.3 Änderungen bei der Personendosismessung von Neutronenstrahlung

Bei Neutronenstrahlung erfolgte die Kalibrierung von Personendosimetern schon bisher in der Regel auf einem Phantom, um für eine der Praxis entsprechende Neutronenrückstreuung zu sorgen. Die zugehörige Meßgröße \hat{H} war dieselbe wie für die Ortsdosis und in einem Phantom definiert. Künftig sind durch $H_p(10)$ die Bezugstiefe und für Kalibrierungen das Phantom verändert. Dies äußert sich in modifizierten Werten für die Konversionsfaktoren $H_p(10)/\Phi$ für die Kalibriergrößen (siehe Abb. 4.6 auf S. 22). Wegen der relativ großen Energieabhängigkeit des Äquivalentdosis-Ansprechvermögens üblicher Personendosimeter haben die Änderungen nur relativ geringe praktische Konsequenzen.

6.1.4 Änderungen bei der Personendosismessung von Betastrahlung

Für Betastrahlung war die Meßgröße schon immer phantombezogen, d.h. für die Bezugstiefe in einem gewebeäquivalenten Medium definiert, die für die Keimzellen der Haut als repräsentativ angesehen wurde. Dieses Konzept und die bisher angenommene Tiefe von 0,07 mm wurden beibehalten. Die Kalibrierung der Personendosimeter erfolgte auch bisher auf einem Phantom (z.B. auf einer PMMA-Platte von Sättigungsdicke für rückgestreute Betastrahlung). Für die künftig verwendeten Phantome (siehe Kap. 6.2.1) sind keine signifikanten Unterschiede zu erwarten.

6.1.5 Berücksichtigung der Richtungsverteilung der Strahlung

Die Abbildungen 6.2 und 6.4 geben Informationen über das Verhältnis $H_p(10, \alpha)/H_p(10, 0^\circ)$ im Quaderphantom für monoenergetische und monodirektionale Photonen- bzw. Neutronenstrahlung unterschiedlicher Energien in Abhängigkeit vom Einfallswinkel; die Abb. 6.3 zeigt entsprechende Kurven von $H_p(0,07, \alpha)/H_p(0,07, 0^\circ)$ im Stabphantom für Photonenstrahlung. Personendosimeter sollten entsprechende Richtungsabhängigkeiten des Ansprechvermögens aufweisen.

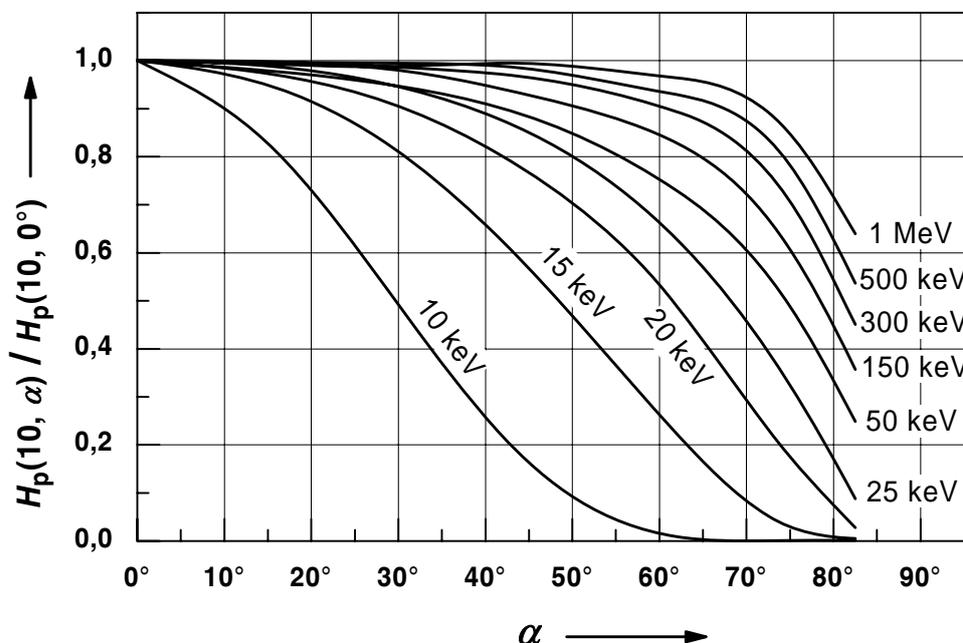


Abb. 6.2 Änderung des Verhältnisses $H_p(10, \alpha)/H_p(10, 0^\circ)$ mit der Einfallsrichtung monodirektionaler und monoenergetischer Photonenstrahlung auf das Quaderphantom (GROSSWENDT, 1991). Die Photonenenergie ist Parameter der verschiedenen Kurven. Der Winkel α ist der Winkel zwischen der Strahleneinfallsrichtung und der Normalen auf der Phantomoberfläche.

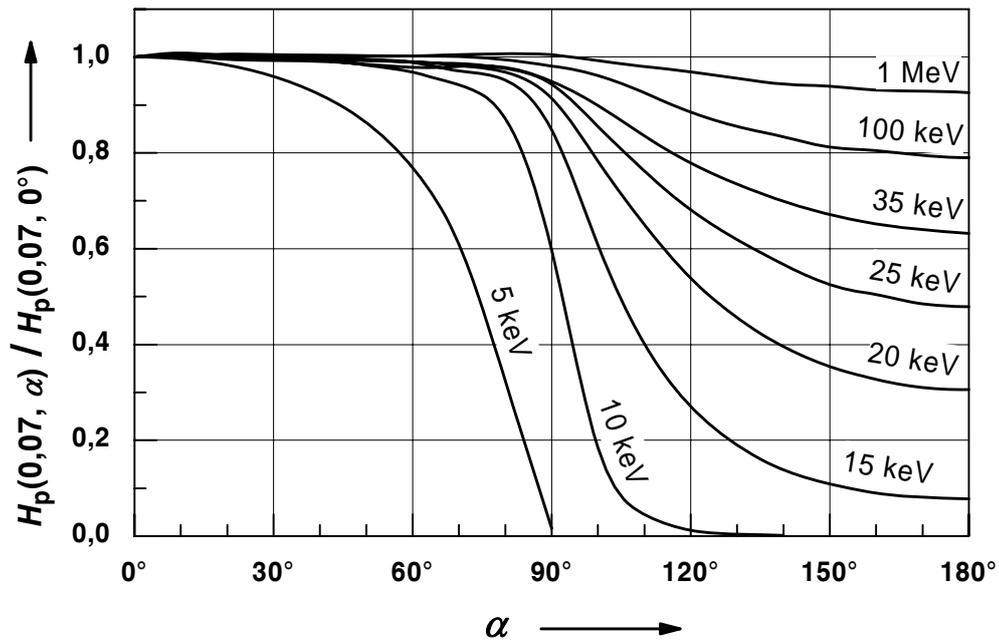


Abb. 6.3 Änderung des Verhältnisses $H_p(0,07, \alpha)/H_p(0,07, 0^\circ)$ mit der Einfallsrichtung monodirektionaler und monoenergetischer Photonenstrahlung auf das Stabphantom (GROSSWENDT, 1994b). Die Photonenenergie ist Parameter der verschiedenen Kurven. Der Winkel α ist der Winkel zwischen der Strahleneinfallsrichtung und der Normalen auf der Phantomboberfläche, die Drehachse ist parallel zur Stabachse.

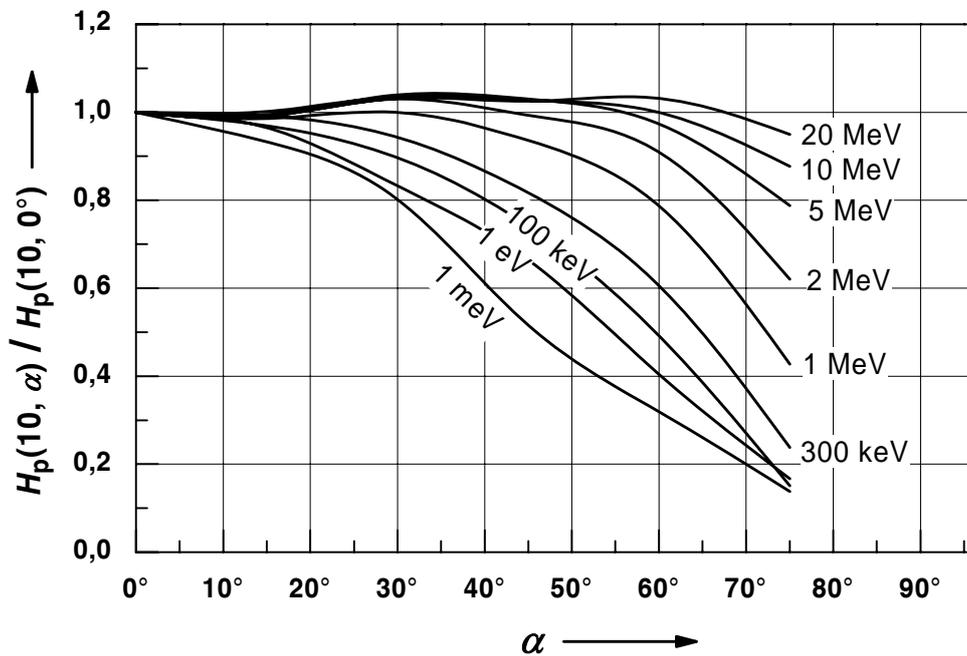


Abb. 6.4 Änderung des Verhältnisses $H_p(10, \alpha)/H_p(10, 0^\circ)$ mit der Einfallsrichtung monodirektionaler und monoenergetischer Neutronenstrahlung auf das Quaderphantom (SIEBERT, 1994). Die Neutronenenergie ist Parameter der verschiedenen Kurven. Der Winkel α ist der Winkel zwischen der Strahleneinfallsrichtung und der Normalen auf der Phantomboberfläche.

6.2 Kalibrierung von Personendosimetern und Messung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

6.2.1 Phantome

Die ICRU hat in ihrem Report 47 (ICRU, 1993) für Kalibrierungen von Ganzkörperdosimetern die Definition von $H_p(10)$ auf ein Quaderphantom aus ICRU-Material der Abmessungen $300\text{ mm} \times 300\text{ mm} \times 150\text{ mm}$ ausgedehnt. Das Unterkomitee TC85/SC2 der ISO (ALBERTS u. a., 1994) hat den ICRU-Vorschlag weitergeführt, indem es zwei weitere Phantome zur Definition der Kalibriergrößen für Teilkörperdosimeter vorgeschlagen hat (siehe auch Abschnitt 4.3): ein Säulenphantom von 73 mm Durchmesser und 300 mm Länge als Annäherung für Unterarme oder Beine und ein Stabphantom von 19 mm Durchmesser und 300 mm Länge zur Annäherung eines Fingers. Diese drei Phantome werden aus ICRU-Gewebe bestehend gedacht.

Da das ICRU-Gewebe praktisch nicht realisiert werden kann, sind die Dosimeter bei Kalibrierungen an den von der ISO empfohlenen unten aufgelisteten Phantomen zu befestigen (ALBERTS u. a., 1994), die somit nur die Funktion von Rückstreukörpern haben.

- ISO-Wasser-Quaderphantom der Abmessungen $300\text{ mm} \times 300\text{ mm} \times 150\text{ mm}$: Wände aus PMMA, Vorderseite 2,5 mm, sonst 10 mm dick (Ersatz für den Körperrumpf),
- ISO-Wasser-Säulenphantom, ein Zylinder von 73 mm Durchmesser und 300 mm Länge: Wände aus PMMA. Zylindrische Wände 2,5 mm, sonst 10 mm dick (Ersatz für Bein bzw. Arm),
- ISO-PMMA-Stabphantom, ein Zylinder von 19 mm Durchmesser und 300 mm Länge aus PMMA (Ersatz für Finger).

Das ISO-Wasser-Säulenphantom ist nur für Bein- und Arm-Dosimeter vorgesehen, die in Deutschland praktisch nicht verwendet werden.

Für alle Phantome und alle Strahlenarten gilt, daß die Konversionsfaktoren für Kalibrierungen unter Verwendung von Phantomen aus ICRU-Gewebe berechnet werden und die geringen Unterschiede in der Rückstreuung nicht berücksichtigt werden.

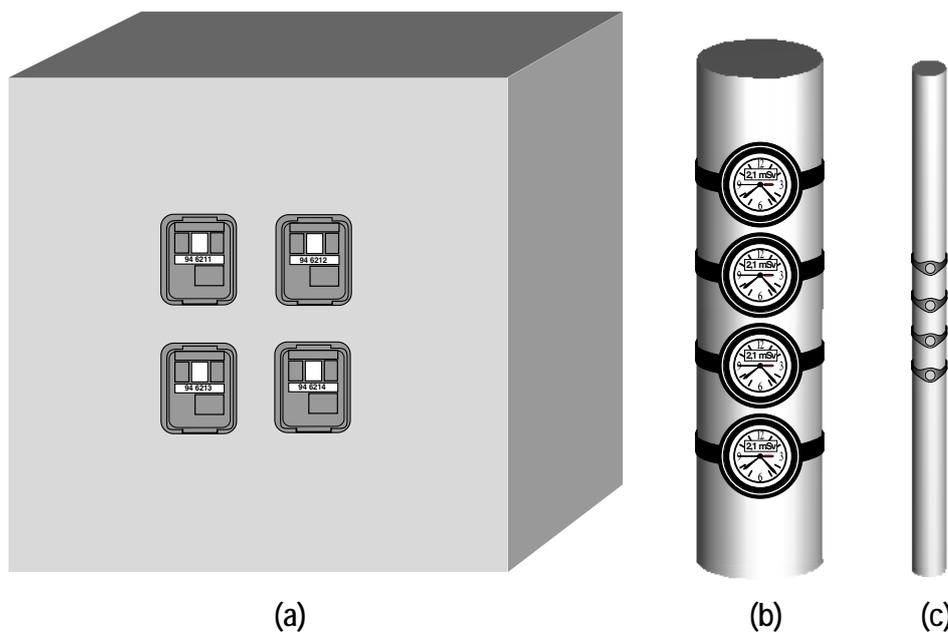


Abb. 6.5 Phantome zur Kalibrierung von Personendosimetern: ISO-Wasser-Quaderphantom (a) ($300\text{ mm} \times 300\text{ mm} \times 150\text{ mm}$), ISO-Wasser-Säulenphantom (b) (Durchmesser 73 mm, Höhe 300 mm) und ISO-PMMA-Stabphantom (c) (Durchmesser 19 mm, Höhe 300 mm). Als Beispiel sind auf jedem Phantom 4 Personendosimeter befestigt.

Die Abbildung 6.6 zeigt für Photonenstrahlung einen Vergleich der Rückstreufaktoren des ISO-Wasser-Quaderphantoms und des ursprünglich von der ICRU favorisierten PMMA-Quaderphantoms mit dem Rückstreufaktoren des Quaderphantoms aus ICRU-Gewebe.

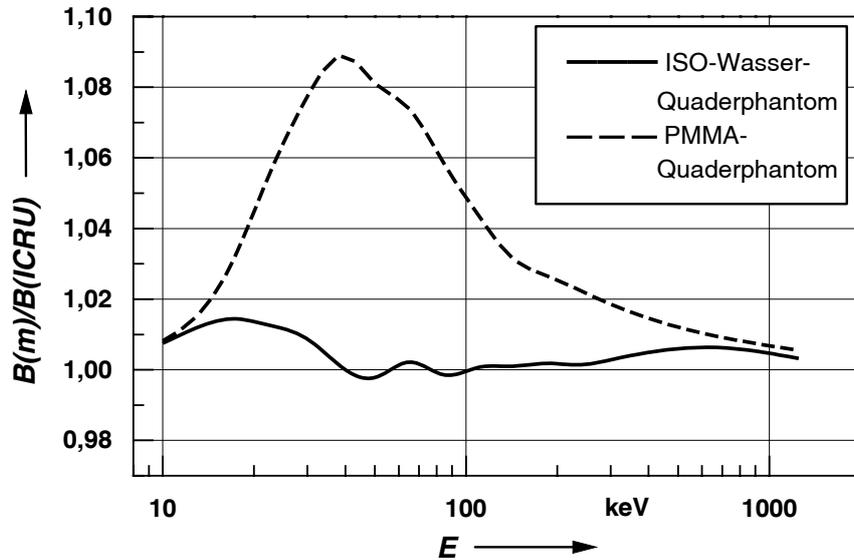


Abb. 6.6 Quotient Rückstreufaktor für ein Quaderphantom aus dem Material m , $B(m)$, durch denjenigen für ein Quaderphantom aus ICRU-Gewebe, $B(ICRU)$. Die Phantommaterialien m sind Wasser mit PMMA-Wänden (ISO-Wasser-Quaderphantom, ausgezogene Kurve) und PMMA (gestrichelte Kurve) (KRAMER u. a., 1994).

6.2.2 Konventionell richtiger Wert von $H_p(10, \alpha)$ und $H_p(0,07, \alpha)$ beim Kalibrieren

Wie schon erwähnt, ist das *Kalibrieren* eines Dosimeters das Feststellen des Zusammenhanges zwischen der Anzeige des Dosimeters und dem *konventionell richtigen* (als richtig geltenden) Wert der *Meßgröße*. Durch das Kalibrieren wird der Kalibrierfaktor ermittelt oder geprüft. Der *Kalibrierfaktor* ist das Verhältnis des konventionell richtigen Wertes der Meßgröße zur Anzeige unter *Bezugsbedingungen*. Die Bezugsbedingungen beschreiben die Werte der Einflußgrößen, für die der Kalibrierfaktor ohne Korrekturen gilt. Bei Strahlenschutzdosimetern wird im allgemeinen ein Kalibrierfaktor mit dem Wert eins bei Bezugsbedingungen angestrebt. Bei der Kalibrierung von Personendosimetern müssen alle Bestrahlungen (zumindest prinzipiell) auf den in Abschnitt 6.2.1 angegebenen Phantomen erfolgen.

Der Kalibrierfaktor ist deutlich zu unterscheiden vom *Ansprechvermögen* eines Dosimeters, das das Verhältnis der beobachteten Anzeige zum konventionell richtigen Wert der Meßgröße ist. Der Kalibrierfaktor ist der Kehrwert des Ansprechvermögens unter Bezugsbedingungen.

Der konventionell richtige Wert von $H_p(10, \alpha)$ und $H_p(0,07, \alpha)$ wird für Photonen- und Neutronenstrahlung mit Konversionsfaktoren aus anderen Dosis- oder aus Strahlungsfeldgrößen hergeleitet und nicht durch Primärnormal-Meßeinrichtungen bestimmt. Geeignete Meßgrößen sind z.B. die Photonen-Äquivalentdosis bei Photonen- und die Fluenz bei Neutronenstrahlung. Die Bestimmung der Äquivalentdosen in den Tiefen 10 mm und 0,07 mm in einem Phantom erfolgt durch Monte-Carlo-Rechnungen, gelegentlich auch durch Messungen. Man ist im Begriff, sich auf einen einheitlichen Datensatz von Konversionsfaktoren zwischen den primären Meßgrößen und den Äquivalentdosen im Phantom zu verständigen, der als fehlerfrei angesehen werden kann (ISO, 1994a, b). Die in den Abb. 4.6 (S. 22) und 6.1 (S. 37), 6.2 (S. 40), 6.3 (S. 51) und 6.4 (S. 41) sowie in den Tabellen 6.1 und 6.2 angegebenen Daten entsprechen diesem Datensatz, soweit er bei der Drucklegung dieses Berichtes bekannt ist.

Bei der Bestrahlung der Dosimeter auf den Phantomen müssen für Photonen- und Neutronenstrahlung breite homogene Parallelstrahlungsfelder verwendet werden, weil nur dafür die Konversionsfaktoren berechnet worden sind, die für die Ermittlung des konventionell richtigen Wertes benötigt werden. Das Phantom soll dabei möglichst gleichmäßig exponiert werden, was für Photonenstrahlung durch große Abstände (mindestens 2 m) von der Strahlenquelle erreicht wird. Für Neutronenstrahlung werden auch schon kleinere Abstände von der Strahlenquelle als ausreichend angesehen. Für Betastrahlung sind große Abstände nicht sinnvoll. Hier wird der konventionell richtige Wert von $H_p(0,07, \alpha)$ bei kleineren Quellenabständen durch direkte Messung für die jeweiligen Strahlungsfelder bestimmt.

Ähnlich wie in Abschnitt 5.2.3 ermittelt man $H_p(10)$ für Neutronenstrahlung nach der Gleichung

$$H_p(10) = \int h_{\Phi}^p(E) \cdot \Phi_E(E) dE$$

und benutzt die Ansprechvermögen $R_H = M/H_p(10)$, gelegentlich auch $R_{\Phi} = M/\Phi$ und $R_H = R_{\Phi}/h_{\Phi}^p$. Auch hier gilt, daß sich bei Vorliegen der Werte für R_{Φ} die Werte für R_H bezüglich der neuen Meßgröße direkt aus den Konversionsfaktoren der Abb. 4.6 (S. 22) berechnen lassen.

6.2.3 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Photonenstrahlung

Personendosimeter sollen künftig grundsätzlich auf einem Phantom kalibriert werden. Zunächst bestimmt man - wie bisher - ohne Phantom und ohne Dosimeter am Meßort den Wert der Photonen-Äquivalentdosis und berechnet mit den in der Tabelle 6.2 angegebenen Quotienten den konventionell richtigen Wert von $H_p(10, \alpha)$ und $H_p(0,07, \alpha)$. Dann wird der Bezugspunkt des auf dem Phantom befestigten Personendosimeters an den Meßort gebracht und der Winkel α zwischen Strahleneinfallrichtung und Bezugsrichtung des Personendosimeters eingestellt. Sollen mehrere Personendosimeter gleichzeitig bestrahlt werden, ist die Inhomogenität des Rückstrefelfeldes zu beachten. Außerdem kann es zu einer gegenseitigen Beeinflussung der Personendosimeter kommen. Weiterhin ist zu berücksichtigen, daß alle Rechnungen für die Quotienten $H_p(10)/H_X$ bzw. $H_p(0,07)/H_X$ nur für Sekundärelektronengleichgewicht gelten. Um Kalibrierungen in unterschiedlichen Strahlungsfeldern vergleichen zu können, werden deshalb bei Photonenenergien oberhalb 250 keV Vorschichten vor dem Personendosimeter empfohlen. Bei Energien bis zu 0,66 MeV ist eine 1,5 mm dicke PMMA-Schicht ausreichend. Bei Energien darüber bis zu 1,33 MeV reicht eine 4 mm dicke PMMA-Schicht aus (vergl. Abschnitt 5.2.2).

Die in Tabelle 6.2 angegebenen Quotienten gelten nur für ein paralleles Strahlenbündel, mit dem das ganze Phantom gleichmäßig bestrahlt wird. Ab 2 m Quellenabstand unterscheidet sich der Rückstrefeffaktor für Photonenstrahlung an dem Quaderphantom gegenüber dem für unendlichen Abstand um weniger als 1 %, die in Tabelle 6.2 und Abb. 6.2 bzw. 6.3 angegebenen Quotienten können dann verwendet werden. In Energiebereichen, in denen die Strahlung durch das Phantom wenig gestreut wird (z.B. Photonenstrahlung mit mittleren Energien unterhalb oder oberhalb des Bereichs 30 keV bis 250 keV) muß das Phantom allerdings nicht unbedingt voll bestrahlt sein und es sind geringere Bestrahlungsabstände zur Reduzierung der Bestrahlungszeit möglich. Richtwerte empfohlener Bestrahlungsparameter enthält der ISO-Standard 4037 Teil 3 (ISO, 1994a).

Besondere Sorgfalt bei der Berechnung des Quotienten $H_p(10)/H_X$ ist in Photonenstrahlungsfeldern im Photonenenergiebereich unterhalb etwa 20 keV notwendig, da der Quotient in diesem Bereich sehr stark von der Energie abhängt, so daß sie auch bei nominell gleicher Strahlenqualität an verschiedenen Bestrahlungseinrichtungen (z.B. wegen unterschiedlicher Röhrenfenster sowie einer vom Luftdruck abhängigen Strahlaufhärtung in der Luftschicht zwischen Bestrahlungsquelle und Dosimeter) unterschiedlich sind und daher individuell bestimmt werden müssen.

Die grundsätzlich notwendige Kalibrierung von Personendosimetern auf einem Phantom bedeutet nicht, daß regelmäßige Routinekalibrierungen nicht auch frei in Luft erfolgen können, wenn das Verhalten eines Personendosimeters aus einer vorangegangenen Prüfung (z. B. einer Bauartprüfung) mit Bestrahlungen auf dem Phantom bekannt ist. Die Kalibrierung frei in Luft ist dann hinsichtlich des Phantomeinflusses zu korrigieren.

6.2.4 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Neutronenstrahlung

Bei Kalibrierungen von Personendosimetern in Neutronenstrahlungsfeldern einheitlicher Richtung sind durch die neuen Meßgrößen keine wesentlichen Änderungen gegenüber vorher zu erwarten. Jedoch ergeben sich durch die Einführung der neuen Meßgröße, die ohne Beschränkung der Strahlungsfeldeigenschaften definiert ist, unter Umständen dann Änderungen bei der Kalibrierung, wenn die Personendosimeter in Strahlungsfeldern mit unterschiedlichen Richtungen (z. B. Streustrahlungsfeldern) bestrahlt werden. In diesem Fall ist der konventionell richtige Wert der Personendosis mit Konversionsfaktoren für das dem Strahlungsfeld am Meßort entsprechende aufgeweitete Strahlungsfeld zu berechnen und mit der Personendosimeteranzeige zu vergleichen. Dies ergibt eine Prüfung des Ansprechvermögens des Personendosimeters (immer mit Phantom) über einen größeren Raumwinkelbereich der einfallenden Neutronenstrahlung. Die in Deutschland amtlich eingeführten Albedodosimeter werden bereits seit einigen Jahren mit Hilfe von Konversionsfaktoren, die denen von $H_p(10)$ ähnlich sind, in Streustrahlungsfeldern dieser Art kalibriert.

6.2.5 Kalibrierung und Ermittlung der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens für Betastrahlung

Kalibrierungen von Fingerringdosimetern für $H_p(0,07, \alpha)$ werden immer auf dem Stabphantom durchgeführt. Als Strahlenquellen werden überwiegend Betastrahler der Radionuklide ^{147}Pm , ^{204}Tl und $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (Maximalenergien 224 keV, 764 keV und 2281 keV) verwendet. Man benutzt dabei möglichst Punktquellen. Zwischen die Punktquelle und das zu kalibrierende Personendosimeter bringt man spezielle Ausgleichsfilter aus dünnen Folien (siehe ISO-Standard 6980 (ISO, 1992b)), um im Kalibrierabstand ein möglichst homogenes Betastrahlungsfeld zu erreichen. Der Wert von $H_p(0,07, \alpha)$ wird in der Regel mit einer Extrapolationskammer ermittelt.

6.3 Braucht man neue Personendosimeter ?

6.3.1 Vorbemerkung

Das Anliegen, mit den neuen Meßgrößen die Personendosimetrie einheitlicher und übersichtlicher zu machen, könnte auf den ersten Blick zu einer erheblichen Vielfalt von Personendosimetern führen: Es sind drei Typen je nach Überwachungsaufgabe (Trageposition) und drei Typen je nach Bezugstiefe denkbar. Eine weitere Vervielfachung entsteht durch die verschiedenen Strahlenarten, die aufgrund der unterschiedlichen Meßprinzipien unterschiedliche Personendosimeter erfordern. Einige der Personendosimeter haben aber nur eine geringe Bedeutung in der Routineüberwachung, wie Fingerringdosimeter für Neutronenstrahlung oder Armband- und Augendosimeter. Sie werden praktisch nur im Rahmen spezieller betrieblicher Überwachungen oder methodischer Untersuchungen eingesetzt. Beispielsweise werden unter den meisten Expositionsbedingungen die Grenzwerte für die Augenlinsen nicht überschritten, wenn die Grenzwerte für Ganzkörper und Haut eingehalten sind. Eine Überwachung von $H_p(3)$ ist deshalb nur unter sehr speziellen Bedingungen erforderlich.

Von erheblicher praktischer Bedeutung sind also nur die Ganzkörperdosimeter zur Messung von $H_p(10)$ für durchdringende Strahlungen und Fingerringdosimeter zur Messung von $H_p(0,07)$ für

Strahlung geringer Eindringtiefe. Personendosimeter zur Messung der Ganzkörperexposition ermöglichen zwar unter Umständen auch die Messung von $H_p(0,07)$, doch sind Strahlungsfelder von Strahlungen geringer Eindringtiefe, z.B. beim Umgang mit Betastrahlungsquellen oder mit Röntgen-Feinstruktureinrichtungen, meist so inhomogen, daß die am Rumpf bestimmten Meßwerte für die tatsächliche Expositionssituation der Überwachten wenig aussagefähig sind. Das Personendosimeter dient nur als Indikator für ein derartiges Strahlenfeld und die Meßwerte geben allenfalls Hinweise auf die Notwendigkeit der Messung von $H_p(0,07)$ mit einem Fingerringdosimeter und einer genaueren Strahlungsfeldanalyse mittels eines Ortsdosimeters.

6.3.2 Änderungen bei Personendosimetern für Photonenstrahlung

Aus den Abbildungen 4.4 (S. 21), 6.2 (S. 40) und 6.3 (S. 51) kann man schließen, daß an den Personendosimetern für Photonenstrahlung keine gravierenden Veränderungen erforderlich sind. Die Größen $H_p(10)$ im Quaderphantom und H_X vor dem Quaderphantom unterscheiden sich erst unterhalb von etwa 40 keV und für Einfallswinkel größer als 50° um mehr als 20 %. $H_p(0,07)$ im Stabphantom und H_X vor dem Stabphantom unterscheiden sich entsprechend erst unterhalb von etwa 10 keV und für Einfallswinkel größer als 80° um mehr als 20 %.

Für eichpflichtige Personendosimeter sind die zulässigen Fehler für den anzugebenden Nenngebrauchsbereich der Energie und der Strahleneinfallrichtung in PTB-Anforderungen festgelegt. Überträgt man die bisherigen Anforderungen ohne Änderungen auf die neuen Meßgrößen, so ergibt sich aus den oben dargestellten Überlegungen für ein ideales Personendosimeter für die Meßgröße H_X , daß die Mindestanforderungen bezüglich der Energie- und Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens eingehalten werden. Daß dies auch in der Praxis möglich ist, zeigt die Abb. 6.7 am Beispiel eines Phosphatglasdosimeters. Generell werden daher die Änderungen bei Personendosimetern geringer sein als bei Ortsdosimetern.

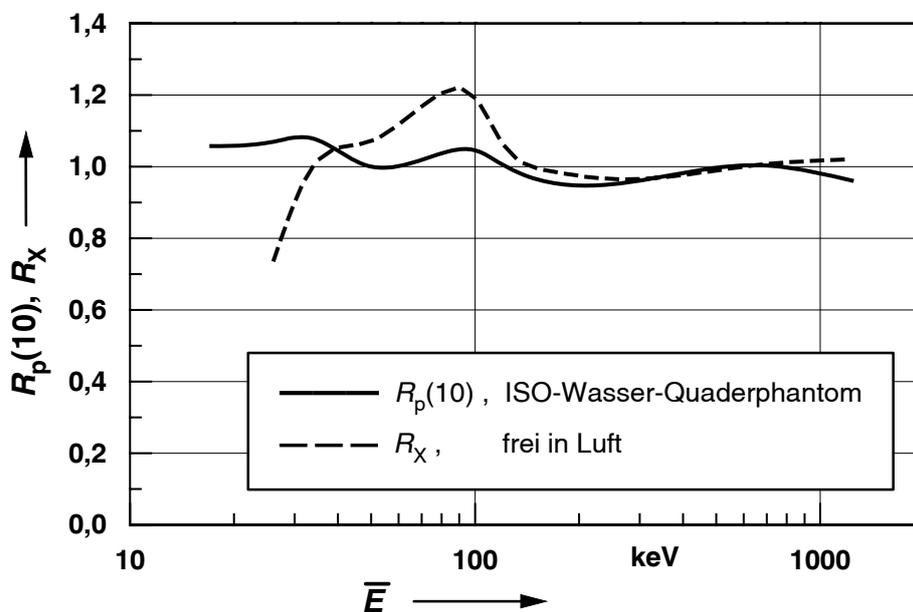


Abb. 6.7 Beispiel für die Möglichkeit, mit dem gleichen Personendosimeter die Meßgrößen H_X und $H_p(10)$ zu messen. Für ein Phosphatglasdosimeter ist als Funktion der mittleren Photonenenergie \bar{E} das Ansprechvermögen R_X bezüglich der Photonen-Äquivalentdosis H_X und $R_p(10)$ bezüglich der neuen Meßgröße $H_p(10, 0^\circ)$ angegeben (Bezugsenergie ist jeweils 662 keV).

Bei passiven Personendosimetern mit mehreren Detektoren muß teilweise nur das Auswerteverfahren neu optimiert werden, in einigen Fällen sind auch die Energiekompensationsfilter zu modifizieren. Insbesondere bei den elektronischen Personendosimetern kann es Probleme dadurch geben, daß bei ihnen die von der Person rückgestreute Strahlung nur wenig zum Meßwert beiträgt, z.B. aufgrund von Abschirmungen durch eine Batterie. Für die Meßgröße $H_p(10)$ sind die Anforderungen bezüglich Energie- und Winkelabhängigkeit u. U. leichter zu erfüllen als für die Meßgröße H_X . Für H_X zeigt jedes Personendosimeter infolge von Absorption in der Vorschicht oder im Detektor selbst einen Abfall des Ansprechvermögens zu niedrigen Energien hin. Daher war hier die Energieabhängigkeit für die bisherige Meßgröße häufig recht stark. Jetzt ist dagegen definitionsgemäß eine Schwächung erwünscht, die derjenigen in einer 10 mm starken Gewebeschicht äquivalent ist. Inwieweit die Dosimeter weiterhin die PTB-Anforderungen erfüllen, muß für den Einzelfall geprüft werden.

Bei der Neuentwicklung eines Personendosimeters könnte man gemäß der Definition der Meßgrößen zunächst daran denken, diese mit einem dünnen gewebeäquivalenten Detektor zu messen, der mit der Schichtdicke 10 mm bzw. 0,07 mm gewebeäquivalenten Materials abgedeckt ist und an der Körperoberfläche getragen wird. In der Realität sind die erforderlichen Schichtdicken von Detektor und Deckschicht sowie die Gewebeäquivalenz insbesondere des Detektormaterials nur unvollkommen zu gewährleisten. Das ist auch nicht notwendig. Entscheidend ist nur, daß das Ansprechvermögen bezüglich der Kalibriergrößen $H_p(10, \alpha)$ bzw. $H_p(0,07, \alpha)$ bei Bestrahlung auf dem interessierenden Kalibrierphantom in definierten Prüfstrahlungsfeldern innerhalb vorgegebener Fehlergrenzen energieunabhängig ist und die Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens dem Quotienten $H_p(10, \alpha) / H_p(10, 0^\circ)$ bzw. $H_p(0,07, \alpha) / H_p(0,07, 0^\circ)$ entspricht. Beispielsweise ist es möglich, zur Messung von $H_p(10)$ mit LiF-Thermolumineszenzdetektoren im Energiebereich konventioneller Röntgenstrahlung als Absorber ein Aluminiumfilter von etwa 1 mm Dicke zu verwenden (AMBROSI u. a., 1988).

Aus der Definition der Personendosis folgt, daß die Dosimeter so aufgebaut sein sollten, daß sie gegenüber der vom Körper rückgestreuten Strahlung empfindlich sind. Ein an der Brust getragenes Ganzkörperdosimeter wird dann auch von hinten auf den Körper einfallende Strahlung erfassen, wenn diese den Körper durchdringt.

Die Bezugsorientierung und der Bezugspunkt des Dosimeters, auf den sich dessen Anzeigen stets beziehen, müssen durch den Hersteller eindeutig durch Markierung auf dem Dosimeter oder durch Angabe in der Dokumentation festgelegt werden.

Eine Zusammenstellung der Eigenschaften von Strahlenschutzdosimetern mit verschiedenen Detektoren findet sich im ICRU-Bericht 47 (ICRU, 1992).

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß nur in Ausnahmefällen Änderungen der Bauarten der Personendosimeter erforderlich sind. Solche Ausnahmefälle können dann gegeben sein, wenn die alte Bauart auch hinsichtlich der alten Meßgröße Photonen-Äquivalentdosis Mängel aufweist (z.B. Filmdosimeter mit Blei-Filter) oder das Personendosimeter für die rückgestreute Strahlung gänzlich unempfindlich ist (z.B. elektronisches Dosimeter mit Batterie hinter dem Detektor).

6.3.3 Änderungen bei Personendosimetern für Neutronenstrahlung

Änderungen von Bauarten von Neutronen-Personendosimetern erscheinen nicht erforderlich. Die modifizierten Konversionsfaktoren führen lediglich zu Änderungen der Bewertungsfaktoren in den Auswertalgorithmen oder liegen innerhalb der zulässigen Meßabweichungen. Da die meisten Neutronen-Personendosimeter eine mehr oder weniger ausgeprägte Richtungsabhängigkeit aufweisen, kommt ihnen die Richtungsabhängigkeit des Konversionsfaktors für die Meßgröße $H_p(10)$ meist sogar entgegen. Aber insgesamt wird die seit langem bekannte Schwierigkeit, Neutronendosimeter mit einer akzeptablen, nicht zu großen Energie- und Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens zu entwickeln, kaum verringert.

6.3.4 Änderungen bei Personendosimetern für Betastrahlung

Die Schwierigkeiten bei der Realisierung von Dosimetern zur Messung von $H_p(0,07)$ für Betastrahlung bleiben unverändert bestehen. Zusätzliche Erschwernisse durch die neuen Meßgrößen ergeben sich nicht. Wie bisher werden sehr dünne Detektoren unter einer möglichst dünnen Abdeckschicht benötigt, die den Anforderungen eines Routineeinsatzes genügen müssen.

7 Auswirkungen auf Prüfungen von Dosimetern

7.1 Vorbemerkung

Prüfungen der meßtechnischen Eigenschaften von Dosimetern sind ein wesentlicher Teil der Qualitätssicherung in der Strahlenschutzmeßtechnik. Im folgenden werden die für (Bauart-) Prüfungen, Eichungen und Vergleichsmessungen relevanten Änderungen aufgrund der neuen Meßgrößen kurz zusammengefaßt, gegebenenfalls wird auf ausführlichere Darstellungen im vorderen Teil dieses Berichts verwiesen.

Die Einführung der neuen Meßgrößen erfolgt in den von der Art her ganz unterschiedlichen Anforderungen ganz verschieden. In den mehr allgemeinen Anforderungen an Strahlenschutzdosimeter in der Strahlenschutzverordnung (BMU, 1989), Röntgenverordnung (BMA, 1987), Eichordnung (BMWl, 1988) und den SSK-Empfehlungen zu „Anforderungen an Personendosimeter“ (SSK, 1993) werden nur die in Abschnitt 2.3 erklärten Begriffe *Ortsdosimeter* und *Personendosimeter* verwendet; diese Anforderungen brauchen nicht geändert zu werden. Was unter diesen Begriffen im Detail zu verstehen ist, enthalten grundlegende DIN-Normen (DIN, 1985 bis 1994). Spezielle, bei Prüfungen anzuwendende Anforderungen, wie PTB-Anforderungen (PTB, 1992), spezielle DIN-Normen der Reihe 6818 (DIN, 1988 bis 1994b) und z. T. die Anlagen zur Eichordnung, müssen angepaßt werden. Dabei sind auch neuere nationale und internationale Normen zu berücksichtigen.

7.2 Hinweise für (Bauart-) Prüfungen

7.2.1 Prüfung des Ansprechvermögens von Ortsdosimetern (Energie- und Winkelabhängigkeit)

Ortsdosimeter werden wie früher frei in Luft bestrahlt. Die für die Prüfungen zu verwendenden Prüfstrahlenqualitäten ändern sich durch die neuen Meßgrößen nicht, sie sind in ISO-Normen (ISO, 1989, 1992, 1993), DIN-Normen (DIN, 1992) und PTB-Anforderungen festgelegt.

Bei Prüfungen mit Photonenstrahlung ist auf die Einhaltung des Sekundärelektronengleichgewichts zu achten, wenn man die angegebenen Konversionsfaktoren anwendet. Es wird deshalb empfohlen, daß man gegebenenfalls, je nach Photonenenergie und Meßgröße, eine PMMA-Schicht bestimmter Stärke vor dem Dosimeter anbringt (vgl. Abschnitt 5.2.2).

Soll ein Dosimeter in Photonenstrahlungsfeldern verwendet werden, in denen frei in Luft kein Sekundärelektronengleichgewicht besteht, so ist dies bei der Prüfung zu berücksichtigen, z. B. sollte die Anzeige eines Ortsdosimeters zur Messung von $H^*(10)$ bei Bestrahlung mit ^{60}Co Gammastrahlung unabhängig davon sein, in wie weit Sekundärelektronengleichgewicht frei in Luft gegeben ist.

Bei der Messung der Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens von Ortsdosimetern wird das Dosimeter um eine Achse durch seinen Bezugspunkt gedreht. Bei unverändertem Strahlungsfeld sollte sich die Anzeige bei Ortsdosimetern zur Messung von $H^*(10)$ bei der Drehung nicht ändern, bei Ortsdosimetern zur Messung von $H'(0,07)$ muß sich die Anzeige bei Drehung gemäß den Kurven in der Abb. 5.1 (S. 28) und den Werten in der Tabelle 5.6 ändern.

Aus alten Meßwerten der Energie- und Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens bezüglich der bisherigen Meßgrößen kann die Energie- und Winkelabhängigkeit für die neuen Meßgrößen ohne weitere Messungen mittels der in Kapitel 5.1 angegebenen Quotienten berechnet werden.

7.2.2 Prüfung des Ansprechvermögens von Personendosimetern (Energie- und Winkelabhängigkeit)

Bei der Messung der Energie- und Winkelabhängigkeit des Ansprechvermögens von Personendosimetern zur Messung von $H_p(10)$ für Photonenstrahlung müssen alle Bestrahlungen vor dem ISO-Wasser-Quaderphantom (siehe Kap. 6.2.1) durchgeführt werden, für Fingerringdosimeter zur Messung von $H_p(0,07)$ muß das ISO-PMMA-Stabphantom verwendet werden. Zur Messung wird im ersten Schritt das Dosimeter so auf der Frontfläche des Phantoms befestigt (bzw. der Fingerring auf das Stabphantom gesteckt), daß die Bezugsrichtung des Dosimeters mit der Normalen auf der Frontfläche des Phantoms zusammenfällt. Dann wird der Bezugspunkt des Dosimeters mit dem Bezugspunkt der Bestrahlungseinrichtung zur Deckung gebracht und schließlich die *Kombination Dosimeter und Phantom* um eine Achse durch den Bezugspunkt des Dosimeters so gedreht, daß die Bezugsrichtung des Dosimeters mit der Strahleneinfallrichtung der Bestrahlungsanlage den gewünschten Winkel bildet. Bei Beta- und Neutronenstrahlung wurde bereits früher auf Phantomen bestrahlt. Hier ändert sich nur die Form des Phantoms. Die für die Prüfungen zu verwendenden Prüfstrahlenqualitäten ändern sich durch die neuen Meßgrößen nicht, sie sind in ISO-Normen (ISO, 1989, 1992, 1993), DIN-Normen (DIN, 1992) und PTB-Anforderungen festgelegt.

Für Photonenstrahlung betrug der Durchmesser des Strahlungsfeldes bisher typisch 10 cm, jetzt sollte der Durchmesser des Strahlungsfeldes auf dem ISO-Wasser-Quaderphantom ca. 40 cm betragen. Dies erfordert in der Regel eine Vergrößerung des Abstandes zwischen Dosimeter und Strahlenquelle und verlängerte Bestrahlungszeiten (bis zu einem Faktor 10).

Soll mehr als ein Dosimeter gleichzeitig bestrahlt werden, so ist sicherzustellen, daß dies zu keiner Meßwertverfälschung führt.

Bei Prüfungen mit Photonenstrahlung ist auf die Einhaltung des Sekundärelektronengleichgewichts zu achten, wenn man die angegebenen Konversionsfaktoren anwendet. Es wird deshalb empfohlen, daß man gegebenenfalls, je nach Photonenenergie und Meßgröße, eine PMMA-Schicht bestimmter Stärke vor dem Dosimeter anbringt (vergl. Abschnitt 6.2.3).

Soll ein Dosimeter in Photonenstrahlungsfeldern verwendet werden, in denen frei in Luft kein Sekundärelektronengleichgewicht besteht, so ist dies bei der Prüfung zu berücksichtigen, z. B. sollte die Anzeige eines Fingerringdosimeters zur Messung von $H_p(0,07)$ bei Bestrahlung mit ^{60}Co Gammastrahlung davon abhängig sein, in wie weit frei in Luft Sekundärelektronengleichgewicht gegeben ist. Dies kann z. B. dadurch sichergestellt werden, daß Anforderungen für das Ansprechvermögen für Betastrahlung (Betastrahler $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ und ^{204}Tl) gestellt werden.

Der konventionell richtige Wert (siehe Abschnitt 6.2.2) der neuen Meßgrößen $H_p(10, \alpha)$ bzw. $H_p(0,07, \alpha)$ wird bei Photonenstrahlung mit Hilfe von Konversionsfaktoren aus der Photonen-Äquivalentdosis H_x , bei Neutronenstrahlung aus der Fluenz Φ bestimmt. Nur bei Betastrahlung erfolgt die Bestimmung von $H'(0,07, \alpha)$ direkt. Daten findet man in den Abschnitten 5.1 und 6.1.

Bei unverändertem Strahlungsfeld sollte sich die Anzeige von Personendosimetern zur Messung von $H_p(10)$ und $H_p(0,07)$ bei Drehung des Personendosimeters mit dem Winkel gemäß den Kurven in Abb. 6.2 bis 6.4 (auf S. 40 und 41) ändern.

Für Photonen-Personendosimeter können bereits vorhandene, durch Bestrahlungen frei in Luft gewonnene Prüfergebnisse nicht auf die neuen Meßgrößen umgerechnet werden.

7.2.3 Prüfung der Auswirkung von Einflußgrößen (außer Photonenenergie und Strahleneinfallrichtung)

Einige Prüfungen werden durchgeführt, um zu ermitteln, wie sehr der Meßwert durch sogenannte Einflußgrößen (z. B. Sonnenlicht, mechanischer Schock, Temperatur und Luftfeuchtigkeit) verändert wird. Diese Einflußgrößen sind jedoch selbst nicht Gegenstand der Messung. Bei der Prüfung wird das Dosimeter der betreffenden Einflußgröße (z. B. dem Sonnenlicht) ausgesetzt, während alle anderen Einflußgrößen möglichst unverändert in der Nähe ihrer Bezugswerte (Normalbedingungen) gehalten werden (siehe Abschnitte 5.2.1 und 6.2.2). Durch die Wirkung der Einflußgröße kann das Ansprechvermögen verändert werden, der noch zulässige Höchstwert dieser Veränderung des Ansprechvermögens ist z. B. in den PTB-Anforderungen festgelegt. Mit Ausnahme der Einflußgrößen Photonenenergie und Strahleneinfallrichtung spielt die Wahl der Meßgröße bei diesen Prüfungen keine Rolle, die relative Änderung des Meßwertes aufgrund der Einflußgrößen ist unabhängig von der Meßgröße selbst. Derartige Prüfungen können also z. B. wie bisher durch Bestrahlungen *frei in Luft* durchgeführt werden, als Meßgröße eignen sich sowohl H_x als auch $H^*(10)$ oder $H'(0,07)$. Für die Ermittlung des Vergleichswertes (Ansprechvermögen unter Bezugsbedingungen) muß dann selbstverständlich die gleiche Meßgröße verwendet werden. Bereits vorhandene Prüfergebnisse können für die neuen Meßgrößen unverändert übernommen werden.

7.2.4 Prüfung der Linearitätsabweichung

Bei der Prüfung der Linearität im Meßbereich wird der Maximal- und der Minimalwert des Ansprechvermögens innerhalb des Meßbereichs für die jeweiligen Meßgröße bestimmt, der Absolutwert des Ansprechvermögens spielt dabei keine Rolle. Diese Untersuchungen können auch mit jeder anderen Meßgröße durchgeführt werden, sofern die Meßsignale bzw. Anzeigen der jeweiligen Detektoren bei der Prüfung den gleichen Meßbereich überstreichen wie bei der vorgesehenen Meßgröße. Bereits vorhandene Meßwerte können für die neuen Meßgrößen unverändert übernommen werden.

7.3 Hinweise für Eichungen

7.3.1 Eichungen von Ortsdosimetern

Die Eichbedingungen werden bei der Bauartprüfung in Absprache mit den Eichbehörden von der PTB festgelegt. Ortsdosimeter werden für die Eichung weiterhin *frei in Luft* bestrahlt werden. Die Ermittlung des konventionell richtigen Wertes der Meßgröße wird wie in Abschnitt 5.2.2 beschrieben durchgeführt. Bereits vorhandene Eichwerte können auf die neuen Meßgrößen umgerechnet werden.

7.3.2 Eichungen von Personendosimetern

Die Eichbedingungen werden bei der Bauartprüfung in Absprache mit den Eichbehörden von der PTB festgelegt. Bestrahlungen für die Eichung von Personendosimetern müssen prinzipiell *auf einem Phantom* durchgeführt werden. In den meisten Fällen wird jedoch auch weiterhin eine Bestrahlung *frei in Luft* möglich sein. Für die „Eich-Strahlenqualität“ muß dazu schon bei der Bauartprüfung bestimmt werden, wie groß die Meßwertänderung zwischen Bestrahlungen auf dem Phantom und frei in Luft ist. Bei der Eichung wird der Meßwert dann mit diesem Faktor korrigiert. Dieser Faktor kann auch für bereits in Gebrauch befindliche Dosimeterbauarten bestimmt werden. Wird eine solche Bauart ohne konstruktive Änderung für die neuen Meßgrößen zugelassen, so können die alten Eichwerte auf die neuen Meßgrößen umgerechnet werden. Die Ermittlung des konventionell richtigen Wertes der Meßgröße wird wie in Abschnitt 6.2.2 beschrieben durchgeführt.

7.4 Vergleichsmessungen von Personendosimetern

Vergleichsmessungen von Personendosimetern für die nach Landesrecht zuständigen Meßstellen werden in Deutschland für Photonen- und Neutronendosimeter von der PTB durchgeführt. Für Photonendosimeter begründet die Eichordnung diese Vergleichsmessungen. Vergleichsmessungen für Neutronendosimeter, insbesondere für das Neutronen-Albedodosimeter, beruhen auf einem Beschluß des Fachausschusses Strahlenschutz des Länderausschusses Atomkernenergie. Nach der „Richtlinie über Anforderungen an Personendosismessstellen nach Strahlenschutzverordnung und Röntgenverordnung vom 26.4.1994“ (BMU, 1994b) werden ab 1.1.1995 außerhalb des Eichrechts auch Vergleichsmessungen für Betadosimeter erforderlich. Ihre Durchführung wird ebenfalls bei der PTB liegen.

An den Vergleichsmessungen für Photonendosimeter nehmen nur bauartzugelassene Dosimeter teil; deren meßtechnische Eigenschaften sind aus der Zulassung bekannt. Das wesentliche Ziel der Vergleichsmessungen ist die Überprüfung der Meßbeständigkeit und Meßrichtigkeit in der Routine. Hierzu werden alle Bestrahlungen nach dem gleichen Verfahren wie bei der Bauartprüfung durchgeführt: für die bisher für die alten Meßgrößen zugelassenen Dosimeter bedeutet dies, daß sie weiterhin *frei in Luft* bestrahlt werden; für die in Zukunft für die neuen Meßgrößen zugelassenen Dosimeter folgt entsprechend, daß die Bestrahlungen bei den Vergleichsmessungen *auf Phantomen* durchgeführt werden.

An den Vergleichsmessungen für Beta- und Neutronendosimeter nehmen zukünftig alle Dosimeter-Bauarten teil, die von den Personendosismessstellen verwendet werden (BMU, 1994b). Für das bereits bisher in Vergleichsmessungen untersuchte Albedodosimeter wurde die in der ICRU-Kugel definierte Meßgröße $H'(10)$ zugrundegelegt. Die für diese Meßgrößen von Alberts und Kluge (1993) benutzten Konversionsfaktoren unterscheiden sich von denen für $H_p(10)$ für alle Einstrahlungsrichtungen. Der Übergang zu der neuen Meßgröße $H_p(10)$ (im Quaderphantom) wird zu neuen Kalibrierfaktoren führen, die bei zukünftigen Vergleichsmessungen zu berücksichtigen sind, aber keine erheblichen Auswirkungen auf die Eignung von Personendosimetern erwarten lassen.

Bei zukünftigen Vergleichsmessungen werden Beta-Dosimeter ebenfalls nur auf Phantomen bestrahlt, dies bedeutet eine Fortsetzung der bisherigen Praxis.

8 Übergangsregelungen

Die Verwendung der neuer Meßgrößen ab 01.01.1995 führt nicht dazu, daß die bisher verwendeten Strahlenschutzdosimeter kurzfristig ersetzt werden müssen. Für eine Übergangsfrist, deren Zeitdauer noch nicht festgelegt ist, können die Meßgrößen nebeneinander verwendet werden.

Die PTB hat den Bundesminister für Wirtschaft gebeten, alle im Rahmen der Eichpflicht erforderlichen Schritte einzuleiten, die für eine Einführung der neuen Meßgrößen ab dem 1.1.1995 notwendig sind. In dem PTB-Vorschlag ist enthalten, daß in einer Übergangszeit bis zum 31.12.1997 auch noch Meßgeräte zur Anzeige der Photonen-Äquivalentdosis zugelassen werden können und daß Ersteichungen für diese Meßgröße bis zum 31.12.2000 zulässig sind.

Eine Umrechnung der bisherigen Daten aus der personendosimetrischen Routineüberwachung ist nach den Empfehlungen der ICRP (ICRP, 1991) nicht erforderlich, d.h. Meßwerte in den alten Meßgrößen werden in gleicher Weise wie die in den neuen den Körperdosen gleichgesetzt, solange die Überprüfungsschwellen nicht überschritten sind. Mit den Meßwerten wird gemäß der Richtlinie für die Physikalische Strahlenschutzkontrolle (BMU, 1994a) weiter verfahren wie bisher.

9 Literatur

- ALBERTS, W.G. und KLUGE, H. (1993). „PTB-Vergleichsmessungen an Personendosimetern für Neutronenstrahlung“, PTB-Bericht PTB-N-15, Braunschweig.
- ALBERTS, W.G., BÖHM, J., KRAMER, H.-M., ILES, W.J., McDONALD, J., SCHWARTZ, R.B. und THOMPSON, I.M.G. (1994). „International Standardization of Reference Radiations and Calibration Procedures for Radiation Protection Instruments“, in *Strahlenschutz: Physik und Meßtechnik*, Band 1, Hrsg. W. Kölzer, R. Maushart, S. 181-188, ISSN 1013-4506, Verlag TÜV Rheinland GmbH, Köln.
- AMBROSI, P.; BÖHM, J.; HENKEL, U. und RITZENHOFF, K.H. (1988). „Experimental Studies on Solid-state Detectors for Use in Discriminating Individual Dosimeters“, *PTB-Mitt.* **98**, S. 138-142.
- BMA (1987). Bundesministerium für Arbeit, *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung)*, Bundesgesetzblatt I, Nr. 3, S. 114.
- BMU (1989). Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung)*, Bundesgesetzblatt I, Nr. 34, S. 1321.
- BMU (1994a). Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, *Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung von Körperdosen (§§ 62, 63, 63a StrlSchV; §§ 35, 35a RöV)*. GMBI **45**, Nr. 7, S. 286-307.
- BMU (1994b). Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, *Richtlinie über Anforderungen an Personendosismessstellen nach Strahlenschutzverordnung und Röntgenverordnung vom 26.4.1994*. GMBI (im Druck).
- BMW (1988). Bundesministerium für Wirtschaft, *Eichordnung vom 12. August 1988*, Bundesgesetzblatt I, S. 1657, zuletzt geändert durch die *Verordnung zur Änderung der Eichordnung vom 24. September 1992* Bundesgesetzblatt I, S. 1653.
- BMW (1992). Bundesministerium für Wirtschaft, *Anlage 23 zur Eichordnung*, Eichordnung, Strahlenschutzmeßgeräte, Anlage 23 zur Eichordnung, Ausgabe 1990 mit Ergänzung 1992, Deutscher Eichverlag, Braunschweig.
- DIN (1985). Deutsches Institut für Normung e. V., *Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Dosisgrößen und Dosiseinheiten*, DIN 6814, Teil 3, Beuth Verlag, Berlin.
- DIN (1988). Deutsches Institut für Normung e. V., *Strahlenschutzdosimeter - Thermolumineszenzdosimetrie-Systeme*, DIN 6818, Teil 6, Ausgabe 12.88, Beuth Verlag, Berlin.
- DIN (1992a). Deutsches Institut für Normung e. V., *Strahlenschutzdosimeter - Allgemeine Regeln*, DIN 6818, Teil 1, Ausgabe 04.92, Beuth Verlag, Berlin.
- DIN (1992b). Deutsches Institut für Normung e. V., *Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Dosisgrößen und Dosiseinheiten*, Entwurf DIN 6814, Teil 3 A 1, 10.92, Beuth Verlag, Berlin.
- DIN (1992c). Deutsches Institut für Normung e. V., *Strahlenschutzdosimeter - Direkt ablesbare Ionisationskammer- Stabdosimeter für Gamma und Röntgenstrahlen*, DIN 6818, Teil 2, Ausgabe 10.92, Beuth Verlag, Berlin.
- DIN (1993). Deutsches Institut für Normung e. V., *Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik; Dosisgrößen und Dosiseinheiten*, Manuskript Entwurf DIN 6814, Teil 3 A2, Stand April 1993, Normenausschuß Radiologie, Erlangen.
- DIN (1994a). Deutsches Institut für Normung e. V., *Strahlenschutzdosimeter - Tragbare Zählrohrdosimeter für Gamma und Röntgenstrahlen*, DIN 6818, Teil 5, Ausgabe 01.94, Beuth Verlag, Berlin.
- DIN (1994b). Deutsches Institut für Normung e. V., *Strahlenschutzdosimeter - Filmdosimetrie-Systeme*, DIN 6818, Teil 10, Manuskript Entwurf, Normenausschuß Radiologie, Erlangen.
- DIN (1994c). Deutsches Institut für Normung e. V., *Strahlenschutzdosimeter - Allgemeine Regeln*, Manuskript Entwurf DIN 6818, Teil 1 A1, Normenausschuß Radiologie, Erlangen.
- EU (1994). Kommission der Europäischen Gemeinschaften, *Technical recommendations for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation*, Report EUR 14852 EN, Luxembourg.

- EU (1993). Rat der Europäischen Gemeinschaften, *Richtlinie zur Festlegung der grundlegenden Sicherheitsnormen für den Schutz der Gesundheit der Arbeitskräfte und der Bevölkerung gegen die Gefahren durch ionisierende Strahlen*, Kommissionsvorschlag KOM(93), Ratsdok. 8305/93, Brüssel.
- FERRARI, A. und PELLICIONI, M. (1994). „On the Conversion Coefficients from Fluence to Ambient Dose Equivalent“, *Radiat. Prot. Dosim.* **51**, 251-255.
- GROSSWENDT, B. (1990). „Conversion Coefficients for Calibrating Individual Photon Dosimeters in Terms of Dose Equivalents Defined in an ICRU Tissue Cube and PMMA Slabs“, *Radiat. Prot. Dosim.* **32**, 219-231.
- GROSSWENDT, B. (1991). „The Angular Dependence and Irradiation Geometry Factor for the Dose Equivalent for Photons in Slab Phantoms of Tissue-Equivalent Material and PMMA“, *Radiat. Prot. Dosim.* **35**, 221-235.
- GROSSWENDT, B. (1992). „Coefficients for the Conversion of Air Collision Kerma to Dose Equivalent for the Calibration of Individual Dosimeters in X Ray Fields“, *Radiat. Prot. Dosim.* **40**, 169-184.
- GROSSWENDT, B. (1994a). „Angular-Dependence Factors and Kerma-to-Dose-Equivalent Conversion Coefficients for Cylindrical Phantoms Irradiated by Plane-Parallel, Extended Monoenergetic Photon Beams“, to be published in *Radiat. Prot. Dosim.*
- GROSSWENDT, B. (1994b). „Angular-Dependence Factors and Kerma-to-Dose-Equivalent Conversion Coefficients for 1,9 cm Rod and 7,3 cm Pillar Phantoms Irradiated by Extended Monodirectional X-Ray Beams“, to be published in *Radiat. Prot. Dosim.*
- GROSSWENDT, B. und CHARTIER, J.-L. (1994). „Fluence-to Absorbed-Dose Conversion Coefficients and Angular-Dependence Factors for 4-Element ICRU Tissue, Water and PMMA Slab Phantoms Irradiated by Broad Electron Beams“, zur Veröffentlichung eingereicht als PTB-Bericht, Braunschweig.
- GROSSWENDT, B. und HOHLFELD, K. (1982). „Angular Dependence of Specified Depth Dose Equivalent Quantities in the ICRU Sphere For Photon Radiation“, *Radiat. Prot. Dosim.* **3**, 169-174.
- HARVEY, J.R. (1975). „An Approach to the Surveying of Radiation Environments for Radiation Protection Purposes“, *Phys. Med. Biol.* **20**, 1003-1006
- HELMSTÄDTER, K., und BÖHM, J., (1992). „The PTB Beta Secondary Standard for the Absorbed Dose to Tissue“ in *Radiation Protection Physics*, Proceedings of the 24th International Symposium on Radiation Protection Physics, Gaussig (bei Dresden), Hrsg. Dresden University of Technology, Institute of Radiation Protection Physics, S. 259-269
- ICRP (1969). International Commission on Radiological Protection, *Protection against Ionizing Radiation from External Sources*, ICRP Publication 15, ICRP.
- ICRP (1971). International Commission on Radiological Protection, *Data for Protection against Ionizing Radiation from External Sources*. ICRP Publication 21, ICRP.
- ICRP (1977). International Commission on Radiological Protection, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publication 26, Annals of ICRP 1, Nr.3.
- ICRP (1991). International Commission on Radiological Protection, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, Annals of ICRP 21, Nr.1-3.
- ICRP (1993). International Commission on Radiological Protection, *Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission 1990*. Bundesamt für Strahlenschutz (Hrsg.), Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Jena, New York.
- ICRU (1962). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Radiation Quantities and Units*. ICRU Report 10a, NBS Handbook **84**, Washington, D.C..
- ICRU (1973). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Dose Equivalent*, ICRU Report 19S, (*Supplement to ICRU Report 19*). ICRU Publications, Bethesda, MD.
- ICRU (1980). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Radiation Quantities and Units*, ICRU Report 33,“ ICRU Publications, Bethesda, MD.
- ICRU (1985). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources*, ICRU Report 39, ICRU Publications, Bethesda, MD.

- ICRU (1988). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources - Part 2*, ICRU Report 43, ICRU Publications, Bethesda, MD.
- ICRU (1992). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*. ICRU Report 47, ICRU Publications, Bethesda, MD.
- ICRU (1993). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. ICRU Report 51, ICRU Publications, Bethesda, MD.
- IEC (1990). International Electrotechnical Commission, *Portable Neutron Dose Equivalent Rate Meters for Use in Radiation Protection*, IEC-Standard 1005
- IEC (1994). International Electrotechnical Commission, *Direct Reading Personal Dose Equivalent and/or Dose Equivalent Rate Meters for the Measurements of Personal Dose Equivalents $H_p(10)$ and $H_p(0,07)$ for X, Gamma and Beta Radiation*, IEC SC 45 B WG 8 - WD 1
- ISO (1989). International Standards Organisation, *Neutron Reference Radiations for Calibrating Neutron Measuring Devices used for Radiation Protection Purposes and for Determination their Response as a Function of Neutron Energy*, ISO-Standard 8529.
- ISO (1992). International Standards Organisation, *X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosimeters and Dose Ratemeters and for Determination their Response as a Function of Photon Energy - Part 1: Characteristics of the radiation and their Methods of production*, International Organization for Standardisation, ISO-Standard Committee Draft ISO/CD 4037-1.
- ISO (1993). International Standards Organisation, *Reference Beta Radiations for Calibrating Dosimeters and dose-rate Meters and for Determining their Response as a Function of Beta Radiation Energy - ISO Draft International Standard ISO/DIS 6980*.
- ISO (1994a). International Standards Organisation, *Reference Photon Radiations: Calibration of Area and Personal Dosimeters and the Determination of their Response as a Function of Photon Energy and Angle of Incidence*, ISO-Standard Committee Draft ISO/CD 4037-3.
- ISO (1994b). International Standards Organisation, *Reference Neutron Radiations: Calibration of Area and Personal Dosimeters and the Determination of their Response as a Function of Neutron Energy and Angle of Incidence*, ISO TC85/SC2 Standard 8529-3 (in Vorbereitung)
- KRAMER, H. M. BÖHM, J., ILES, W.J., und THOMPSON, I.M.G. (1994). „On the Current Status of an ISO Working Document on the Calibrating and Type-Testing of Radiation Protection Dosimeters for Photons“, Paper presented during the CEC/EURADOS Workshop in Villigen (Switzerland) 5-7 May 1993, to be published in *Radiat. Prot. Dosim.*
- KRAMER, H. M., BÜERMANN, L., HOHLFELD, K., und SELBACH, H.J. (1994). „Wie verändern sich die Meßwerte der Ortsdosisleistung beim Übergang von ‘alten’ zu ‘neuen’ Meßgrößen?“ in *Strahlenschutz: Physik und Meßtechnik*, Band 1, Hrsg. W. Kölzer, R. Maushart, S. 189-194, ISSN 1013-4506, Verlag TÜV Rheinland GmbH, Köln.
- MARSHALL, M., THOMAS, D.J., PERKS, C.A., und NAISMITH, O.F. (1994). „Radiation Quantities: Significance of the Angular and Energy Distribution of the Radiation Field“, Workshop „Individual Monitoring of Ionizing Radiation: The Impact of Recent ICRP and ICRU Publications“ Villigen, 1993, *Radiat. Prot. Dosim.* To be published
- NRPB (1993). „Dose Quantities for Protection Against External Radiations“, *Documents of the NRPB*, Vol. 4 No 3, Chilton, Didcot, Oxon Ox ORQ1
- PTB (1992). Physikalisch-Technische Bundesanstalt, „PTB-Anforderungen PTB-A 23.1 bis 23.4“, Eichordnung, Strahlenschutzmeßgeräte, Anlage 23 zur Eichordnung, Ausgabe 1990 mit Ergänzung 1992, Deutscher Eichverlag, Braunschweig.
- REICH, H. (1980). „Neue Meßgröße für Strahlenschutzdosimeter für Photonenstrahlung“, *PTB-Mitt.* **90**, 290-292.
- SELBACH, H.J., HOHLFELD, K., und KRAMER, H. M. (1984). „Radiation Characteristics of Dose Equivalent Meters“ *Compacts 6th Int. Congr. International Radiation Protection Association*, Berlin, S. 1178-1180, Verlag TÜV Rheinland GmbH, Köln.

- SIEBERT, B.R.L. (1994). Persönliche Mitteilung, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Laboratorium 7.51 „Theoretische Neutronenmetrologie“, Bundesallee 100, 38116 Braunschweig. Veröffentlichung in Vorbereitung.
- SIEBERT, B.R.L., ALBERTS, W.G., HOLLNAGEL, R.A., LEUTHOLD, G., und SCHRAUBE, H. (1994). „A proposal to revise the radiation weighting factors for neutrons on the basis of new calculations“, Letter to the editor, *Radiat. Prot. Dosim.* (Eingereicht Juni 1994)
- SSK (1991). Strahlenschutzkommission, „Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Bestrahlung durch Photonenstrahlung und Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Bestrahlung durch Elektronen, insbesondere durch β -Strahlung“, Zweite, durchgesehene Auflage, *Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission*, Band **3**, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Jena, New York.
- SSK (1993). Strahlenschutzkommission, „Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit. Anforderungen an Personendosimeter; Empfehlung der Strahlenschutzkommission“, *BGBI.* Teil II Nr. **207** 9817-9819
- SSK (1994). Strahlenschutzkommission, „Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition“, Entwurf einer Neufassung, *Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission*, Band **3**, in Vorbereitung.
- WAGNER, S.R., GROSSWENDT, B., HARVEY, J.R., MILL, A.J., SELBACH, H.-J. und SIEBERT, B.R.L.(1985). „Unified Conversion Functions for the new ICRU Operational Radiation Protection Quantities“, *Radiat. Prot. Dosim.* **12**, 231-235.