Veröffentlichungen
der Strahlenschutzkommission • Band 43

Herausgegeben vom Bundesministerium für
Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit

Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen bei äußerer Strahlenexposition

3., überarbeitete Auflage und erweiterte Auflage

Redaktion: Dr. O. Sarenio

Geschäftsstelle der Strahlenschutzkommission
beim Bundesamt für Strahlenschutz
Postfach 12 06 29
53048 Bonn

Bibliografische Informationen Der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie;
detaillierte bibliografische Daten sind im Internet unter http://dnb.ddb.de abrufbar.

ISBN 978-3-943422-43-6

© Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit · 2017

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung unzulässig und strafbar. Dies gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Satz und Layout: C. Siepenkötter, Bundesamt für Strahlenschutz, Bonn
Druck und Verarbeitung: Bonifatius GmbH Druck - Buch – Verlag, Paderborn

ClimatePartner°
klimaneutral
Druck | ID 53323-1708-1002

Vertrieb: Schnelle Verlag, Kleinmachnow, Telefon: +49 33203 30 58 10,
http://www.schnelle-verlag.de
Printed in Germany

Inhalt

Vorwort zur 1. Auflage....1

Vorwort zur 2., überarbeiteten Auflage 3

Vorwort zur 3., überarbeiteten und erweiterten Auflage....5

1 Einleitung 7

1.1 Vorbemerkung 7

1.2 Anwendungsbereich der Berechnungsgrundlage 8

1.3 Körper-Äquivalentdosen für den Strahlenschutz.... 9

2 Begriffe 11

2.1 Vorbemerkung 11

2.2 Körper-Äquivalentdosis.... 11

2.2.1 Organ-Äquivalentdosis.... 11

2.2.1.1 Augenlinsen-Äquivalentdosis.... 12

2.2.1.2 Haut-Äquivalentdosis.... 13

2.2.2 Effektive Dosis 14

2.3 Mess-Äquivalentdosis 16

2.3.1 Ortsdosis.... 16

2.3.1.1 Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ 17

2.3.1.2 Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0,07;\vec{\Omega})$ 17

2.3.1.3 Richtungs-Äquivalentdosis in 3 mm Tiefe $H'(3;\vec{\Omega})$ 18

2.3.2 Personendosis 18

2.4 Weitere Begriffe.... 19

2.4.1 Dosisleistungskonstante 19

2.4.2 Kenndosisleistung.... 20

2.4.3 Konversionsfaktor 20

2.5 Einheiten.... 20

3 Photonenstrahlung 21

3.1 Ermittlung von Orts- und Personendosen 21

3.1.1 Messung der Ortsdosis 21

3.1.2 Berechnung der Orts- und Personendosisleistung aus Daten der Strahlungsquelle 29

3.1.3 Messung der Personendosis 32

3.1.4 Bestimmung der Ortsdosis aus der Personendosis 32

3.2 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis 35

3.2.1 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Ortsdosis 35

3.2.2 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Personendosis 58

3.3 Ermittlung der Augenlinsen-Äquivalentdosis 60

3.4 Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen nach Teilkörperexposition bzw. nach inhomogener Exposition 62

3.5 Berechnungsbeispiele 63

4 Neutronenstrahlung 67

4.1 Ermittlung von Orts- und Personendosen 67

4.1.1 Messung der Ortsdosis 67

4.1.2 Messung der Personendosis 68

4.1.3 Bestimmung von Neutronenspektren 68

4.1.4 Berechnung der Orts- und Personendosis aus Strahlungsfeldgrößen 69

4.1.5 Relation zwischen Orts- und Personendosis 69

4.2 Berechnung von Körper-Äquivalentdosen 72

4.2.1 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Neutronenfluenz 72

4.2.2 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus Orts- und Personendosis 92

4.3 Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen nach Teilkörperexposition 94

4.4 Berechnungsbeispiele 96
4.4.1 Berechnung von Konversionsfaktoren 96
4.4.2 Berechnung von Körper-Äquivalentdosen 100

5 Elektronenstrahlung 103
5.1 Allgemeines 103
5.2 Messung der Ortsdosis 103
5.3 Ermittlung der Personendosis 104
5.3.1 Messung der Personendosis 104
5.3.2 Ermittlung der Personendosis aus der Ortsdosis 104
5.4 Berechnung von Körper-Äquivalentdosis und Personendosis aus Daten der Strahlungsquelle 105
5.4.1 Vorbemerkung 105
5.4.2 Dosisleistung erzeugt durch eine Punktquelle 106
5.4.3 Dosisleistung erzeugt durch eine Flächenquelle 109
5.4.4 Dosisleistung innerhalb eines kontaminierten Luftvolumens 115
5.4.5 Berücksichtigung der Kapselung der Strahlungsquelle 117
5.5 Berechnung von Körper-Äquivalentdosen aus Orts- und Personendosen 121
5.5.1 Organ-Äquivalentdosis oberflächennaher Organe 121
5.5.2 Lokale Haut-Äquivalentdosis und Organ-Äquivalentdosis der Extremitäten 126
5.5.3 Augenlinsen-Äquivalentdosis 127
5.6 Berechnungsbeispiele 130

6 Gemischte Strahlungsfelder 133

7 Abschätzung der Körper-Äquivalentdosis bei Kontamination der Hautoberfläche 137
7.1 Vorbemerkung 137
7.2 Großflächige Kontamination 138
7.3 Kleinflächige Kontamination 144

7.4 Berechnungsbeispiel 171

Anhang 1:
Konzept der Dosisgrößen im Strahlenschutz gemäß (DIN 6814-3) 175

Anhang 2:
Modelle für die Berechnung der Körper-Äquivalentdosis 179

Anhang 3:
Begriffe für Bestrahlungsgeometrien 189

Anhang 4:
Ausgewählte Neutronenspektren 193

Anhang 5:
Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen unter Verwendung der ICRP-Publikation 60 205

Anhang 6:
Photonen-Äquivalentdosis H_X 215

Anhang 7:
Liste häufig verwendeter Symbole 219

Literaturverzeichnis 225

Tabellenverzeichnis 239

Abbildungsverzeichnis 243

Vorwort zur 1. Auflage

Messungen im Strahlenschutz sollen sicherstellen, daß die gesetzlich festgelegten Grenzwerte der Körperdosen nicht überschritten werden und darüber hinaus die Strahlenexposition von Personen so gering wie möglich bleibt.

Dazu werden

- die Personendosen an den strahlenexponierten Personen gemessen und
- Messungen der Ortsdosisleistungen an den Stellen vorgenommen, an denen sich Personen aufhalten können.

Nur wenn diese „Überwachungsdaten", d. h. die gemessene oder eine aus Ortsdosisleistung und Aufenthaltszeit umgerechnete Personendosis oberhalb bestimmter Überprüfungsschwellen liegen, ist es erforderlich, Körperdosen, d. h. effektive Dosis oder Organdosen, unter Berücksichtigung der jeweiligen Expositionsbedingungen zu ermitteln.

Der Band 3 der Veröffentlichungen der Strahlenschutzkommission (1986, 2. Auflage 1991) enthält Berechnungsgrundlagen für Photonen- und Elektronenstrahlung. Die Neudefinition der „effektiven Dosis" auf der Grundlage von dreizehn Organen und Geweben gegenüber bisher sieben mit geänderten Gewebe-Wichtungsfaktoren und die Einführung neuer Meßgrößen für die Personen- und für die Ortsdosis erforderten eine vollständige Neubearbeitung der Berechnungsgrundlage.

Bei dieser Gelegenheit wurden die Neutronenstrahlung in die Berechnungsgrundlage aufgenommen und Abschnitte über gemischte Strahlungsfelder und die Abschätzung der Körperdosis bei Kontamination der Hautoberfläche hinzugefügt.

Die in dieser Berechnungsgrundlage vorgelegten Daten stützen sich weitgehend auf die von der ICRP und der ICRU publizierten Konversionsfaktoren. Der Zusammenhang der neuen Meßgrößen mit den bisher im Strahlenschutz benutzten ist soweit erforderlich wiedergegeben.

Nach wie vor soll die Berechnungsgrundlage eine Hilfe bei der Erfüllung der Vorschriften der Strahlenschutzverordnung, der Röntgenverordnung sowie der zugehörigen Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle sein.

Die Berechnungsgrundlage ist von einer Arbeitsgruppe des Ausschusses „Strahlenschutztechnik“ der Strahlenschutzkommission erstellt worden, der die Herren

W. G. Alberts[1], G. Dietze[1], M. Heinzelmann[2], K. Hohlfeld[1], E. Piesch[3], D. F. Regulla[4], H. Schraube[4] und S. R. Wagner[5]

angehörten.

Den Damen

U. Fill[4] und M. Zankl[4] sowie

den Herren

P. Ambrosi[1], J. Böhm[1] und B. R. L. Siebert[1]

sei für tatkräftige Hilfe bei den Rechnungen und bei der Erstellung der Abbildungen gedankt, Herrn

G. H. Schnepel[6]

für den unermüdlichen Einsatz bei der Vor- und Nachbereitung der Arbeitsgruppensitzungen und ihrer Durchführung sowie bei der Redaktion dieses Bandes. Um die mühevolle Überführung des Entwurfes der Arbeitsgruppe in die endgültige Form hat sich Herr W. G. Alberts besonders verdient gemacht. Frau

C. Siepenkötter[6]

sei für die gewissenhafte und sorgfältige Anfertigung der technisch anspruchsvollen Druckvorlage gedankt.

Braunschweig, März 1998

Siegfried R. Wagner
Vorsitzender der
Arbeitsgruppe

[1] Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 38023 Braunschweig
[2] Max-Planck-Str. 1, 52428 Jülich
[3] Württemberger Str. 5, 76344 Eggenstein-Leopoldshafen
[4] GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, 85764 Neuherberg
[5] Bergiusstraße 2d, 38116 Braunschweig
[6] SSK-Geschäftsstelle beim Bundesamt für Strahlenschutz, 53048 Bonn

Vorwort zur 2., überarbeiteten Auflage

Nachdem die 1. Auflage der Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition im Jahre 2000 erschienen war, sind die neue Strahlenschutzverordnung (2001) und die neue Röntgenverordnung (2002) in Kraft getreten. Deshalb musste auch der Text der Berechnungsgrundlage überarbeitet werden. Dabei sind die Hinweise auf die Strahlenschutzverordnung von 1989 und die anderen inzwischen geänderten Regelwerke – Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle, Eichordnung, DIN-Normen – entfernt und durch Hinweise auf die jeweils neuen Regelwerke ersetzt worden. Außerdem wurde der Text den Begriffsbestimmungen der neuen Norm DIN 6814-3 (2001) angepasst. Dabei war unter anderem zu berücksichtigen, dass der Begriff Teilkörperdosis durch Organdosis ersetzt worden ist. Die Einleitung der Berechnungsgrundlage wurde neu geschrieben.

Die für die Berechnungsgrundlage verwendeten Ausgangsdaten und die darauf beruhenden Berechnungen sind unverändert geblieben. Bei der Überarbeitung sind gegenüber der 1. Auflage redaktionelle Verbesserungen vorgenommen und sachliche Fehler bereinigt worden. So sind in der Abbildung 3.5 die Zuordnung der Erläuterungen für die beiden Kurvenverläufe, in der Abbildung 3.6 die Lage der Kurve für rotierenden Strahlungseinfall, in den Abbildungen 4.7 bis 4.20 die Beschriftungen berichtigt und die Abbildung 5.7 durch eine neue ersetzt worden.

Die vorliegende Berechnungsgrundlage entspricht damit dem Stand der derzeit gültigen Verordnungen sowie der anderen Vorschriften und Normen. Die zum Zeitpunkt der 1. Auflage geltende Rechtschreibung wurde jedoch beibehalten.

Braunschweig und Bonn, im September 2005

Wolfgang G. Alberts Gerd Henning Schnepel

Vorwort zur 3., überarbeiteten und erweiterten Auflage

Seit der letzten Überarbeitung der Berechnungsgrundlage für die Ermittlung von Körperdosen bei äußerer Strahlenexposition sind mehr als zehn Jahre vergangen. In dieser Zeit haben sich erhebliche Änderungen sowohl bei den radiologischen Basisdaten als auch bei den rechtlichen Rahmenbedingungen im Strahlenschutz ergeben. Dazu zählen unter anderem die von der ICRP empfohlene drastische Senkung des Grenzwertes für die Organ-Äquivalentdosis der Augenlinse und die geänderten Strahlungs- und Gewebewichtungsfaktoren. Deshalb musste auch der Text der Berechnungsgrundlage erneut überarbeitet werden.

Mit der Veröffentlichung der Richtlinie 2013/59/Euratom des Rates vom 5. Dezember 2013 zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung wurden die rechtlichen Grundlagen im Strahlenschutz für die Mitgliedstaaten der Europäischen Union einheitlich und verbindlich festgelegt. Die Umsetzung der Richtlinie in nationales deutsches Recht ist auf den Weg gebracht. Die derzeit absehbaren Änderungen gegenüber den gültigen Strahlenschutz-Regeln sind in die Neuauflage eingearbeitet worden, auch wenn in der Übergangszeit bis zum Inkrafttreten des neuen Regelwerkes die entsprechenden Hinweise auf die rechtlichen Regelungen noch nicht möglich sind.

Die für die Berechnungsgrundlage verwendeten Ausgangsdaten und die darauf beruhenden Berechnungen sind – soweit neuere Daten verfügbar waren – aktualisiert worden, um den Übergang zu den neuen Strahlenschutz-Regeln vorzubereiten und die Gültigkeit der Berechnungsgrundlage über diesen Zeitraum hinaus sicherzustellen. Zur Erleichterung der Nutzung dieser Berechnungsgrundlage wird im Anhang 5 die Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen unter Verwendung der ICRP-Publikation 60 dargestellt und im Anhang 6 der Anwendungsbereich der Messgröße Photonen-Äquivalentdosis H_x erläutert.

Der Text wurde auch den präzisierten Begriffsbestimmungen der neuen Norm (DIN 6814-3) angepasst. Das Konzept der Dosisgrößen im Strahlenschutz gemäß (DIN 6814-3) wird im Anhang 1 dargestellt. Die Modelle für die Berechnung der Körper-Äquivalentdosis (ICRP 2009, ICRP 2010) finden sich im Anhang 2.

Die vorliegende Berechnungsgrundlage entspricht damit dem Stand der Wissenschaft.

Braunschweig und Bonn, im Mai 2016

Herbert Janßen Olaf Sarenio

1 Einleitung

1.1 Vorbemerkung

Für beruflich strahlenexponierte Personen gelten die in der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV 2001; RöV 2002) festgelegten Grenzwerte für die effektive Dosis und für bestimmte Organ-Äquivalentdosen. Diese Körper-Äquivalentdosen sind aber nicht messbar. Stattdessen werden im Rahmen von Strahlenschutzmessungen vorgeschriebene Überwachungsdaten (Personendosen oder Ortsdosen) ermittelt, die Schätzwerte für die Körper-Äquivalentdosen darstellen.

In der vorliegenden Berechnungsgrundlage zur Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen bei externer Bestrahlung wird von den phantombezogenen Dosismessgrößen ausgegangen. Da im Anwendungsbereich der Röntgenverordnung bei Messungen der Ortsdosis bis zum 31. Juli 2016 auch noch die Verwendung der Photonen-Äquivalentdosis H_X zulässig war, wird im Anhang 6 auch auf diese Messgröße eingegangen.

Bei den Körper-Äquivalentdosen werden die von der ICRP (2007) vorgeschlagenen Größen Organ-Äquivalentdosis H_T und effektive Dosis E[1] (ICRP 2007; DIN 6814-3:2016-08; Euratom 2014) verwendet, die die von der ICRP Publikation 103 (ICRP 2007) empfohlenen Strahlungs-Wichtungsfaktoren und Gewebe-Wichtungsfaktoren enthalten.

Die in dem vorliegenden Bericht angegebenen Konversionsfaktoren beruhen auf Rechnungen für Phantome (siehe Anhang 2). Die Daten stammen zum Teil aus einer Bewertung und Mittelung verschiedener berechneter Datensätze. Dies wurde von einer internationalen Expertengruppe durchgeführt, und die dort vorgelegten Daten werden von der ICRP zur Anwendung empfohlen (ICRP 2010). Die in diesem Bericht angegebenen Daten entsprechen denen jener Veröffentlichung.

[1] Die Strahlenschutzverordnung (StrlSchV 2001) enthält das auch international eingeführte Symbol E für die effektive Dosis. Auf Verwechslungsmöglichkeiten mit dem ebenfalls international üblichen Gebrauch des Symbols E auch für die Energie (Strahlungsenergie, Teilchenenergie) wird hingewiesen.

Die auf der Basis eines anthropomorphen Phantoms berechneten Konversionsfaktoren für die Körper-Äquivalentdosen stellen repräsentative Werte für Erwachsene dar (siehe Anhang 2). Sie berücksichtigen keine individuellen Schwankungen, z. B. infolge von Unterschieden bei Gewicht und Größe. Für die Belange des Strahlenschutzes ist die Anwendung dieser Faktoren ausreichend. Sie werden deshalb zur allgemeinen Verwendung bei der Ermittlung der Körper-Äquivalentdosis empfohlen.

Die Konversionsfaktoren werden vereinbarungsgemäß als frei von Unsicherheiten angesehen. Bei der Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen nach dieser Berechnungsgrundlage kommen jedoch die Unsicherheiten der Eingangsdaten (Ortsdosen, Personendosen, Energie- und Richtungsverteilung der Teilchenfluenz im Strahlungsfeld, Bestrahlungsgeometrie usw.) in Betracht. Will man die Unsicherheit einer derart ermittelten Körper-Äquivalentdosis abschätzen, so ist eine sorgfältige Analyse aller Eingangsdaten und Einflussgrößen notwendig.

1.2 Anwendungsbereich der Berechnungsgrundlage

Der Anwendungsbereich der Berechnungsgrundlage ergibt sich aus Teil I der Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle (BMU 2003). Die Richtlinie behandelt nicht nur Kriterien für den Einsatz der verschiedenen Verfahren zur Ermittlung von Personendosen und anderen Überwachungsdaten, sondern sie legt auch fest, in welchen Fällen aus diesen Daten Körper-Äquivalentdosen zu berechnen sind. Sinngemäß heißt es dort:

- Die Bewertung der ermittelten Personendosen erfolgt auf der Grundlage von Überprüfungsschwellen, die in Tabelle 2 der Richtlinie angegeben sind. Unterschreitet die gemessene Personendosis die betreffende Überprüfungsschwelle, gilt der Wert der Personendosis als Körper-Äquivalentdosis (§ 41 Absatz 3 Satz 3 StrlSchV, § 35 Absatz 4 Satz 4 RöV).
- Überschreitet die gemessene Personendosis die entsprechende Überprüfungsschwelle, jedoch nicht den zugehörigen Jahresgrenzwert der Körper-Äquivalentdosis nach § 55 StrlSchV (StrlSchV 2001) und § 31a RöV (RöV 2002), und liegen weder Fehlanzeigen noch nicht bestimmungsgemäßer Gebrauch vor und weichen die Expositionsbedingungen und der Trageort des Dosimeters von den Nenngebrauchsbedingungen nicht ab, gilt die gemessene Personendosis als Körper-Äquivalentdosis.

Andernfalls ist eine Ersatzdosis festzulegen oder die Körper-Äquivalentdosis ist gemäß dieser Berechnungsgrundlage zu berechnen.

– Besteht auf Grund der gemessenen Personendosis der Verdacht, dass ein Jahresgrenzwert der Körper-Äquivalentdosis überschritten wird, ist die Körper-Äquivalentdosis gemäß dieser Berechnungsgrundlage unter Berücksichtigung der Expositionsbedingungen zu berechnen (Abschnitt 5.3 der Richtlinie).

1.3 Körper-Äquivalentdosen für den Strahlenschutz

Im Allgemeinen werden eine oder mehrere der folgenden Körper-Äquivalentdosen nach Maßgabe der in Abschnitt 1.2 aufgeführten Kriterien zu ermitteln sein:

a) Effektive Dosis (siehe Abschnitt 2.2.2).

b) Organ-Äquivalentdosen (siehe Abschnitt 2.2.1). Sie sind ggf. für die Organe zu ermitteln, für die eigene Grenzwerte[1] im Kalenderjahr (StrlSchV 2001; Euratom 2014) und Überprüfungsschwellen (BMU 2003) vorgegeben sind. Der entsprechende Grenzwert für die Haut (lokale Haut-Äquivalentdosis, siehe Abschnitt 2.2.1.2) gilt im Hinblick auf deterministische Schäden zusätzlich zu dem für die effektive Dosis. Die Organ-Äquivalentdosis an den Händen, Unterarmen, Füßen und Knöcheln wird dem höchsten Wert der lokalen Haut-Äquivalentdosis am betrachteten Körperteil gleichgesetzt. Es kann, z. B. bei Teilkörperexpositionen oder in Verbindung mit innerer Exposition, auch die Berechnung der Organ-Äquivalentdosis für die Organe der Tabelle 2.1 erforderlich werden, die ebenfalls in der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV 2001; RöV 2002) und in der Richtlinie (BMU 2003) mit eigenen Grenzwerten im Kalenderjahr genannt sind.

Bei unfallbedingten Strahlenexpositionen ist damit zu rechnen, dass die routinemäßig erfassten Überwachungsdaten für die Expositionsbedingungen

[1] Es wird erwartet, dass der gegenwärtig gültige Grenzwert für die Augenlinsen-Äquivalentdosis von 150 mSv im Kalenderjahr mit Umsetzung der Richtlinie 2013/59/Euratom (Euratom 2014) in deutsches Recht auf 20 mSv im Kalenderjahr abgesenkt werden wird.

nicht mehr repräsentativ sind und zusätzliche Informationen über die Exposition herangezogen werden müssen. Wenn in einem solchen Fall die Dosisverteilung im Körper der exponierten Person mit einem dem Einzelfall anzupassenden Berechnungsmodell berechnet werden soll, kann diese Berechnungsgrundlage nur Anhaltspunkte zur Ermittlung der Energiedosisverteilung geben.

2 Begriffe

2.1 Vorbemerkung

Die in dieser Berechnungsgrundlage benutzten dosimetrischen Begriffe und Benennungen stehen im Einklang mit den Normen (DIN 6802-1:1991-11), (DIN 6814-2:2000-07), (DIN 6814-3:2016-08), (DIN 6814-4:2006-10) und (DIN 6814-5:2008-12) sowie mit der Euratom-Richtlinie (Euratom 2014) und der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV 2001). Eine ausführliche Übersicht über Dosisgrößen im Strahlenschutz findet sich z. B. in (Krieger 2004) und (RöV 2002).

Eine Übersicht über die in dieser Berechnungsgrundlage häufig verwendeten Symbole für dosimetrische und andere Begriffe und ihre Erklärungen ist in Anhang 7 wiedergegeben.

2.2 Körper-Äquivalentdosis

2.2.1 Organ-Äquivalentdosis

Die Organ-Äquivalentdosis H_T ist die Summe der mittleren Energiedosen $D_{T,R}$ in einem Gewebe, Organ oder Körperteil T erzeugt durch die Strahlungsarten R multipliziert mit den jeweiligen Strahlungs-Wichtungsfaktoren w_R:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \,. \tag{2.1}$$

Die Strahlungs-Wichtungsfaktoren sind festgelegt durch Art und Energie der auf den Körper einfallenden Strahlung.

Anmerkung 1: Die mittlere Energiedosis in einem Organ oder Gewebe T *ist die Summe der durch die einzelnen Strahlungsarten* R *erzeugten mittleren Energiedosen:* $D_T = \sum_R D_{T,R}$.

Anmerkung 2: Der Strahlungs-Wichtungsfaktor für Photonen- und Elektronenstrahlung ist 1, für Alphastrahlung 20, für Neutronenstrahlung siehe Abschnitt 4.2.1.

2.2.1.1 Augenlinsen-Äquivalentdosis

Die Augenlinse liegt hinter der Hornhaut und der vorderen Augenkammer in ca. 2 mm bis 4 mm Tiefe im Auge. Die Dosis der Augenlinse wird beschrieben durch die Augenlinsen-Äquivalentdosis (Organ-Äquivalentdosis für die Augenlinse)

$$H_{\text{Augenlinse}} = \sum_{\text{R}} w_{\text{R}} D_{\text{Augenlinse, R}} \,, \qquad (2.2)$$

wobei $D_{\text{Augenlinse,R}}$ die mittlere Energiedosis in der Augenlinse erzeugt durch die Strahlenart R und w_{R} der Strahlungs-Wichtungsfaktor ist, der für Elektronen und Photonen den Wert 1 hat. Die mittlere Augenlinsen-Äquivalentdosis ist nicht direkt messbar, sondern wird mit Hilfe von anthropomorphen Phantomen als Funktion der einfallenden Strahlung berechnet. Dabei werden in der Regel Konversionsfaktoren ($H_{\text{Augenlinse}}/K_{\text{a}}$ für Photonen und $H_{\text{Augenlinse}}/\Phi_{\text{e}}$ für Elektronen) für einfallende monoenergetische Strahlung angegeben, die es dann ermöglichen, aus einem gegebenen Spektrum der einfallenden Strahlung die Organdosis der Augenlinse zu berechnen.

Es ist seit langem bekannt, dass im Wesentlichen nur Zellen im Bereich der vorderen Augenlinsenwand eine hohe Empfindlichkeit hinsichtlich der Kataraktbildung durch ionisierende Strahlung besitzen (siehe Abbildung 2.1) (SSK 2009).

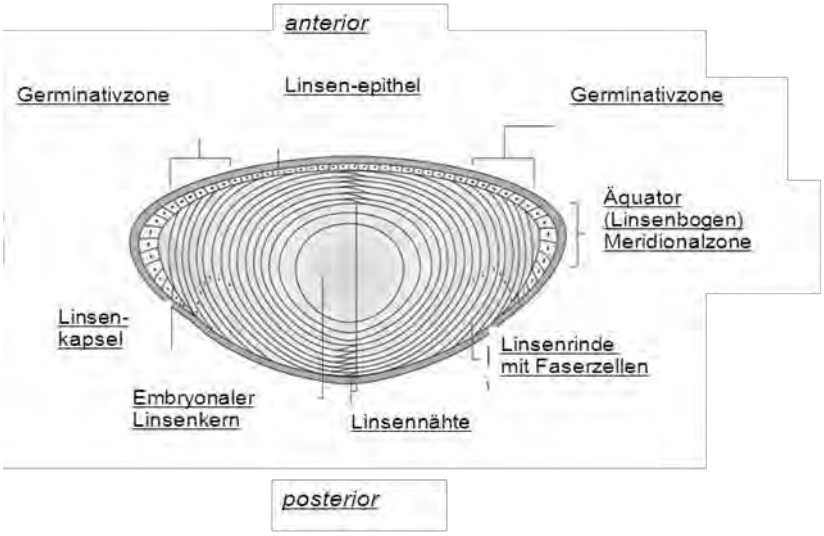

Abb. 2.1: Schematische Darstellung der Augenlinse (nach Graw 2003)

Mit neueren Veröffentlichungen sind nun Daten für Augenlinsen-Äquivalentdosen für die kurzreichweitige Betastrahlung (Behrens et al. 2009 und Behrens 2013) und für Photonenstrahlung (Behrens und Dietze 2011) verfügbar, die auf der Basis einer genaueren Simulation des Auges und ihrer Linse berechnet worden sind. Diese Daten dienten unter anderen als Basis für die Daten in ICRP Publikation 116 (ICRP 2010). Im Folgenden werden die oben genannten Daten aus ICRP Publikation 116 verwendet, d. h. es wird über die gesamte Augenlinse gemittelt.

2.2.1.2 Haut-Äquivalentdosis

Strahleneffekte in der Haut können stochastischer (z. B. Tumorinduktion) oder deterministischer (z. B. Hautatrophie) Natur sein. Stochastische Effekte werden durch die Einbeziehung der Organ-Äquivalentdosis für die Haut in die Berechnung der effektiven Dosis (siehe Abschnitt 2.2.2) berücksichtigt. Die verwendeten Gewebe-Wichtungsfaktoren basieren auf den Daten von ICRP Publikation 103 (ICRP 2007) und setzen eine Mittelung über die gesamte Hautfläche voraus. Die Organ-Äquivalentdosis für die Haut wird beschrieben durch

$$H_{\text{Haut}} = \sum_{\text{R}} w_{\text{R}} D_{\text{Haut,R}} \,, \tag{2.3}$$

wobei $D_{\text{Haut,R}}$ die über die gesamte Fläche der Haut gemittelte Energiedosis in 0,07 mm Gewebetiefe, erzeugt durch die Strahlenart R, und w_{R} der Strahlungs-Wichtungsfaktor sind.

Im Fall von hohen – insbesondere lokalen – Expositionen der Haut können deterministische Strahlenschäden auftreten. Daher wurde ein zusätzlicher Grenzwert für die lokale Haut-Äquivalentdosis festgelegt. Die lokale Haut-Äquivalentdosis wird beschrieben durch

$$H_{\text{lokale Haut}} = \sum_{\text{R}} w_{\text{R}} D_{\text{lokale Haut,R}} \,, \tag{2.4}$$

wobei $D_{\text{lokale Haut,R}}$ die am interessierenden Punkt der Haut über 1 cm^2 gemittelte Energiedosis in 0,07 mm Gewebetiefe, erzeugt durch die Strahlenart R, und w_{R} der Strahlungs-Wichtungsfaktor sind.

Anmerkungen nach (SSK 2011) zu den Grenzwerten für die Exposition der Haut:

Für strahlenexponierte Personen beträgt der Grenzwert der Organ-Äquivalentdosis für die Haut sowie für Hände, Unterarme, Füße, Knöchel jeweils 500 mSv im Kalenderjahr (§ 55 Abs. 2 Satz 2 StrlSchV; § 31a Abs. 2 Satz 2 RöV). Dieser Grenzwert bezieht sich auf die lokale Hautdosis, als Produkt der gemittelten Energiedosis über eine bestimmte Hautfläche in 0,07 mm Gewebetiefe und dem Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R, repräsentiert durch den Wert der Messgröße $H_p(0{,}07)$. Die Mittelungsfläche beträgt 1 cm^2, unabhängig von der exponierten Hautfläche (StrlSchV Anl. VI, Teil B Nr. 1; RöV § 2 Abs. 6d).

Die effektive Dosis wird bei alleiniger Exposition der Haut durch Multiplikation der mittleren Hautdosis mit dem Gewebe-Wichtungsfaktor w_{Haut} = 0,01 erhalten. Der Grenzwert für die effektive Dosis beträgt 20 mSv im Kalenderjahr (StrlSchV § 55 Abs. 1, RöV § 31a Abs. 1 und ICRP Publikation 103 (ICRP 2007)). Die Berechnung beruht auf der Mittelung von $H_p(0{,}07)$ über die gesamte Haut (ICRP 2007, Abschnitt 4.3.2).

2.2.2 Effektive Dosis

Die effektive Dosis E ist die Summe der mit den zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktoren w_T multiplizierten Organdosen H_T in relevanten Organen und Geweben:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \,. \qquad (2.5)$$

In den ICRP-Empfehlungen von 2007 (ICRP 2007) wurde die Definition der effektiven Dosis hinsichtlich der relevanten Organe und ihrer Gewebe-Wichtungsfaktoren an den aktuellen Stand der Wissenschaft angepasst. Die relevanten Gewebe und Organe mit ihren zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktoren sind in Tabelle 2.1 aufgeführt.

Tab. 2.1: Zahlenwerte des Gewebe-Wichtungsfaktors w_T nach (ICRP 2007). Die Zahlenwerte gelten für Beschäftigte und für die Bevölkerung, für beide Geschlechter.

Gewebe oder Organ	Gewebe-Wichtungsfaktor w_T
Brust	0,12
Dickdarm	0,12
Knochenmark (rot)	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Keimdrüsen	0,08
Blase	0,04
Leber	0,04
Schilddrüse	0,04
Speiseröhre	0,04
Endosteum („Knochenoberfläche“)	0,01
Gehirn	0,01
Haut	0,01
Speicheldrüsen	0,01
Restkörper[1]	0,12

[1] Für Berechnungszwecke setzt sich der Restkörper wie folgt zusammen: Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata (Männer), Dünndarm, Milz, Thymusdrüse und Gebärmutter (Frauen).

Dabei werden die Dosiswerte für den Restkörper für jedes der beiden Geschlechter als arithmetisches Mittel der dreizehn für das jeweilige Geschlecht relevanten Gewebe und Organe aus der Fußnote zu Tabelle 2.1 errechnet. Der Gewebe-Wichtungsfaktor für den Restkörper wird auf das arithmetische Mittel der Dosiswerte für Männer und Frauen angewandt.

Für Zwecke des Strahlenschutzes wird ein einziger Wert der effektiven Dosis für beide Geschlechter angegeben. Die Gewebe-Wichtungsfaktoren in Tabelle 2.1 für alle Organe sind über beide Geschlechter und alle Altersgruppen gemittelt, einschließlich der männlichen und weiblichen Brust, der Keimdrüsen und der Gesamtheit der anderen Gewebe oder Organe. Die effektive

Dosis wird aus den Organdosen für Männer und Frauen nach folgender Gleichung berechnet:

$$E = \sum_{\mathrm{T}} w_{\mathrm{T}} H_{\mathrm{T}} = \sum_{\mathrm{T}} w_{\mathrm{T}} \left[\frac{H_{\mathrm{T}}^{\mathrm{M}} + H_{\mathrm{T}}^{\mathrm{F}}}{2} \right]. \qquad (2.6)$$

2.3 Mess-Äquivalentdosis

2.3.1 Ortsdosis

Die Ortsdosis für durchdringende Strahlung ist die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$. Für Strahlung geringer Eindringtiefe ist die Ortsdosis die Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07)$ zur Abschätzung der lokalen Haut-Äquivalentdosis und die Richtungs-Äquivalentdosis in 3 mm Tiefe $H'(3)$ zur Abschätzung der Augenlinsen-Äquivalentdosis.

Anmerkung 1: In Deutschland wie auch in vielen anderen Ländern wurde $H'(3)$ *bis zum Jahr 2015 nicht eingeführt, da angenommen wurde, dass bei dem Jahresgrenzwert für beruflich strahlenexponierte Personen von 150 mSv für die Augenlinsen-Äquivalentdosis durch die Überwachung mittels der Messgrößen* $H^*(10)$ *bzw.* $H'(0{,}07)$ *ein Überschreiten des Grenzwertes nicht unentdeckt bleibt. Hinzu kommt, dass es nur für Elektronenstrahlung Konversionsfaktoren zur Bestimmung der Messgröße* $H'(3)$ *gibt (siehe Tabellen A.44 und A.46 in ICRU 57 (ICRU 1998)), jedoch nicht für Photonen- und Neutronenstrahlung.*

Anmerkung 2: Im Hinblick auf die Bedeutung von Orts- und Personendosis als Schätzwerte der Körper-Äquivalentdosis wird unterschieden zwischen „durchdringender Strahlung“, bei der bei der Überwachung der durch externe Strahlenexposition erzeugten Körper-Äquivalentdosen die effektive Dosis einbezogen werden muss, und „Strahlung geringer Eindringtiefe“, bei der diese Überwachung auf die lokale Haut-Äquivalentdosis oder die Augenlinsen- Äquivalentdosis beschränkt werden kann (DIN 6814-3:2016-08). Es ist zu beachten, dass durchdringende Strahlung in der Regel auch zur lokalen Haut-Äquivalentdosis und Augenlinsen-Äquivalentdosis beiträgt.

Anmerkung 3: Die Angabe der Ortsdosis besteht bei durchdringender Strahlung aus dem Wert $H^*(10)$*, bei Strahlung geringer Eindringtiefe aus dem Wert* $H'(3)$ *bzw.* $H'(0{,}07)$*. Bei der Angabe eines Messergebnisses für die Ortsdosis ist die verwendete Messgröße zu benennen. Falls durchdringende Strahlung und Strahlung geringer Eindringtiefe gleichzeitig in Betracht kommen, besteht die Angabe der Ortsdosis aus dem Wertepaar* $H^*(10)$ *und* $H'(0{,}07)$ *und gegebenenfalls* $H'(3)$*.*

Anmerkung 4: Photonenstrahlung mit einer Energie oberhalb etwa 15 keV und Neutronenstrahlung sind durchdringende Strahlungen. Photonenstrahlung unterhalb etwa 15 keV und Betastrahlung mit Maximalenergien unterhalb von 2,5 MeV sind Strahlungen geringer Eindringtiefe.

2.3.1.1 Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$

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 Strahleneinfallsrichtung entgegengesetzten Radiusvektor erzeugt würde.

2.3.1.2 Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;\vec{\Omega})$

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

$H'(0{,}07)$ ist die maximale Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;\vec{\Omega})$, die sich bei Variation der Richtung $\vec{\Omega}$ ergibt. Auf eine Angabe der Richtung wird bei $H'(0{,}07)$ dann verzichtet.

Anmerkung: Der Wert der Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe in ihrer Definition nach (DIN 6814-3) hängt davon ab, wie die Richtung $\vec{\Omega}$ *im Strahlungsfeld orientiert ist. Dem entspricht das Verhalten von Messgeräten für Strahlung geringer Eindringtiefe, z. B. für Betastrahlung. Mit der Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe* $H'(0{,}07)$ *wird in der Praxis der Maximalwert bezeichnet, den man an einem Ort beim Drehen des Dosimeters misst. In dieser Berechnungsgrundlage wird nur diese Größe für Berechnungen verwendet.*

2.3.1.3 Richtungs-Äquivalentdosis in 3 mm Tiefe $H'(3;\vec{\Omega})$

Die Richtungs-Äquivalentdosis in 3 mm Tiefe $H'(3;\vec{\Omega})$ ist die Mess-Äquivalentdosis am interessierenden Punkt im tatsächlichen Strahlungsfeld, die im zugehörigen aufgeweiteten Strahlungsfeld auf einem in Richtung $\vec{\Omega}$ orientierten Radius der ICRU-Kugel in der Tiefe 3 mm erzeugt würde.

$H'(3)$ ist die maximale Richtungs-Äquivalentdosis in 3 mm Tiefe $H'(3;\vec{\Omega})$, die sich bei Variation der Richtung $\vec{\Omega}$ ergibt. Auf eine Angabe der Richtung wird bei $H'(3)$ dann verzichtet.

2.3.2 Personendosis

Die Personendosis ist für durchdringende Strahlung bei Ganzkörperexposition die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$. $H_p(10)$ ist die Mess-Äquivalentdosis für ICRU-Weichteilgewebe in 10 mm Tiefe im Körper an der Tragestelle des Dosimeters.

Für Strahlung geringer Eindringtiefe ist die Personendosis die Oberflächen-Personendosis $H_p(0{,}07)$ bzw. die Augenlinsen-Personendosis $H_p(3)$. $H_p(0{,}07)$ bzw. $H_p(3)$ ist die Mess-Äquivalentdosis für ICRU-Weichteilgewebe in 0,07 mm bzw. 3 mm Tiefe an der Tragestelle des Dosimeters.

Anmerkung 1: In Deutschland wie auch in vielen anderen Ländern wurde $H_p(3)$ *bis zum Jahr 2015 nicht eingeführt, da bei dem Jahresgrenzwert für beruflich strahlenexponierte Personen von 150 mSv durch die Überwachung mittels der Messgrößen* $H_p(10)$ *und* $H_p(0{,}07)$ *ein Überschreiten des Grenzwertes für die Augenlinsen-Äquivalentdosis nicht unentdeckt bleibt.*

Anmerkung 2: Siehe Abschnitt 2.3.1 Anmerkung 2.

Anmerkung 3: Die Angabe der Personendosis besteht bei durchdringender Strahlung aus dem Wert $H_p(10)$*, bei Strahlung geringer Eindringtiefe aus dem Wert* $H_p(3)$ *bzw.* $H_p(0{,}07)$*. Bei der Angabe eines Messergebnisses für die Personendosis ist die verwendete Messgröße zu benennen. Falls durchdringende Strahlung und Strahlung geringer Eindringtiefe gleichzeitig in Betracht kommen, besteht die Angabe der Personendosis aus dem Wertepaar* $H_p(10)$ *und* $H_p(0{,}07)$ *und gegebenenfalls* $H_p(3)$*, d.h.* $H_p(10)$ *und* $H_p(0{,}07)$ *müssen parallel erhoben werden.*

2.4 Weitere Begriffe

2.4.1 Dosisleistungskonstante

Für Zwecke des Strahlenschutzes wird als Dosisleistungskonstante Γ_{H^*} eines Photonen emittierenden Radionuklids der Quotient aus dem Produkt $\dot{H}^*(10)\cdot r^2$ und der Aktivität A bezeichnet. Dabei ist $\dot{H}^*(10)$ die Umgebungs-Äquivalentdosisleistung, die durch alle Photonen mit Energien $E \geq 20$ keV im Abstand r von einer punktförmigen Strahlungsquelle der Aktivität A erzeugt würde, wenn die Strahlung weder in der Quelle noch in einem anderen Material absorbiert oder gestreut würde (DIN 6814-3:2016-08):

$$\Gamma_{H^*} = \dot{H}^*(10)\cdot r^2 \cdot A^{-1}. \qquad (2.7)$$

Analog hierzu ist die Messgröße $\Gamma_{H'}$ definiert.

Anmerkung: Γ_{H^*} umfasst die durch die Gammastrahlung (bei β^+-Strahlern einschließlich der Vernichtungsstrahlung) erzeugte Dosisleistung und außerdem auch den Beitrag durch die charakteristische Röntgenstrahlung infolge von Elektroneneinfang und innerer Konversion, sofern deren Energie mindestens 20 keV beträgt.

Aktuelle Dosisleistungskonstanten für die Messgrößen $H_p(10)$, $H_p(3)$ und $H_p(0{,}07)$ sind bei Otto (Otto 2016) sowohl für ungekapselte Quellen angegeben (hier tragen neben den Photonen und Neutronen auch die Beta-Teilchen und Positronen zur Dosis bei) als auch für gekapselte Quellen (statt der Beta-Teilchen und Positronen trägt hier die in der Kapselung entstehende Vernichtungsstrahlung zur Dosis bei). Außerdem wurde in beiden Fällen die Absorption in Luft berücksichtigt: 10 cm bei $H_p(0{,}07)$ und 100 cm bei $H_p(3)$ und $H_p(10)$.

Für Röntgeneinrichtungen ist die Dosisleistungskonstante Γ_{R,H^*} ähnlich definiert. An die Stelle der Aktivität tritt die Röhrenstromstärke I:

$$\Gamma_{R,H^*} = \dot{H}^*(10)\cdot r^2 \cdot I^{-1}. \qquad (2.8)$$

Werte von Γ_{R,H^*} sind bei Zhao et al. (Zhao et al. 1994) angegeben (siehe auch Abbildung 3.3).

2.4.2 Kenndosisleistung

Bei Röntgendiagnostikeinrichtungen und Prüfeinrichtungen mit Gammastrahlern ist die Kenndosisleistung die Luftkermaleistung $\dot{K}_{a,100}$, die ohne Streukörper auf der Achse des Nutzstrahlenbündels im Abstand 100 cm von der Strahlungsquelle bei einer Feldgröße von 10 cm × 10 cm erzeugt wird (DIN 6814-3:2016-08). Für Strahlenschutzzwecke darf als Kenndosisleistung die Umgebungs-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}^{*}_{100}(10)$ für die gleichen Messbedingungen angegeben werden.

Bei Röntgen- und Gammabestrahlungsvorrichtungen ist die Kenndosisleistung der Maximalwert der Wasser-Energiedosisleistung $\dot{D}_{w,100}$ gemessen in einem Wasser- oder wasseräquivalenten Phantom mit ebener Eintrittsfläche auf der Achse des Nutzstrahlenbündels im Abstand 100 cm von der Strahlungsquelle bei einer Feldgröße 10 cm × 10 cm (siehe DIN 6814-3:2016-08).

2.4.3 Konversionsfaktor

Der Konversionsfaktor ist der Quotient aus einer Äquivalentdosis- und einer anderen Dosis- oder einer Strahlungsfeldgröße. Er wird für Umrechnungen benötigt.

2.5 Einheiten

- Die Einheit der Ortsdosis, der Personendosis und der Körper-Äquivalentdosis ist das Sievert (Sv).
- Die Einheit der Dosisleistungskonstanten für Photonenstrahlungsquellen ist das Sv m^2 s^{-1} Bq^{-1}. Gebräuchlich ist die Angabe in mSv m^2 h^{-1} GBq^{-1}. Für Röntgeneinrichtungen ist die Einheit das Sv m^2 s^{-1} A^{-1}.
- Die Einheit der Luftkerma sowie der Energiedosis ist das Gray (Gy).
- Die Einheit der Kenndosisleistung ist das Gy s^{-1}, gebräuchlich ist Gy h^{-1}. Wird die Kenndosisleistung als Umgebungs-Äquivalentdosisleistung angegeben, so ist ihre Einheit Sv h^{-1}.
- Die Einheit des Konversionsfaktors ist das Sv Gy^{-1}, wenn von einer Energiedosis in eine Äquivalentdosis umzurechnen ist.
- Die Einheit des Konversionsfaktors ist das Sv m^2, wenn von einer Fluenz in eine Äquivalentdosis umzurechnen ist, gebräuchlich sind Sv cm^2 oder pSv cm^2.

3 Photonenstrahlung

3.1 Ermittlung von Orts- und Personendosen

3.1.1 Messung der Ortsdosis

Ortsdosimeter werden zur Anzeige der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ oder der Richtungs-Äquivalentdosis in 3 mm bzw. 0,07 mm Tiefe $H'(3)$ oder $H'(0{,}07)$ in der Einheit Sievert kalibriert. Für Dosismessungen bezüglich der Messgrößen $H^*(10)$ und $H'(0{,}07)$ in Photonenstrahlungsfeldern mit Energien zwischen 0,005 MeV und 7 MeV müssen regelkonform in Verkehr gebrachte bzw. nach Ablauf der Eichfrist geeichte Dosimeter verwendet werden, wenn

- Messungen im Rahmen der physikalischen Strahlenschutzkontrolle nach StrlSchV oder RöV vorgenommen werden,
- die Ortsdosisleistung nach den Vorschriften über die Beförderung gefährlicher Güter gemessen wird oder
- Messungen zur Abgrenzung von Strahlenschutzbereichen sowie zur Festlegung von Aufenthaltszeiten in Strahlenschutzbereichen erfolgen (MessEV 2014).

Voraussetzung für das regelkonforme Inverkehrbringen eines Strahlenschutzdosimeters gemäß Mess- und Eichverordnung (MessEV 2014) ist

- die Baumusterprüfbescheinigung durch die PTB gemäß Konformitätsbewertung nach Modul B (Sicherstellung der Konformität des technischen Entwurfs eines Messgerätes mit den geltenden Anforderungen),
- die Konformitätsbescheinigung durch eine Konformitätsbewertungsstelle für
    - Modul D (Sicherstellung der Konformität jedes Einzelgerätes mit der Bauart auf der Grundlage einer Qualitätssicherung der Produktion) oder
    - Modul F (Sicherstellung der Konformität jedes Einzelgerätes mit der Bauart auf der Grundlage einer Produktprüfung) und
- die abschließende Konformitätserklärung des Herstellers.

Strahlenschutzdosimeter zeigen die betreffende Messgröße im Rahmen der Messunsicherheit dann richtig an, wenn die Messbedingungen (Temperatur,

Luftdruck, Strahlungsqualität, Dosisleistung usw.) mit den Bezugsbedingungen übereinstimmen. In den Gebrauchsanweisungen sind für die Einflussgrößen Nenngebrauchsbereiche festgelegt, innerhalb derer die ebenfalls in der Gebrauchsanweisung angegebenen höchstzulässigen Messwertänderungen bei Änderung einer Einflussgröße nicht überschritten werden. Zur Verringerung dieser Fehler können entsprechende Korrektionsfaktoren angewendet werden. Dies gilt insbesondere, wenn Einflussgrößen außerhalb der Nenngebrauchsbereiche liegen.

Anmerkung: Zur Bestimmung der Messgröße $H'(3)$ gibt es zur Zeit (2015) nur für Elektronenstrahlung Konversionsfaktoren (siehe Tabellen A.44 und A.46 in ICRU 57 (ICRU 1998)), jedoch nicht für Photonen- und Neutronenstrahlung.

Zusammenhang zwischen $H^*(10)$ bzw. $H'(0{,}07)$ und K_a: Liegen die Werte der Messgröße Luftkerma (frei in Luft) K_a vor, so können die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ und die Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07)$ durch Multiplikation mit Konversionsfaktoren berechnet werden. In der Abbildung 3.1 sind die Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ und $H'(0{,}07)/K_a$ für monoenergetische Photonenstrahlung als Funktion der Photonenenergie dargestellt.

In den Tabellen 3.1 bis 3.4 sind die Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ und $H'(0{,}07)/K_a$ für monoenergetische Photonenstrahlung, für die Gammastrahlung einiger Radionuklide, für spektrale Verteilungen von Röntgenstrahlung, wie sie zur Kalibrierung von Strahlenschutzdosimetern verwendet werden, und für einige typische Photonenstrahlungsfelder angegeben.

Spektralen Verteilungen der primären Photonenstrahlung, deren Strahlungsqualität nur durch die Messung der Halbwertschichtdicke bestimmt wurde, wird eine „äquivalente“ oder „effektive Energie“ zugeordnet, die zur Ermittlung der Umrechnungsfaktoren benutzt wird. Die äquivalente Energie eines Spektrums ist gleich derjenigen Energie einer monoenergetischen Strahlung, für die der Massenschwächungskoeffizient gleich dem mittleren Massenschwächungskoeffizienten für das Spektrum ist. Abbildung 3.2 zeigt den Zusammenhang zwischen der Halbwertschichtdicke in Kupfer bzw. Aluminium und der äquivalenten Energie.

In Abbildung 3.2 ergibt sich die erste Halbwertschichtdicke $s_{1,M}$ in mm im Material M aus dem Massenschwächungskoeffizienten für monoenergetische Photonen und der Dichte des Materials zu

$$s_{1,\mathrm{M}}(E) = \frac{\ln(2)\cdot 10}{\left(\frac{\mu(E)}{\rho}\right)_{\mathrm{M}} \cdot \rho_{\mathrm{M}}} \tag{3.1}$$

mit

$\left(\frac{\mu(E)}{\rho}\right)_{\mathrm{M}}$ Massenschwächungskoeffizient des Materials M in $\mathrm{cm^2/g}$

ρ_{M} Dichte des Materials M in $\mathrm{g/cm^3}$

E Energie der monoenergetischen Photonen in keV.

Die Massenschwächungskoeffizienten für Aluminium (ρ_{Al} = 2,7 $\mathrm{g/cm^3}$) und Kupfer (ρ_{Cu} = 8,96 $\mathrm{g/cm^3}$) wurden der NIST-XCOM Datenbank entnommen, die unter der Webseite www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm (XCOM 2015) abrufbar ist. Dabei wurde der totale Massenschwächungskoeffizient ohne den Anteil der kohärenten Streuung verwendet.

Tab. 3.1: Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ und $H'(0,07)/K_a$ für monoenergetische Photonenstrahlung (ICRU 1998).

Photonenenergie in keV	$H^*(10)/K_a$ **in Sv/Gy**	$H'(0,07)/K_a$ **in Sv/Gy**
10	0,008	0,95
15	0,26	0,99
20	0,61	1,05
30	1,10	1,22
40	1,47	1,41
50	1,67	1,53
60	1,74	1,59
80	1,72	1,61
100	1,65	1,55
150	1,49	1,42
200	1,40	1,34
300	1,31	1,31
400	1,26	1,26
500	1,23	1,23
600	1,21	1,21
800	1,19	1,19
1000	1,17	1,17
1500	1,15	1,15
2000	1,14	1,14
3000	1,13	1,13
4000	1,12	1,12
5000	1,11	1,11
6000	1,11	1,11
8000	1,11	1,11
10000	1,10	1,10

Tab. 3.2: Verhältnis der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ zur Luftkerma frei in Luft K_a für die Photonenstrahlung einiger Radionuklide. Es werden nur Photonenenergien ≥ 20 keV berücksichtigt (Alberts et al. 1994).

Radionuklid	**Halbwertszeit**		**wichtigste Photonen-energien in MeV**	***H**(10)/K_a in Sv/Gy**
Na-24	15,0	h	1,37; 2,75	1,19
Co-60	5,27	a	1,17; 1,33	1,16
Sb-124	60	d	0,60 bis 2,69	1,19
I-131	8,02	d	0,08 bis 0,72	1,27
Cs-137	30	a	0,66	1,21
Ta-182	114	d	0,06 bis 1,23	1,18
Ir-192	74	d	0,30 bis 0,61	1,28
Ra-226 und Folgepro-dukte	1600	a	0,19 bis 2,4	1,20
Am-241	458	a	0,06	1,69

Tab. 3.3: Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ und $H'(0{,}07)/K_a$ für spektrale Verteilungen von Röntgenstrahlung, wie sie zur Kalibrierung von Strahlenschutzdosimetern verwendet werden (DIN 6818-1:2004-08).

Strahlungs-qualität Kurzzeichen[1]	**mittlere Energie in keV**	***H**(10)/K_a in Sv/Gy**	***H*'(0,07)/K_a in Sv/Gy**
A 10	9,5	0,0018[2]	0,90
A 15	13	0,10[2]	0,97
A 20	17	0,32[2]	1,01
A 25	21	0,58	1,05
A 30	25	0,81	1,12
A 40	33	1,20	1,26
A 60	48	1,59	1,46
A 80	65	1,74	1,53
A 100	84	1,71	1,54
A 120	101	1,65	1,54
A 150	118	1,58	1,49
A 200	165	1,46	1,41
A 250	207	1,39	1,38
A 300	248	1,35	1,35
B 30	23	0,70	1,09
B 40	29	1,01	1,19
B 60	44	1,50	1,41
B 80	56	1,66	1,50
B 110	80	1,71	1,54
B 150	105	1,62	1,51
B 200	138	1,52	1,45
B 250	172	1,44	1,40
B 300	205	1,39	1,37
C 10	9,4	0,0014[2]	0,89
C 20	16	0,14[2]	0,97
C 30	21	0,44[2]	1,03
C 40	25	0,72	1,10

Strahlungs-qualität Kurzzeichen[1]	mittlere Energie in keV	$H^*(10)/K_a$ in Sv/Gy	$H'(0,07)/K_a$ in Sv/Gy
C 60	37	1,21	1,28
C 80	47	1,47	1,40
C 100	57	1,58	1,46
C 150	78	1,67	1,52
C 200	99	1,61	1,49
C 250	122	1,54	1,46
C 300	143	1,49	1,43

[1] Siehe (DIN 6818-1:2004-08)

[2] Der Konversionsfaktor muss für die jeweilige Bestrahlungseinrichtung individuell bestimmt werden.

Tab. 3.4: Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ für einige typische Photonenstrahlungsfelder (nach Alberts et al. 1994).

Strahlungsfeld	$H^*(10)/K_a$ in Sv/Gy
Umgebungsstrahlung	1,22
Strahlungsfeld nach Kontamination bei einem Reaktor-unfall	1,21 bis 1,26
Strahlungsfeld im Kernreaktor (im Sicherheitsbehälter)	1,18
N-16-Strahlung (6 MeV-Gammastrahlung)	1,11
Durchlassstrahlung am Gehäuse einer Röntgeneinrich-tung	bis 1,71
Strahlung von Ir-192 hinter 5 cm Bleiabschirmung	1,21
20 MeV-Bremsstrahlung hinter 1,7 m Beton	1,12

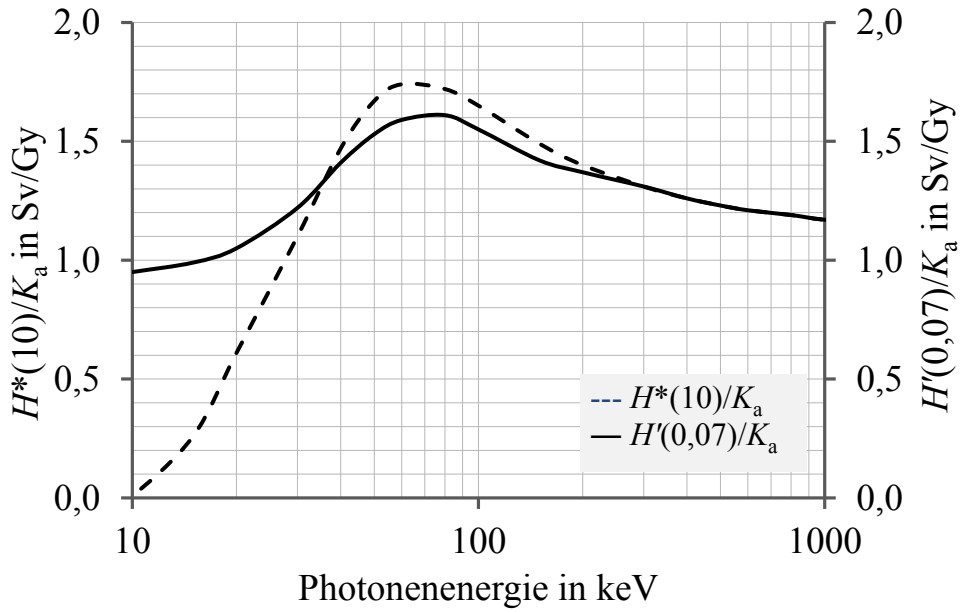

Abb. 3.1: Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ und $H'(0{,}07)/K_a$ in Abhängigkeit von der Photonenenergie (nach ICRU 1998).

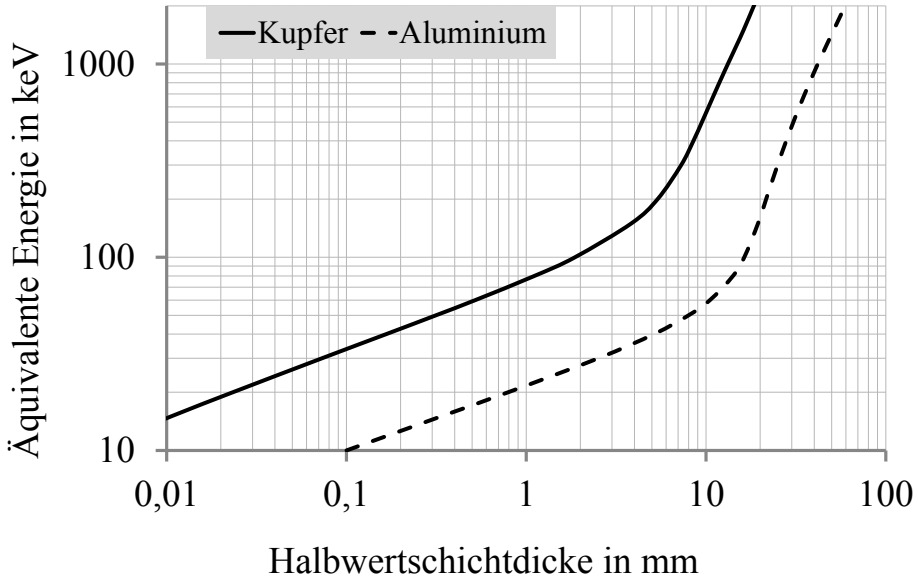

Abb. 3.2: Äquivalente Energie in Abhängigkeit von der Halbwertschichtdicke in Kupfer und Aluminium.

Die Strahlungsqualität der Photonenstrahlung nach Durchdringung von Phantomen kann aus berechneten Daten (Petoussi et al. 1991, Harder et al. 2004, Chofor et al. 2007, 2009, 2011) abgeschätzt werden. Angaben über die Strahlungsqualität der aus Phantomen seitlich herausgestreuten Photonenstrahlung finden sich in (Petoussi et al. 1991).

Die nach den oben angegebenen Näherungsverfahren mit Hilfe der äquivalenten Energie ermittelten Konversionsfaktoren weichen bei breiten Röntgenspektren (C-Serie) bis zu 6 %, bei mittelbreiten (B-Serie) bis zu 3 % und bei schmalen (A-Serie) bis zu 1 % von denjenigen ab, die aus der Mittelung über die spektralen Verteilung erhalten werden (Behnke und Hupe 2016).

3.1.2 Berechnung der Orts- und Personendosisleistung aus Daten der Strahlungsquelle

Wenn Messergebnisse für die Umgebungs-Äquivalentdosisleistung oder die Personendosis vorliegen, sind sie berechneten Werten vorzuziehen.

Berechnung aus der Aktivität: Aus der Aktivität A eines Photonen emittierenden radioaktiven Stoffes lässt sich mit Hilfe der Dosisleistungskonstanten Γ_{H*} im Abstand r von der punktförmigen Strahlungsquelle die Umgebungs-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}*(10)$ berechnen zu

$$\dot{H}*(10) = \Gamma_{H*} \cdot A \cdot r^{-2} \,. \tag{3.1}$$

Die Dosisleistung für Flächenstrahler ergibt sich aus einer einfachen Integration über die aktive Fläche zu

$$\dot{H}*(10) = \Gamma_{H*} \cdot \frac{A}{(d/2)^2} \cdot \ln \frac{(d/2)^2 + r^2}{r^2} \tag{3.2}$$

mit dem Durchmesser d der Fläche (Heinzelmann 1983).

Tabelle 3.5 enthält Dosisleistungskonstanten einiger Radionuklide aus Tschurlovits et al. (Tschurlovits et al. 1992) oder berechnet nach Schötzig und Schrader (Schötzig und Schrader 1993). Ausführlichere Daten sind bei Tschurlovits et al. (Tschurlovits et al. 1992) angegeben.

In ICRP Publikation 21 (ICRP 1971) sind Formeln für punktförmige Strahlungsquellen und auch für andere Quellgeometrien angegeben. In ihnen wird zusätzlich auch die Schwächung durch Abschirmung berücksichtigt.

Tab. 3.5: Dosisleistungskonstanten Γ_{H^*} für einige Radionuklide (Tschurlovits et al., 1992) und nach (Schötzig und Schrader 1993). Selbstabsorption in der Quelle und Absorption in Luft bleiben, außer bei Ra-226 (siehe Fußnote 1), unberücksichtigt. In der Quelle erzeugte Bremsstrahlung wird ebenfalls vernachlässigt. Charakteristische Röntgenstrahlung ist bei Γ_{H^*} eingeschlossen.

Radionuklid	Halbwerts-zeit	wichtigste Photonen-energien in MeV	Γ_{H^*} in mSv m^2 h^{-1} GBq^{-1}
F-18	1,83 h	0,511	0,166
Na-24	15,0 h	1,37; 2,75	0,495
Co-60	5,27 a	1,17; 1,33	0,356
Ga-68	1,14 h	0,511	0,159
Sb-124	60,0 d	0,60 bis 2,09	0,264
I-131	8,02 d	0,08 bis 0,72	0,0657
Cs-137	30,0 a	0,66	0,0921
Ta-182	114,0 d	0,06 bis 1,23	0,194
Ir-192	74,0 d	0,30 bis 0,61	0,139
Au-198	2,7 d	0,41 bis 1,09	0,0689
Ra-226 und Folgeprodukte	1600 a	0,186 bis 2,4	0,258[1]

[1] Gemessener Wert für angenommene Punktquelle in 0,5 mm dicker Platinkapsel

Berechnung aus Kenndosisleistung oder Betriebsdaten: Aus der Kenndosisleistung einer Röntgeneinrichtung oder Gammabestrahlungseinrichtung lässt sich die Äquivalentdosisleistung in der Achse des Nutzstrahlenbündels im Abstand r von der Strahlungsquelle berechnen.

Ist die Kenndosisleistung als Luftkermaleistung gegeben, gilt

$$\dot{H}^*(10) = h_K^* \cdot \dot{K}_{\mathrm{a},100} \cdot (r_0 / r)^2 \qquad (3.3)$$

zur Berechnung der Umgebungs-Äquivalentdosisleistung (r_0 = 100 cm).

Konversionsfaktoren $h_K^* = H^*(10)/K_a$ zur Umrechnung von Luftkerma K_a in die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ sind in den Tabellen 3.1 bis 3.4 und in Abbildung 3.1 angegeben.

Für bekannte Betriebsdaten (Röhren- bzw. Beschleunigungsspannung, Stromstärke und Filterung) kann die Dosisleistung in einem bestimmten Abstand r vom Brennfleck in der Achse des Nutzstrahlenbündels nach der folgenden Beziehung ermittelt werden:

$$\dot{H}^*(10) = \Gamma_{R,H^*} \cdot I \cdot r^{-2} . \qquad (3.4)$$

Dabei sind I der Röhrenstrom und Γ_{R,H^*} die Dosisleistungskonstante für Röntgenstrahlung (siehe Abbildung 3.3).

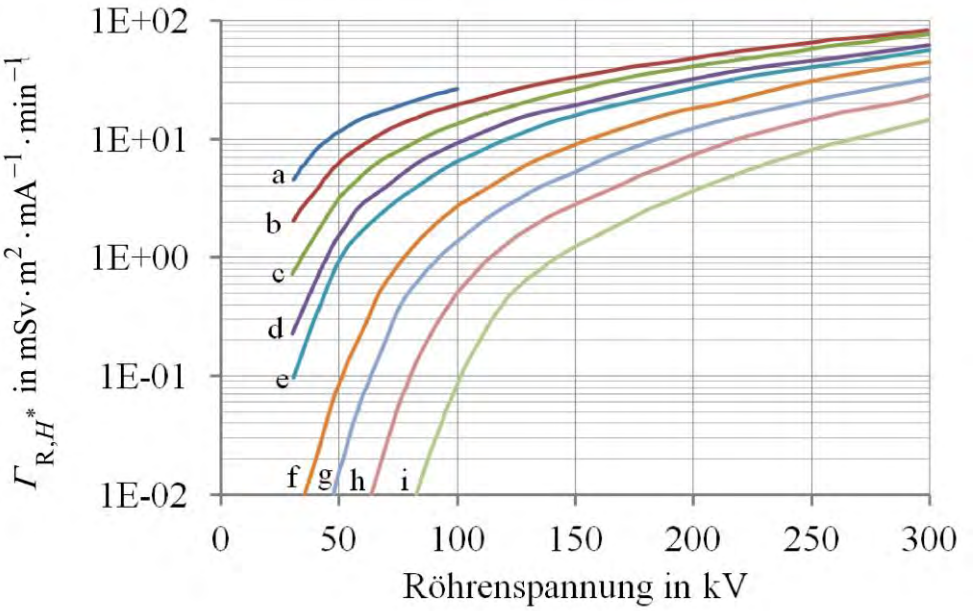

Abb. 3.3: Dosisleistungskonstante Γ_{R,H^*} bezüglich der Umgebungs-Äquivalentdosis für Röntgenstrahlung in Abhängigkeit von der Röhrenspannung. Die Kurven gelten für folgende Werte der Gesamtfilterung: 1 mm (a) und 2 mm (b) Be; 1 mm (c), 2,5 mm (d) und 4 mm (e) Al sowie 0,5 mm (f), 1 mm (g), 2 mm (h) und 4 mm (i) Cu; nach (Zhao et al. 1994).

Bei Umrechnung der angegebenen Dosisleistung auf andere Abstände oder auf $H'(0,07)$ ist insbesondere bei mittleren Photonenenergien unterhalb 25 keV die Schwächung der Röntgenstrahlung in Luft bzw. in 10 mm Gewebe zu berücksichtigen. Schwächungsfaktoren sind bei (Krieger 2004) angegeben.

Weitere Daten, insbesondere zur Abschätzung der mittleren Photonenenergie am interessierenden Ort in der Umgebung von Röntgeneinrichtungen und der Dosisleistung gestreuter Röntgenstrahlung, findet man bei (Wachsmann und Drexler 1976) und in (ICRP 1982).

Sämtliche in diesem Abschnitt angegebene Berechnungsmethoden lassen sich entsprechend zur Ermittlung der Personendosisleistung (und anschließend der Personendosis) anwenden. Aktuelle Dosisleistungskonstanten für die Personendosis-Messgrößen $H_p(10)$, $H_p(3)$ und $H_p(0,07)$ sind bei Otto (Otto 2016) angegeben, siehe Abschnitt 2.4.1.

3.1.3 Messung der Personendosis

Personendosimeter werden zur Anzeige der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$, der Augenlinsen-Personendosis $H_p(3)$ oder der Oberflächen-Personendosis $H_p(0,07)$ auf geeigneten Phantomen (Quader-, Zylinder- bzw. Stabphantom) in der Einheit Sievert kalibriert. Details zu Kalibrierphantomen sind in den folgenden Abschnitten angegeben.

Neben den in Abschnitt 3.1.1 genannten Bedingungen ist bei Personendosimetern ein Trageort an einer für das Strahlungsfeld repräsentativen Stelle des Körpers wichtig. Allgemein gilt: in Richtung zur Strahlungsquelle gewandt (bei Ganzkörperdosimetern üblicherweise an der Vorderseite des Rumpfes) und bei Teilkörperdosimetern an dem zu überwachenden Körperteil und dort möglichst am Ort der zu erwartenden maximalen Dosis.

3.1.4 Bestimmung der Ortsdosis aus der Personendosis

Im Abschnitt 3.2 wird die Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Ortsdosis und der Personendosis ausführlich behandelt. Wenn nur Werte der Personendosis vorliegen, sind zur Berechnung von Organdosen die Werte der Personendosis zunächst in Ortsdosiswerte umzuwandeln. Die effektive Dosis wird hingegen unmittelbar aus der Personendosis berechnet (siehe Abbildung 3.26).

Für durchdringende Strahlung unterscheidet sich im breiten, parallelen Strahlungsfeld bei Einfall von vorne die Tiefen-Personendosis von der Ortsdosis um den Beitrag, der durch die Unterschiede in Streuung und Absorption zwischen Körper und ICRU-Kugel verursacht wird. Bei anderen Strahleneinfallsrichtungen oder Richtungsverteilungen kommt die Auswirkung der Ausrichtung des Strahlungsfeldes bei der Definition der Ortsdosis $H^*(10)$ hinzu.

Als Tiefen-Personendosis wird in der Regel die Dosis in Brusthöhe an der Vorderseite des Rumpfes angenommen. Sie kann im gleichen Strahlungsfeld von Person zu Person verschieden sein. Um die Umrechnung in eine Ortsdosis vornehmen zu können, wird die individuelle, gemessene Tiefen-Personendosis H_p (PAR) bei parallelem Strahleneinfall durch einen Konversionsfaktor

$$f_\mathrm{p} = H_\mathrm{p}(\mathrm{PAR}) / H^*(10) \qquad (3.5)$$

dividiert. Dabei ist H_p (PAR) die Tiefen-Personendosis für die jeweilige Bestrahlungsgeometrie (siehe Anhang 3) bei parallelem Strahleneinfall und $H^*(10)$ die Umgebungs-Äquivalentdosis.

In der Abbildung 3.5 sind die Konversionsfaktoren f_p als Funktion der Photonenenergie für verschiedene Bestrahlungsgeometrien dargestellt. Die Werte von f_p beziehen sich auf parallelen Einfall der Photonen. Für stark divergente Felder, besonders für Quelle-Haut-Abstände unter ca. 2,5 m, müssen die Konversionsfaktoren f_p in Abhängigkeit vom Ort der Punktquelle korrigiert werden. Die Korrektionsfaktoren

$$k_\mathrm{p} = H_\mathrm{p}(\mathrm{DIV}) / H_\mathrm{p}(\mathrm{PAR}) \qquad (3.6)$$

für divergente Photonenfelder, mit denen f_p, multipliziert wird, werden in Tabelle 3.6 für Quelle-Haut-Abstände *(d_QH)* von 0,5 m, 1,5 m und 2,5 m sowie Quelle-Boden-Abstände *(d_QB)* von 0 m, 1 m und 1,5 m angegeben.

Die Korrektionsfaktoren k_p sind in der Regel energieabhängig, jedoch wird nur der Höchstwert als Korrektionsfaktor für alle Photonenenergien angegeben. Sie gelten für alle Photonenenergien und für die in Abbildung 3.4 aufgeführten Bestrahlungsrichtungen.

Tab. 3.6: Korrektionsfaktoren k_p für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand d_{QH} und vom Quelle-Boden-Abstand d_{QB}.

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_p für Tiefen-Personendosis		
0	0,7	0,9	1,0
1	1,0	1,1	1,1
1,5	1,9	1,2	1,1

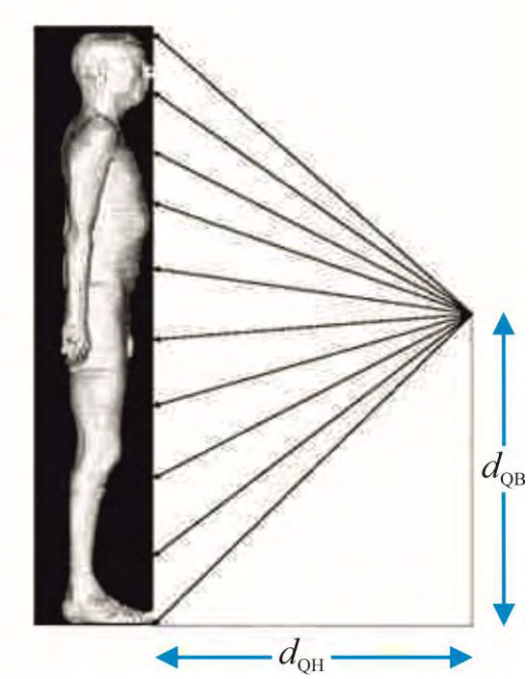

Abb. 3.4: Darstellung von Quelle-Haut-Abstand d_{QH} und Quelle-Boden-Abstand d_{QB} für eine divergente Punktquelle

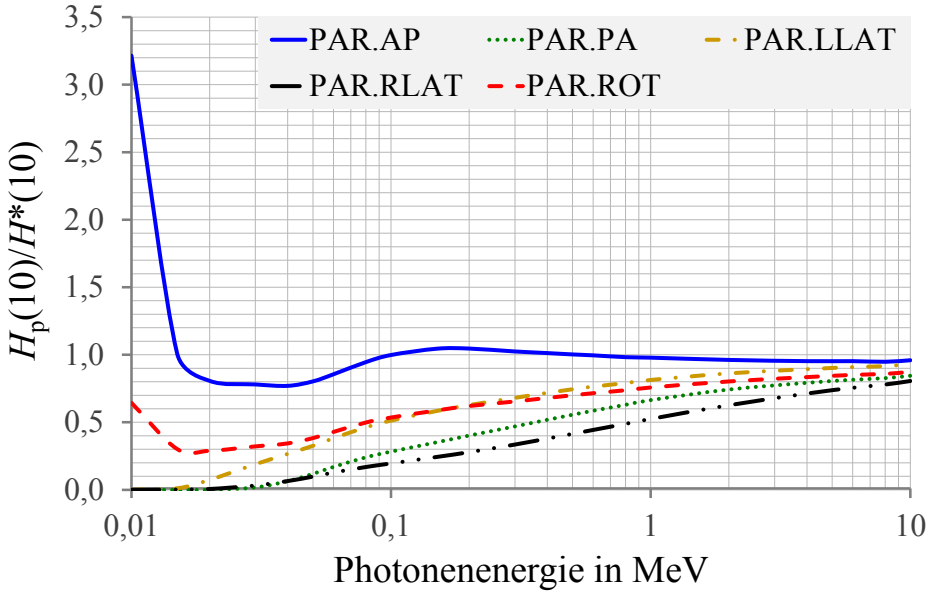

Abb. 3.5: *Verhältnis von Tiefen-Personendosis $H_p(10)$, berechnet in einem anthropomorphen Phantom an der linken Brustseite (Zankl 1999) zu Ortsdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_p) als Funktion der Photonenenergie E_{ph} für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LAT, PAR.ROT.*

3.2 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis

3.2.1 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Ortsdosis

Körper-Äquivalentdosen werden im Folgenden aus der Ortsdosis berechnet. Bei parallelem Einfall der Photonen wird die Körper-Äquivalentdosis H_k (Organ-Äquivalentdosis H_T oder effektive Dosis E) durch Multiplikation der Ortsdosis H_o (Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ oder Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0,07)$) mit einem Konversionsfaktor

$$f_k = H_k(\mathrm{PAR}) / H_o(\mathrm{PAR}) \qquad (3.7)$$

errechnet. Bei den im Folgenden angegebenen Konversionsfaktoren wird immer eine Exposition des ganzen Körpers vorausgesetzt. Wird von gemessenen Werten der Ortsdosis ausgegangen, müssen systematische, durch die

Dosimeterbauart bedingte Messfehler (z. B. Energie- und Winkelabhängigkeit), soweit wie möglich berücksichtigt werden.

Die Verhältnisse f_k (Körper-Äquivalentdosis zu Umgebungs-Äquivalentdosis) der Abbildungen 3.6 bis 3.25 beziehen sich auf parallelen oder isotropen Einfall der Photonen. Für stark divergente Felder, besonders für Quelle-Haut-Abstände unter ca. 2,5 m, müssen die für Parallelfelder berechneten Verhältnisse f_k in Abhängigkeit vom Abstand d_{QH} der Punktquelle von der Haut korrigiert werden. Diese Korrektionsfaktoren

$$k_k = H_k(\mathrm{DIV}) / H_k(\mathrm{PAR}) \tag{3.8}$$

für divergente Photonenfelder werden in den Tabellen 3.7 bis 3.24 organspezifisch für Quelle-Haut-Abstände d_{QH} von 0,5 m, 1,5 m und 2,5 m sowie Quelle-Boden-Abstände d_{QB} von 0 m, 1 m und 1,5 m angegeben (Zankl et al. 1997). Dabei wird vorausgesetzt, dass sich die Ortsdosis auf einen Punkt in Luft bezieht, der sich 1 m über der Standfläche in der Vertikalachse des aufrecht stehenden anthropomorphen Phantoms befindet. Zwischenwerte sind zu interpolieren.

Die Korrektionsfaktoren k_k sind in der Regel energieabhängig, jedoch wird nur jeweils der Höchstwert als Korrektionsfaktor für alle Photonenenergien angegeben. Die Korrektionsfaktoren k_k gelten damit für alle Photonenenergien und für die in den zugehörigen Abbildungen angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Die Körper-Äquivalentdosis H_k für die in Abbildung 3.6 bis 3.25 behandelten Körperbereiche berechnet sich demnach aus der Ortsdosis H_o für ein paralleles Feld ($d_{QH} > 2{,}5$ m) zu

$$H_k = H_o \cdot f_k \tag{3.9}$$

und für ein divergentes Feld ($d_{QH} \leq 2{,}5$ m) zu

$$H_k = H_o \cdot f_k \cdot k_k \,. \tag{3.10}$$

Im Folgenden sind die Konversionsfaktoren f_k und k_k zur Berechnung der verschiedenen Körper-Äquivalentdosen in Abbildungen und Tabellen dargestellt.

Effektive Dosis (ICRP 2007)

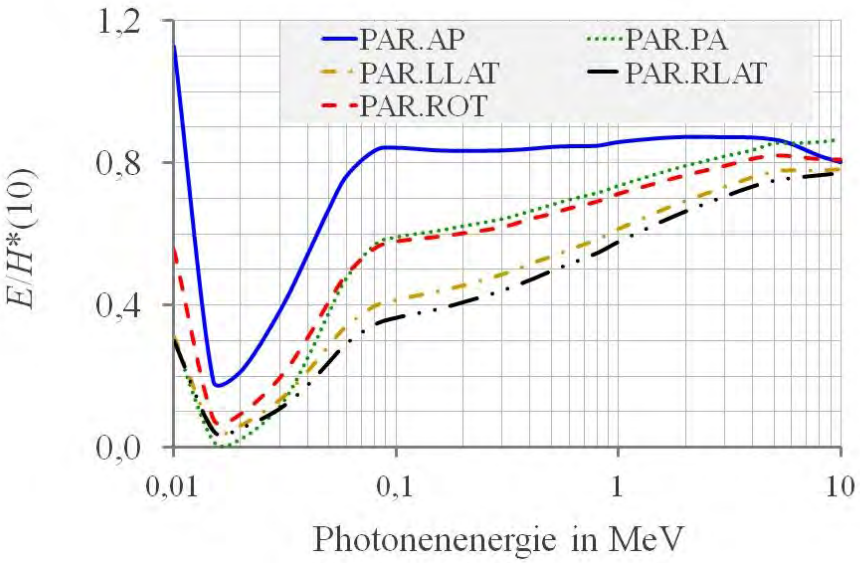

Abb. 3.6: *Verhältnis von effektiver Dosis E zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT.*

Tab.3.7: *Korrektionsfaktoren k_k für die effektive Dosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).*

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für effektive Dosis		
0	1,0	1,0	1,0
1	1,1	1,1	1,0
1,5	1,2	1,1	1,1

Anmerkung: Da sich die effektive Dosis aus Dosen in über den gesamten Körper verteilten Organen ermittelt, lassen sich einheitliche Korrektionsfaktoren für divergente Photonenstrahlungsfelder nur mit großem Aufwand bestimmen. Darauf wurde hier verzichtet, auch im Hinblick auf die geringe erwartete Abhängigkeit vom Quelle-Haut- und Quelle-Boden-Abstand. Die

hier angegebenen Werte k_k wurden für die effektive Dosis nach der Definition von ICRP Publikation 60 (ICRP 1991) berechnet und behalten ihre Gültigkeit auch für die aktuelle Definition der effektiven Dosis (ICRP 2007).

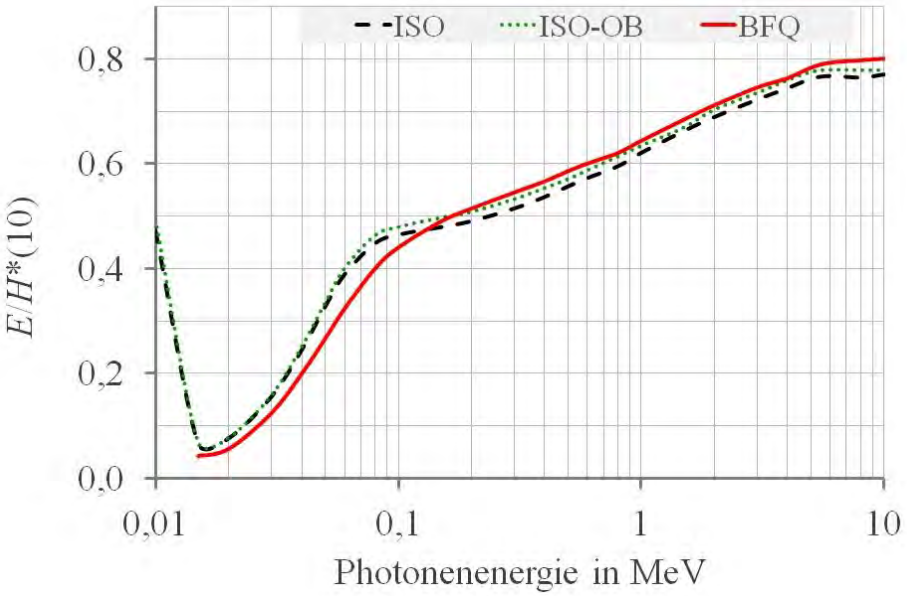

Abb. 3.7: Verhältnis von effektiver Dosis E zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien ISO, ISO.OB.HALBRAUM (ICRP 2012), Bodenflächenquelle BFQ (Petoussi-Henss et al. 2012).

Augenlinsen-Äquivalentdosis

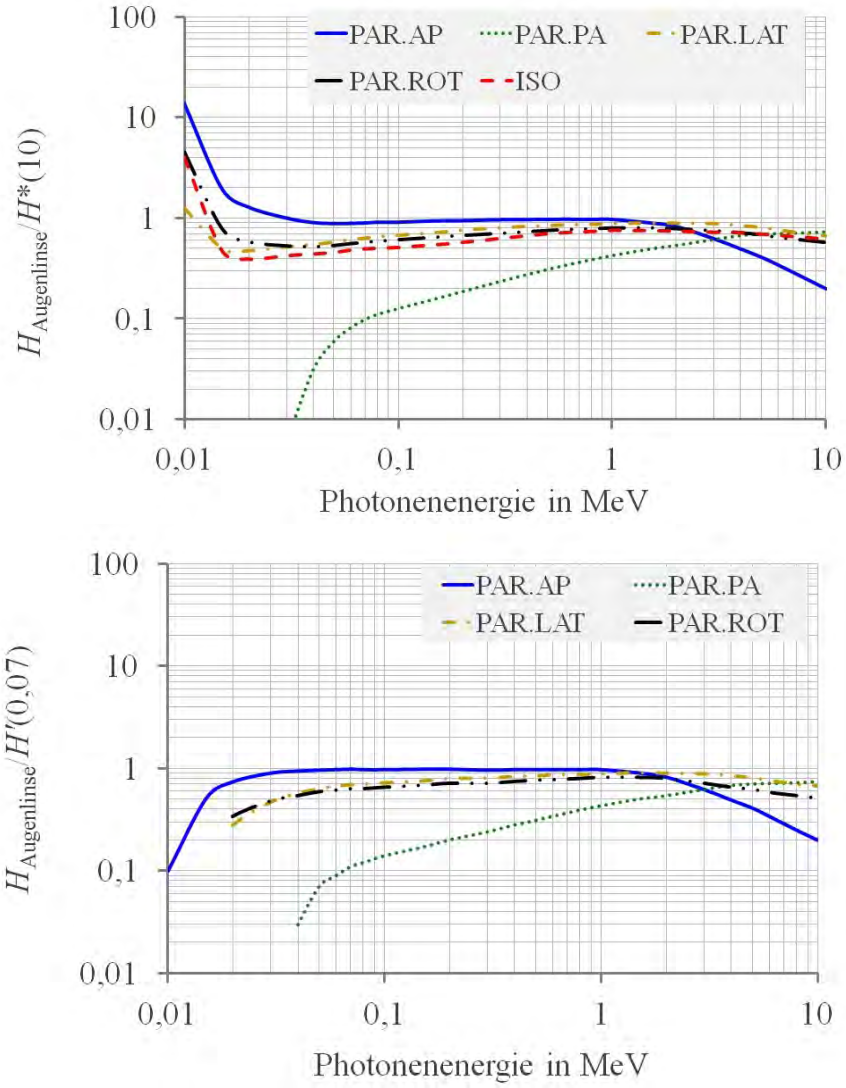

Abb. 3.8: *Verhältnis von Augenlinsen-Äquivalentdosis* $H_{Augenlinse}$ *zu Umgebungs-Äquivalentdosis* $H^*(10)$ *bzw. Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe* $H'(0,07)$ *(Konversionsfaktor* f_k*) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LAT, PAR.ROT, ISO. Weitere Details zur Bestimmung der Augenlinsen-Äquivalentdosis finden sich in Abschnitt 3.3.*

Tab. 3.8: Korrektionsfaktoren k_k für die Augenlinsen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Augenlinsen-Äquivalentdosis		
0	0,6	0,9	1,0
1	0,8	1,3	1,1
1,5	2,7	1,5	1,2

Anmerkung: Die Quotienten verlaufen für Photonenenergien oberhalb 1 bis 2 MeV unter eins, da die neuen Daten der Augenlinsen-Äquivalentdosis gemäß Vorgabe der ICRP ohne Kermanäherung berechnet wurden, siehe ICRP (2010) und Behrens und Dietze (2011). Dadurch ist bei hohen Photonenenergien der Dosisaufbau in der Augenlinse nicht abgeschlossen; im Gegensatz dazu wurden die Konversionsfaktoren für $H^*(10)$ und $H'(0{,}07)$ mit Kermanäherung berechnet, siehe ICRU 57 (1998), wodurch sich stets Werte wie bei abgeschlossenem Dosisaufbau ergeben. Würde stets die Kermanäherung verwendet werden, wären die Quotienten oberhalb von etwa 1 MeV bis 2 MeV sehr nahe bei eins. In praktisch allen realen Strahlungsfeldern ist der Dosisaufbau mindestens zum Teil oder sogar ganz abgeschlossen, da sich praktisch immer Material zwischen der Strahlungsquelle und dem betrachteten Ort befindet. Aus diesem Material werden Sekundärelektronen herausgelöst, die zum Dosisaufbau beitragen. Daher verlaufen die Quotienten hier zwischen den gezeigten Kurven und eins (tendenziell näher an der eins).

Blasen-Äquivalentdosis

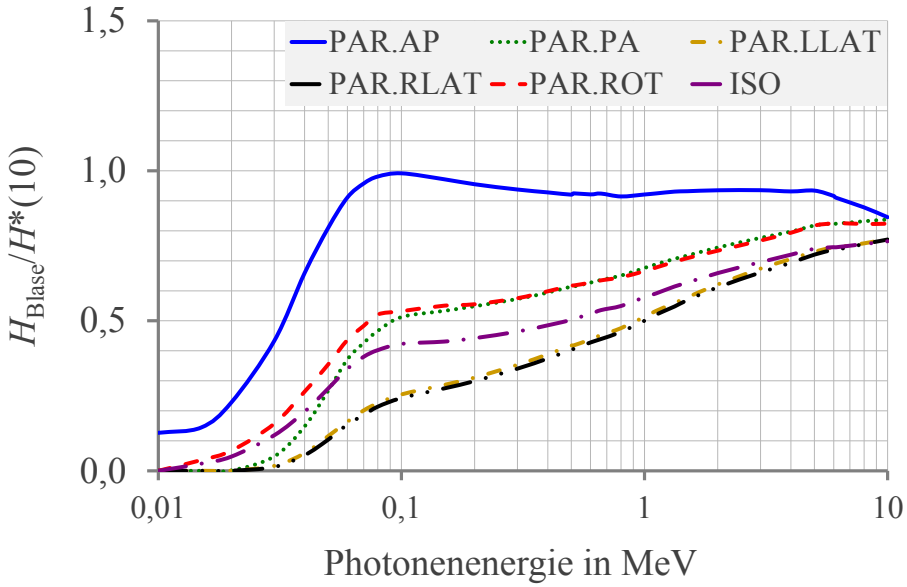

Abb. 3.9: Verhältnis von Blasen-Äquivalentdosis H_{Blase} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.9: Korrektionsfaktoren k_k für die Blasen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Blasen-Äquivalentdosis		
0	1,5	1,2	1,1
1	1,2	1,1	1,1
1,5	0,9	1,1	1,1

Brust-Äquivalentdosis

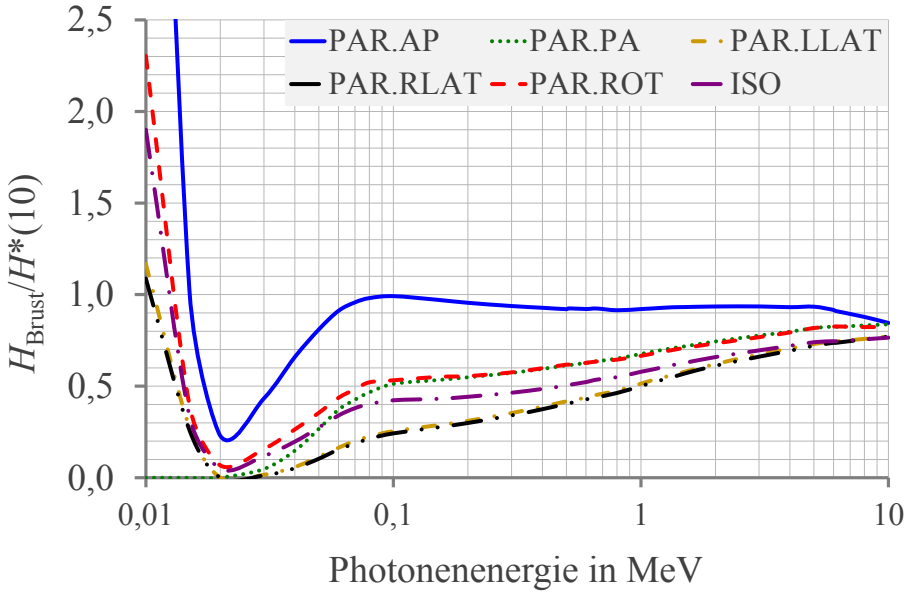

Abb. 3.10: Verhältnis von Brust-Äquivalentdosis H_{Brust} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.10: Korrektionsfaktoren k_k für die Brust-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Brust-Äquivalentdosis		
0	0,9	1,3	1,3
1	1,5	1,2	1,1
1,5	1,9	1,2	1,1

Dickdarm-Äquivalentdosis

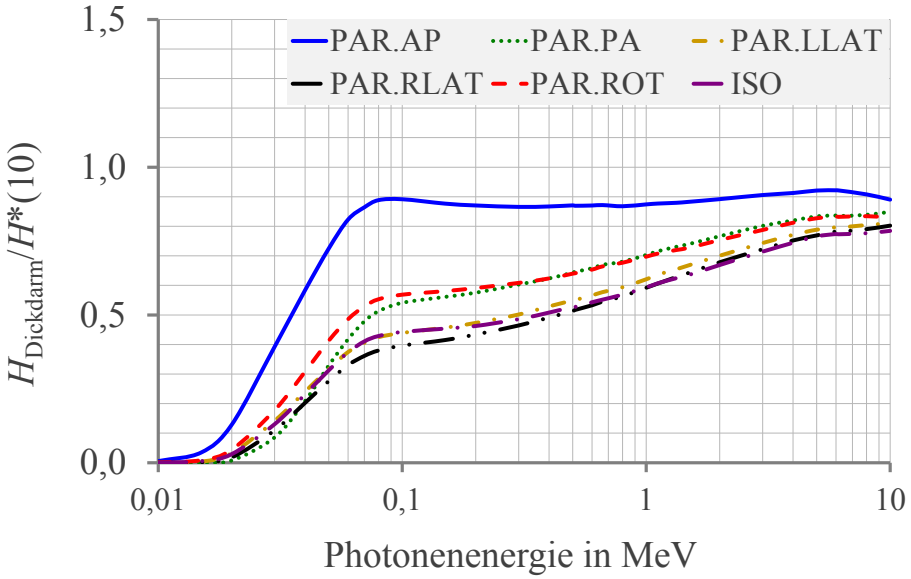

Abb. 3.11: Verhältnis von Dickdarm-Äquivalentdosis $H_{Dickdarm}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.11: Korrektionsfaktoren k_k für die Dickdarm-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Dickdarm-Äquivalentdosis		
0	1,3	1,4	1,3
1	1,3	1,1	1,1
1,5	0,9	1,0	1,0

Endosteum-Äquivalentdosis

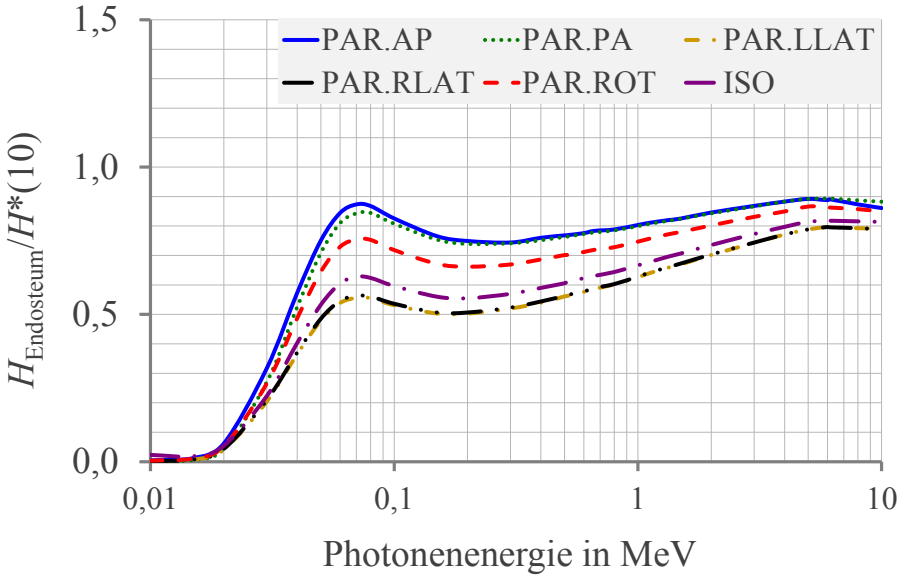

Abb. 3.12: Verhältnis von Endosteum-Äquivalentdosis („Knochenoberfläche") $H_{Endosteum}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.12: Korrektionsfaktoren k_k für die Endosteum-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Endosteum-Äquivalentdosis		
0	0,9	1,0	1,0
1	1,1	1,1	1,1
1,5	1,5	1,1	1,1

Gehirn-Äquivalentdosis

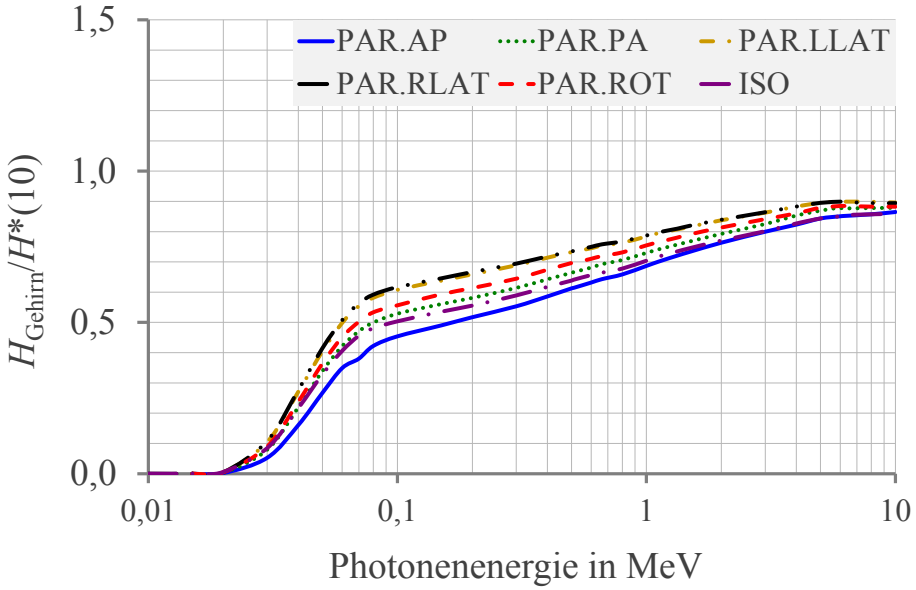

Abb. 3.13: Verhältnis von Gehirn-Äquivalentdosis H_{Gehirn} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.13: Korrektionsfaktoren k_k für die Gehirn-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Gehirn-Äquivalentdosis		
0	0,4	0,7	0,8
1	0,7	0,9	1,0
1,5	1,9	1,2	1,1

Haut-Äquivalentdosis

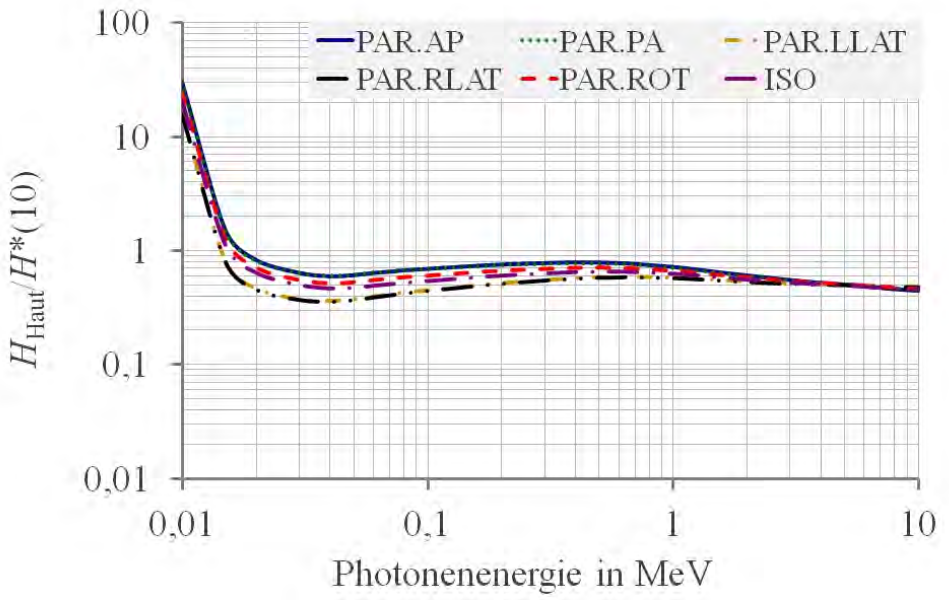

Abb. 3.14: *Verhältnis von Haut-Äquivalentdosis H_{Haut} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.*
Die Haut-Äquivalentdosis ist zur Ermittlung ihres Beitrages zur effektiven Dosis über die gesamte Körperoberfläche gemittelt.

Tab. 3.14: *Korrektionsfaktoren k_k für die Haut-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).*

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Haut-Äquivalentdosis		
0	1,5	1,1	1,0
1	0,9	1,0	1,0
1,5	0,9	1,0	1,0

Leber-Äquivalentdosis

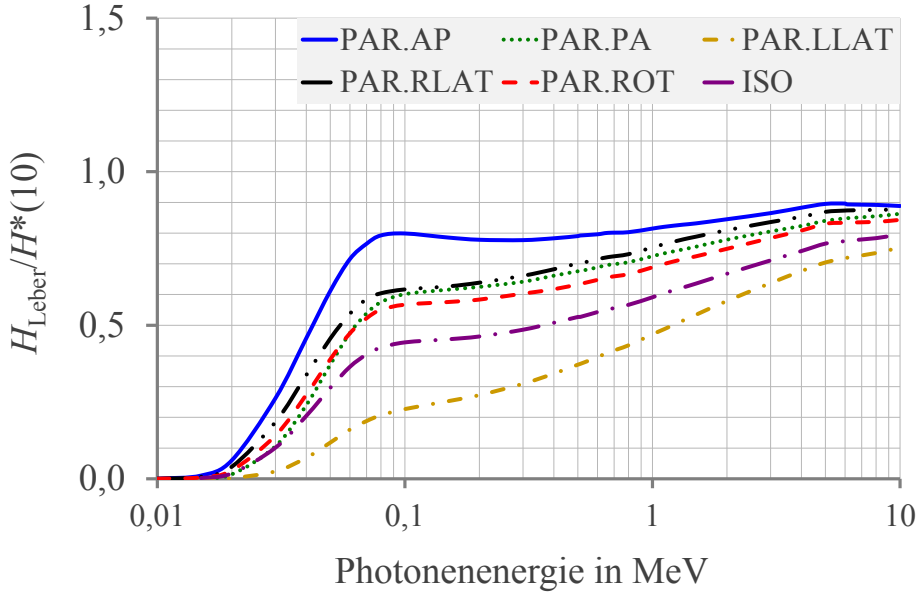

Abb. 3.15: Verhältnis von Leber-Äquivalentdosis H_{Leber} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.15: Korrektionsfaktoren k_k für die Leber-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Leber-Äquivalentdosis		
0	0,9	1,0	1,0
1	1,5	1,2	1,1
1,5	1,5	1,2	1,1

Lungen-Äquivalentdosis

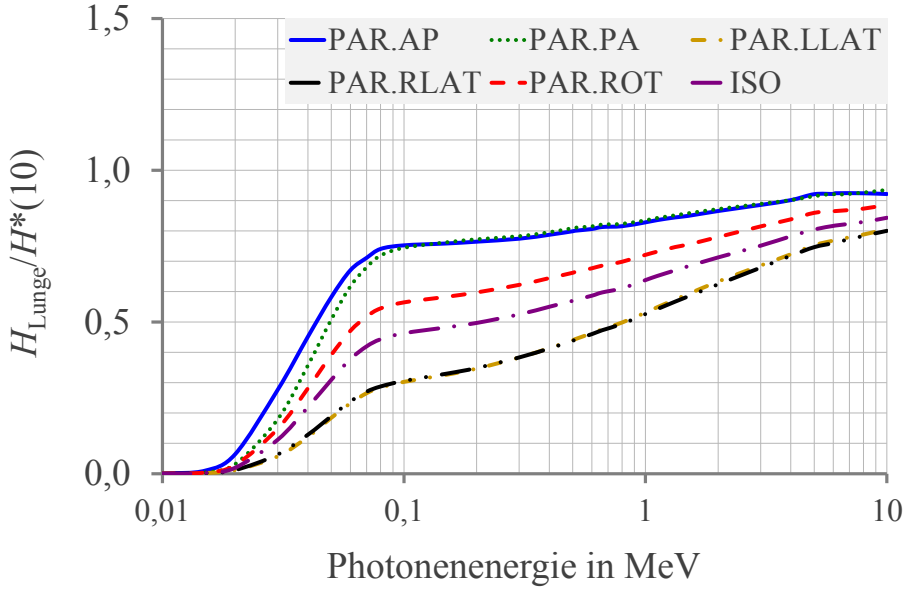

Abb. 3.16: Verhältnis von Lungen-Äquivalentdosis H_{Lunge} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.16: Korrektionsfaktoren k_k für die Lungen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Lungen-Äquivalentdosis		
0	0,7	0,9	1,0
1	1,1	1,1	1,0
1,5	1,6	1,1	1,1

Magen-Äquivalentdosis

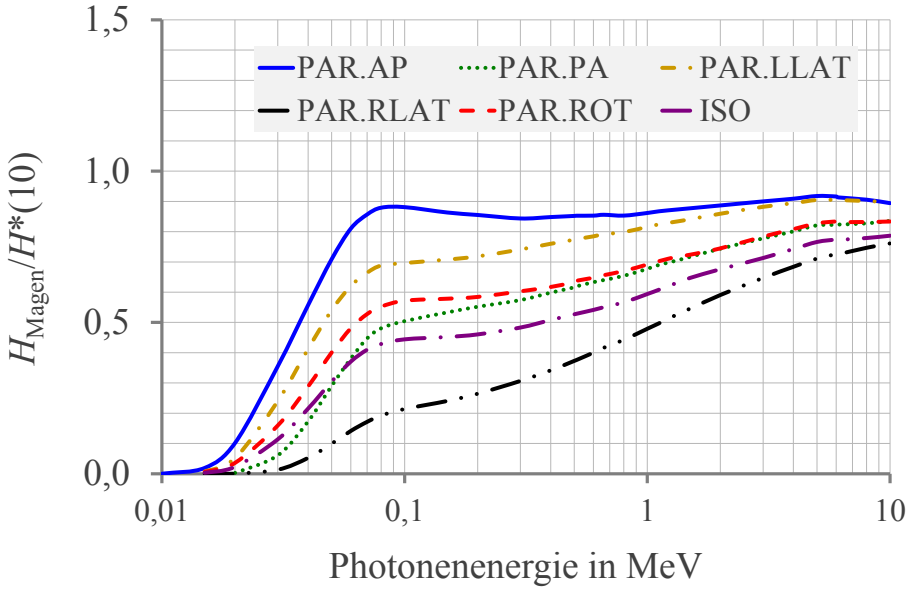

Abb. 3.17: Verhältnis von Magen-Äquivalentdosis H_{Magen} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.17: Korrektionsfaktoren k_k für die Magen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Magen-Äquivalentdosis		
0	0,9	1,0	1,0
1	1,5	1,2	1,1
1,5	1,4	1,1	1,1

Ovarien-Äquivalentdosis

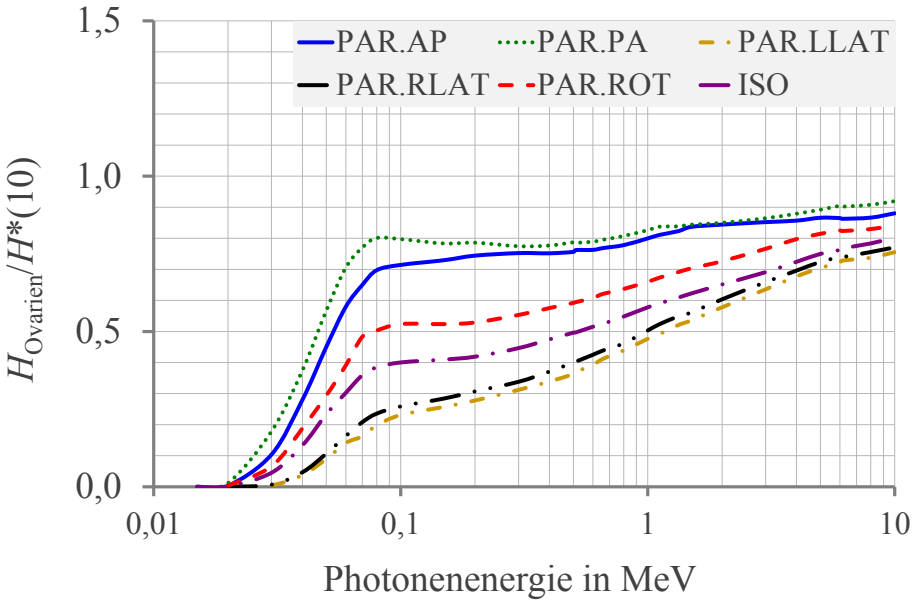

Abb. 3.18: Verhältnis von Ovarien-Äquivalentdosis $H_{Ovarien}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.18: Korrektionsfaktoren k_k für die Ovarien-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Ovarien-Äquivalentdosis		
0	1,3	1,1	1,1
1	1,1	1,1	1,0
1,5	0,9	1,0	1,0

Knochenmark-Äquivalentdosis

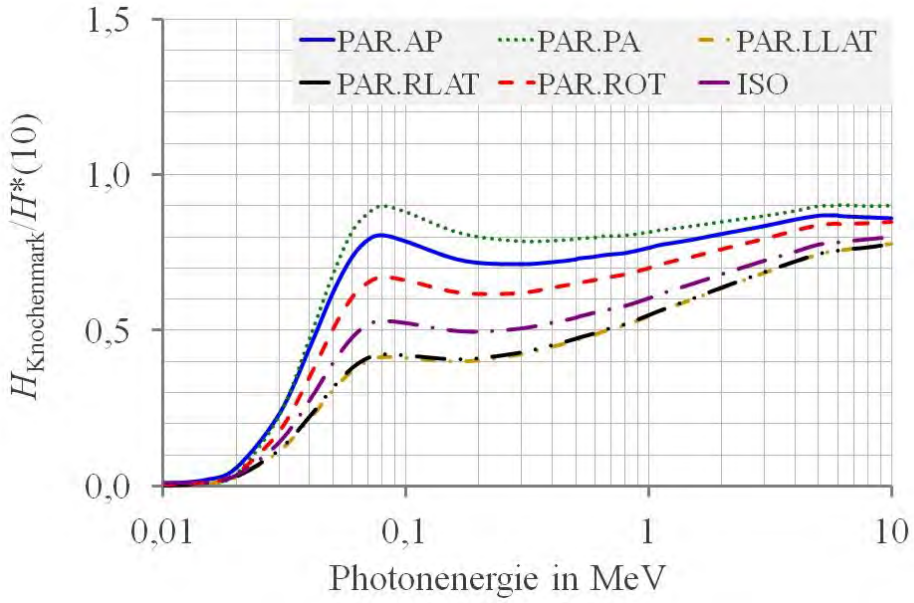

Abb. 3.19: Verhältnis von Knochenmark-Äquivalentdosis $H_{Knochenmark}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.19: Korrektionsfaktoren k_k für die Knochenmark-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Knochenmark-Äquivalentdosis		
0	0,9	1,0	1,0
1	1,1	1,1	1,1
1,5	1,5	1,1	1,1

Schilddrüsen-Äquivalentdosis

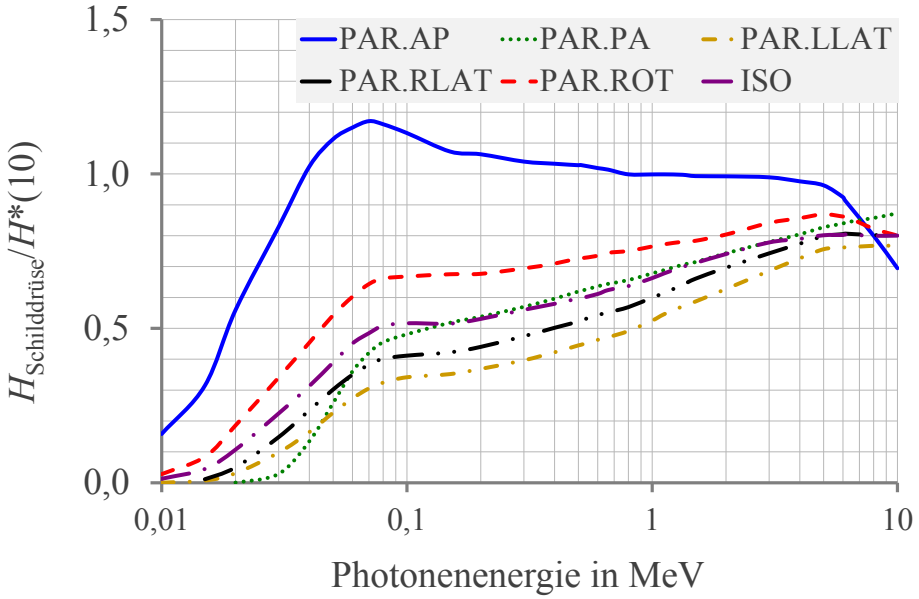

Abb. 3.20: *Verhältnis von Schilddrüsen-Äquivalentdosis $H_{Schilddrüse}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.*

Tab. 3.20: *Korrektionsfaktoren k_k für die Schilddrüsen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).*

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Schilddrüsen-Äquivalentdosis		
0	0,6	0,8	1,0
1	0,9	1,1	1,1
1,5	2,3	1,3	1,2

Speiseröhren-Äquivalentdosis

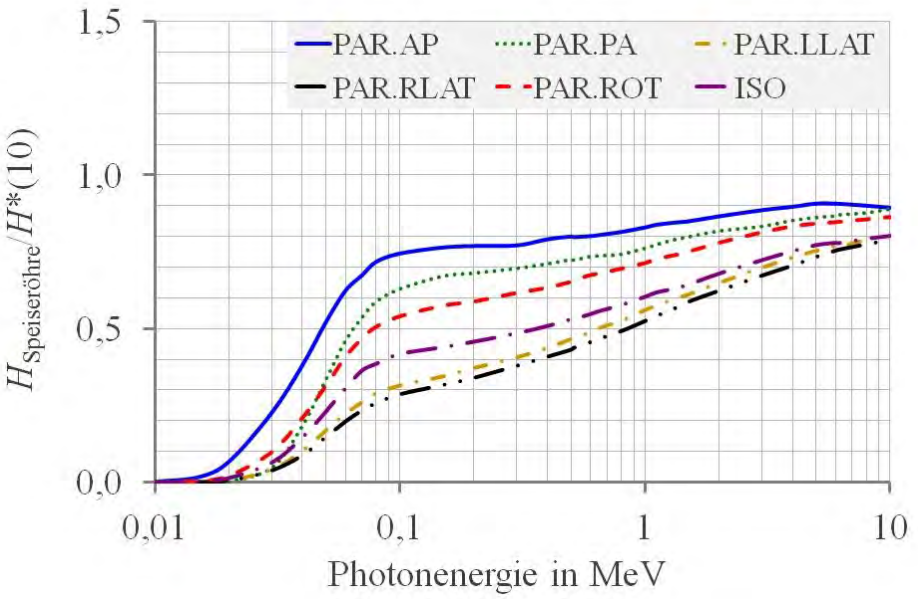

Abb. 3.21: Verhältnis von Speiseröhren-Äquivalentdosis $H_{\text{Speiseröhre}}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.21: Korrektionsfaktoren k_k für die Speiseröhren-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Speiseröhren-Äquivalentdosis		
0	0,6	0,8	0,9
1	1,0	1,0	1,0
1,5	1,9	1,2	1,1

Speicheldrüsen-Äquivalentdosis

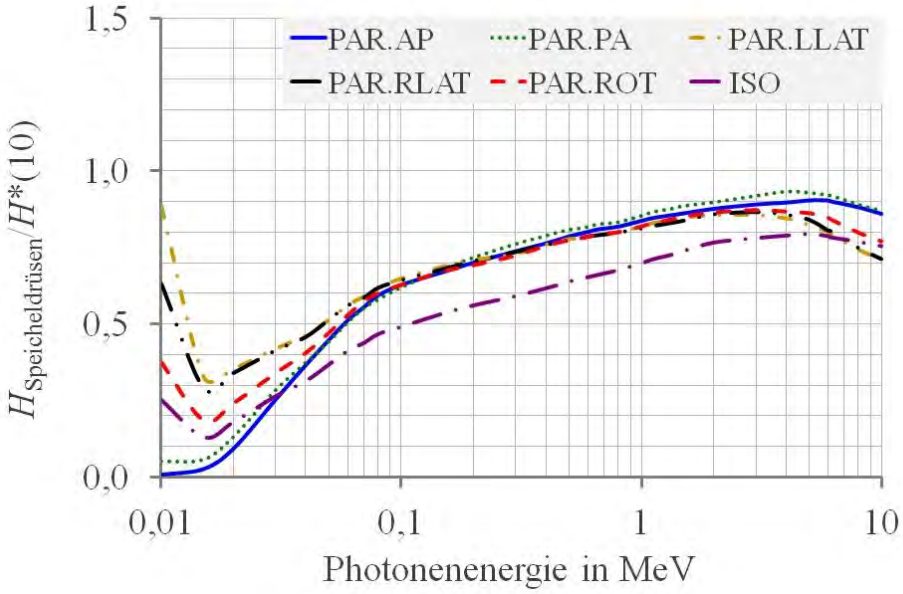

Abb. 3.22: Verhältnis von Speicheldrüsen-Äquivalentdosis $H_{Speicheldrüsen}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.22: Korrektionsfaktoren k_k für die Speicheldrüsen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Speicheldrüsen-Äquivalentdosis		
0	0,5	0,7	0,9
1	0,6	0,9	1,0
1,5	1,8	1,2	1,1

Testes-Äquivalentdosis

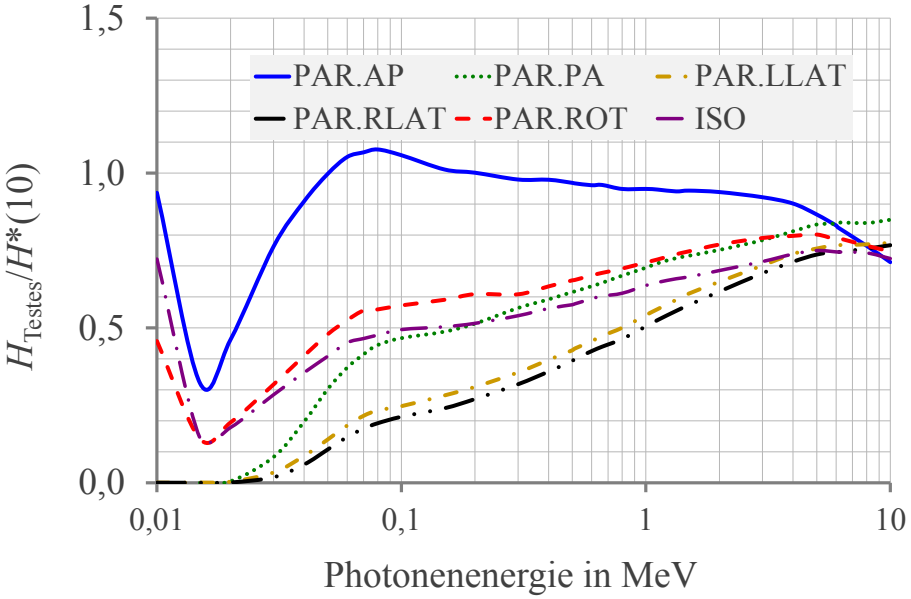

Abb. 3.23: Verhältnis von Testes-Äquivalentdosis H_{Testes} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.23: Korrektionsfaktoren k_k für die Testes-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Testes-Äquivalentdosis		
0	1,9	1,3	1,2
1	1,5	1,2	1,1
1,5	0,8	1,1	1,0

Uterus-Äquivalentdosis

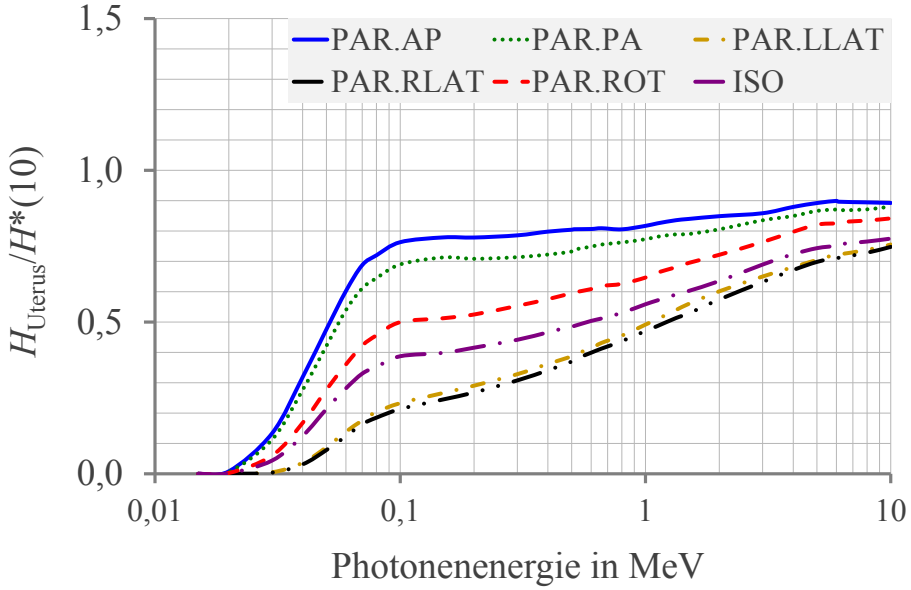

Abb. 3.24: Verhältnis von Uterus-Äquivalentdosis H_{Uterus} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.

Tab. 3.24: Korrektionsfaktoren k_k für die Uterus-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).

d_{QB} in m	d_{QH} in m		
	0,5	1,5	2,5
	k_k für Uterus-Äquivalentdosis		
0	1,4	1,1	1,1
1	1,2	1,1	1,1
1,5	0,9	1,0	1,0

Restkörper-Äquivalentdosis (ICRP 2007)

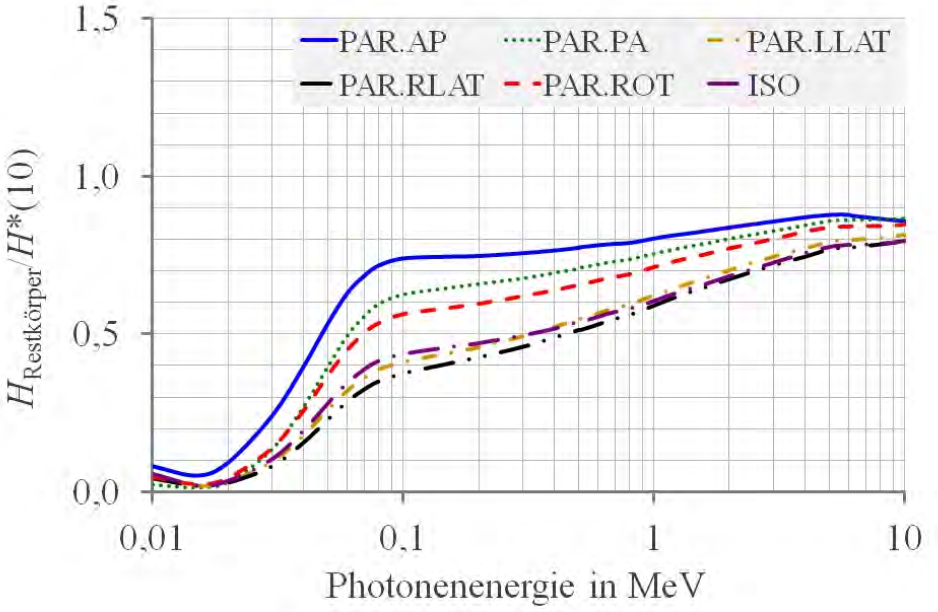

Abb. 3.25: *Verhältnis von Restkörper-Äquivalentdosis $H_{\text{Restkörper}}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.*

Die Restkörper-Äquivalentdosis stellt den arithmetischen Mittelwert der Dosen in folgenden 13 Organen dar: Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata (Männer), Dünndarm, Milz, Thymusdrüse und Gebärmutter (Frauen).

Anmerkung: Da sich der Restkörper über den gesamten Körper verteilt, lassen sich einheitliche Korrektionsfaktoren für divergente Photonenstrahlungsfelder nur mit großem Aufwand bestimmen. Darauf wurde hier verzichtet.

Konversionsfaktoren für die Restkörper-Äquivalentdosis nach der Definition von ICRP Publikation 60 (ICRP 1991) sind in Anhang 5 aufgeführt.

3.2.2 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Personendosis

Die Berechnung der Organ-Äquivalentdosis H_T aus der Personendosis wird auf eine Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Ortsdosis nach Abschnitt 3.2.1 zurückgeführt. Die effektive Dosis E wird unmittelbar aus der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ berechnet.

Die Organ-Äquivalentdosis H_T berechnet sich aus der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ und den entsprechenden Konversionsfaktoren f_k (siehe Abbildung 3.8 bis 3.25) und f_p (siehe Abbildung 3.5) für ein paralleles Feld $(d_{QH} > 2{,}5$ m) zu

$$H_T = H_p(10) \cdot (f_k / f_p) \tag{3.11}$$

und für ein divergentes Feld $(d_{QH} < 2{,}5$ m) zu

$$H_T = H_p(10) \cdot (f_k / f_p) \cdot (k_k / k_p) \tag{3.12}$$

Die effektive Dosis berechnet sich aus der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ und dem in Abbildung 3.26 wiedergegebenen Verhältnis $(f_k / f_p) = E / H_p(10)$ für ein divergentes Feld $(d_{QH} < 2{,}5$ m) zu

$$E = H_p(10) \cdot (f_k / f_p) \cdot (k_k / k_p) \tag{3.13}$$

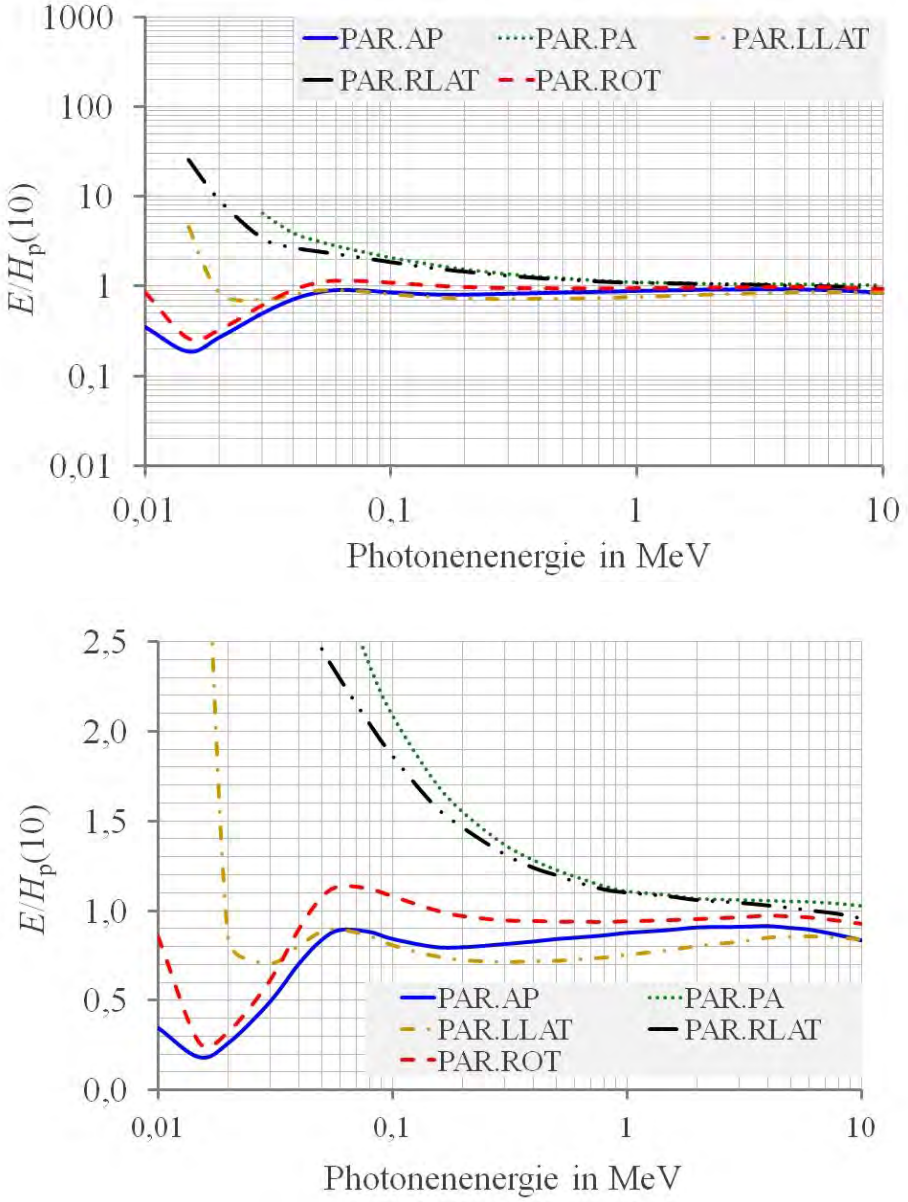

Abb. 3.26: Verhältnis von effektiver Dosis E zu Tiefen-Personendosis $H_p(10)$, berechnet in einem anthropomorphen Phantom an der linken Brustseite, (Konversionsfaktor f_k / f_p) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT (ICRP 2010; Zankl 1999).

3.3 Ermittlung der Augenlinsen-Äquivalentdosis

In Abbildung 3.8 ist die Augenlinsen-Äquivalentdosis bezogen auf die Ortsdosisgrößen $H^*(10)$ und $H'(0{,}07)$ angegeben. Die eigentich zur Ermittlung der Augenlinsen-Äquivalentdosis vorgesehenen Messgrößen $H'(3)$ bzw. $H_p(3)$ wurden bis zum Jahr 2015 in Deutschland nicht in das Strahlenschutz-Recht eingeführt. Untersuchungen mittels der Personendosisgrößen haben bestätigt, dass die Einhaltung des Grenzwertes für die Augenlinsen-Äquivalentdosis mit der Verwendung der Messgrößen $H'(0{,}07)$ bzw. $H_p(0{,}07)$ in reinen Photonenstrahlungsfeldern überwacht werden kann. Bei Photonenenergien > 40 keV liefern auch $H^*(10)$ bzw. $H_p(10)$ eine konservative Dosisabschätzung (Behrens und Dietze 2010; Behrens 2012b; SSK 2010; SSK 2015).

Solange keine Messgeräte für die Messgröße $H'(3)$ verfügbar sind, können für die Charakterisierung von Strahlungsfeldern an Arbeitsplätzen und für die Überprüfung der Wirksamkeit von Schutzmaßnahmen geeignete aktive Ortsdosimeter für die Messgröße $H'(0{,}07)$ bzw. $H^*(10)$ verwendet werden. Dies bedeutet neben der Eignung für die am Arbeitsplatz vorhandenen Photonenenergien insbesondere die Eignung in gepulsten und divergenten Strahlungsfeldern (z. B. in der interventionellen Radiologie).

Folgende Punkte müssen bei der Überwachung mit Personendosimetern beachtet werden:

- Das Dosimeter muss
  - entweder in der Nähe der Augen getragen werden,
  - oder es muss sichergestellt sein, dass das Strahlungsfeld hinreichend homogen ist, so dass am Ort des Dosimeters annähernd das gleiche Strahlungsfeld wie am Auge vorliegt.
- Werden Schutzmaßnahmen wie Schutzbrillen oder Abschirmungen verwendet, so muss das Dosimeter
  - entweder hinter der Abschirmung getragen werden
  - oder mit einer äquivalenten Abdeckung versehen sein.

- Dosimeter für die Messgröße $H_p(0,07)$ in Photonenstrahlungsfeldern müssen
  - entweder für den Einsatz auf dem Quaderphantom optimiert sein, d. h. ihre Energie- und Winkelabhängigkeit wurde auf dem Quaderphantom geprüft und das Dosimeter wurde auf dem Quaderphantom kalibriert (wie Ganzkörperdosimeter für die Messgröße $H_p(10)$),
  - oder es muss sichergestellt sein, dass das Dosimeter die vom Körper zurückgestreute Strahlung richtig misst. Dies konnte für die im Jahr 2012 in Deutschland bauartzugelassenen Fingerringdosimeter für $H_p(0,07)$ gezeigt werden (Behrens et al 2012a).

3.4 Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen nach Teilkörperexposition bzw. nach inhomogener Exposition

Die Organ-Äquivalentdosis der Hände, Unterarme, Füße und Knöchel ist der Maximalwert der Haut-Äquivalentdosis (lokalen Hautdosis) an dem betrachteten Körperteil. Eingangsgrößen für die Ermittlung der Organ-Äquivalentdosen sind die Orts- und Personendosis. Die Organ-Äquivalentdosis der Hände, Unterarme, Füße und Knöchel einschließlich der zugehörigen Haut wird für Strahlung geringer Eindringtiefe dem Betrage nach gleichgesetzt der gemessenen oder berechneten Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07)$, bei Messung oder Berechnung der Personendosis mit der Oberflächen-Personendosis $H_\mathrm{p}(0{,}07)$.

Bei durchdringender Strahlung ist der Betrag der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ eine obere Abschätzung für die Organ-Äquivalentdosis des betrachteten Körperteils. Für eine genauere Ermittlung der Organ-Äquivalentdosis aus der Ortsdosis kann die Größe des bestrahlten Bereichs des Körperteils und die Durchstrahlungsdicke bei der Exposition für eine Korrektion berücksichtigt werden. Der Korrektionsfaktor ergibt sich aus dem Verhältnis des Rückstreufaktors für diesen Bereich bei der Exposition zum Rückstreufaktor für die ICRU-Kugel, multipliziert mit dem Verhältnis des Rückstreufaktors für die Dicke des Körperteils zum Rückstreufaktor einer sättigungsdicken Schicht (d. h. keine Zunahme der Rückstreuung mit weiter zunehmender Schichtdicke). Rückstreufaktoren für Feldgrößen bis 1000 cm^2 in Abhängigkeit von der Photonenenergie finden sich bei (Benmakhlouf et al. 2011), (Grosswendt 1993), (Jaeger und Hübner 1974), (Petoussi-Henss et al. 1998), (Schauer et al. 2000) sowie bei (Wachsmann und Drexler 1976). Rückstreufaktoren für verschiedene Dicken des Streukörpers in Abhängigkeit von der Photonenenergie können der Arbeit von (Wachsmann und Drexler 1976) entnommen werden, Rückstreufaktoren für verschiedene Formen und Größen von Streukörpern den Arbeiten von (Tomljenović et al. 1999) und (Kim et al. 2006) sowie Rückstreufaktoren für Streukörper aus verschiedenen Materialien der Arbeit von (Traub et al. 1997). Die Arbeit von (Veinot und Hertel 2007) enthält das Verhältnis der Extremitäten-Äquivalentdosis zur Photonenfluenz.

3.5 Berechnungsbeispiele

Im Folgenden wird an einem Beispiel gezeigt, wie die Körper-Äquivalentdosis aus der Personendosis, aus der Ortsdosis oder aus Eigenschaften der Strahlungsquelle ermittelt werden kann.

Materialproben aus Aluminium werden in einem Forschungsreaktor mittels Neutroneneinfangreaktionen aktiviert. Dazu werden die Proben mit einem Unterdruck-Rohrsystem in den Reaktor befördert. Nach Beendigung der Bestrahlungszeit kehrt die aktivierte Probe durch das Rohr an den Arbeitsplatz einer beruflich strahlenexponierten Person zurück, wo sie nach Abklingen der kurzlebigen Aktivitäten in einem Bleibunker von der Person herausgenommen, geöffnet, umgepackt und in einen Transportbehälter gelegt wird. Während dieser Arbeit ist die Person u. a. einer durch 5 cm Blei abgeschirmten, von vorne einfallenden γ-Strahlung ausgesetzt.

Durch Aktivierung von Aluminium entstehen mehrere Radionuklide.[3] Nach Abklingen der kurzlebigen Aktivitäten Mg-27 ($T_{½}$ = 9,5 min) und Al-28 ($T_{½}$ = 2,3 min) werden 3,7 GBq Na-24 ($T_{½}$ = 15 h, $E_{ß}$ = 1,39 MeV, $E_{γ}$ = 1,37 MeV) weiter bearbeitet. Dies erfolgt mittels Manipulatoren, mit denen durch die Bleiwand mit 5 cm Dicke hindurch die Probe geöffnet und umgepackt werden kann. Die Person befindet sich ca. 1 m von der Probe entfernt, wobei sich die Arbeitsfläche etwa 1 m über dem Boden befindet.

a) Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$

Die Auswertung des amtlichen Personendosimeters hat für einen Zeitraum von einem Monat

$$H_p(10) = 5{,}0 \text{ mSv}$$

ergeben. Andere Expositionen haben nicht stattgefunden. Daraus lässt sich die effektive Dosis wie folgt ermitteln:

$$E = H_p(10) \cdot \left(f_k / f_p \right) \cdot \left(k_k / k_p \right).$$

[3] Reaktionen: Al-27(n,α) Na-24,
Al-27(n,p) Mg-27,
Al-27(n,γ) Al-28.

Für den Quotienten (f_k / f_p) findet man in Abbildung 3.26 für PAR.AP oberhalb 1 MeV einen Wert von ca. 0,88. Die Divergenzkorrektion ergibt sich aus der zugehörigen Tabelle 3.7, in der man für k_k einen Wert von 1,1 findet. Aus Tabelle 3.6 erhält man für k_p durch Mittelung den Wert $k_p = 0{,}5 \cdot (1{,}0 + 1{,}1) = 1{,}05$.

$$E = 5{,}0 \text{ mSv} \cdot 0{,}88 \cdot (1{,}1 / 1{,}05) = 4{,}6 \text{ mSv}.$$

Hat man aufgrund von Nebeninformationen seitliche Bestrahlung anzunehmen, erhält man die effektive Dosis wie folgt: Für (f_k / f_p) findet man in Abbildung 3.26 für PAR.LAT (Mittelwert aus PAR.RLAT und PAR.LLAT) und $E \approx 1{,}4$ MeV einen Wert von ca. 0,86.

Die Werte für k_k und k_p sind die gleichen wie oben.

$$E = 5{,}0 \text{ mSv} \cdot 0{,}86 \cdot (1{,}1 / 1{,}05) = 4{,}5 \text{ mSv}.$$

b) Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$

Während des Arbeitsvorganges wurde die Umgebungs-Äquivalentdosisleistung am Ort der Person gemessen.

Es ergab sich:

$$H\,(10) = 0{,}35 \text{ mSv}\cdot\text{h}^{-1} = 5{,}8 \text{ µSv}\cdot\text{min}^{-1}.$$

Nimmt man eine Bestrahlung von vorne an, so ergibt sich mit den Werten für f_k und k_k nach a) bzw. Abbildung 3.6 für die in einer Minute erhaltene effektive Dosis

$$E = H\,(10) \cdot t \cdot f_k \cdot k_k = (5{,}8 \cdot 1 \cdot 0{,}88 \cdot 1{,}1)\ \text{µSv} = 5{,}6\ \text{µSv}.$$

Aus der für den Arbeitsvorgang benötigten Zeit und der auf den Überwachungszeitraum mit dem Personendosimeter entfallenden Anzahl von Arbeitsvorgängen kann die mit dem amtlichen Personendosimeter ermittelte effektive Dosis überprüft werden.

c) Abschätzung von Körper-Äquivalentdosen aus Eigenschaften der Strahlungsquelle

Die Umgebungs-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}^*(10)$ ist:

$$\dot{H}^*(10) = S_{\mathrm{Na}} \cdot \left(\Gamma_{H^*}\right)_{\mathrm{Na}} \cdot A_{\mathrm{Na}} \cdot r^{-2} .$$

Mit

$S_{\mathrm{Na}} = 0{,}16$ Schwächungsfaktor durch 5 cm Blei für Na-24-γ-Strahlung aus ICRP Publ. 21, Abb. 51 (ICRP 1971)

$\left(\Gamma_{H^*}\right)_{\mathrm{Na}} = 0{,}495\ \mathrm{mSv \cdot m^2 \cdot h^{-1} \cdot GBq^{-1}}$

Dosisleistungskonstante für Na-24 (Tabelle 3.5)

$A_{\mathrm{Na}} = 3{,}7$ GBq Aktivität der Probe

$r = 1$ m Abstand der Probe

ergibt sich die Ortsdosisleistung zu

$$\dot{H}^*(10) = (0{,}16 \cdot 0{,}495 \cdot 3{,}7 \cdot 1)\ \mathrm{mSv \cdot h^{-1}} = 0{,}29\ \mathrm{mSv \cdot h^{-1}} .$$

Die effektive Dosis E ergibt sich aus der Ortsdosisleistung und der Aufenthaltszeit t zu

$$E = \dot{H}^*(10) \cdot f_{\mathrm{k}} \cdot k_{\mathrm{k}} \cdot t .$$

Die Werte für f_{k} und k_{k} sind die gleichen wie unter a) bereits ermittelt. Für die in einer Minute erhaltene effektive Dosis ergibt sich hier ein Wert von 4,7 µSv, der wie oben mit dem Messwert des Personendosimeters zu vergleichen ist.

4 Neutronenstrahlung

4.1 Ermittlung von Orts- und Personendosen

4.1.1 Messung der Ortsdosis

Ortsdosimeter für Neutronen werden frei in Luft zur Anzeige der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ kalibriert. Sie zeigen $H^*(10)$ dann richtig an, wenn die Messbedingungen, insbesondere die Energieverteilung der Neutronen, mit den Bezugsbedingungen übereinstimmen. Die Gebrauchsanweisungen geben Nenngebrauchsbereiche für die Einflussgrößen an, in denen die höchstzulässigen Messwertänderungen bei Änderung einer Einflussgröße nicht überschritten werden. Kenntnisse über Strahlungsfeldgrößen (z. B. die Energieverteilung der Neutronenfluenz) können zur Verringerung dieser Messfehler herangezogen werden.

Anmerkung: Bei Neutronenstrahlung ist im Gegensatz zu Photonenstrahlung die Fluenz im Allgemeinen über einen großen Energiebereich (bis zu 9 Größenordnungen) verteilt. Außerdem hängen die Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren und das Ansprechvermögen von Dosimetern sehr stark von der Neutronenenergie ab. Deshalb sind in der Regel Kenntnisse über das Strahlungsfeld erforderlich. Ist das auf die Neutronen-Äquivalentdosis H bezogene Ansprechvermögen R_H (E_n) eines Dosimeters in Abhängigkeit von der Neutronenenergie E_n bekannt, ergibt sich das Ansprechvermögen für eine vorliegende spektrale Verteilung als

$$R_H = \frac{\int R_H(E_n) \cdot h_\Phi(E_n) \cdot \Phi_E(E_n) \cdot \mathrm{d}E_n}{\int h_\Phi(E_n) \cdot \Phi_E(E_n) \cdot \mathrm{d}E_n} \qquad (4.1)$$

(Φ_E spektrale Neutronenfluenz, h_Φ Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktor). Unter Verwendung des Kalibrierspektrums kann die Anzeige des Dosimeters im vorliegenden Spektrum durch einen Korrektionsfaktor

$$k = \frac{R_H(\text{Kalibrierspektrum})}{R_H(\text{vorliegendes Spektrum})}$$

korrigiert werden.

Zur Berechnung von Körper-Äquivalentdosen sind ebenfalls Kenntnisse über das vorliegende Neutronenspektrum erforderlich (siehe Abschnitt 4.2).

4.1.2 Messung der Personendosis

Personendosimeter für Neutronen werden auf einem Phantom zur Anzeige der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ kalibriert. Sie zeigen $H_p(10)$ dann richtig an, wenn die Messbedingungen, insbesondere die Energie- und Richtungsverteilung der Neutronen, mit den Bezugsbedingungen übereinstimmen. Die Gebrauchsanweisungen geben Nenngebrauchsbereiche für die Einflussgrößen an, in denen die höchstzulässigen Messwertänderungen bei Änderung einer Einflussgröße nicht überschritten werden. Zur Verringerung dieser Messfehler können Kenntnisse über Strahlungsfeldgrößen (Energie- und Richtungsverteilung der Neutronenfluenz) herangezogen werden.

Anmerkung: Wenn das auf die Personendosis $H_p(10)$ bezogene Ansprechvermögen des Personendosimeters in Abhängigkeit von der Neutronenenergie und der Strahleneinfallsrichtung bekannt ist, lässt sich das Ansprechvermögen für eine vorliegende Energie- und Richtungsverteilung berechnen (vgl. Anmerkung zu Abschnitt 4.1.1).

4.1.3 Bestimmung von Neutronenspektren

Wegen der ausgeprägten Energieabhängigkeit des Äquivalentdosis-Ansprechvermögens der meisten Neutronendosimeter und der Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren sind bei Vorliegen breiter Energieverteilungen Kenntnisse über die spektrale Verteilung der Neutronenfluenz erforderlich. Diese Kenntnisse können gewonnen werden durch

- Vergleich der vorliegenden Strahlungsfelder (charakterisiert durch Quelle und Abschirmung) mit solchen, für die Spektren bekannt sind (Spektrenkataloge, z. B. Schuhmacher et al. 2006; IAEA 2001),
- Berechnung des Spektrums aus Daten der Neutronenquelle und ggf. der vorhandenen Abschirmungen oder
- Messung des Neutronenspektrums.

4.1.4 Berechnung der Orts- und Personendosis aus Strahlungsfeldgrößen

Wenn die spektrale Neutronenfluenz $\Phi_E(E_n)$ bekannt ist (E_n Neutronenenergie), lässt sich die Äquivalentdosis mit Hilfe von Neutronenfluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren direkt errechnen; z. B. gilt für die Umgebungs-Äquivalentdosis:

$$H^*(10) = \int h^*_{\Phi}(E_n) \cdot \Phi_E(E_n) \cdot dE_n \,. \qquad (4.2)$$

Abbildung 4.1 gibt für monoenergetische Neutronen den Quotienten Umgebungs-Äquivalentdosis durch Neutronenfluenz in Abhängigkeit von der Neutronenenergie wieder.

Abbildung 4.2 zeigt in gleicher Weise den Quotienten Personendosis durch Neutronenfluenz. Hierfür wurde die Personendosis berechnet als die Äquivalentdosis in 10 mm Tiefe auf der Vorderseite der Brust (zentraler Ort) eines MIRD-Phantoms (siehe Anhang A 2.3). Sie wird durch ein breites, paralleles Bündel von Neutronen der Fluenz Φ erzeugt, das unter verschiedenen Einfallsrichtungen auf das Phantom auftrifft.

4.1.5 Relation zwischen Orts- und Personendosis

Die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ ist im allgemeinen eine konservative Abschätzung der Tiefen-Personendosis $H_p(10)$, weil die Neutronen zumeist aus verschiedenen Richtungen auf die exponierte Person einfallen. Nur bei parallelem Neutroneneinfall von vorne ist $H_p(10)$ ungefähr gleich $H^*(10)$, bei anderen Einfallsrichtungen gilt $H_p(10) < H^*(10)$ (vgl. Abbildung 4.1 und 4.2). Der Zusammenhang zwischen diesen beiden Größen wird in Abbildung 4.3 für monoenergetische Neutronen durch das Verhältnis $H_p(10) / H^*(10)$ für verschiedene Bestrahlungsgeometrien (siehe Anhang 3) in Abhängigkeit von der Neutronenenergie E_n dargestellt. Es ist aber auch die Anmerkung zu Abschnitt 4.2.2 zu beachten.

Umgebungs-Äquivalentdosis

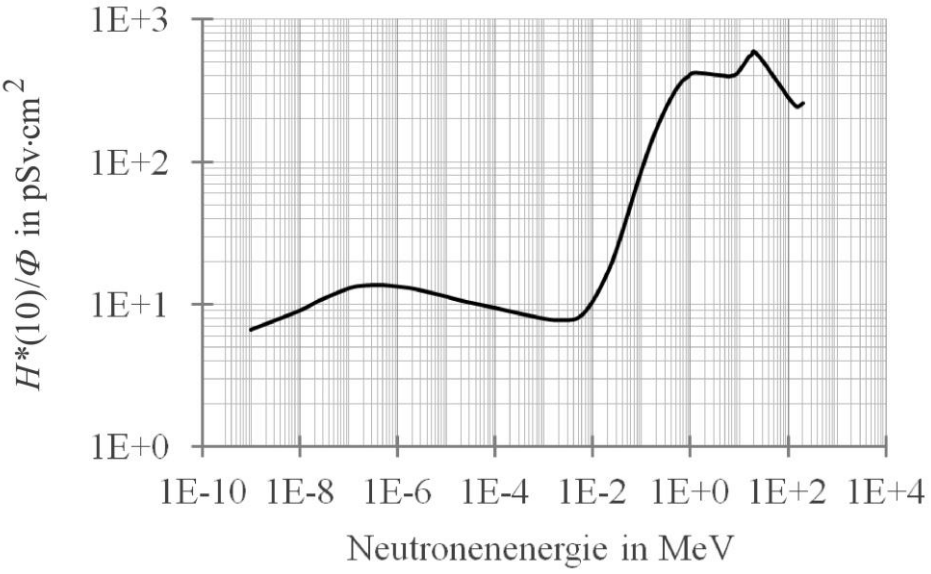

Abb. 4.1: Neutronenfluenz-Umgebungs-Äquivalentdosis-Konversionsfaktor $h^*_\Phi = H^*(10)/\Phi$ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie (nach ICRP 1996).

Tiefen-Personendosis

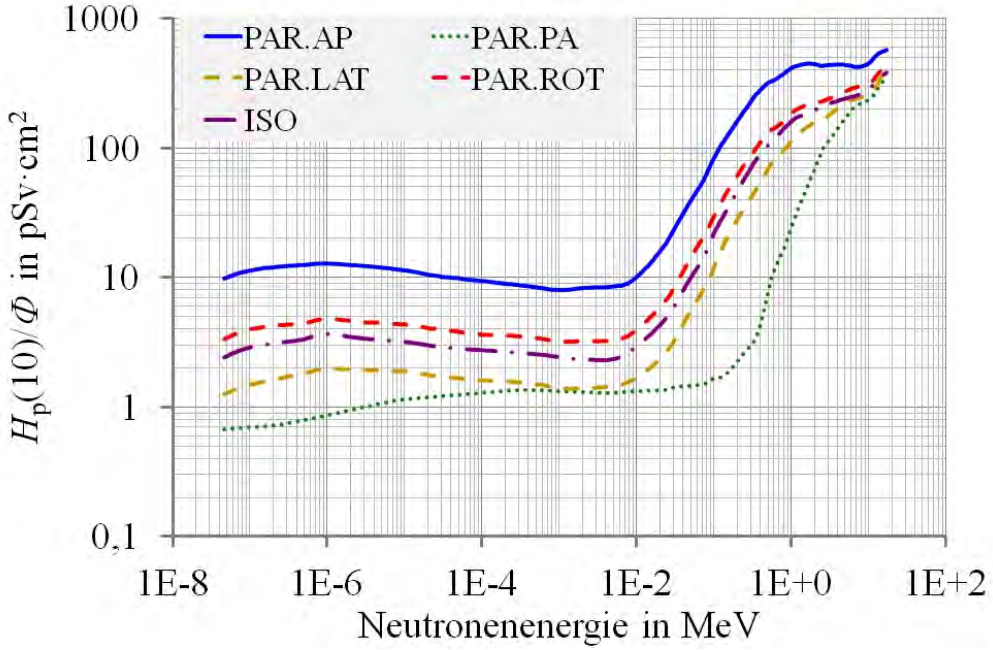

Abb. 4.2: Neutronenfluenz-Tiefen-Personendosis-Konversionsfaktor $h_{p\Phi} = H_p(10)/\Phi$ berechnet im MIRD-Phantom in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für verschiedene Bestrahlungsgeometrien (nach Hollnagel 1997).

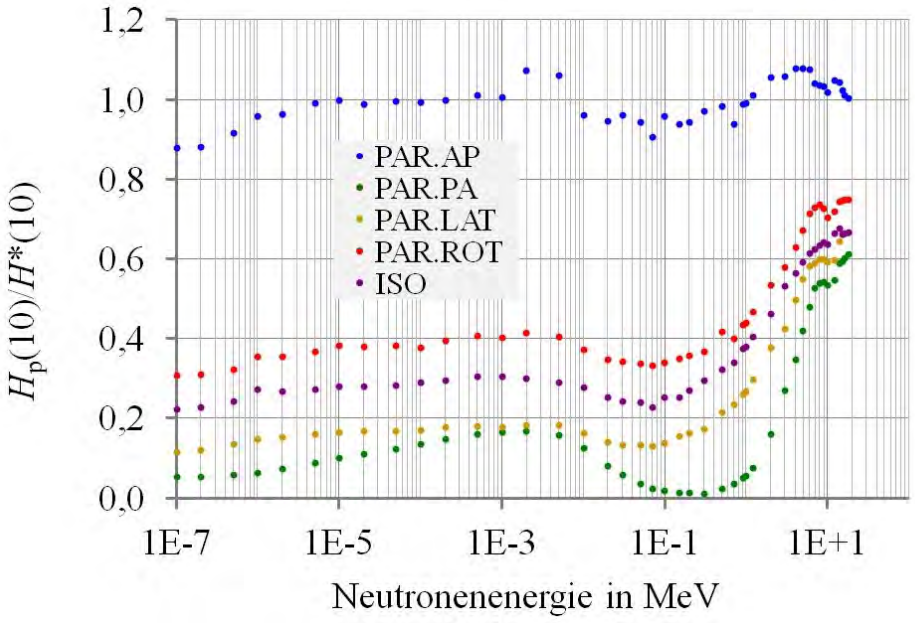

Abb. 4.3: Verhältnis von Personendosis $H_p(10)$ (berechnet im MIRD-Phantom) zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ bei ausgewählten Neutronenenergien für verschiedene Bestrahlungsgeometrien (vgl. Abbildung 4.1 und 4.2). Diese Werte gelten nur für monoenergetische Neutronen und dürfen nicht zur Berechnung von $H_p(10)$ aus $H^*(10)$ in breiten Spektren benutzt werden (siehe Anmerkung zu Abschnitt 4.2.2).

4.2 Berechnung von Körper-Äquivalentdosen

4.2.1 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Neutronenfluenz

Die Körper-Äquivalentdosis H_k errechnet sich aus der spektralen Neutronenfluenz nach

$$H_k = \int w_R(E_n) \cdot d_{k\Phi}(E_n) \cdot \Phi_E(E_n) \cdot dE_n \qquad (4.3)$$

mit ($d_{k\Phi}(E_n)$ Fluenz-Energiedosis-Konversionsfaktor). In der Praxis kann das Integral durch eine geeignete Summe ersetzt werden. Zur Berechnung der effektiven Dosis E aus der Neutronenfluenz sind in Abbildung 4.5 und 4.6 die Fluenz-Dosis-Konversionsfaktoren $d_{e\Phi}$ für die „effektive Energiedosis“

(gegeben durch $\Sigma_T w_T \cdot D_T$) und für die effektive Dosis E für monoenergetische Neutronen in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für verschiedene Bestrahlungsgeometrien dargestellt.

Die „effektive Energiedosis“ wird als Zwischengröße für die Berechnung der effektiven Dosis aus einer bestimmten spektralen Fluenzverteilung benötigt, siehe Abschnitt 4.4.

Für Neutronenstrahlung ist w_R (siehe Abschnitt 2.2.1) von der Neutronenenergie abhängig (ICRP 2010; Euratom 2014), und es gilt $H_T = \Sigma_R w_R \cdot D_{T,R}$, wobei w_R der Strahlungs-Wichtungsfaktor für Neutronen jeweils eines bestimmten Energieintervalls ist und $D_{T,R}$ die mittlere Energiedosis in einem Gewebe oder Organ, die durch diese Neutronen erzeugt wurde. ICRP (2010) und EU (2014) haben w_R als eine kontinuierliche Funktion der Neutronenenergie für Berechnungszwecke angegeben, die in Abbildung 4.4 dargestellt ist und für die Berechnung von Konversionsfaktoren verwendet wird.

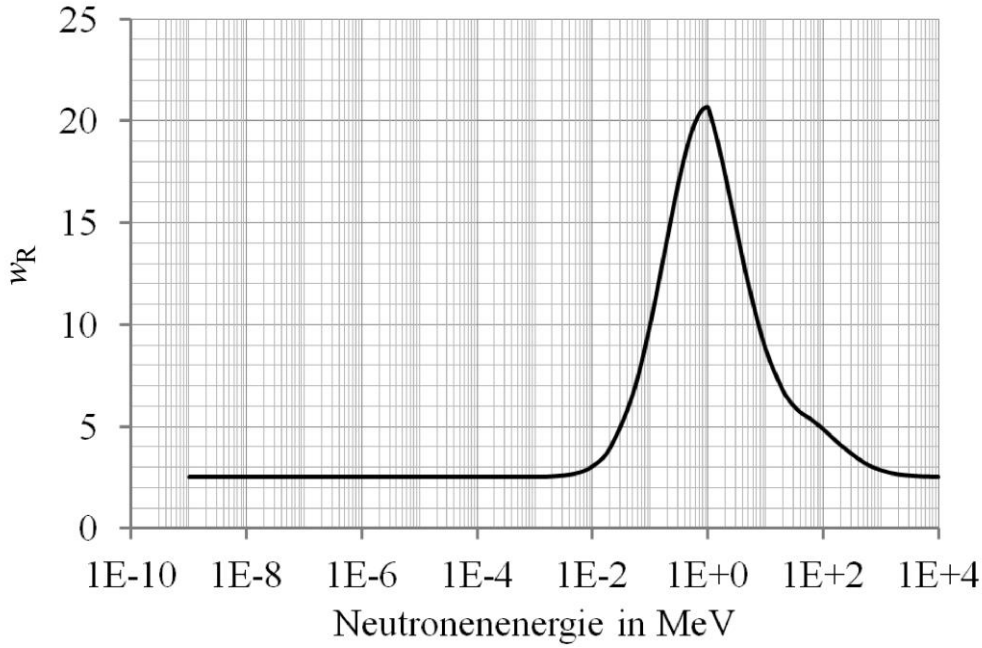

Abb. 4.4: Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R für Neutronenstrahlung in Abhängigkeit von der Neutronenenergie (nach ICRP 2010 und Euratom 2014).

„Effektive Energiedosis“

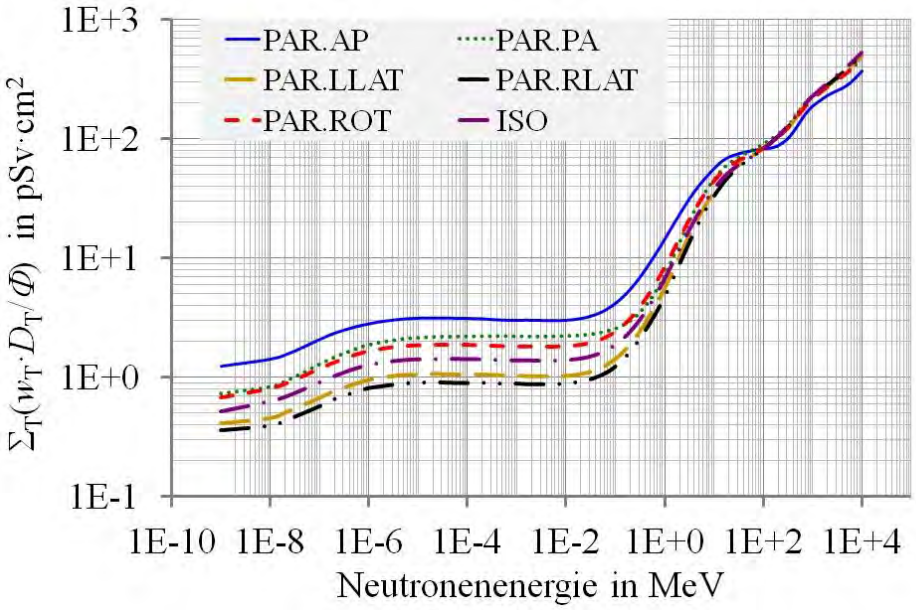

Abb. 4.5: *Verhältnis $d_{e\Phi}$ von „effektiver Energiedosis“ $\Sigma_T w_T \cdot D_T$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien (nach ICRP 2010).*

Effektive Dosis

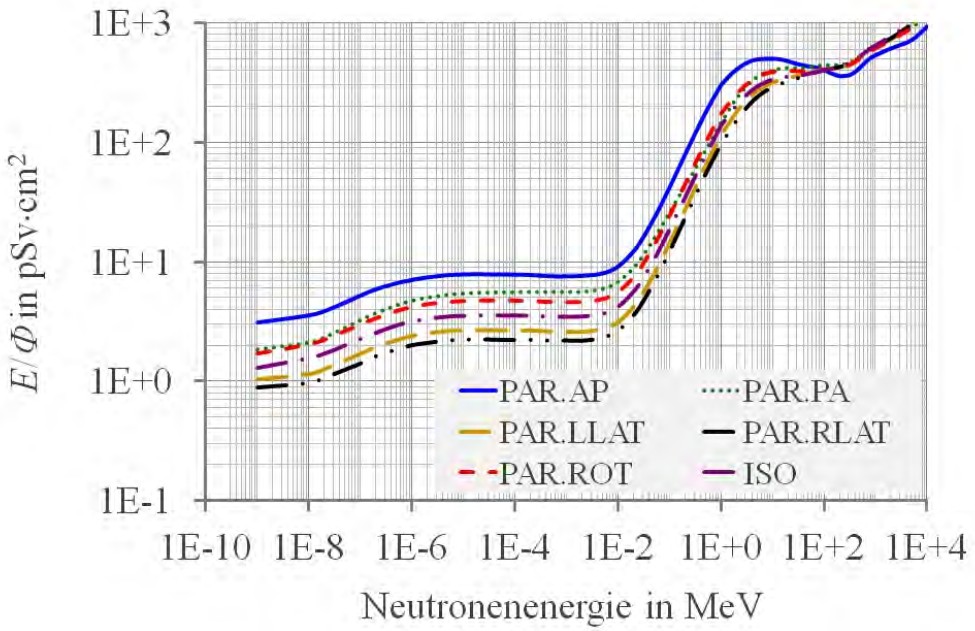

Abb. 4.6: Verhältnis von effektiver Dosis E zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien (nach ICRP 2010).

Die Abbildungen 4.7 bis 4.22 zeigen die Verhältnisse D_T/Φ für die Berechnung der mittleren Organ-Energiedosen für die Organe der Tabelle 2.1 aus der Neutronenfluenz in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die verschiedenen Bestrahlungsgeometrien (ICRP 2010). Die als Restkörper mit einem gemeinsamen Gewebe-Wichtungsfaktor von 0,12 zusammengefassten Organe sind nicht einzeln dargestellt, da dies für externe Neutronenbestrahlung nicht relevant ist. Die entsprechenden Organ-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren H_T/Φ ergeben sich aus der Multiplikation der Konversionsfaktoren für die Organ-Energiedosen mit den Strahlungs-Wichtungsfaktoren.

Blasen-Energiedosis

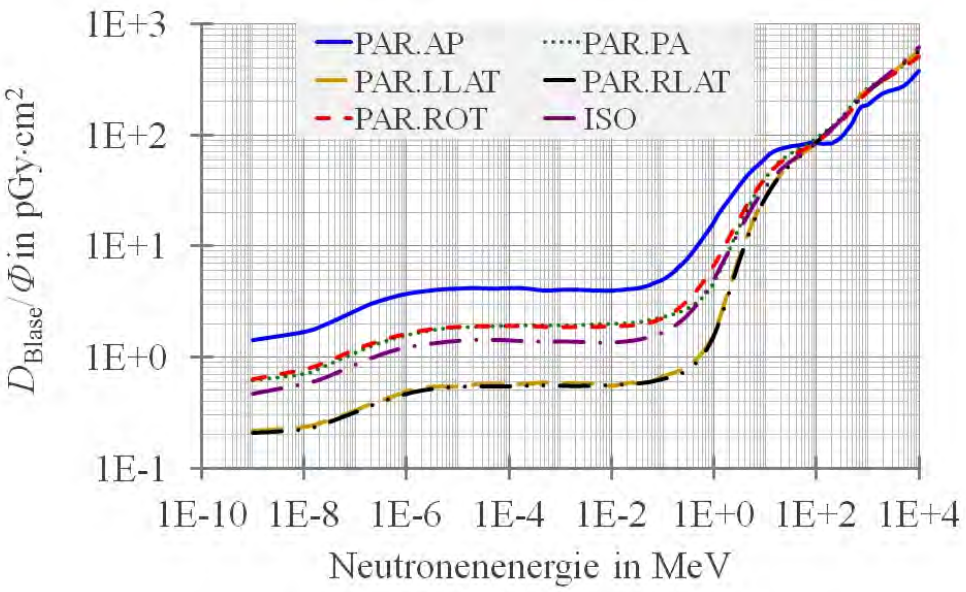

Abb. 4.7: *Verhältnis von Blasen-Energiedosis D_{Blase} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.*

Brust-Energiedosis

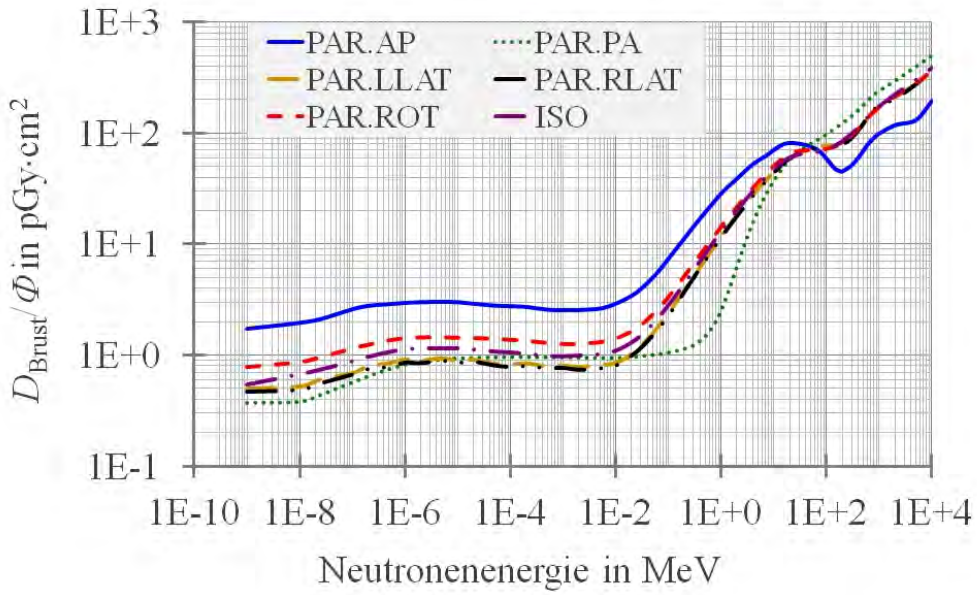

Abb. 4.8: Verhältnis von Brust-Energiedosis D_{Brust} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Dickdarm-Energiedosis

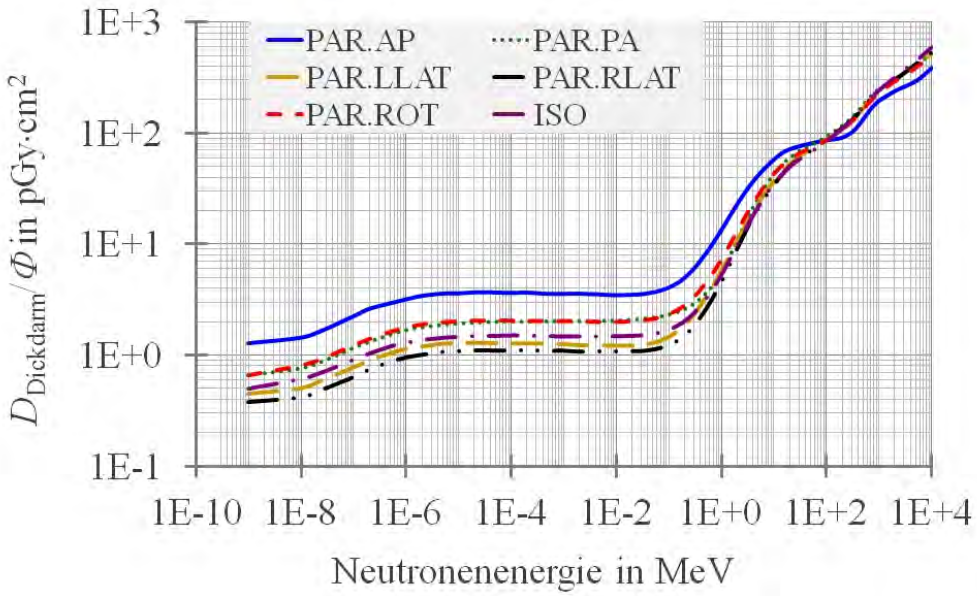

Abb. 4.9: Verhältnis von Dickdarm-Energiedosis $D_{Dickdarm}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Haut-Energiedosis

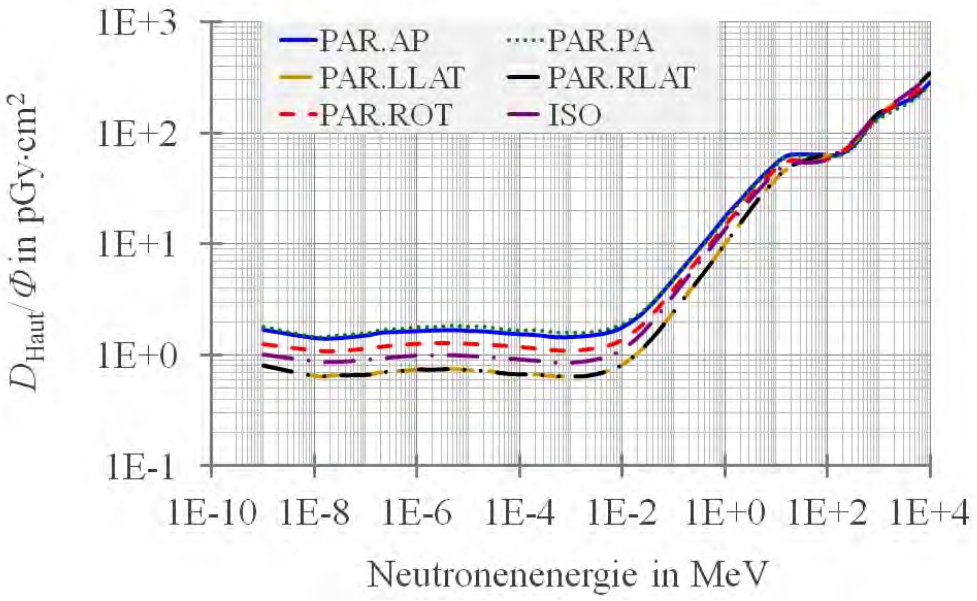

Abb. 4.10: Verhältnis von Haut-Energiedosis D_{Haut} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Endosteum-Energiedosis

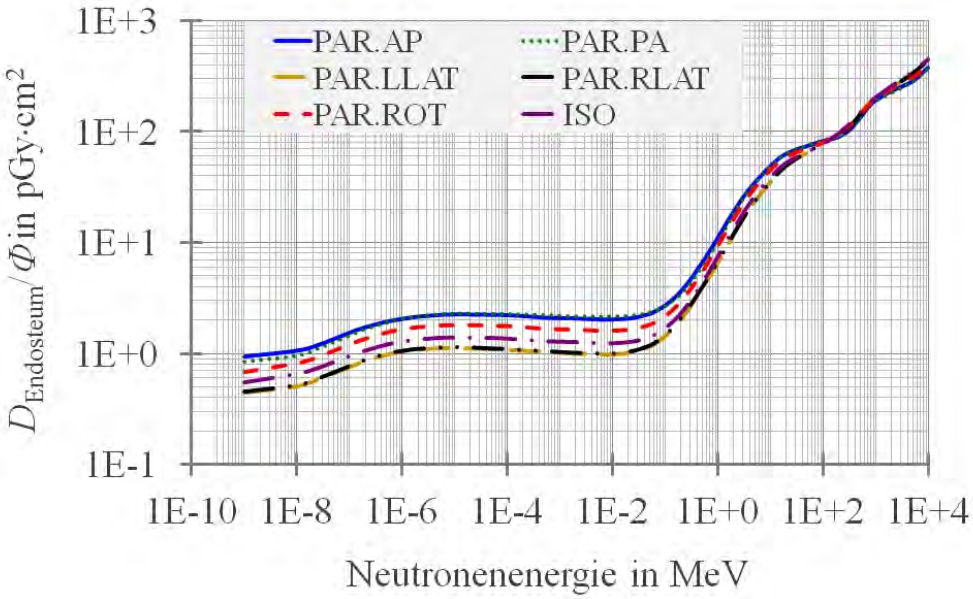

Abb. 4.11: Verhältnis von Endosteum-Energiedosis $D_{Endosteum}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Leber-Energiedosis

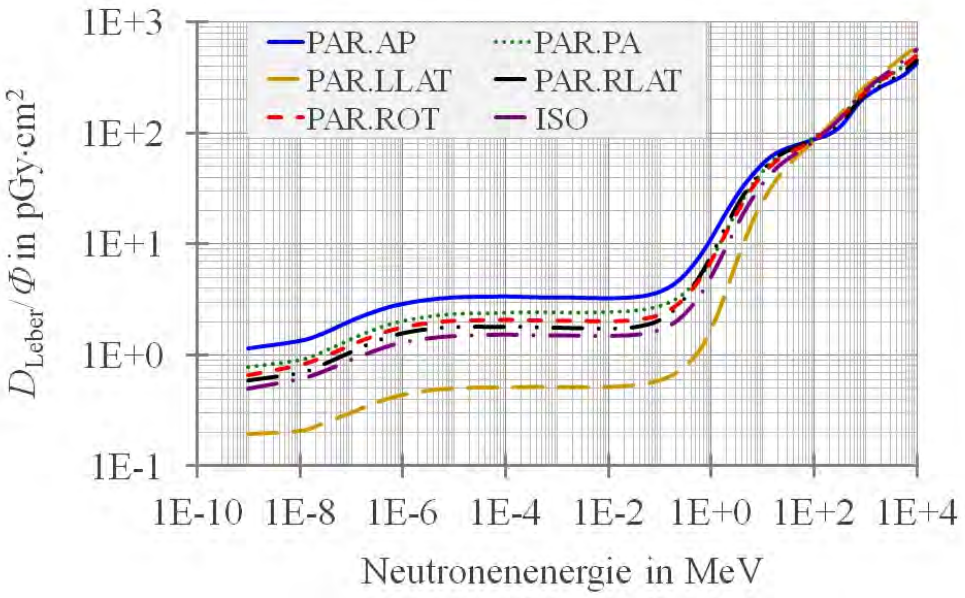

Abb. 4.12: Verhältnis von Leber-Energiedosis D_{Leber} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Lungen-Energiedosis

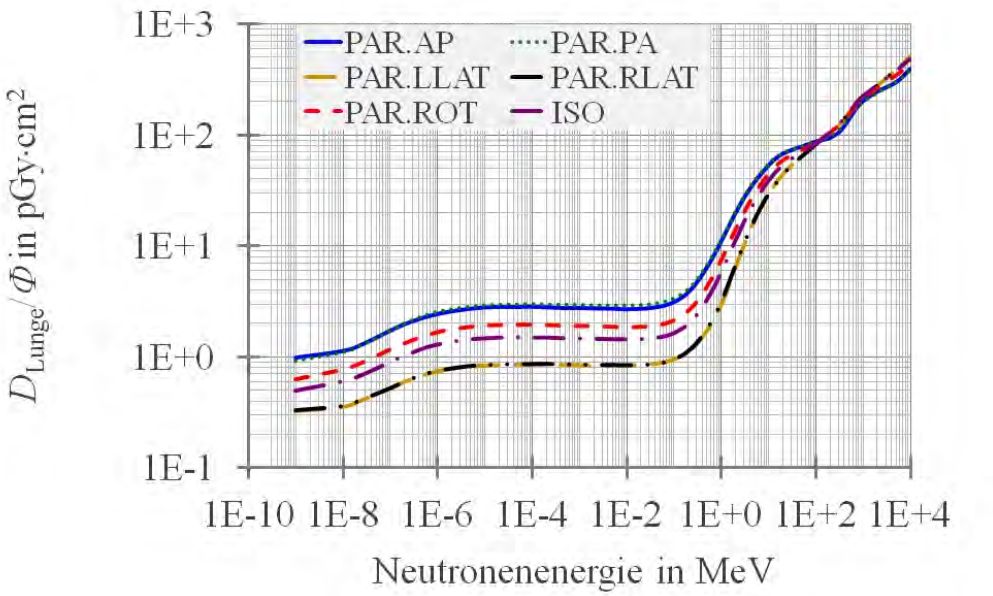

Abb. 4.13: Verhältnis von Lungen-Energiedosis D_{Lunge} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Magen-Energiedosis

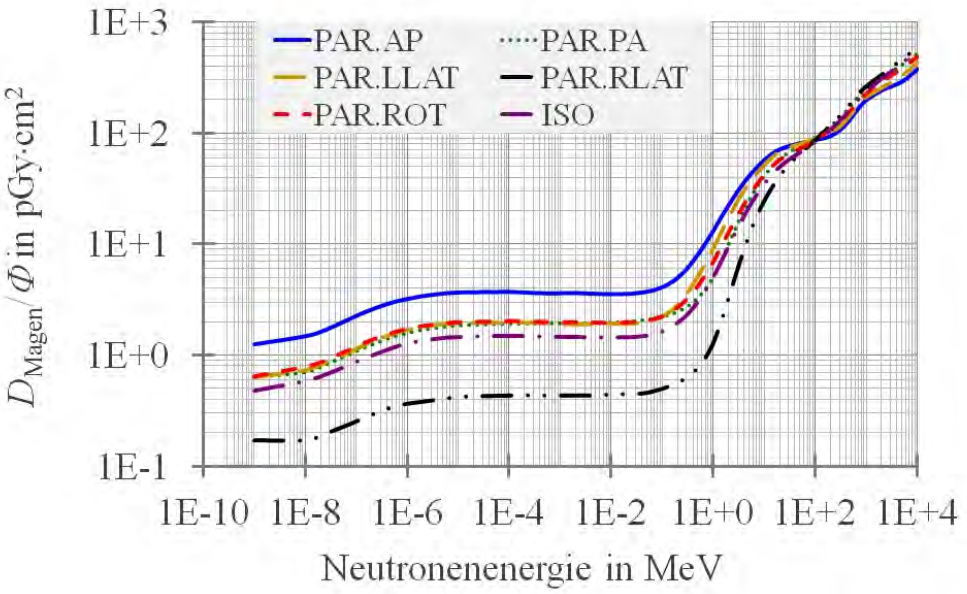

Abb. 4.14: Verhältnis von Magen-Energiedosis D_{Magen} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Ovarien-Energiedosis

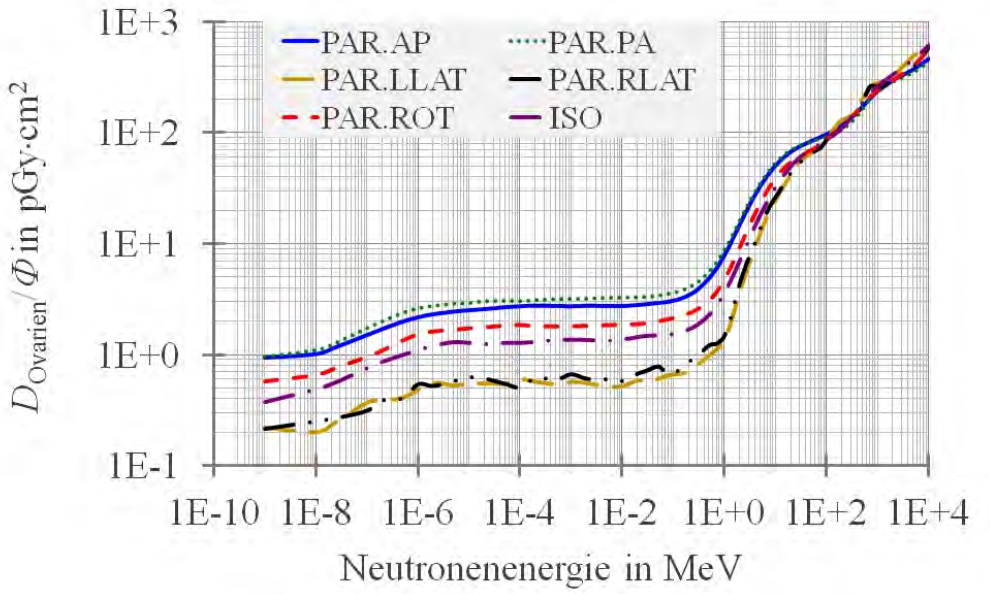

Abb. 4.15: Verhältnis von Ovarien-Energiedosis $D_{Ovarien}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Knochenmark-Energiedosis

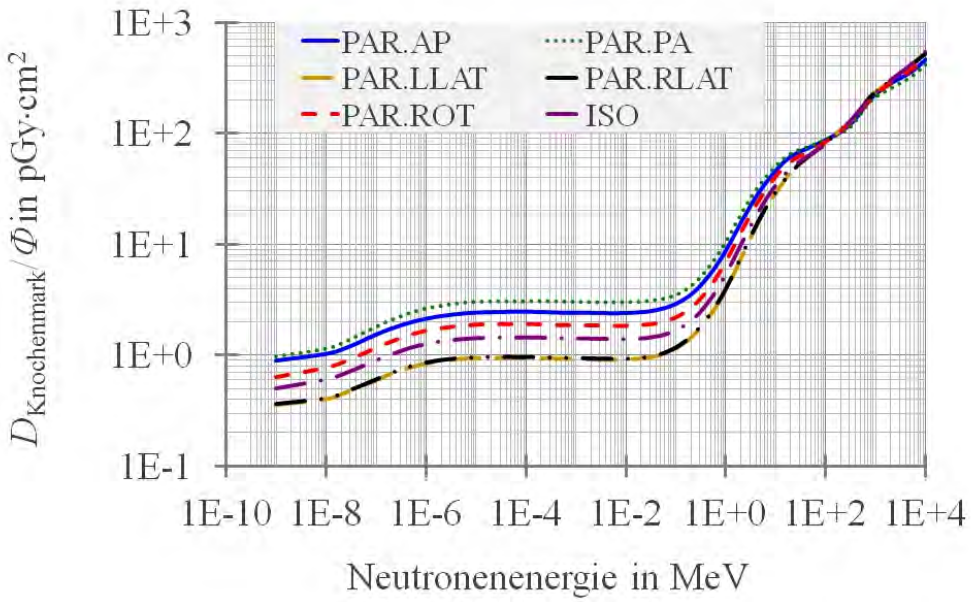

Abb. 4.16: Verhältnis von Knochenmark-Energiedosis $D_{Knochenmark}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Schilddrüsen-Energiedosis

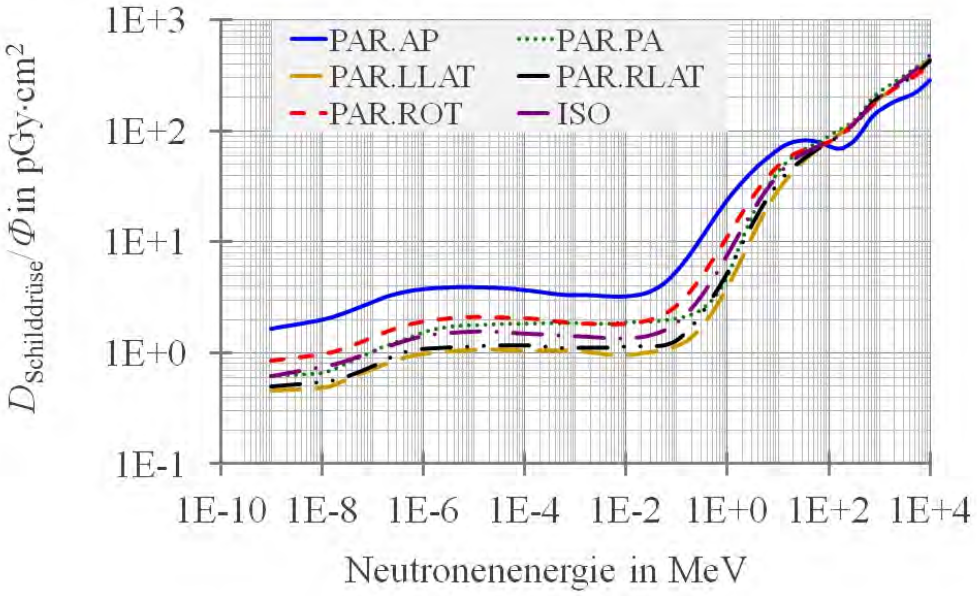

Abb. 4.17: Verhältnis von Schilddrüsen-Energiedosis $D_{Schilddrüse}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Speiseröhren-Energiedosis

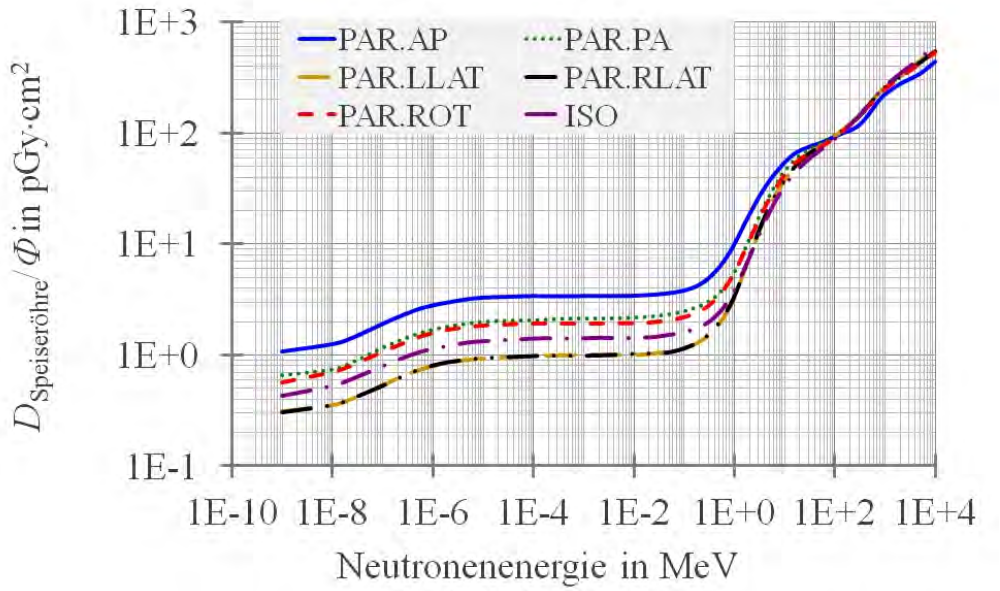

Abb. 4.18: Verhältnis von Speiseröhren-Energiedosis $D_{\text{Speiseröhre}}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Testes-Energiedosis

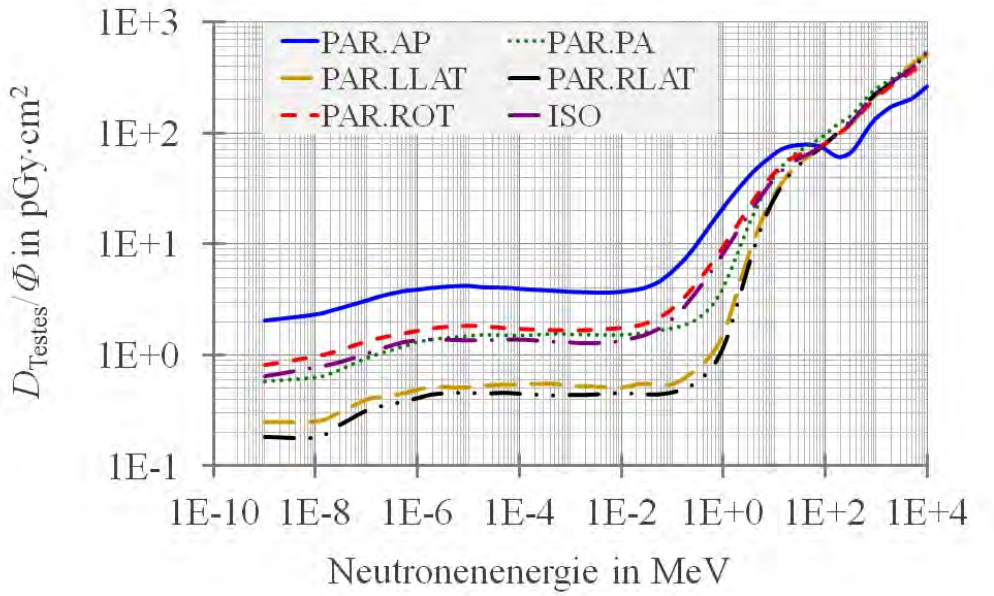

Abb. 4.19: Verhältnis von Testes-Energiedosis D_{Testes} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Gehirn-Energiedosis

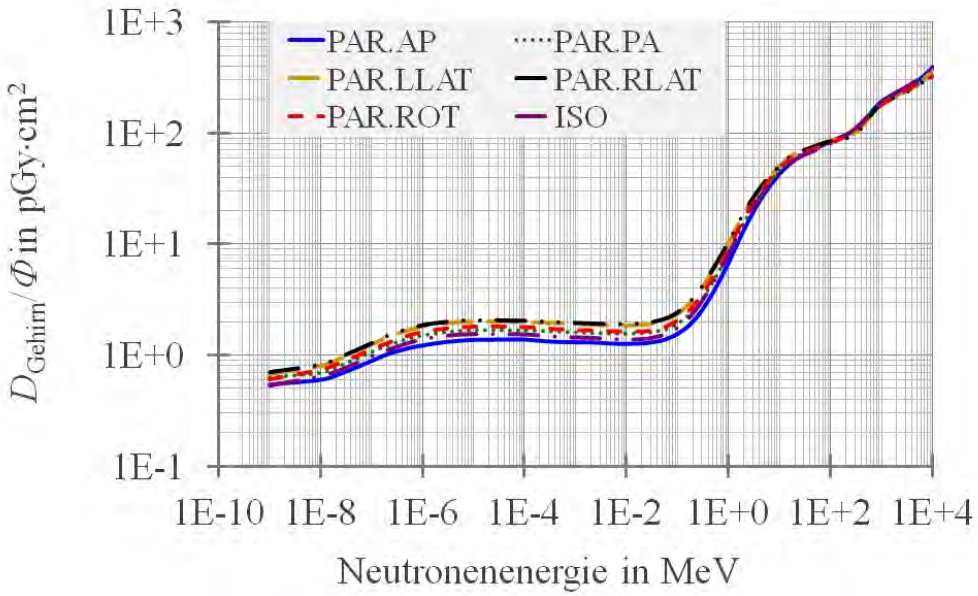

Abb. 4.20: Verhältnis von Gehirn-Energiedosis D_{Gehirn} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Speicheldrüsen-Energiedosis

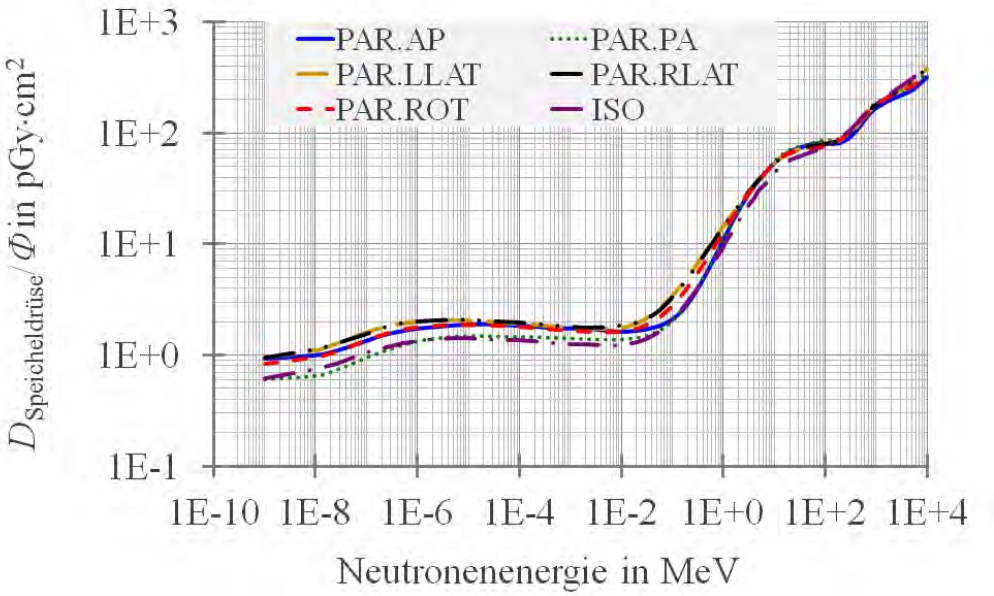

Abb. 4.21: Verhältnis von Speicheldrüsen-Energiedosis $D_{Speicheldrüse}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

Restkörper-Energiedosis

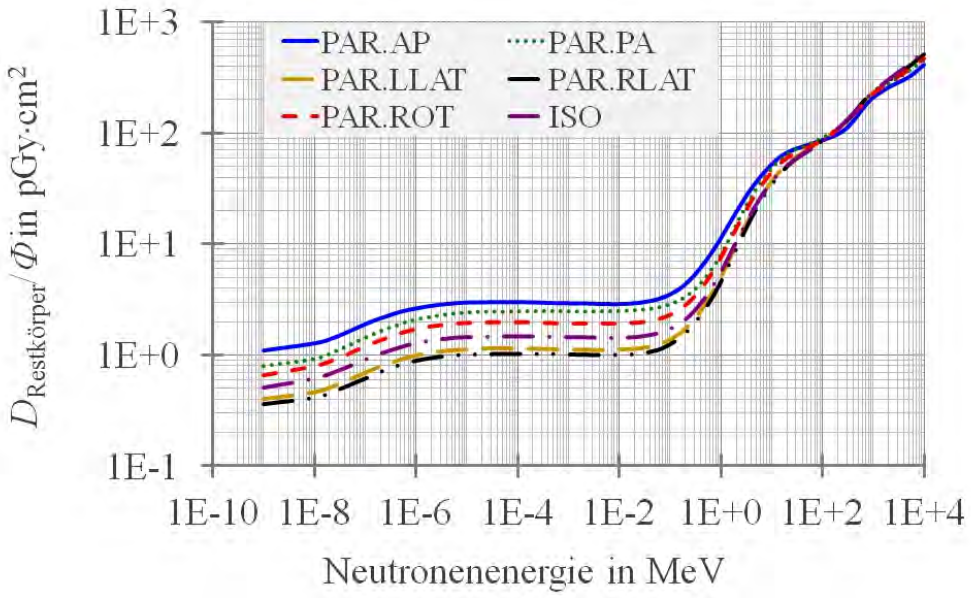

Abb. 4.22: Verhältnis von Restkörper-Energiedosis $D_{\text{Restkörper}}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.

4.2.2 Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus Orts- und Personendosis

Die Körper-Äquivalentdosis H_k kann durch Multiplikation der gemessenen oder berechneten Ortsdosis oder Personendosis mit dem entsprechenden Verhältnis der Konversionsfaktoren errechnet werden:

$$H_k = H^*(10) \cdot \frac{\int w_R(E_n) \cdot d_{k\Phi}(E_n) \cdot \Phi_E(E_n) \cdot dE_n}{\int h^*_{\Phi}(10;E_n) \cdot \Phi_E(E_n) \cdot dE_n} \tag{4.4}$$

bzw.

$$H_k = H_p(10) \cdot \frac{\int w_R(E_n) \cdot d_{k\Phi}(E_n) \cdot \Phi_E(E_n) \cdot dE_n}{\int h_{p\Phi}(10;E_n) \cdot \Phi_E(E_n) \cdot dE_n}. \tag{4.5}$$

Die Integrale können in der Praxis durch Summen ersetzt werden. Die Energiegruppeneinteilung richtet sich dabei nach der vorhandenen Information.

Anmerkung: Die Darstellung aller Konversionsfaktoren als Quotienten $h_\Phi = H/\Phi$ bzw. für die Körper-Energiedosen als $d_{k\Phi} = D_T/\Phi$ erlaubt dem Anwender, in zwei Schritten von einer Dosisgröße in eine andere umzurechnen. Mit diesem Formalismus sind also auch direkte Umrechnungen etwa von der Ortsdosis in eine effektive Dosis möglich.

Bei der Umrechnung einer Dosisgröße in eine andere ist jedoch allgemein zu beachten, dass in Feldern mit breiter Energieverteilung, wie sie bei Neutronenstrahlung nahezu immer zu erwarten sind, zuerst die beiden Dosisgrößen getrennt zu berechnen sind und dann der Quotient gebildet wird. Aus Quotienten $H_k/H^*(10)$ für monoenergetische Neutronen als Funktion der Neutronenenergie kann der Quotient für ein Neutronenspektrum nicht ermittelt werden, da

$$H_k / H^*(10) \neq \frac{1}{\Phi} \int \frac{w_R(E_n) \cdot d_{k\Phi}(E_n)}{h^*_{\Phi}(10;E_n)} \cdot \Phi_E(E_n) \cdot dE_n .$$

In dieser Berechnungsgrundlage werden daher alle relevanten Dosisgrößen immer einzeln als Neutronenfluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren oder Neutronenfluenz-Energiedosis-Konversionsfaktoren in Abhängigkeit von der Neutronenenergie dargestellt; der Quotient $E/H^*(10)$ zweier Dosisgrößen in Abhängigkeit von der Neutronenenergie wird in Abbildung 4.23 ergänzend wiedergegeben. Die Kurven zeigen die maximalen Schwankungen nach oben oder unten; bei breiten Spektren sind die Schwankungen weit weniger ausgeprägt.

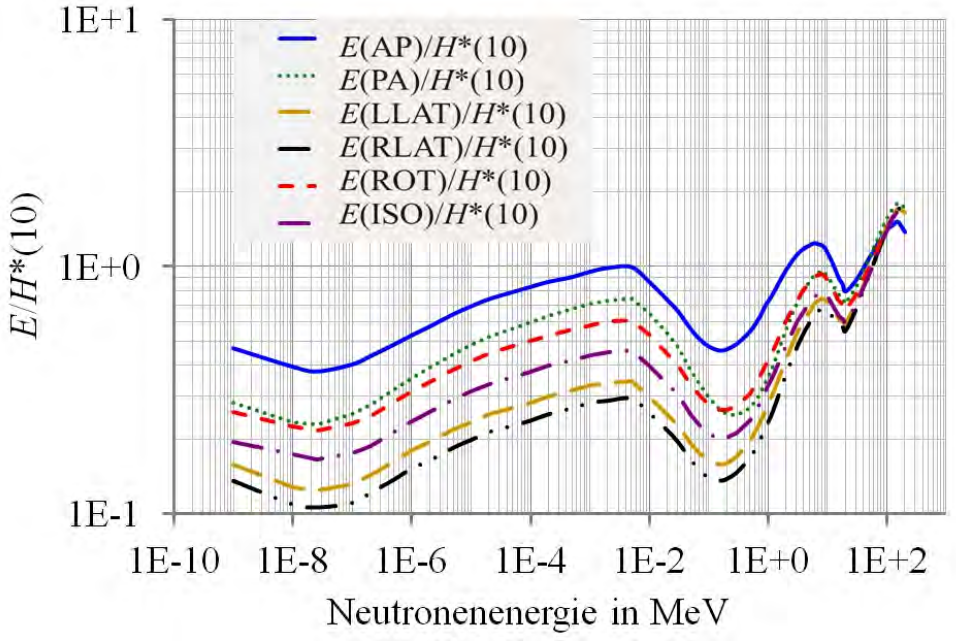

Abb. 4.23: Verhältnis von effektiver Dosis E zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien (nach ICRP 2010). Diese Werte gelten nur für monoenergetische Neutronen und dürfen nicht zur Berechnung von E aus $H^*(10)$ in breiten Spektren benutzt werden (siehe Anmerkung zu Abschnitt 4.2.2).

4.3 Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen nach Teilkörperexposition

Im Allgemeinen ist bei Teilkörperexpositionen nicht die Neutronenstrahlung limitierend, sondern die begleitende Strahlung geringer Eindringtiefe. In zwei Fällen kann die Berechnung einer Organdosis für Neutronenstrahlung aufgrund einer Teilkörperexposition erforderlich werden:

- Bestrahlung der Hände, Unterarme, Füße und Knöchel, wenn der Beitrag von Neutronen neben den meist überwiegenden Beiträgen von Beta- und Gammastrahlung nicht zu vernachlässigen ist,
- Bestrahlung des Rumpfes in einem kollimierten Neutronenbündel, so dass eine extrem inhomogene Bestrahlung des Körpers vorliegt und einzelne Organe besonders betroffen sind.

Für die Hände, Unterarme, Füße und Knöchel wird die Organdosis auf den Maximalwert der lokalen Haut-Äquivalentdosis bezogen (Referenztiefe 0,07 mm).

Anmerkung: Der Beitrag der Neutronenstrahlung zur lokalen Haut-Äquivalentdosis an diesen Körperteilen kann im Prinzip aus den Strahlungsfeldgrößen mittels Konversionsfaktoren abgeschätzt werden, die sich auf die Tiefe 0,07 mm in standardisierten Phantomen (Unterarm- und Fingerphantom aus ICRU-Gewebe) beziehen. Solche Konversionsfaktoren liegen derzeit nicht vor. Ersatzweise kann mit den Konversionsfaktoren für das Quaderphantom für 0° Strahleneinfall gerechnet werden (ICRU 2001) Die Werte sind in der Abbildung 4.24 dargestellt.

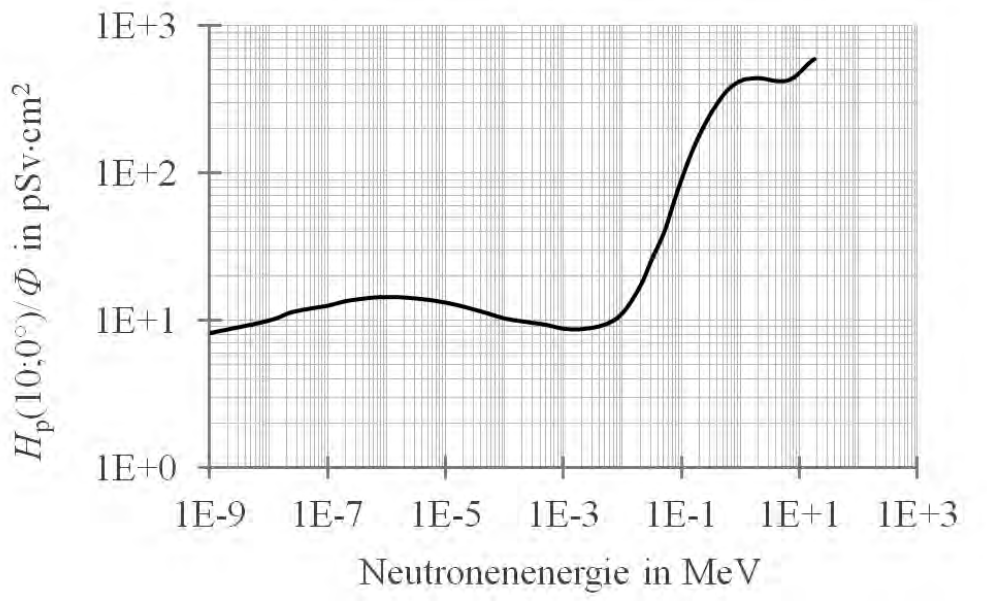

Abb. 4.24: Verhältnis von Tiefen-Personendosis $H_p(10;0°)$ zur Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie.

Bei der Bestrahlung des Rumpfes mit einem kollimierten Strahl kann die Äquivalentdosis für einzelne Gewebe oder Organe aus den Strahldaten (Fluenz, Spektrum, Einfallsrichtung) mit der Methode der Umrechnungsfaktoren und den Daten in Abschnitt 4.2 abgeschätzt werden. Da diese Konversionsfaktoren für eine homogene Ganzkörperbestrahlung gelten, also außer der direkten Strahlungskomponente auch noch im gesamten Körper gestreute und das betreffende Organ erreichende Strahlungsanteile berücksichtigen, wird diese Abschätzung immer konservativ sein.

4.4 Berechnungsbeispiele

4.4.1 Berechnung von Konversionsfaktoren

Im Folgenden werden die Berechnungen gemäß den Abschnitten 4.1.4 und 4.2.2 anhand einiger Kalibrierspektren und praktisch vorkommender Überwachungsspektren vorgestellt. Den Angaben in Tabelle 4.1 und der graphischen Darstellung der Abbildung 4.25 liegen als Kalibrierspektren diejenigen folgender Quellen zu Grunde: AmBe(α,n)-Radionuklidquelle, Cf-Spaltneutronenquelle und Cf-Spaltneutronenquelle umgeben von einem kugelförmigen D_2O-Moderator mit 30 cm Durchmesser. Als Überwachungsspektren (ÜS) sind Spektrums-Messwerte an MOX-Brennelementen, an verschiedenen Stellen eines Siedewasser-Reaktors, eines Druckwasser-Reaktors, eines Forschungsreaktors, einer europäischen kerntechnischen Einrichtung und an verschiedenen Transportbehältern für abgebrannte Brennelemente ausgewählt worden. Die spektralen Verteilungen sind in Anhang 4 dargestellt.

Die Berechnung der über die Spektren gemittelten Fluenz-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren $H^*(10)/\Phi$ für die Ortsdosis, $H_p(10)/\Phi$ bei Einstrahlung von vorne (PAR.AP) für die Personendosis und E/Φ für die effektive Dosis wurde analog zu den Gleichungen (4.2) und (4.3) ausgeführt:

$$\frac{H^*(10)}{\Phi} = \frac{\int h^*_{\Phi}(E_n)\cdot\Phi_E(E_n)\cdot \mathrm{d}E_n}{\int \Phi_E(E_n)\cdot \mathrm{d}E_n} \tag{4.6}$$

$$\frac{H_p(10)}{\Phi} = \frac{\int h_{p\Phi}(E_n)\cdot\Phi_E(E_n)\cdot \mathrm{d}E_n}{\int \Phi_E(E_n)\cdot \mathrm{d}E_n} \tag{4.7}$$

und

$$\frac{E}{\Phi} = \frac{\int w_R(E_n)\cdot d_{e\Phi}(E_n)\cdot\Phi_E(E_n)\cdot \mathrm{d}E_n}{\int \Phi_E(E_n)\cdot \mathrm{d}E_n}. \tag{4.8}$$

Die energieabhängigen Konversionsfaktoren wurden den Abbildungen 4.1, 4.2 und 4.6 entnommen. Die Werte für $h_{p\Phi}(E_n)$ sind die für die Äquivalentdosis in 10 mm Tiefe in einem Quaderphantom aus ICRU-Gewebe nach ICRP Publikation 74 (ICRP 1996), mit deren Hilfe Personendosimeter kalibriert werden.

Die Tabelle 4.1 gibt die über die oben beschriebenen Kalibrier- und Überwachungsspektren gemittelten Fluenz-Dosis-Konversionsfaktoren wieder. In Abbildung 4.25 sind die Verhältnisse $E(\mathrm{AP})/H^*(10)$ und $H_\mathrm{p}(10)/H^*(10)$ für diese Spektren dargestellt; sie wurden als Verhältnisse der entsprechenden, gemittelten Konversionsfaktoren aus Tabelle 4.1 berechnet.

Tab.4.1: Zahlenwerte für gemittelte Konversionsfaktoren für drei Kalibrierspektren (ISO 2001) und siebzehn Überwachungsspektren (Schuhmacher et al. 2006) (siehe Anhang 2).

	1	2	3
	$H^*(10)/\Phi$ in pSv·cm²	$H_\mathrm{p}(10)/\Phi$ (PAR.AP) in pSv·cm²	E/Φ (PAR.AP) in pSv·cm²
AmBe	391	411	415
Cf-252	385	400	339
Cf-252/D_2O	105	110	99
ÜS1A	243	252	196
ÜS1B	247	256	189
ÜS1C	132	137	89,6
ÜS1D	106	111	71,8
ÜS2A	32,1	33,8	17,5
ÜS2B	34,9	36,5	18,2
ÜS3A	33,2	34,8	17,8
ÜS3B	26,2	27,5	13,7
ÜS4A	107	111	71,5
ÜS4B	51,4	53,6	33,5
ÜS4C	181	188	129
ÜS5A	44,9	46,7	28,7
ÜS5B	35,3	36,9	24,5
ÜS6A	161	168	87,5
ÜS6B	136	142	74,8
ÜS7A	43,7	45,9	24,5
ÜS7B	33,4	35,0	17,3

ÜS1 Transportbehälter mit fabrikneuen MOX-Brennelementen

A: 1,3 m über dem Boden, 0,6 m vom Transportgestell, ohne Abschirmung

B: 1,05 m über dem Boden, 0,7 m vom Transportgestell, ohne Abschirmung

C: 0,83 m über dem Boden, 0,6 m vom Transportgestell, mit Abschirmung

D: Brennelemente in einem Lagerraum

ÜS2 Siedewasser-Reaktor

A: Im Steuerstabantriebsraum (SAR)

B: Oberhalb des Sicherheitsbehälters

ÜS3 Druckwasser-Reaktor

A: In der Eingangsschleuse zum Sicherheitsbehälter

B: Im Sicherheitsbehälter

ÜS4 Kerntechnische Einrichtung

A: An der Eingangstür

B: Im Zugangsbereich hinter der Abschirmwand

C: Innerhalb des Strahlenschutzbereichs

ÜS5 Forschungsreaktor

A: Am Reaktor-Sicherheitsbehälter

B: In der Nähe des Kontrollraums

ÜS6 Transportbehälter (Typ NTL 11) mit abgebrannten Brennelementen

A: Seitlich in der Mitte des Transportbehälters, 2,65 m über dem Boden

B: Seitlich etwa ein Viertel der Behälterlänge vom Ende des Transportbehälters, etwa 1,5 m über dem Boden

ÜS7 Transportbehälter (Typ TN 17/MK 2) mit abgebrannten Brennelementen

A: Seitlich in der Mitte und in Höhe der Zylinderachse des Transportbehälters, 2,5 m über dem Boden, Abstand 1,05 m

B: Im Zentrum der Strinseite des Transportbehälters, 2,5 m über dem Boden, Abstand 0,8 m.

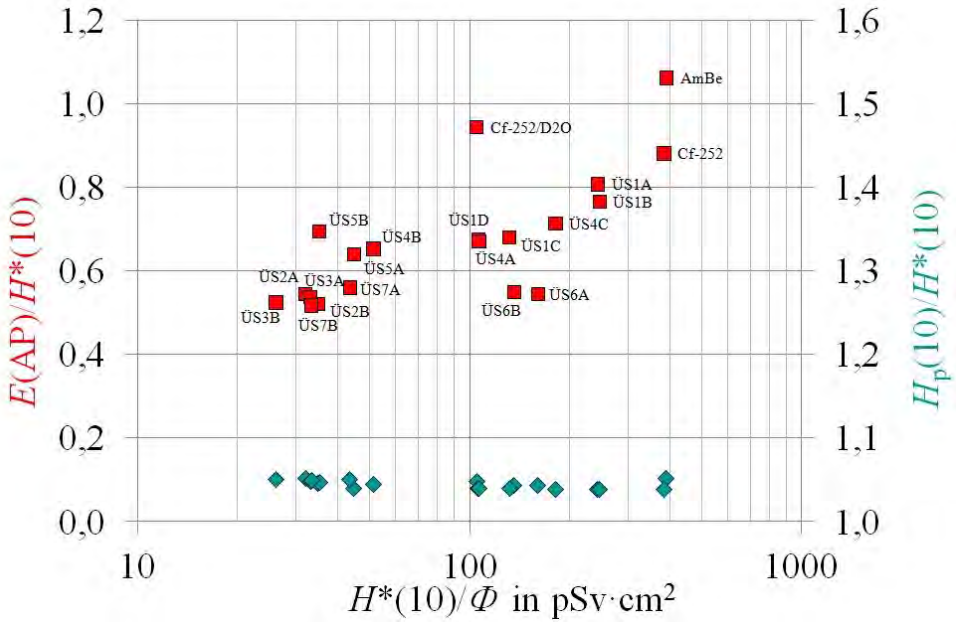

Abb. 4.25: Verhältnis von effektiver Dosis E (für frontalen Strahleneinfall) zur Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (■ linke Skala) und Verhältnis von Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ für die Bestrahlungsgeometrie AP zur Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (◆ rechte Skala) für Kalibrier- und Überwachungsspektren nach Tabelle 4.1.

4.4.2 Berechnung von Körper-Äquivalentdosen

a) Abschätzung von Körper-Äquivalentdosen aus Eigenschaften der Strahlungsquelle

Zur Benutzung als Feuchtesonde wird eine AmBe-Neutronenquelle (Aktivität $3{,}7 \cdot 10^{10}$ Bq) der Quellstärke $Q = 2{,}5 \cdot 10^6$ s^{-1} einem Abschirmbehälter entnommen und in die Messapparatur eingesetzt. Hierzu wird ein Manipulatorstab verwendet, der einen Körperabstand von mindestens $r = 1$ m ermöglicht. Der Arbeitsvorgang ist in längstens $t = 5$ min abgeschlossen. Die Neutronenfluenzrate an der Körperoberfläche beträgt dann höchstens

$$\dot{\Phi} = \frac{Q}{4\pi \cdot r^2} = 20 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$$

und die effektive Dosis nach Gleichung (4.7) und den Zahlenwerten aus Tabelle 4.1 für den Beladungsvorgang

$$E = \dot{\Phi} \cdot \frac{E}{\Phi} \cdot t = 20 \text{ cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \cdot 415 \cdot 10^{-12} \text{ Sv} \cdot \text{cm}^2 \cdot 300 \text{ s} = 2{,}5 \text{ µSv}.$$

b) Berechnung der effektiven Dosis aus der Ortsdosis

Eine Wachperson steht in mehreren Zeitabschnitten mit dem Rücken zu einem auf einem Fahrzeug liegenden, mit Brennelementen beladenen Transportbehälter in 50 cm Entfernung von der Abdeckhaube. An dieser Stelle wird eine Neutronen-Umgebungs-Äquivalentdosisleistung von 50 µSv·h^{-1} gemessen:

$$\dot{H}^*(10) = 0{,}05 \text{ mSv} \cdot \text{h}^{-1}.$$

Für die gesamte Einsatzzeit der Person von $t = 8$ h beträgt die Umgebungs-Äquivalentdosis durch Neutronen

$$H^*(10) = \dot{H}^*(10) \cdot t = 0{,}05 \text{ mSv} \cdot \text{h}^{-1} \cdot 8 \text{ h} = 0{,}40 \text{ mSv}.$$

Die effektive Dosis für Einstrahlung von vorn beträgt

$$E(\text{AP}) = H^*(10) \cdot \frac{E(\text{AP})/\Phi}{H^*(10)/\Phi}.$$

Mit den Werten aus Tabelle 4.1 Spalten 1 und 3 ergibt sich für das Überwachungsspektrum ÜS6B:

$$E(\mathrm{AP}) = 0{,}4\ \mathrm{mSv} \cdot \frac{74{,}8\ \mathrm{pSv \cdot cm^2}}{136\ \mathrm{pSv \cdot cm^2}} = 0{,}22\ \mathrm{mSv}\,,$$

wenn die gesamte Strahlung von vorn auf die Person auftrifft. Da die betrachtete Person jedoch mit dem Rücken zum Behälter steht (Einstrahlungsrichtung PA), ist die effektive Dosis analog zu Gleichung (4.3):

$$E(\mathrm{PA}) = E(\mathrm{AP}) \cdot \frac{\int w_\mathrm{R}(E_\mathrm{n}) \cdot d_{\mathrm{e}\Phi}(E_\mathrm{n};\mathrm{PA}) \cdot \Phi_E(E_\mathrm{n}) \cdot \mathrm{d}E_\mathrm{n}}{\int w_\mathrm{R}(E_\mathrm{n}) \cdot d_{\mathrm{e}\Phi}(E_\mathrm{n};\mathrm{AP}) \cdot \Phi_E(E_\mathrm{n}) \cdot \mathrm{d}E_\mathrm{n}}\,.$$

Die numerische Auswertung der Integrale mit den energieabhängigen Strahlungs-Wichtungsfaktoren w_R (Abbildung 4.4), den Konversionsfaktoren $d_{\mathrm{e}\Phi}$ (Abbildung 4.5) und der spektralen Neutronenfluenz Φ_E des Überwachungsspektrums ÜS6B (Abbildung A4.8) ergibt:

$$E(\mathrm{PA}) = 0{,}22\ \mathrm{mSv} \cdot 0{,}52 = 0{,}12\ \mathrm{mSv}.$$

Selbst diese Abschätzung ist noch konservativ, weil Anteile der Strahlung auch noch aus seitlichen Richtungen kommen und dafür die effektive Dosis nach Abbildung 4.6 noch kleiner ist als für PA-Geometrie.

c) Berechnung der effektiven Dosis aus der Personendosis

Ein Techniker betritt im Laufe eines Überwachungszeitraumes mehrmals den Steuerstab-Antriebsraum (SAR) eines Siedewasserreaktors (SWR), um an den Pumpen des Kühlmittelkreislaufes länger dauernde Reparaturarbeiten durchzuführen. Das Neutronenfeld ist sehr inhomogen und steigt in Richtung Kernebene stark an. Es wird davon ausgegangen, dass sich der Techniker bezüglich seiner Orientierung und Position im SAR „statistisch“ aufhält und der Strahleneinfall als isotrop angenommen werden kann. Der Messwert seines amtlich und auf der Vorderseite des Rumpfes getragenen Albedo-Dosimeters wurde von der Personendosis-Messstelle für den Überwachungszeitraum mit

$$H_\mathrm{p}(10) = 5\ \mathrm{mSv}$$

angegeben. Dabei hat die Messstelle das Auswerteverfahren für Albedo-Dosimeter nach (DIN 6802-4:1998-04) angewandt.

Mit Gleichung (4.5) ergibt sich eine effektive Dosis (siehe Tabelle 4.1, ÜS2A)

$$E(\mathrm{AP}) = H_\mathrm{p}(10) \cdot \left(\frac{E}{\Phi} / \frac{H_\mathrm{p}(10)}{\Phi} \right) = 5\ \mathrm{mSv} \cdot 17{,}5/33{,}8 = 2{,}6\ \mathrm{mSv}.$$

*Anmerkung: Die Faktoren der Spalten 2 und 3 in Tabelle 4.1 sind für Strahleneinfall von vorn (*AP*) gerechnet. Für eine grobe Abschätzung des Einflusses der Abhängigkeit von der Einstrahlungsrichtung kann den Abbildungen 4.2 und 4.6 entnommen werden, dass für die angenommene isotrope Einstrahlung bei gleicher Neutronenfluenz die Personendosis etwa 0,3 und die effektive Dosis etwa 0,4 der Dosis bei Einstrahlung von vorne beträgt. Unter der Annahme, dass die Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens des Dosimeters der von $H_\mathrm{p}(10)$ entspricht, ist die effektive Dosis um den Faktor 0,4 / 0,3 = 1,33 auf 3,5 mSv zu erhöhen.*

5 Elektronenstrahlung

5.1 Allgemeines

Elektronenstrahlung ist die aus Elektronen und Positronen bestehende Korpuskularstrahlung. Betastrahlung ist die Elektronenstrahlung, die beim radioaktiven Zerfall von Atomkernen ausgesandt wird. Für Konversionselektronen wird die Körper-Äquivalentdosis wie für Betastrahlung berechnet. Bei externer Strahlenexposition durch Betastrahlung ist es ausreichend, nur die Organdosen der in Tabelle 5.1 angegebenen Körperteile zu berücksichtigen. Das gilt jedoch nicht für Elektronenstrahlung höherer Energien: 10 MeV dringen ca. 5 cm in Gewebe ein, 20 MeV ca. 10 cm und 50 MeV sogar bis 25 cm.

Tab. 5.1: Für den Strahlenschutz relevante Körperteile bei externer Strahlenexposition durch Betastrahlung.

Körperteil	Gewebetiefe in mm (nach Berechnungsmodell)
Hände, Unterarme, Füße, Knöchel, Haut (lokal)	0,07
Augenlinse	3
Testes	2 bis 10

5.2 Messung der Ortsdosis

Ortsdosimeter für Betastrahlung messen die Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm bzw. 3 mm Tiefe $H'(0{,}07)$ bzw. $H'(3)$.

Kalibrierte Messinstrumente zeigen die Messgröße richtig an, wenn die Messbedingungen (z. B. Strahlenqualität, Dosisleistung, Umgebungsmaterial der Messsonde, Temperatur, Luftdruck) mit den Bezugsbedingungen übereinstimmen. Teilweise geben die Gebrauchsanweisungen Nenngebrauchsbereiche für die Einflussgrößen und gegebenenfalls anzuwendende Korrektionsfaktoren an. Sind die Korrektionsfaktoren für das vorliegende Strahlungsfeld nicht anwendbar, müssen sie für das jeweils verwendete Dosimeter bestimmt werden. Das kann durch Bestrahlung in bekannten Strahlungsfeldern, die möglichst ähnlich zum vorliegenden Feld sind (inklusive Abstand zur Strahlungsquelle), erfolgen. Viele aktive Messinstrumente bestehen aus

Ionisationskammern. Auf Grund ihrer Abmessungen von mehreren Zentimetern sind diese Geräte wegen starker Felddivergenzen nicht in direkter Nähe zu kleinen Strahlungsquellen einsetzbar.

Zur Herabsetzung der Messunsicherheit, insbesondere zur Korrektion der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens, sind gerätespezifische Korrektionsfaktoren heranzuziehen.

Bei Beta-Photonen-Mischstrahlungsfeldern ist zu berücksichtigen, dass neben der Betastrahlung auch die Photonen vom Dosimeter erfasst werden (siehe Kapitel 6).

5.3 Ermittlung der Personendosis

5.3.1 Messung der Personendosis

Personendosimeter für Betastrahlung messen die Oberflächen-Personendosis $H_p(0{,}07)$ oder die Augenlinsen-Personendosis $H_p(3)$.

Abschnitt 5.2 gilt sinngemäß auch für die Messung der Personendosis.

5.3.2 Ermittlung der Personendosis aus der Ortsdosis

Eine berechnete oder gemessene Ortsdosis $H'(0{,}07)$ bzw. $H'(3)$ an einem Ort, an dem sich bei der Exposition die für die Strahlenexposition repräsentative Stelle der Körperoberfläche befindet, kann der Personendosis $H_p(0{,}07)$ bzw. $H_p(3)$ gleichgesetzt werden. Vorausgesetzt wird dabei, dass die Richtung $\vec{\Omega}$ - für die die Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm bzw. 3 mm Tiefe $H'(0{,}07;\vec{\Omega})$ bzw. $H'(3;\vec{\Omega})$ das Maximum erreicht - senkrecht auf der Körperoberfläche steht. Dies ist für den repräsentativen Ort in der Regel der Fall. Die gemessene Ortsdosis $H'(0{,}07)$ bzw. $H'(3)$ ist hierbei im Allgemeinen der berechneten wegen der geringeren Unsicherheit vorzuziehen. Die Organ-Äquivalentdosis der Hände, Unterarme, Füße und Knöchel kann bei Bestimmung in einem Beta-Photonen-Mischstrahlungsfeld durch Messung der Ortsdosis $H'(0{,}07)$ geringfügig überschätzt werden, da die Rückstreuung von diesen Körperteilen bei durchdringender Photonenstrahlung kleiner ist als zur Messung von $H'(0{,}07)$ angenommen wird.

5.4 Berechnung von Körper-Äquivalentdosis und Personendosis aus Daten der Strahlungsquelle

5.4.1 Vorbemerkung

Die Berechnung der Dosis soll im Allgemeinen nur dann vorgenommen werden, wenn keine Messungen in einer angemessenen Messgröße vorliegen. Die Ergebnisse der Berechnung sind möglichst durch ergänzende Messungen zu stützen.

Bei der Berechnung der Dosis sind die beteiligten Radionuklide, die Aktivitäten und die geometrische Verteilung der Betastrahler sowie der Abstand zwischen den Betastrahlern und den exponierten Körperteilen sowie der Kapselung der Strahlungsquelle zu berücksichtigen.

Radionuklide emittieren häufig sowohl Beta- als auch Röntgen- und Gammastrahlung. Die im Folgenden dargestellten Dosisleistungen sind Werte nur auf Grund der Betaemission von nicht abgeschirmten Strahlungsquellen. Für die Berechnungen wurde eine Unterlage aus rostfreiem Stahl angenommen. Die entstehende Bremsstrahlung wurde berücksichtigt und ist in den angegebenen Werten enthalten. Zur Ermittlung der Gesamtdosisleistung ist der Beitrag durch die Röntgen- und Gammaemission zu addieren. Er kann mittels Kapitel 3.1.2 bestimmt werden. Dort werden Werte in der Messgröße Umgebungs-Äquivalentdosisleistung angegeben. Da es sich um Photonenstrahlung handelt und da der entsprechende Beitrag bei Betaemittern üblicherweise relativ klein ist, können diese Werte auch für alle anderen Messgrößen als Näherung verwendet werden.

In den folgenden Unterkapiteln sind Werte für die Haut- und die Augenlinsen-Äquivalentdosisleistung pro Aktivität dargestellt. Die Daten stammen aus der Literatur (Behrens 2015). Werte für die Messgrößen Personendosis $H_p(0{,}07)$, $H_p(3)$ und $H_p(10)$ sind in derselben Veröffentlichung enthalten. Zusätzlich kann die Dosisleistung pro Aktivität für andere als die dort tabellierten Werte von Beta-Maximalenergie, Abstand von der Quelle und Durchmesser einer Flächenquelle interpoliert werden. Zu dem Zweck ist ein Computerprogramm verfügbar (Reginatto und Behrens 2015).

In den folgenden Unterkapiteln ist die Organ-Äquivalentdosisleistung als Funktion der Maximalenergie bei nur einem (bzw. nur einem dominanten) Beta-Partialspektrum angegeben. Die geringen Unterschiede der Form der

Betaspektren bei gleicher Maximalenergie wirken sich nicht signifikant auf die Dosisleistung aus. Dosisbeiträge von Konversions- und Augerelektronen sind nicht berücksichtigt. Die durch Brems- und Röntgenstrahlung erzeugte Dosis dieser Elektronen ist nuklidspezifisch und kann in der Praxis vernachlässigt werden. Die Dosisleistung von Betastrahlern mit mehreren Partialspektren ergibt sich aus der mit den entsprechenden Emissionswahrscheinlichkeiten gewichteten Summe der Einzel-Dosisleistungen:

$$\dot{H} = \left(\sum_{\mathrm{i}} p_{\mathrm{i}} \times \dot{H}_{\mathrm{i}} \right) \tag{5.1}$$

mit

p_{i} relativer Anteil der Zerfälle, die zum i-ten Partialspektrum gehören

$\dot{H}_{\mathrm{i}}$ Dosisleistung berechnet nach Abbildung 5.1 bis 5.7 mit der Maximalenergie des i-ten Partialspektrums.

Entsprechend Gleichung 5.1 kann auch die Dosisleistung bei einem Radionuklidgemisch berechnet werden. Dann ist p_{i} der relative Anteil der Aktivität des Radionuklids i an der Gesamtaktivität.

5.4.2 Dosisleistung erzeugt durch eine Punktquelle

Zur Berechnung der Organ-Äquivalentdosisleistung für verschiedene Abstände r in Luft von einem punktförmigen Betastrahler sind in Abbildung 5.1 die Quotienten aus der Dosisleistung und der Aktivität A als Funktion der Beta-Maximalenergie angegeben. Man erhält die Dosisleistung in Sv h^{-1}, wenn man die Werte der Abbildung 5.1 mit der Aktivität in Bq multipliziert. Die Werte in Abbildung 5.1 gelten bei vernachlässigbarer Streuung und Absorption in anderen Materialien als Luft. In der Literatur sind Werte für weitere Radionuklide – jedoch nur für einen Abstand von 10 cm in Luft – enthalten (Otto 2016).

Die Werte in Abbildung 5.1 gelten für Normalbedingungen (Normal-Luftdichte $\rho_0 = 1.2 \cdot 10^{-3}$ g/cm³). Die Abhängigkeit der Dosisleistung von der aktuellen Luftdichte ρ zwischen Strahlungsquelle und Aufpunkt kann berücksichtigt werden, indem die Dosisleistung für einen effektiven Abstand $r_{\mathrm{eff}} = r \cdot (\rho / \rho_0)$ ermittelt wird. Bei Betaemittern mit einer Beta-Maximalenergie unterhalb 1 MeV ist das zwingend notwendig.

Anmerkung 1: Sehr kleine und nur wenig von der Beta-Maximalenergie abhängige Werte der Dosisleistung ergeben sich dadurch, dass lediglich Bremsstrahlung zur Dosisleistung beiträgt, da die Betateilchen keine hinreichende Reichweite besitzen.

Anmerkung 2: Das Produkt $\Gamma_H = \dot{H} \cdot r^2 \cdot A^{-1}$ *bei einem punktförmigen Betastrahler entspricht der Dosisleistungskonstanten für Gammastrahler (vergleiche Abschnitt 2.4.1).*

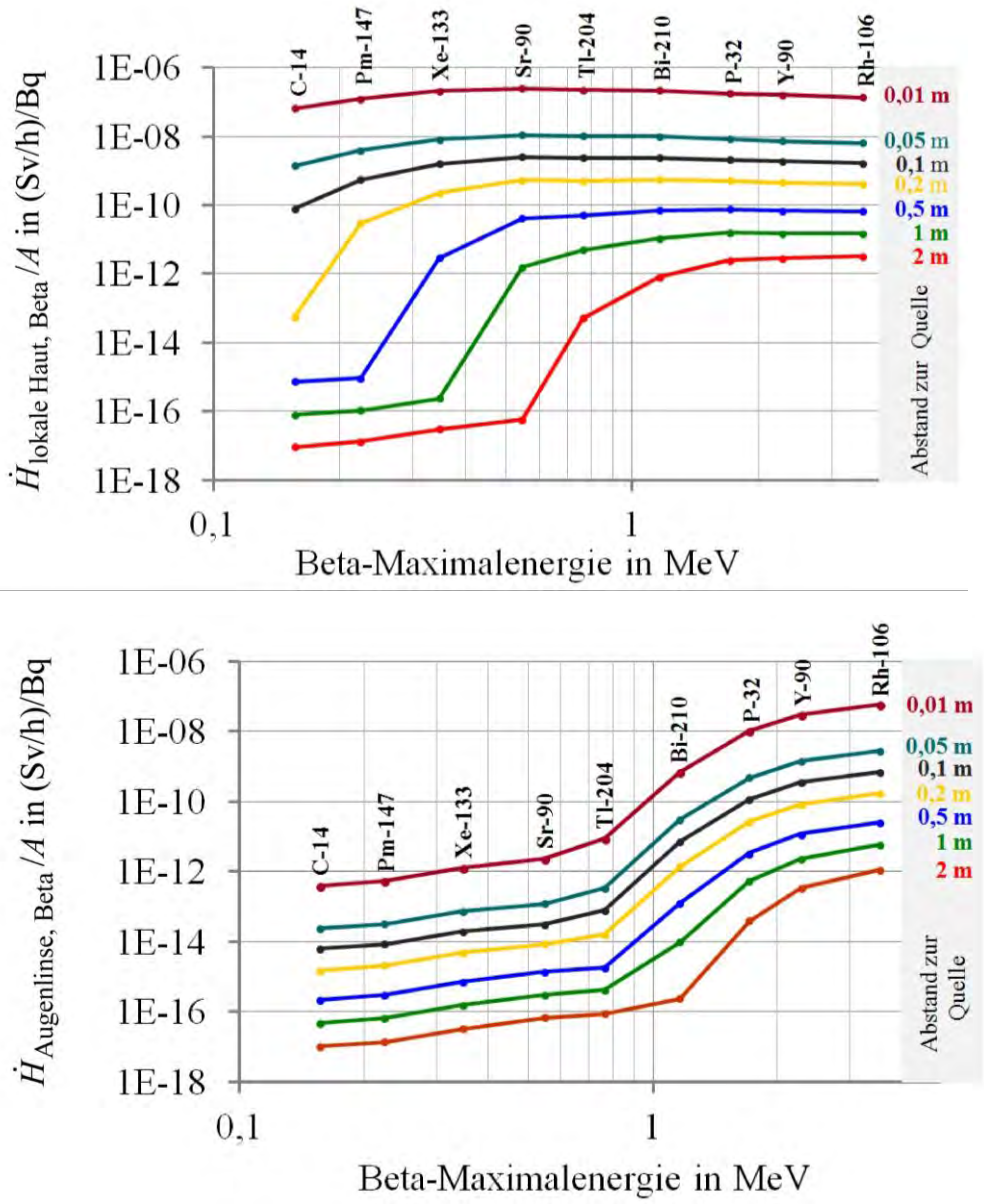

Abb. 5.1: Dosisleistung geteilt durch die Aktivität A einer Punktquelle als Funktion der Beta-Maximalenergie für verschiedene Abstände zur Quelle in Luft unter Normalbedingungen (Behrens 2015)
(obere Abbildung: lokale Haut; untere Abbildung: Augenlinse).

5.4.3 Dosisleistung erzeugt durch eine Flächenquelle

Für die Berechnung der Organ-Äquivalentdosisleistung vor Beta-Flächenstrahlern sind in den Abbildungen 5.2 bis 5.6 die Quotienten aus der Dosisleistung und der flächenbezogenen Aktivität $A_F = A / F$ bei gleichmäßig auf der Fläche F verteilter Aktivität A angegeben. Die Quotienten sind für die lokale Haut und für die Augenlinse für verschiedene Abstände und Quellendurchmesser angegeben. Die Kurven gelten für die Dosisleistung im Abstand r senkrecht über dem Mittelpunkt einer Kreisfläche mit dem Durchmesser d. Multipliziert man die Werte aus den Abbildungen 5.2 bis 5.6 mit der flächenbezogenen Aktivität in Bq · cm^{-2}, erhält man die Dosisleistung in Sv · h^{-1}. Bei der Bestimmung der Ortsdosisleistung mit Hilfe der Abbildungen 5.2 bis 5.6 ergeben sich in der Praxis zusätzliche Unsicherheiten, weil im Allgemeinen

- der Wert der flächenbezogenen Aktivität nicht genau bekannt ist,
- die Aktivität nicht homogen über die kontaminierte Fläche verteilt ist,
- die kontaminierte Fläche nicht kreisförmig ist.

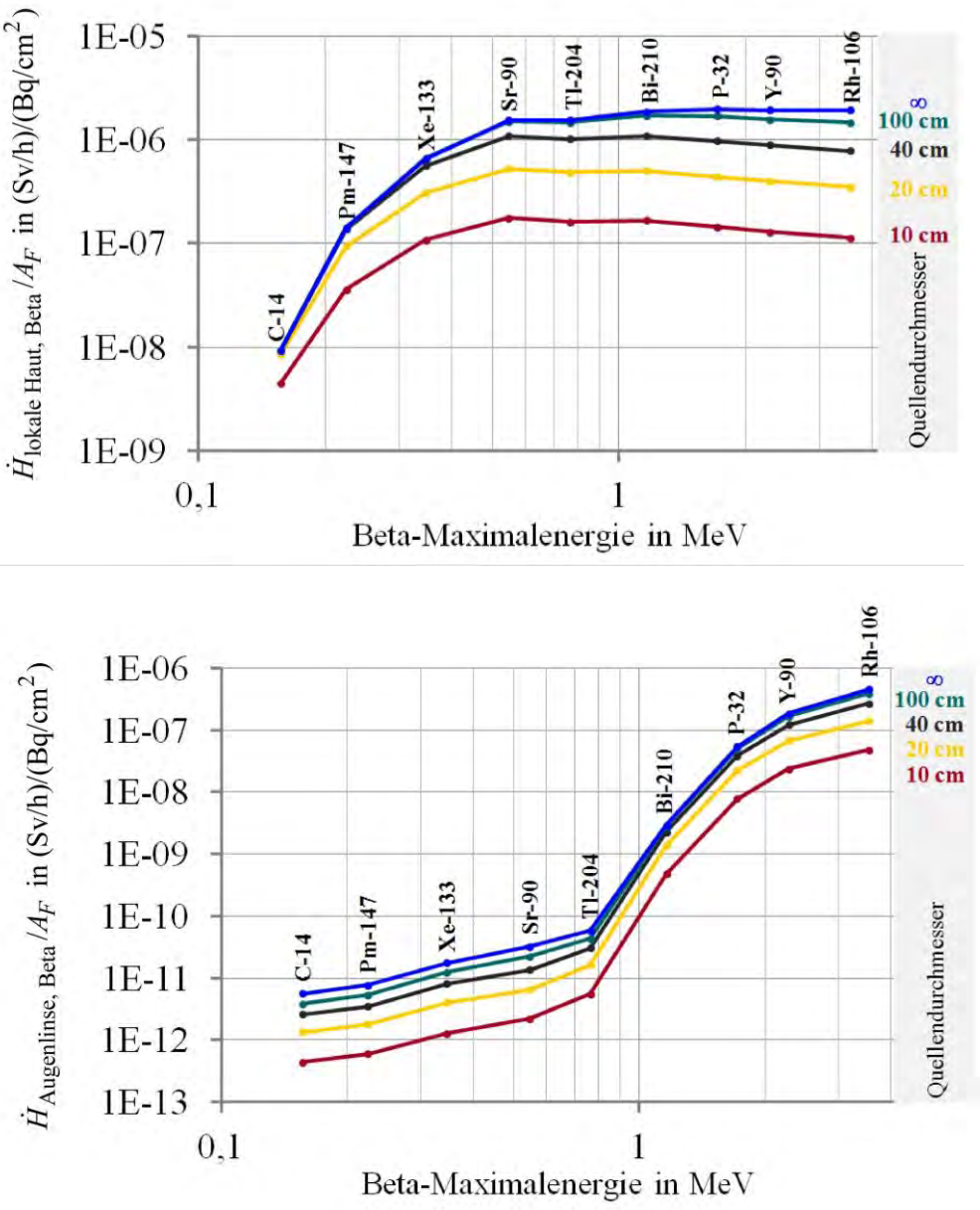

Abb. 5.2: Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F in 10 cm Abstand von einer kontaminierten Fläche als Funktion der Beta-Maximalenergie für verschiedene Durchmesser der Fläche (Behrens 2015)
(obere Abbildung: lokale Haut; untere Abbildung: Augenlinse).

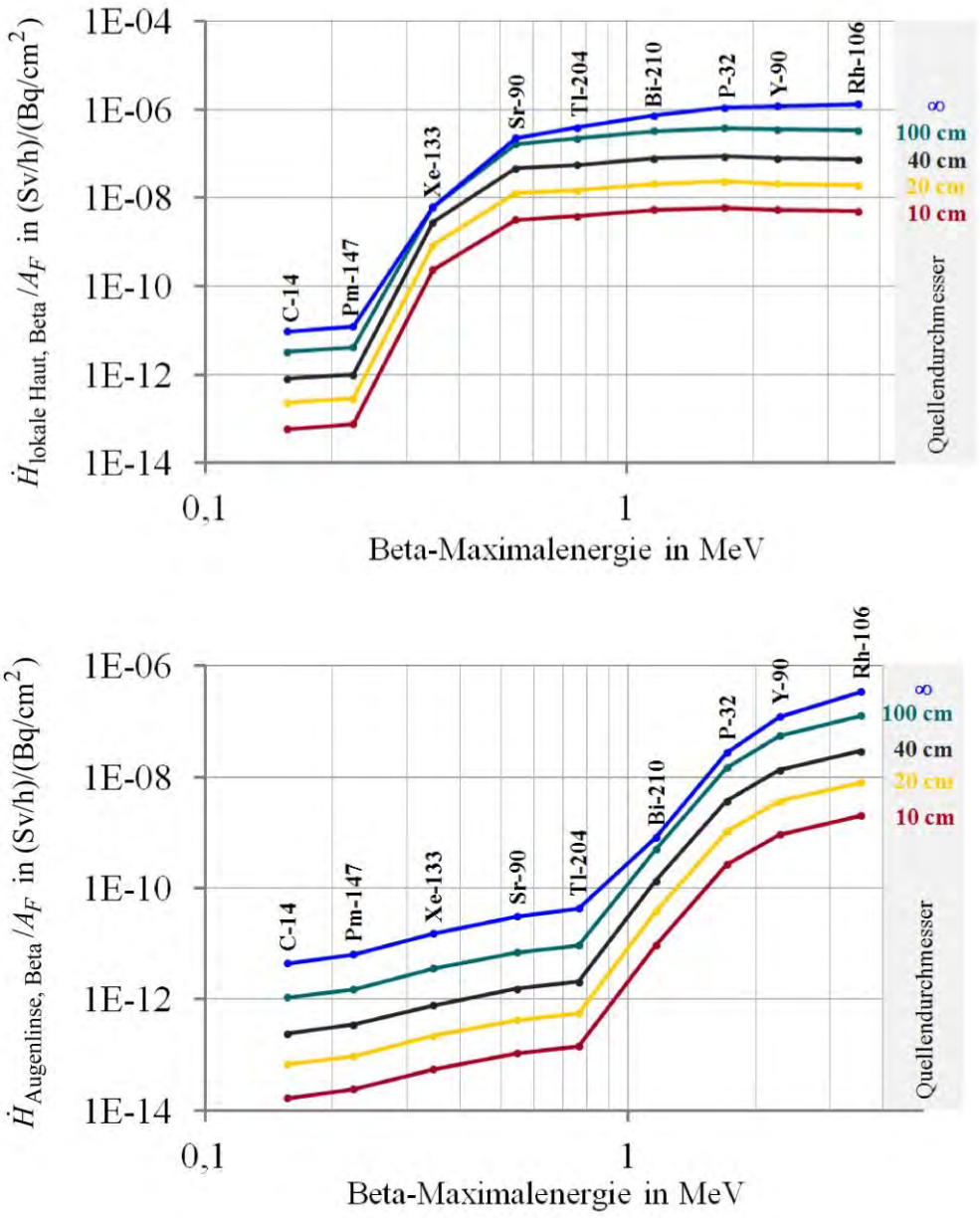

Abb. 5.3: Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F in 50 cm Abstand von einer kontaminierten Fläche als Funktion der Beta-Maximalenergie für verschiedene Durchmesser der Fläche (Behrens 2015)
(obere Abbildung: lokale Haut; untere Abbildung: Augenlinse).

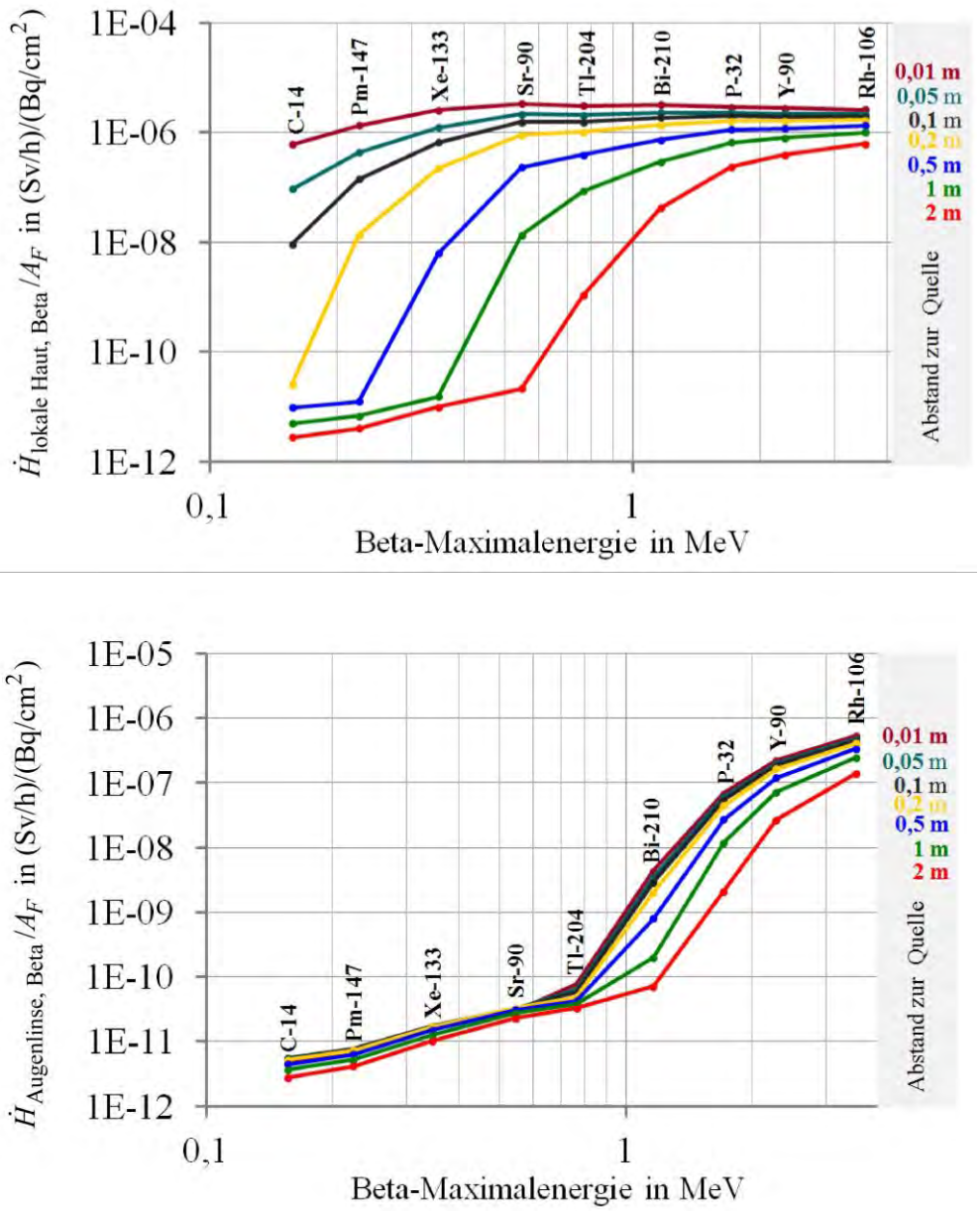

Abb. 5.4: Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F vor einer kontaminierten Fläche als Funktion der Beta-Maximalenergie für verschiedene Abstände in Luft von einer praktisch unendlich ausgedehnten Flächenquelle (Behrens 2015) (obere Abbildung: lokale Haut; untere Abbildung: Augenlinse).

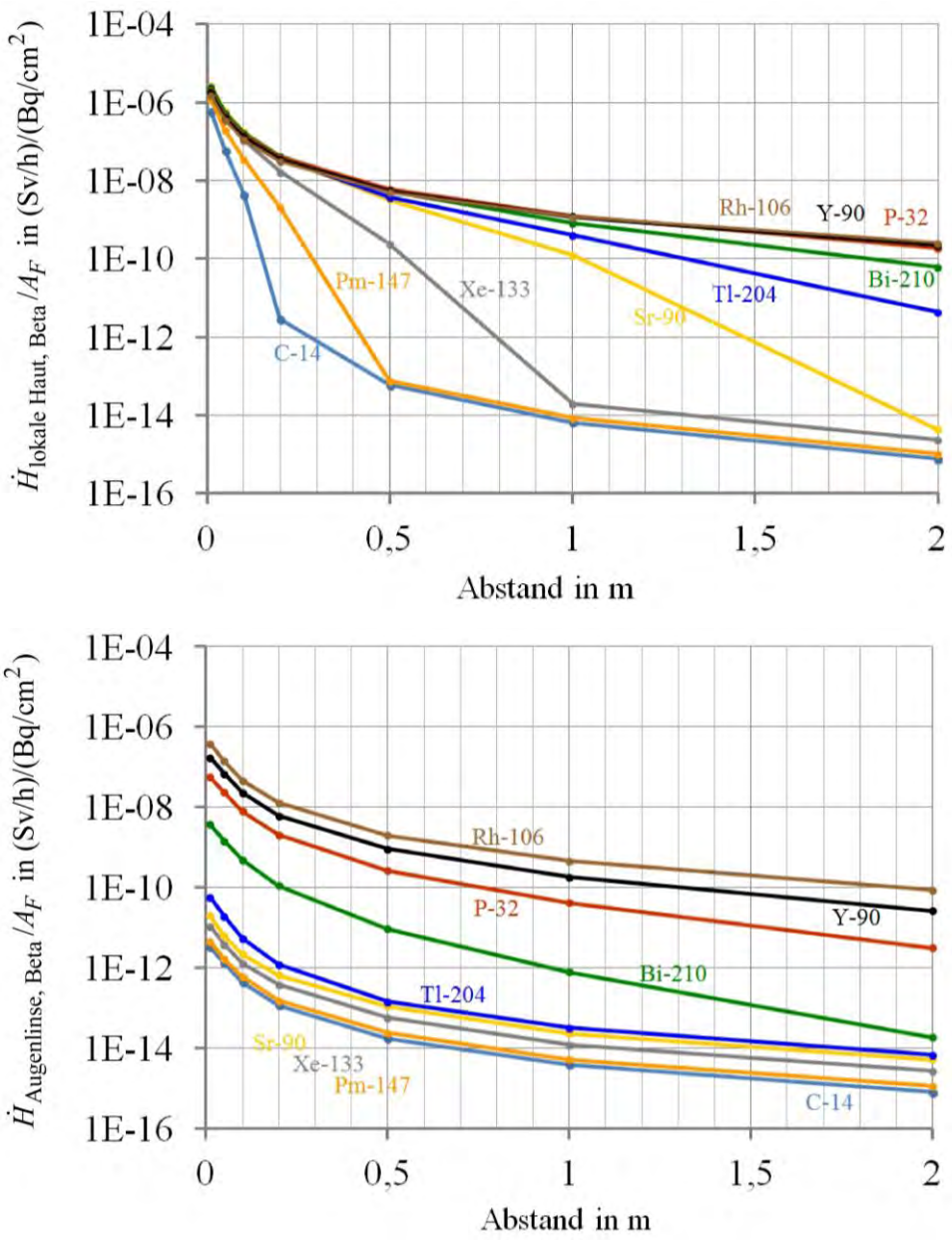

Abb. 5.5: Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F für eine kontaminierte Fläche von 10 cm Durchmesser als Funktion des Abstandes von der kontaminierten Fläche in Luft (Behrens 2015)
(obere Abbildung: lokale Haut; untere Abbildung: Augenlinse).

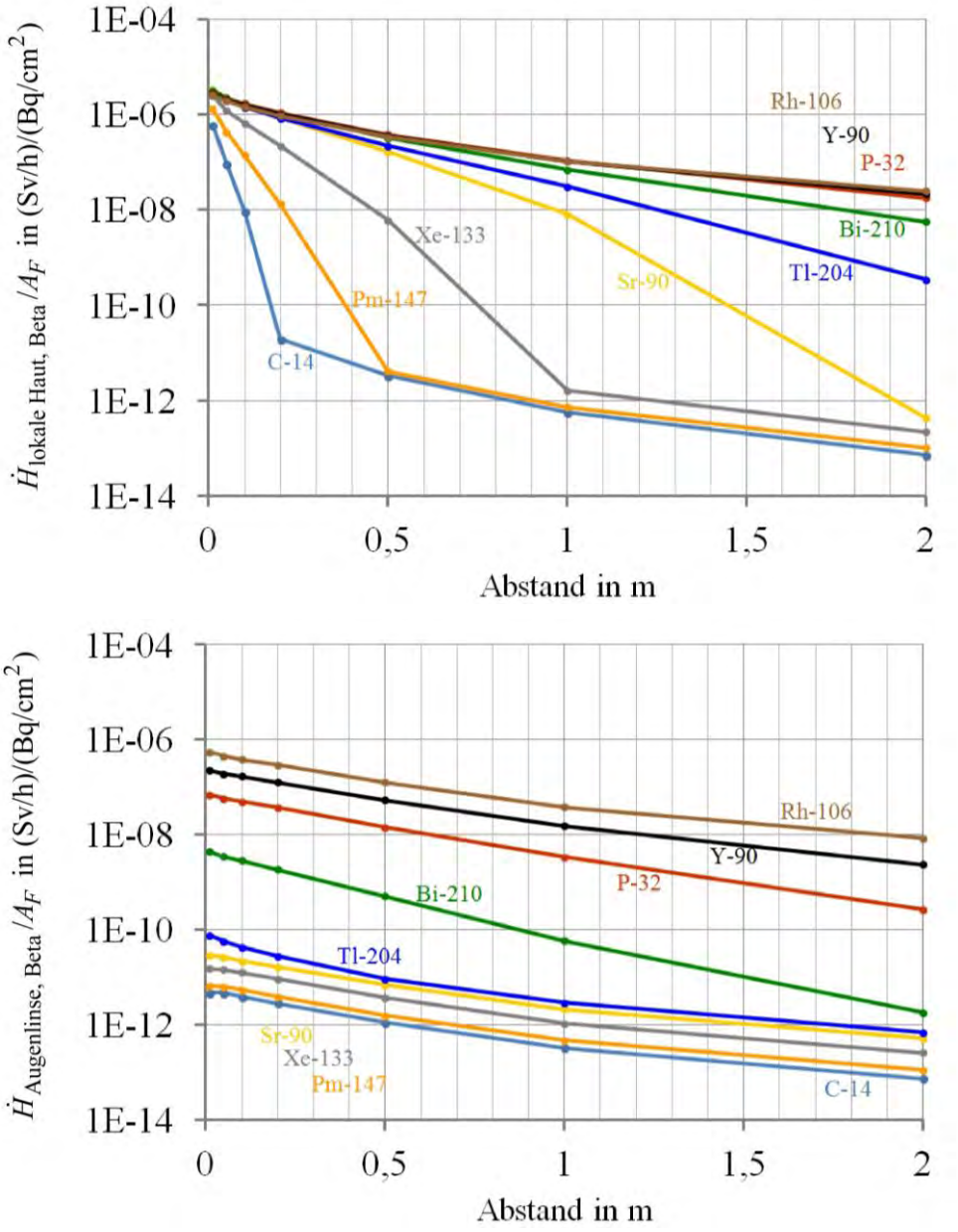

Abb. 5.6 *Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F für eine kontaminierte Fläche von 100 cm Durchmesser als Funktion des Abstandes von der kontaminierten Fläche in Luft (Behrens 2015)*
(obere Abbildung: lokale Haut; untere Abbildung: Augenlinse).

5.4.4 Dosisleistung innerhalb eines kontaminierten Luftvolumens

Zur Berechnung der Organ-Äquivalentdosisleistung durch Betastrahlung innerhalb eines kontaminierten Volumens sind in Abbildung 5.7 der Quotient aus der Dosisleistung und der Aktivitätskonzentration A_V als Funktion der Maximalenergie der Betastrahlung und Werte für ausgewählte Radionuklide dargestellt. Man erhält die Ortsdosisleistung in $Sv \cdot h^{-1}$, wenn man die Werte aus Abbildung 5.7 mit der volumenbezogenen Aktivität in $Bq \cdot cm^{-3}$ multipliziert.

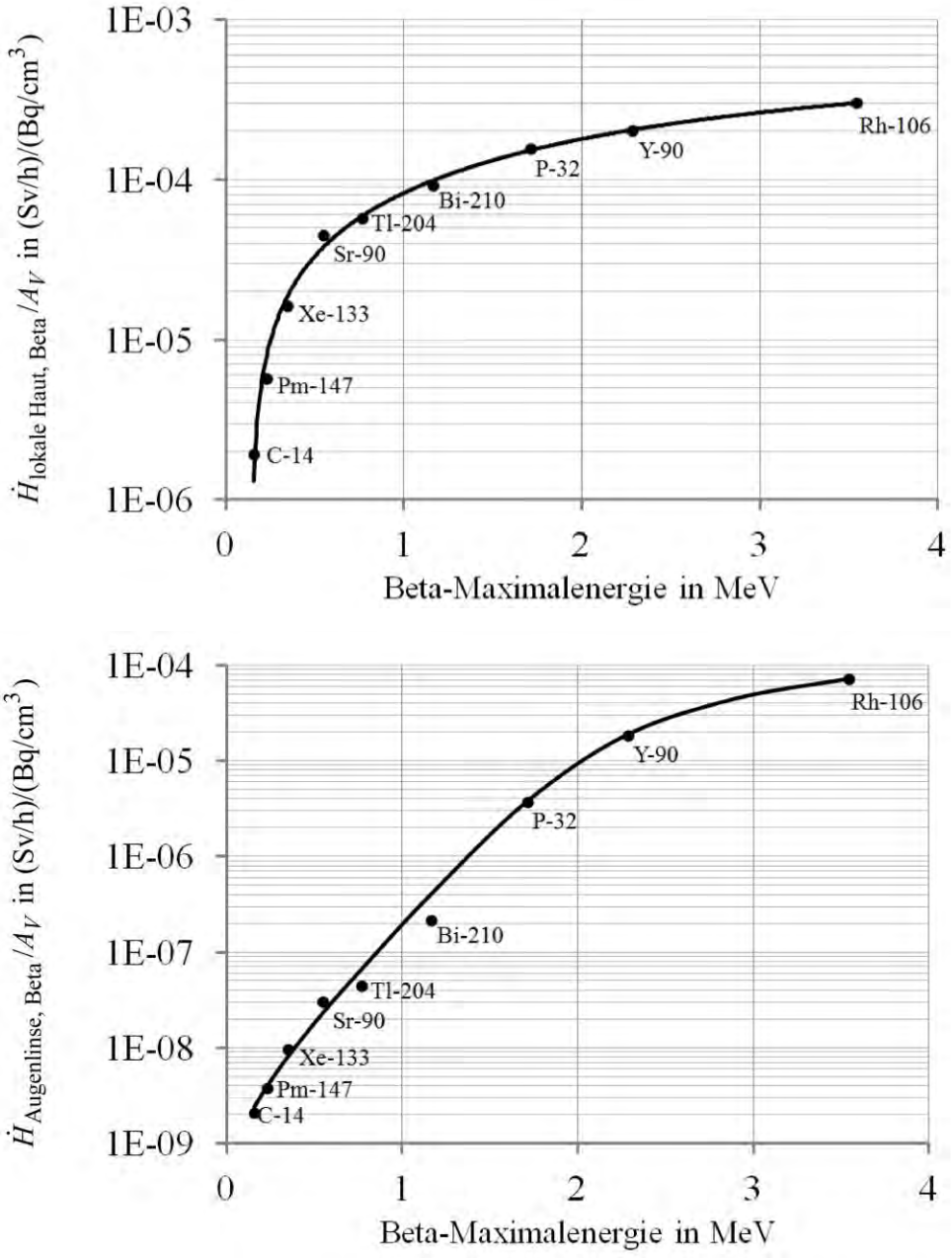

Abb. 5.7: Dosisleistung geteilt durch die volumenbezogene Aktivität A_V von homogen kontaminierter Luft als Funktion der Beta-Maximalenergie (Behrens 2015)
(obere Abbildung: lokale Haut; untere Abbildung: Augenlinse).

5.4.5 Berücksichtigung der Kapselung der Strahlungsquelle

Bei der Bestimmung der Dosisleistung einer Strahlungsquelle hat die Kapselung der Quelle einen wesentlichen Einfluss. Dieser kann durch entsprechende Transmissionsfaktoren (siehe Abbildung 5.8) berücksichtigt werden, welche die flächenbezogene Masse $\rho \cdot d$ (d = Dicke) der Kapselung berücksichtigen. Die maximale Reichweite R_{max} der Betateilchen der maximalen Energie $E_{\beta,max}$ in Materialien der Dichte ρ wird im Energiebereich 0,05 MeV bis 5 MeV berechnet nach der Zahlenwertgleichung

$$\rho \cdot R_{max} = -0{,}11 + \sqrt{0{,}0121 + (E_{ß,max}/1{,}92)^2}\,, \quad (5.2)$$

wobei die Energie $E_{\beta,max}$ in MeV einzusetzen ist. Die flächenbezogene Masse $\rho \cdot R_{max}$ ergibt sich dann in g · cm^{-2}. In Abbildung 5.9 ist R_{max} in Abhängigkeit von $E_{\beta,max}$ für einige Materialien dargestellt. Die Energiedosisleistung an der Oberfläche eines Materials der Dichte ρ, erzeugt durch einen Betastrahler der maximalen Energie $E_{\beta,max}$, ist mit dem Transmissionsfaktor zu multiplizieren, um die Energiedosisleistung hinter einer Schicht dieses Materials der flächenbezogenen Masse $\rho \cdot d$ zu erhalten.

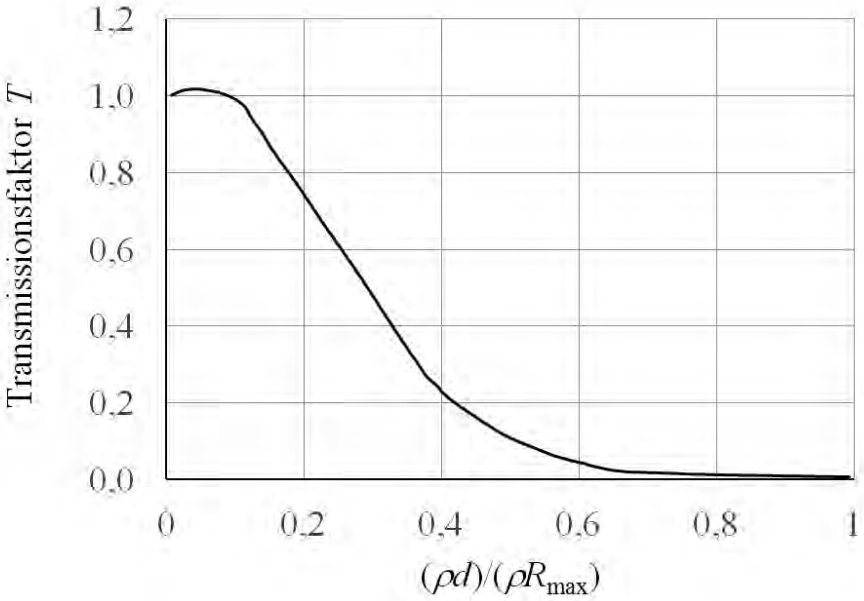

Abb. 5.8 a: Richtwerte für den Transmissionsfaktor T zur Ermittlung der Dosisleistung hinter der Schichtdicke d eines Materials mit der Dichte ρ, erzeugt durch einen Betastrahler der maximalen Reichweite R_{max} (Piesch et al. 1983).

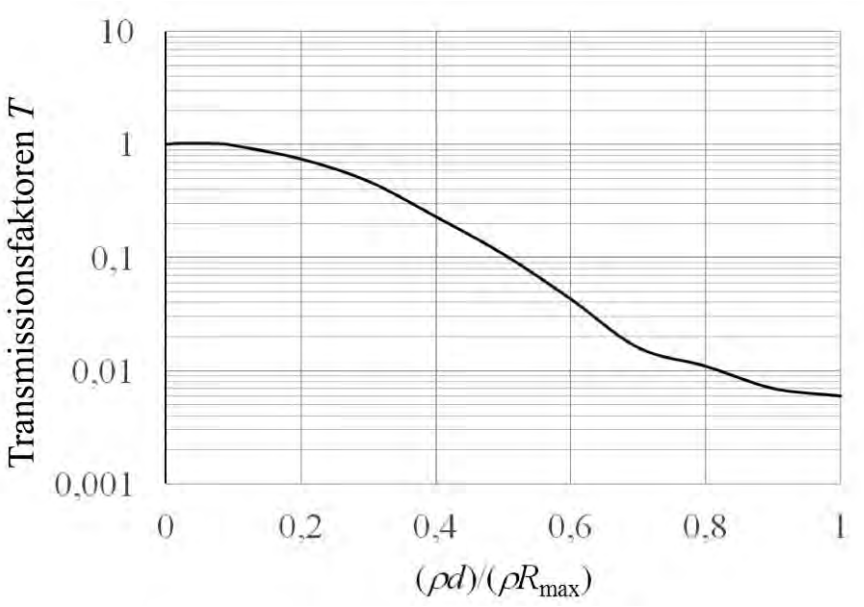

Abb. 5.8 b: Richtwerte für den Transmissionsfaktor T zur Ermittlung der Dosisleistung hinter der Schichtdicke d eines Materials mit der Dichte ρ, erzeugt durch einen Betastrahler der maximalen Reichweite R_{max} (Piesch et al. 1983) (logarithmische Darstellung).

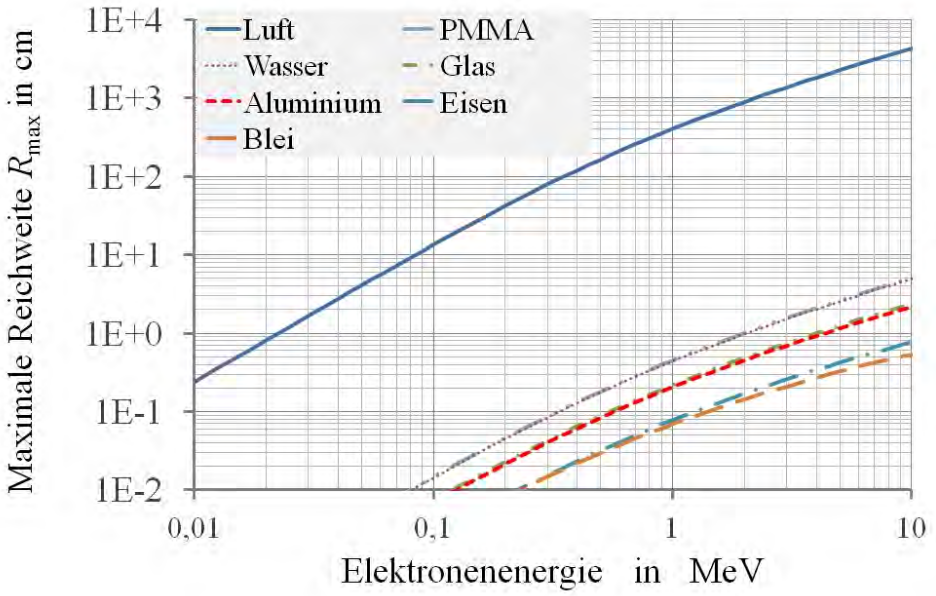

Abb. 5.9: *Maximale Reichweite R_{max} von Elektronen in Luft, Wasser, Glas, Aluminium, Eisen und Blei als Funktion der Elektronenenergie E (NISTIR 4999 2005). Die Kurven für PMMA (Polymethylmethacrylat) und Wasser bzw. Glas und Aluminium liegen sehr nahe beieinander.*

5.5 Berechnung von Körper-Äquivalentdosen aus Orts- und Personendosen

5.5.1 Organ-Äquivalentdosis oberflächennaher Organe

Energiereiche Elektronenstrahlung kann zu einer Exposition oberflächennaher Organe führen. Nachfolgend wird das Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07)$ für folgende Organe angegeben: Brust, Harnblase, Haut, Schilddrüse, Testes und Thymus. Elektronen mit Energien < 80 keV haben in Wasser bzw. Gewebe eine Reichweite von weniger als 1 mm. Daher kann die Körper-Äquivalentdosis für diese Energien vernachlässigt werden.

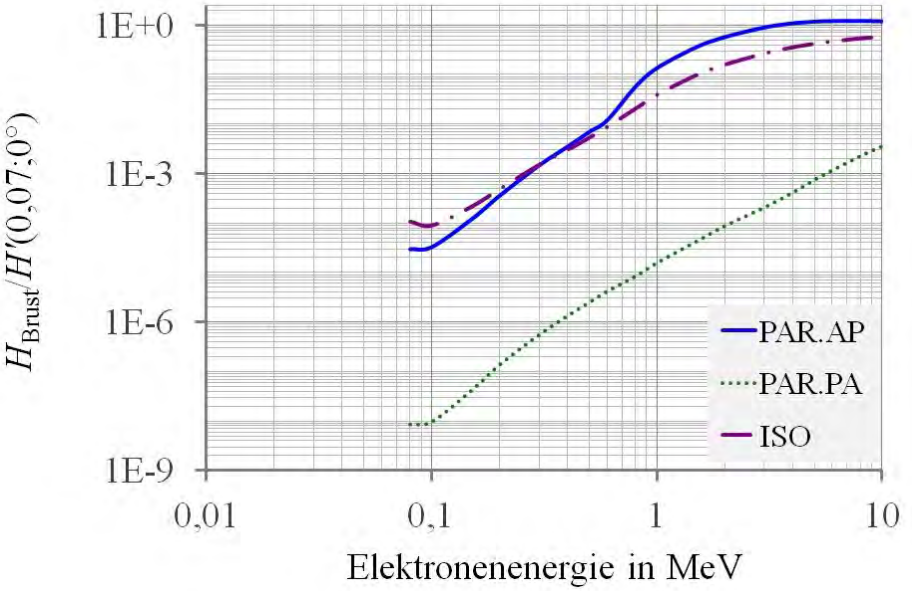

Abb. 5.10: Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis H_{Brust} (ICRP 2010) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ (ICRP 1996, ICRU 1998) in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.

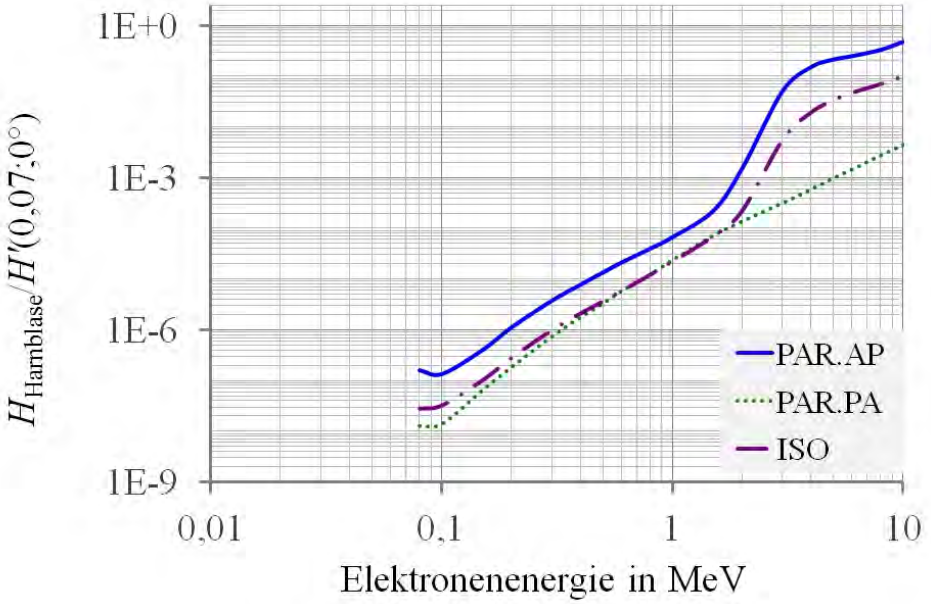

Abb. 5.11: Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis $H_{\text{Harnblase}}$ (ICRP 2010) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ (ICRP 1996, ICRU 1998) in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.

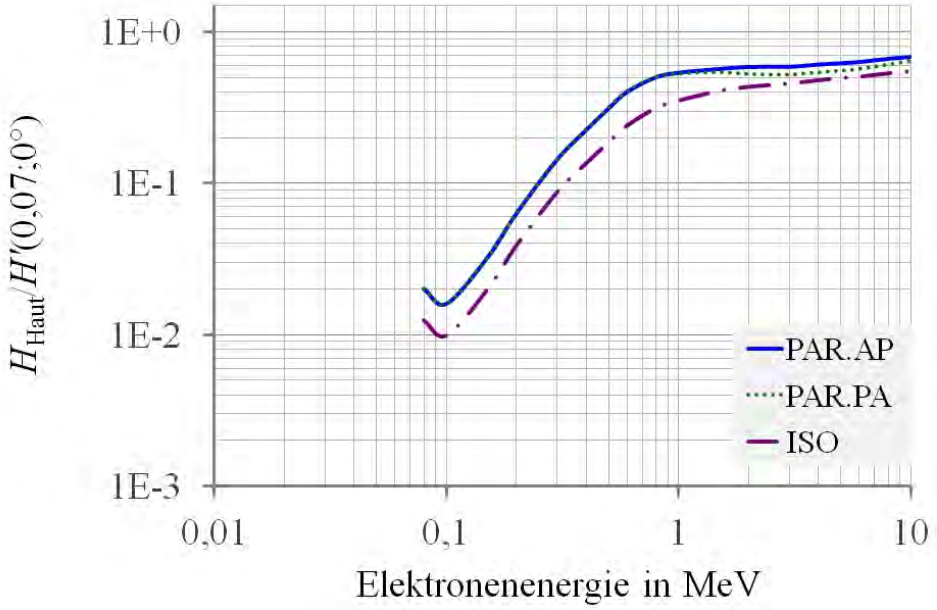

Abb. 5.12: Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis H_{Haut} (gemittelt über die gesamte Haut) (ICRP 2010) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0,07;0°)$ (ICRP 1996, ICRU 1998) in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.

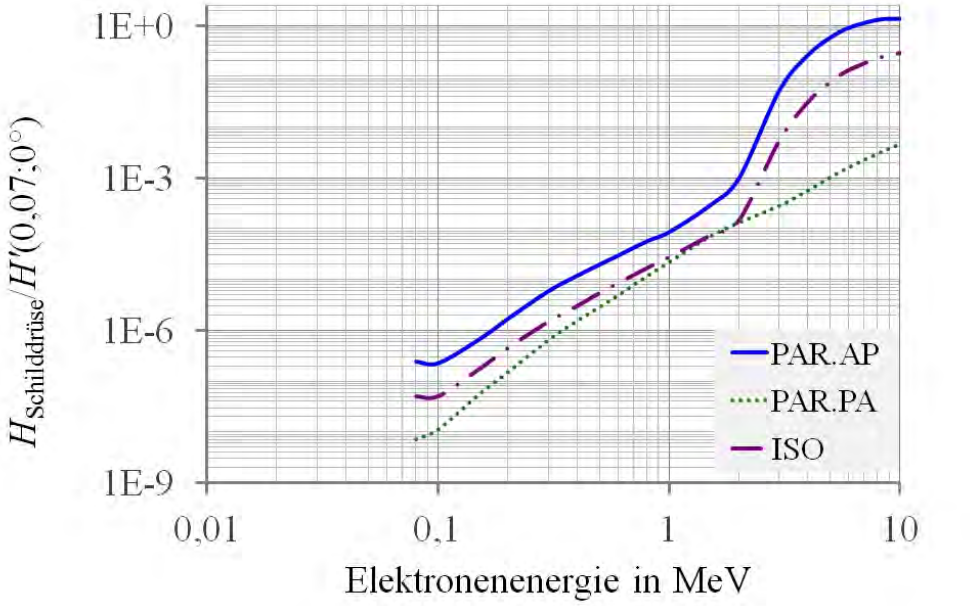

Abb. 5.13: Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis $H_{\text{Schilddrüse}}$ (ICRP 2010) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ (ICRP 1996, ICRU 1998) in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.

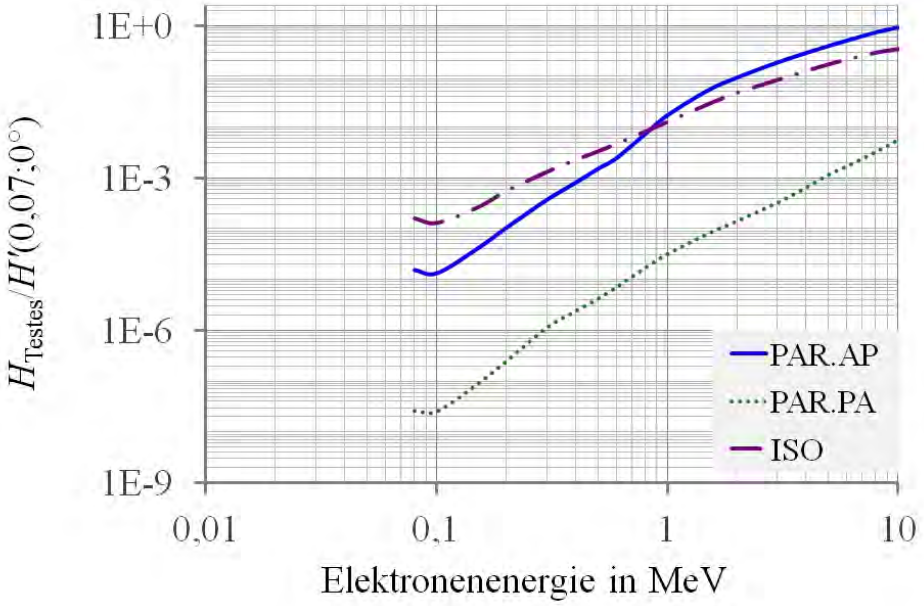

Abb. 5.14: Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis H_{Testes} (ICRP 2010) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0,07;0°)$ (ICRP 1996, ICRU 1998) in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.

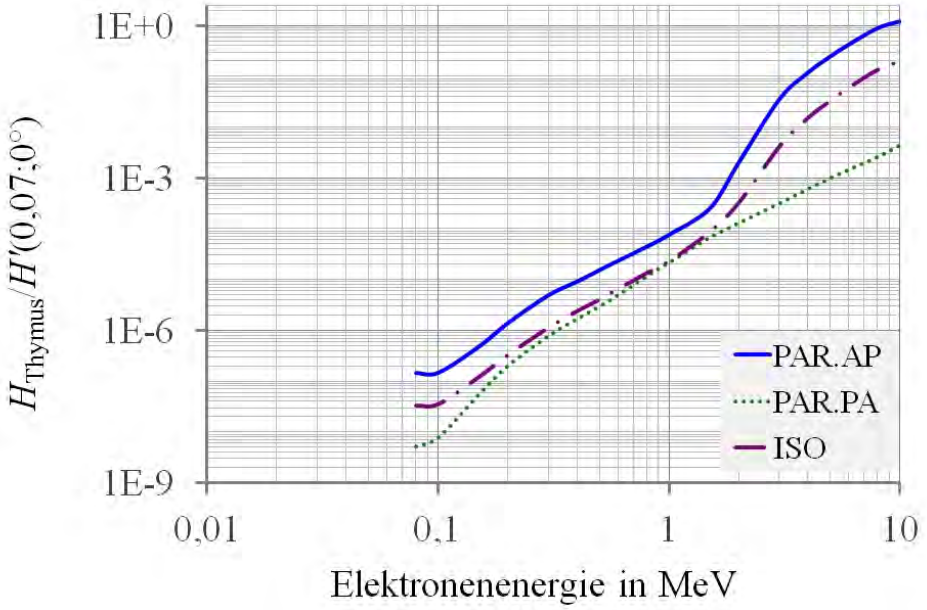

Abb. 5.15: Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis H_{Thymus} (ICRP 2010) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0,07;0°)$ (ICRP 1996, ICRU 1998) in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.

5.5.2 Lokale Haut-Äquivalentdosis und Organ-Äquivalentdosis der Extremitäten

Zur Überwachung der Strahlenexposition bei externer Teilkörperbestrahlung gilt als Haut-Äquivalentdosis der Maximalwert der lokalen Hautdosis (siehe Kapitel 2.2.1.2). Ebenso wird die Organ-Äquivalentdosis der Extremitäten (Hände, Unterarme, Füße und Knöchel) dem höchsten Wert der Energiedosis gemittelt über 0,05 mm bis 0,1 mm Tiefe des betreffenden Körperteils und gemittelt über eine Fläche von 1 cm^2 gleichgesetzt.

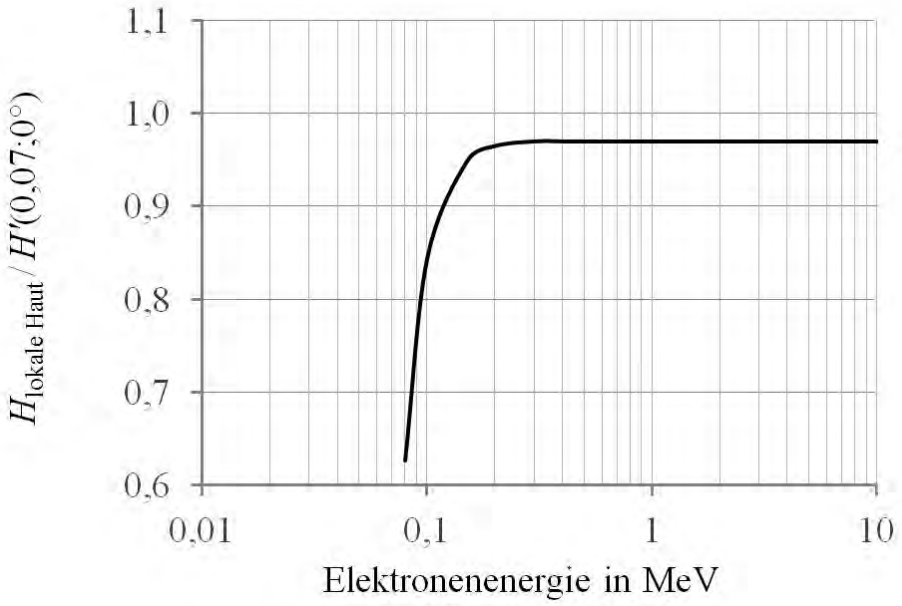

Abb. 5.16: Verhältnis der lokalen Haut-Äquivalentdosis $H_{\text{lokale Haut}}$ (gemittelt über 1 cm² und über eine Gewebetiefe von 50 µm bis 100 µm Tiefe in einem Gewebephantom (ICRP 2010)) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.

Die lokale Haut-Äquivalentdosis sowie die Organ-Äquivalentdosis der genannten Körperteile wird dem Betrag nach gleichgesetzt mit der berechneten oder der gemessenen Ortsdosis bzw. Personendosis. Im Allgemeinen sind Messwerte wegen der größeren Zuverlässigkeit Rechenwerten vorzuziehen. Wird die Oberflächen-Personendosis mit einem Personendosimeter gemessen, muss sichergestellt werden, dass die Anzeige des Dosimeters repräsentativ für die Strahlenexposition ist. Dabei sind insbesondere der Trageort des Dosimeters und die Strahleneinfallsrichtung zu berücksichtigen.

5.5.3 Augenlinsen-Äquivalentdosis

Untersuchungen haben ergeben, dass für die Bestimmung der Augenlinsen-Äquivalentdosis in Strahlungsfeldern mit signifikantem Dosisanteil durch Betastrahlung nur die Messgröße $H_p(3)$ geeignet ist, wenn die bei Verwendung der Messgröße $H_p(0{,}07)$ auftretende Überschätzung der

Augenlinsen-Äquivalentdosis, die je nach verwendetem Dosimeter bis zu einem Faktor 5 000 betragen kann (Behrens et al. 2016), vermieden werden soll.

Betastrahlung kann durch einfache Schutzmaßnahmen wie Kunststoffbrillen hinreichender Dicke praktisch vollständig abgeschirmt werden. Die notwendige Dicke für Abschirmungen aus z.B. Polymethylmethacrylat (PMMA) ist Abbildung 5.9 zu entnehmen.

Eine zur Verwendung der Messgröße $H_p(3)$ alternative Methode, um eine Überschätzung der Augenlinsen-Äquivalentdosis in Betastrahlungsfeldern zu vermeiden, besteht darin, modifizierte $H_p(0,07)$-Dosimeter zu verwenden. Werden $H_p(0,07)$-Dosimeter, die sowohl zur Messung in Photonen- als auch in Betastrahlungsfeldern verwendet werden sollen, mit einer zusätzlichen Absorberschicht aus 2,93 mm dickem gewebeäquivalentem Material (z. B. mit 2,50 mm PMMA) vor dem Detektor versehen, erhalten diese Dosimeter durch die Zusatzschicht eine effektive Messtiefe von 3 mm, entsprechend der Messgröße $H_p(3)$. Damit sind in dieser Weise modifizierte $H_p(0,07)$-Dosimeter geeignet, die Augenlinsen-Äquivalentdosis auch in Betastrahlungsfeldern ohne erhebliche Überschätzung hinreichend gut abzuschätzen, um damit angemessene Strahlenschutzmaßnahmen zu initiieren bzw. deren Wirksamkeit zu überprüfen. Diese Überlegungen gelten analog für die Messgrößen $H'(0,07)$ und $H'(3)$ (SSK 2015).

Anmerkung: Die Schichtdicke von 2,93 mm ergibt sich aus der Differenz der Messtiefen 3 mm und 0,07 mm bei $H'(3)$- bzw. $H'(0,07)$-Dosimetern.

In Tabelle 5.2 ist das Verhältnis der Äquivalentdosis an der Hautoberfläche bzw. in 0,07 mm Tiefe zu der in 3 mm Tiefe für einige Radionuklide und verschiedene Expositionsbedingungen angegeben.

Tab.: 5.2: Verhältnis der Äquivalentdosis an der Hautoberfläche bzw. in 0,07 mm Tiefe zu der in 3 mm Tiefe für verschiedene Radionuklide und Radionuklide mit Folgeprodukten und für unterschiedliche Expositionsbedingungen (ICRU 1988; Cross et al. 1992; Behrens und Dietze 2010).

$H'(0) / H'(3)$ Verhältnis der Äquivalentdosis an der Körperoberfläche zu der in 3 mm Tiefe

$H'(0{,}07) / H'(3)$ Verhältnis der Äquivalentdosis in 0,07 mm Gewebetiefe zu der in 3 mm Tiefe

I Exposition aus einer halbunendlich ausgedehnten Wolke

II Exposition durch eine Hautkontamination

III Exposition in 60 cm Abstand von einer ebenen Flächenquelle

IV Exposition in 50 cm Abstand von einer Punktquelle

Radionuklid	$E_{\beta,max}$ in MeV	$H'(0) / H'(3)$	$H'(0{,}07) / H'(3)$		
		I	II	III	IV
Rb-88	5,3	2,45	3,7	2,7	–
K-42	3,52	3,77	4,8	3,8	–
Y-90	2,27	8,1	8,2	7,2	2,6
P-32	1,71	25,0	19,0	26,0	6,3
Mg-28/Al-28	2,87[1]	–	8,0	5,0	305,0
Fe-52/Mn-52m	2,63[1]	–	9,2	6,3	–
Zn-62/Cu-62	2,91[1]	–	5,4	4,5	–
Ce-144/Pr-144	2,98[1]	–	8,2	4,7	–
Sr-90/Y-90	2,27[1]	–	15,0	8,2	–
Ru-106/Rh-106	3,54[1]	–	–	–	1,53

[1] Maximalenergie des Gemisches.

5.6 Berechnungsbeispiele

Im Folgenden wird an einem Beispiel gezeigt, wie die Körper-Äquivalentdosis aus der Personendosis, aus der Ortsdosis oder aus Eigenschaften der Strahlungsquelle ermittelt werden kann.

Bei einigen Anwendungen ist es nicht möglich, ein Personendosimeter am repräsentativen Ort zu tragen, z. B. bei der Handhabung von radioaktiven Quellen ist mit der maximalen lokalen Hautdosis im Bereich der Fingerkuppen zu rechnen. Finger-Ringdosimeter werden jedoch üblicherweise am ersten Glied des Fingers getragen. Daher liefert die gemessene Personendosis eine zum Teil starke Unterschätzung der maximalen lokalen Hautdosis. Korrekturfaktoren wurden beispielhaft für die Nuklearmedizin (z.B. Handhabung von Spritzen mit radioaktiven Lösungen) in einer von der Europäischen Gemeinschaft geförderten Studie bestimmt (Vanhavere et. al. 2012).

Zur Durchführung einer Therapie wird eine Spritze mit 1 GBq Y-90 verwendet. Die zusätzliche Abschirmung der Spritze ist ca. 8 mm Polymethylmethacrylat (PMMA) stark und der behandelnde Arzt benötigt ca. 1 Minute zur Verabreichung. Im Überwachungsmonat hat der Arzt zehn dieser Therapien durchgeführt.

a) Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Personendosis

Die Auswertung des amtlichen Fingerring-Personendosimeters hat für einen Zeitraum von einem Monat

$$H_p(0{,}07) = 20 \text{ mSv}$$

ergeben. Da das Dosimeter bei der Strahlungsqualität $^{90}Sr/^{90}Y$ kalibriert wurde, ist keine Korrektur bezüglich der Energieabhängigkeit gemäß Abbildung 5.7 notwendig. Der Detektor weist nur eine Massenbelegung von etwa 8 mg/cm² auf, somit ergibt sich trotz der resultierenden Energieverschiebung der Betastrahlung durch die 6 mm starke Spritzenwandung gemäß Abbildung 5.12 ein Korrekturfaktor von etwa 1,0. Da das Ringdosimeter direkt auf der Haut getragen wurde, ist keine Korrektur auf Grund von Kleidung zwischen dem Dosimeter und der Haut gemäß Abbildung 5.8 notwendig. Somit ergibt sich die lokale Haut-Äquivalentdosis am Ort des Fingerring-Dosimeters direkt aus der gemessenen Dosis:

$$H_{\text{lokale Haut,mess}} = H_p(0{,}07) = 20 \text{ mSv}.$$

Die Augenlinsen-Äquivalentdosis kann aus dem Messwert des Fingerring-Dosimeters nicht ermittelt werden, da das Strahlungsfeld extrem inhomogen ist.

b) Berechnung der Körper-Äquivalentdosis aus der Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07)$

Während des Arbeitsvorganges wurde das Maximum der Richtungs-Äquivalentdosisleistung in 0,07 mm Tiefe an der Spritze gemessen.

Es ergab sich: $\dot{H}'(0{,}07)_{\mathrm{mess}} = 380$ mSv/h.

Nimmt man an, dass die Spritze genau an diesem Ort gehalten wurde, so ergibt sich aus der typischen Handhabungszeit von einer Minute pro Behandlung und zehn Behandlungen pro Monat eine Monatsdosis von

$$H_{\mathrm{Haut,max}} = \dot{H}'(0{,}07)_{\mathrm{mess}} \cdot 1\ \mathrm{min} \cdot 10 = 63\ \mathrm{mSv}.$$

c) Abschätzung von Körper-Äquivalentdosen aus Eigenschaften der Strahlungsquelle

Aus der Aktivität von 1 GBq ergibt sich die Richtungs-Äquivalentdosisleistung in 0,07 mm Tiefe an der Oberfläche der unabgeschirmten Spritze mit Hilfe des Strahlenschutzhandbuches (Delacroix et al. 2002) zu

$$\dot{H}'(0{,}07)_{\mathrm{Spritze}} = 1\ \mathrm{GBq} \cdot 44\ \mathrm{Sv/h/GBq} = 44\ \mathrm{Sv/h}.$$

Die zusätzliche Abschirmung von 8 mm PMMA bewirkt gemäß Abbildung 5.8 eine Reduzierung der Dosisleistung um etwa den Faktor 100, $k_{\mathrm{Absch}} = 0{,}01$:

$$\dot{H}'(0{,}07)_{\mathrm{Spritze,Abschirmung}} = \dot{H}'(0{,}07)_{\mathrm{Spritze}} \cdot 0{,}01 = 440\ \mathrm{mSv/h}.$$

Diese Dosisleistung stimmt etwa mit der gemessenen überein. Die maximale Haut-Äquivalentdosis kann daraus wie unter b) beschrieben ermittelt werden.

Die Augenlinsen-Äquivalentdosis (ca. 40 cm von der Spritze entfernt) kann mit diesen Kenntnissen ebenso abgeschätzt werden: Die Spritze wird als Punktquelle angenommen (das ist gerechtfertigt, da der Abstand deutlich größer als ihre Abmessung ist). Somit ergibt sich aus der Aktivität $A = 1$ GBq bei nicht abgeschirmter Spritze gemäß Abbildung 5.1 eine Dosisleistung von etwa

$$\dot{H}'(0,07)_{\text{Augenlinse, ohne Abschirmung}} = A \cdot \frac{\dot{H}'(0,07)_{\text{Punktquelle}}}{A}$$
$$= 1 \cdot 10^{12}\ \text{Bq} \cdot 7 \cdot 10^{-11}\ \text{Sv/(h Bq)} = 70\ \text{mSv/h}.$$

Der Korrekturfaktor für die Abschirmung der 8 mm dicken Spritze gemäß Abbildung 5.8 ist $k_{\text{Absch}} = 0{,}01$ und die Umrechnung von $\dot{H}'(0,07)$ auf $\dot{H}'(3)$ reduziert die Dosisleistung gemäß Tabelle 5.2 um den Faktor 2,6. Somit ergibt sich

$$\dot{H}'(3)_{\text{Augenlinse}} = \dot{H}'(0,07)_{\text{Augenlinse, ohne Abschirmung}} \cdot k_{\text{Absch}} \cdot \frac{\dot{H}'(3)}{\dot{H}'(0,07)}$$
$$= 70\ \text{mSv/h} \cdot 0{,}01 \cdot 0{,}38 = 0{,}27\ \text{mSv/h}$$

Aus der typischen Handhabungszeit von einer Minute pro Behandlung und 10 Behandlungen pro Monat ergibt sich eine Monatsdosis von etwa

$$H_{\text{Augenlinse}} = \dot{H}'(3)_{\text{Augenlinse}} \cdot 1\ \text{min} \cdot 10 = 45\ \mu\text{Sv}.$$

6 Gemischte Strahlungsfelder

Unter einem gemischten Strahlungsfeld versteht man ein Strahlungsfeld, in dem mehrere (mindestens zwei unterschiedliche) Strahlungsarten, hauptsächlich Alpha-, Beta-, Photonen- und Neutronenstrahlung, nebeneinander vorkommen. Bei Berechnung oder Messung der durch Photonen erzeugten Dosis wird vielfach Sekundärelektronen-Gleichgewicht vorausgesetzt, d. h. die Sekundärelektronen werden hierbei nicht als eigene Strahlungsart, sondern als zum Photonenstrahlungsfeld gehörend angesehen. Im Gegensatz dazu wird Photonenstrahlung, die durch ein Neutronenstrahlungsfeld außerhalb der zu überwachenden Person oder eines Phantomes erzeugt wird, bei der Dosisbestimmung nicht als Teil des Neutronenstrahlungsfeldes, sondern als eigene Strahlungsart berücksichtigt.

Die bei Absorption von Betastrahlung außerhalb der zu überwachenden Person oder eines Phantoms entstehende **Bremsstrahlung** wird ebenfalls als eigene Strahlungsart betrachtet, die bei Messung und Berechnung der Dosis getrennt von der verursachenden Betastrahlung berücksichtigt wird. Die Dosisleistung der Bremsstrahlung, die bei Absorption der Betastrahlung im Körper einer Person entsteht, ist sehr klein und kann immer bei der Berechnung der effektiven Dosis im Vergleich zur lokalen Haut-Äquivalentdosis durch die Betastrahlung vernachlässigt werden. Bei Betastrahlung mit Maximalenergien $\leq$ 0,7 MeV kann die effektive Dosis durch die im Körper entstehende Bremsstrahlung in derselben Größenordnung wie die Augenlinsen-Äquivalentdosis sein (Behrens 2015). Die Dosisleistung der durch Absorption der Betastrahlung in Materie entstehenden Bremsstrahlung nimmt zu mit zunehmender Energie der Betastrahlung und mit zunehmender Ordnungszahl des Absorbers. Trotzdem gilt beim Umgang mit Radionukliden, bei denen die Emission von Beta- und Gammastrahlung gleich wahrscheinlich ist, dass die Dosisleistung der Bremsstrahlung sogar nach vollständiger Absorption der Betastrahlung klein ist gegenüber der Dosisleistung durch Gammastrahlung. Nur bei Radionukliden mit sehr geringer Emissionswahrscheinlichkeit für Gammastrahlung oder bei reinen Betastrahlern ist Bremsstrahlung beim Umgang mit großen Aktivitäten gegebenenfalls zu berücksichtigen.

Anmerkung: Die bei vollständiger Absorption der Betastrahlung in Stahl durch Bremsstrahlung erzeugte Ortsdosisleistung $\dot{H}^*(10)$ *in 1 m Abstand von*

einer Punktquelle mit der Aktivität 1 GBq (die Absorption der entstehenden Bremsstrahlung im Eisen ist vernachlässigt) ist etwa gleich $3 \cdot 10^{-2}$ µSv · h^{-1} für C-14 ($E_{\beta,max}$ = 0,15 MeV) und etwa gleich 1 µSv · h^{-1} für P-32 ($E_{\beta,max}$ = 1,71 MeV).

Zur Berechnung der Ortsdosisleistung durch Bremsstrahlung gibt Behrens (2014) unter Annahme der Absorption der Betastrahlung in Stahl für verschiedene Radionuklide Photonenstrahlungskonstanten an, die analog zu den Dosisleistungskonstanten in Abschnitt 3.1.2 definiert sind.

Bei einer Messung der Orts- oder Personendosis für Photonenstrahlung wird Bremsstrahlung gemeinsam mit der Gammastrahlung erfasst.

Bei Ermittlung der Körper-Äquivalentdosis für gemischte Strahlungsfelder werden im allgemeinen die Beiträge der einzelnen Strahlungsarten zunächst getrennt ermittelt und dann addiert. In einigen Fällen – dies gilt hauptsächlich für Beta-Photonen-Mischstrahlungsfelder – wird direkt die Summe der Beiträge zweier Strahlungsarten gemessen oder aus Tabellen ermittelt (siehe unten).

Bei Ermittlung der Körper-Äquivalentdosis sind als gemischte Strahlungsfelder im Allgemeinen nur solche aus Beta- und Photonenstrahlung und Photonen- und Neutronenstrahlung zu berücksichtigen.

In sehr vielen Fällen ist **Betastrahlung** von Photonenstrahlung begleitet. Dies sind Mischstrahlungsfelder aus Strahlung geringer Eindringtiefe und durchdringender Strahlung. Eine Addition der Beiträge beider Strahlungsarten ist nur für die in Tabelle 5.1 aufgeführten Körperteile erforderlich. In der weitaus überwiegenden Zahl der Fälle ist die Dosis in 0,07 mm Gewebetiefe zu bestimmen. Dabei wird für Photonenstrahlung hoher Energie Sekundärelektronen-Gleichgewicht angenommen, d. h. die Dosis in 0,07 mm Tiefe erzeugt durch hochenergetische Photonen wird der in 10 mm Gewebetiefe gleichgesetzt. Dosimeter, die für Strahlung geringer Eindringtiefe die Dosis in 0,07 mm Gewebetiefe messen – sei es $H_p(0,07)$ bei Personendosimetern oder $H'(0,07)$ bei Ortsdosimetern – zeigen bereits die Summe der Dosisbeiträge von Beta- und Photonenstrahlung an. Das gilt jedoch nur für Dosimeter, deren Detektorabdeckung hinreichend dünn ist, so dass auch die Dosis durch Betastrahlung richtig erfasst wird. Werden der Körper-Äquivalentdosisermittlung berechnete Werte zugrunde gelegt, so werden die durch Photonenstrahlung und Betastrahlung erzeugten Körper-Äquivalentdosen

nach den Abschnitten 3 und 5 dieser Berechnungsgrundlage getrennt ermittelt und addiert. Für die nicht in Tabelle 5.1 aufgeführten Körperteile reicht bei Ermittlung der Körper-Äquivalentdosis die Berechnung nach Abschnitt 3 dieser Berechnungsgrundlage.

Neutronenstrahlung ist immer von Photonenstrahlung begleitet. Wenn eine Berechnung der Körper-Äquivalentdosen erforderlich wird, werden die durch die Photonen und die Neutronen erzeugten Körper-Äquivalentdosen nach den Abschnitten 3 und 4 dieser Berechnungsgrundlage ermittelt und addiert.

Bei **Hautkontamination** werden im Allgemeinen die Beiträge verschiedener Strahlungsarten zur Hautdosis getrennt berechnet und addiert. Einige Tabellen enthalten aber bereits die Summe der Beiträge der verschiedenen Strahlungsarten zur Hautdosis (z. B. (SSK 1989) für Gamma-, Beta- und Elektronenstrahlung). In Ausnahmefällen ist bei Hautkontamination auch Alphastrahlung zu berücksichtigen (siehe Abschnitt 7).

Alphastrahlung ist für die Ermittlung der Augenlinsen- bzw. Körper-Äquivalentdosis nicht zu berücksichtigen. Ihre Reichweite in Gewebe ist sehr klein (ca. 0,1 mm für 10 MeV Alpha-Teilchen), so dass sie bei externen Strahlungsquellen weder die Augenlinse noch andere Organe erreichen kann.

7 Abschätzung der Körper-Äquivalentdosis bei Kontamination der Hautoberfläche

7.1 Vorbemerkung

Bei Hautkontamination ist die Haut das für die Körper-Äquivalentdosisermittlung relevante Organ. Als Körper-Äquivalentdosis gilt in diesem Abschnitt immer der Maximalwert der lokalen Haut-Äquivalentdosis. Bei der Ermittlung dieser Körper-Äquivalentdosis sind Betastrahlung, Photonenstrahlung sowie in Ausnahmefällen Alphastrahlung oder Neutronenstrahlung zu berücksichtigen.

Zur Abschätzung der Körper-Äquivalentdosis wird im Allgemeinen die flächenbezogene Aktivität der Kontamination gemessen. Weiter werden die Größe der kontaminierten Hautfläche, die Radionuklide bzw. die Strahlungsarten und -energien und die Dauer der Kontamination ermittelt. Zur Abschätzung der Körper-Äquivalentdosis wird angenommen, dass sich die Aktivität nur auf der Hautoberfläche befindet. Falls die Haut längere Zeit kontaminiert bleibt, müssen zusätzliche Überlegungen über die Eindringtiefe der Kontamination angestellt werden.

Bei kontaminierten Flächen kleiner als 1 cm^2 wird die Aktivität auf 1 cm^2 bezogen.

Bei direktem Kontakt mit typischen Behältern wie Spritzen oder Bechergläsern, die radioaktive Lösungen enthalten, können Werte aus einem Strahlenschutzhandbuch (Delacroix et al. 2002) entnommen werden.

7.2 Großflächige Kontamination

Bei einer gleichmäßigen, großflächigen Kontamination der Hautoberfläche lässt sich die lokale Haut-Äquivalentdosis H_{Haut} berechnen

$$H_{\mathrm{Haut}} = A_{F,0} \cdot \Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} \cdot \lambda^{-1} \cdot \left(1 - \mathrm{e}^{-\lambda t}\right), \qquad (7.1)$$

mit

H_{Haut}	lokale Haut-Äquivalentdosis,
$A_{F,0}$	flächenbezogene Aktivität zu Beginn der Kontamination,
λ	Zerfallskonstante $\lambda = 1\mathrm{n}\ 2 / T_{½}$,
$T_{½}$	physikalische Halbwertszeit,
t	Dauer der Kontamination,
$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis $\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} = \dot{H}_{\mathrm{Haut}} / A_F$.

Werden die flächenbezogene Aktivität in Bq · cm^{-2}, die Halbwertszeit und die Dauer der Kontamination in Stunden und die Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis in µSv · h^{-1} · Bq^{-1} · cm^2 eingesetzt, erhält man die lokale Haut-Äquivalentdosis in µSv.

Ist es nicht erforderlich, die Abnahme der Kontamination durch radioaktiven Zerfall zu berücksichtigen ($T_{½} >> t$), dann vereinfacht sich die obige Formel zu

$$H_{\mathrm{Haut}} = A_{F,0} \cdot \Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} \cdot t\,. \qquad (7.2)$$

Die Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis $\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$ ist gleich der Summe

$$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} = \sum_{\mathrm{i}=\alpha,\beta,\gamma}{}' \Gamma_{\mathrm{i},H_{\mathrm{Haut}}}\,. \qquad (7.3)$$

Dabei ist $\left(\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}\right)_{\mathrm{i}}$ der Beitrag der Strahlungsart i (Alpha-, Beta- oder Photonenstrahlung) zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis. $\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$ und die Beiträge durch Alphastrahlung, Betastrahlung und Photonenstrahlung sind für eine Reihe von Radionukliden in Tabelle 7.1 angegeben. Die Werte für Alphastrahlung beruhen auf

Rechnungen von Rohloff und Heinzelmann (1996b), die Werte für Betastrahlung überwiegend auf Rechnungen von Petoussi et al. (1993) und die Werte für Photonenstrahlung und bei einigen spontan spaltenden Radionukliden auch für Betastrahlung auf Rechnungen von Rohloff und Heinzelmann (1996a).

Bei einer Hautkontamination mit spontan spaltenden Radionukliden (insbesondere Cm-248, Cm-250, Cf-252 und Cf-254) kann ein Beitrag der Spaltneutronen zur lokalen Haut-Äquivalentdosis nicht ausgeschlossen werden.

Die Werte in Tabelle 7.1 gelten unter der Annahme vernachlässigbarer Selbstabsorption durch die Kontaminationsschicht. Bei Radionukliden mit Halbwertszeiten größer als 10^7 Jahre ist diese Selbstabsorption in der Kontaminationsschicht vielfach nicht mehr vernachlässigbar, da für diese Radionuklide die entsprechenden Strahlungsenergien besonders niedrig sind (Geiger-Nuttall-Regel für Alpha-Strahler bzw. Sargent-Regel für Beta-Strahler). Die nach Gleichung 7.2 und Tabelle 7.1 berechneten Werte bilden dann eine obere Grenze für die lokale Haut-Äquivalentdosis. Beiträge von Radionukliden mit Halbwertszeiten größer als 10^{13} Jahre (Cd-113, In-115, Te-123, Gd-152, Ta-180) zur lokalen Haut-Äquivalentdosis sind vernachlässigbar.

Für in Tabelle 7.1 nicht aufgeführte Radionuklide kann die lokale Haut-Äquivalentdosis bei Kontamination anhand der Abbildungen 7.1, 7.2 und 7.3 berechnet werden. Die in Abbildung 7.1 wiedergegebene Kurve gibt $\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$, den Beitrag der Betastrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis, als Funktion der Beta-Maximalenergie bei 100 % Wahrscheinlichkeit für Betazerfall und einem einzigen Partialspektrum an. Entsprechend ist in Abbildung 7.2 der Beitrag $\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$ der Photonenstrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis als Funktion der Energie bei genau einem Photon je Zerfall und in Abbildung 7.3 der Beitrag $\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$ der Alphastrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis als Funktion der Energie bei genau einem Alphateilchen je Zerfall angegeben. Werden mehrere Partialspektren mit verschiedenen Maximalenergien und den Emissionswahrscheinlichkeiten p_j ausgesandt, dann gilt für den Beitrag der Betastrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis

$$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}} = \sum_{\mathrm{j}} p_{\mathrm{j}} \left(\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}} \right)_{\mathrm{j}} \text{ (Betastrahlung).} \qquad (7.4)$$

Für den Beitrag der Photonenstrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis gilt, wenn pro Zerfall mehrere Photonen mit Energien E_{j} und den Emissionswahrscheinlichkeiten p_{j} ausgesandt werden,

$$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} = \sum_{\mathrm{j}} p_{\mathrm{j}} \left(\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} \right)_{\mathrm{j}} \text{ (Photonenstrahlung).} \qquad (7.5)$$

Entsprechend gilt bei Alphastrahlung

$$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}} = \sum_{\mathrm{j}} p_{\mathrm{j}} \left(\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}} \right)_{\mathrm{j}} \text{ (Alphastrahlung).} \qquad (7.6)$$

Bei Radionuklidgemischen müssen zur Berechnung der lokalen Haut-Äquivalentdosis die flächenbezogenen Aktivitäten der einzelnen Radionuklide $A_{F\mathrm{j}}$ oder deren Bruchteil $f_{\mathrm{j}} = A_{F\mathrm{j}} / A_F$ bekannt sein. Ist es nicht erforderlich, die Abnahme der Kontamination durch radioaktiven Zerfall zu berücksichtigen, dann ist die Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis für das Radionuklidgemisch gleich

$$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} = \frac{1}{A_F} \cdot \sum_{\mathrm{j}} A_{F\mathrm{j}} \cdot \left(\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} \right)_{\mathrm{j}} = \sum_{\mathrm{j}} f_{\mathrm{j}} \cdot \left(\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} \right)_{\mathrm{j}} . \qquad (7.7)$$

Dabei ist A_F die flächenbezogene Aktivität der Kontamination.

Muss bei einem Radionuklidgemisch für mindestens ein Radionuklid die Abnahme der Kontamination durch radioaktiven Zerfall berücksichtigt werden, dann ist für die einzelnen Radionuklide $A_{F,0,\mathrm{j}}$ die flächenbezogene Aktivität zu Beginn der Kontamination einzusetzen und entsprechend Gleichung (7.1) folgt:

$$H_{\mathrm{Haut}} = \sum_{\mathrm{j}} A_{F,0,\mathrm{j}} \cdot \left(\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}} \right)_{\mathrm{j}} \cdot \lambda_{\mathrm{j}}^{-1} \left(1 - e^{-\lambda_{\mathrm{j}} t} \right). \qquad (7.8)$$

Dabei sind λ_{j} die Zerfallskonstanten der einzelnen Radionuklide des Gemisches. Bei kurzlebigen Radionukliden im radioaktiven Gleichgewicht mit einer längerlebigen Ausgangssubstanz ist in Gleichung (7.8) anstelle der Zerfallskonstanten der kurzlebigen Radionuklide die Zerfallskonstante des Ausgangsradionuklids einzusetzen.

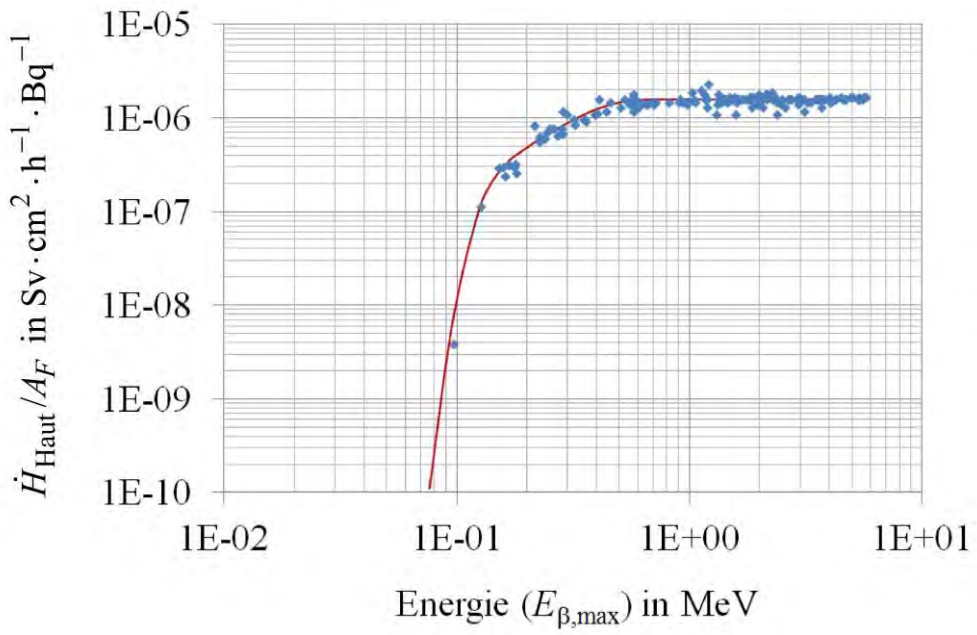

Abb. 7.1: *Lokale Haut-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}_{\mathrm{Haut}}$ für Betastrahlung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F einer kreisförmigen, homogenen Kontamination der Haut mit einer Fläche von 1 cm² (Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis $\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$) als Funktion von $E_{\beta,\max}$.*

Die Abbildung zeigt Werte aus Tabelle 7.1. Beta-Maximalenergien und Emissionswahrscheinlichkeiten aus (Petoussi et al. 1993).

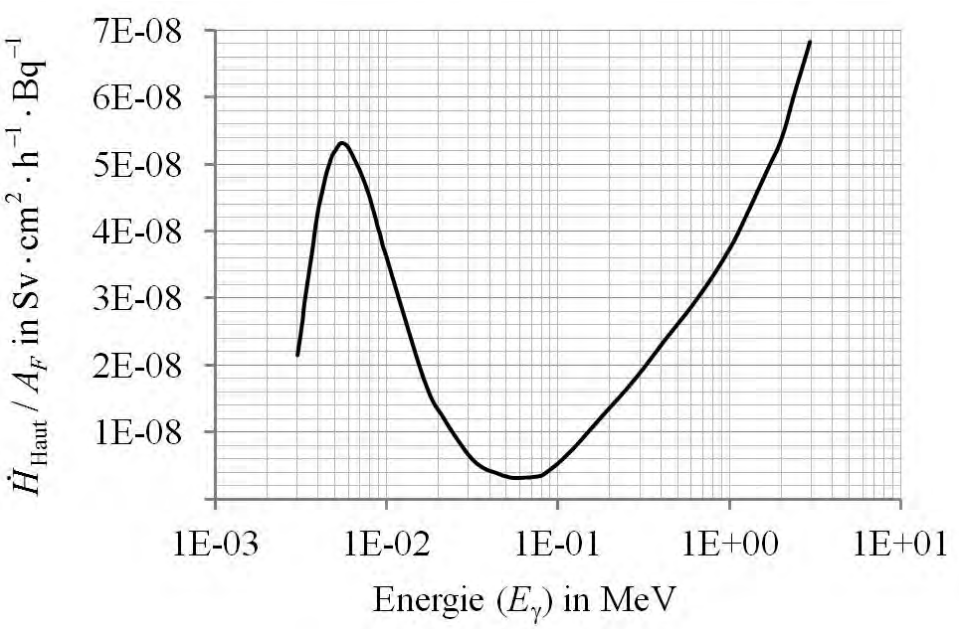

Abb. 7.2: Lokale Haut-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}_{\mathrm{Haut}}$ für Photonenstrahlung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F (Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis $\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$) als Funktion der Energie E_γ bei großflächiger Hautkontamination und bei Emission eines Photons je Zerfall (nach Rohloff und Heinzelmann 1996a).

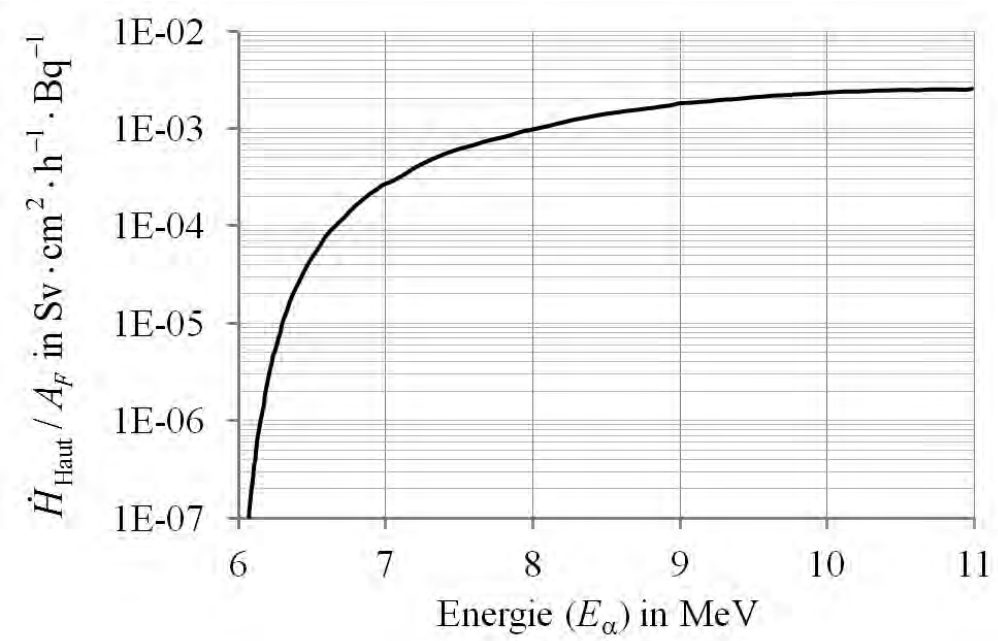

Abb. 7.3: Lokale Haut-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}_{\mathrm{Haut}}$ für Alphastrahlung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F (Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis $\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$) als Funktion der Energie bei Hautkontamination und bei Emission eines Alphateilchens je Zerfall (nach Rohloff und Heinzelmann 1996b).

7.3 Kleinflächige Kontamination

Für Alpha- und Betastrahlung ist das Maximum der lokalen Haut-Äquivalentdosis in guter Näherung unabhängig von der Größe der kontaminierten Fläche. So unterscheidet sich z. B. der Maximalwert der lokalen Haut-Äquivalentdosis für Betastrahlung bei gleicher flächenbezogener Aktivität bei einer kreisförmigen Kontamination von 1 cm^2 Fläche um weniger als 10 % von dem einer gleichartigen Kontamination von 100 cm^2 Fläche (Cross et al. 1992).

Die durch Photonenstrahlung erzeugte Dosis kann jedoch erheblich von der Größe der kontaminierten Hautfläche abhängen. Abbildung 7.4 gibt das Verhältnis $H_{\mathrm{Haut,F}} / H_{\mathrm{Haut,P}}$ der lokalen Haut-Äquivalentdosis bei großflächiger Kontamination (Index F) zu der bei Punktkontamination (Index P) als Funktion der Energie an (nach Rohloff und Heinzelmann 1996a). Für die in der Tabelle 7.1 aufgeführten Radionuklide sind auch die Werte von $H_{\mathrm{Haut,F}} / H_{\mathrm{Haut,P}}$ angegeben. Bei einer Punktkontamination kann das Maximum der lokalen Haut-Äquivalentdosis nach Gleichung 7.1 oder 7.2 berechnet werden, wenn bei der Berechnung der Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis $\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$ nach Gleichung 7.3 der Beitrag durch Photonenstrahlung $\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$ durch das Verhältnis $H_{\mathrm{Haut,F}} / H_{\mathrm{Haut,P}}$ dividiert wird. Für Hautkontaminationen mit einer Fläche kleiner als 1 cm^2 stellt dieses Verfahren eine gute Näherung dar. Bei kleinflächigen Hautkontaminationen mit einer Fläche größer als 1 cm^2 kann mit Hilfe des Verhältnisses $H_{\mathrm{Haut,F}} / H_{\mathrm{Haut,P}}$ abgeschätzt werden, wie weit bei Berechnung der lokalen Haut-Äquivalentdosis für großflächige Kontaminationen nach den Gleichungen 7.1 bis 7.3 der Photonenanteil höchstens überbewertet wird.

Ein Spezialfall der kleinflächigen Kontamination ist die durch ein sogenanntes „Heißes Teilchen“ (Charles 1991). Das ist ein Teilchen hoher spezifischer Aktivität mit einem Durchmesser bis zu einem Millimeter. Für die lokale Haut-Äquivalentdosis sind die Grenzwerte nach Strahlenschutzverordnung einzuhalten. Die Berechnung des Maximums der lokalen Haut-Äquivalentdosis bei Kontamination durch ein „Heißes Teilchen“ kann wie bei einer Punktkontamination durchgeführt werden. Nach Möglichkeit ist die Selbstabsorption der Betastrahlung im „Heißen Teilchen“ zu berücksichtigen. Sind nur die Emissionsrate oder die Aktivität des „Heißen Teilchens“ und nicht die Radionuklidzusammensetzung bekannt, dann kann zur oberen

Abschätzung der lokalen Haut-Äquivalentdosis diese mit einer Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis, ermittelt aus Abbildung 7.1 für hochenergetische Betastrahlung, berechnet und der Beitrag der Photonenstrahlung vernachlässigt werden.

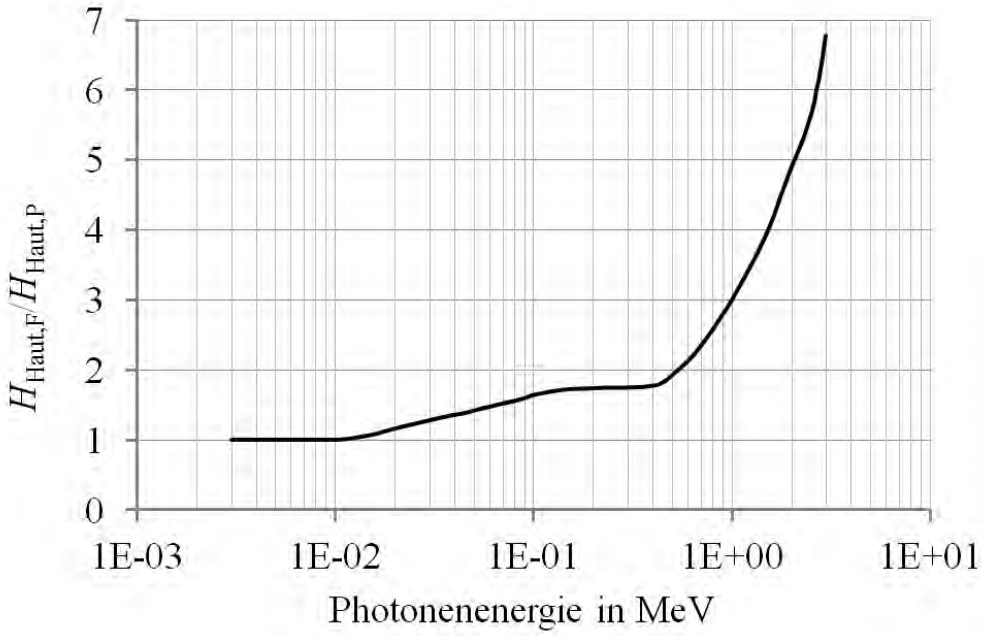

Abb. 7.4: Verhältnis $H_{Haut,F} / H_{Haut,P}$ der lokalen Haut-Äquivalentdosis bei großflächiger Kontamination zu der bei Punktkontamination als Funktion der Photonenenergie (nach Rohloff und Heinzelmann 1996a).

Tab. 7.1: *Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis $\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$ für Hautkontamination mit verschiedenen Radionukliden, Beiträge der Alphastrahlung $\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$, der Betastrahlung $\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$ und der Photonenstrahlung $\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$ zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis und Verhältnis $H_{\mathrm{Haut,F}} / H_{\mathrm{Haut,P}}$ der lokalen Haut-Äquivalentdosis durch Photonenstrahlung bei großflächiger Kontamination zu der bei Punktkontamination (Petoussi et al. 1993, Rohloff und Heinzelmann 1996a, Rohloff und Heinzelmann 1996b).*
Angaben von $\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$ nur bei Alphastrahlern mit Energien größer als 6 MeV.
Tochterradionuklide sind nicht berücksichtigt.

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
H-3		0,0	0,0	0,0	–
Be-7		$1{,}4 \cdot 10^{-7}$	$2{,}6 \cdot 10^{-3}$	$2{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,9
Be-10		1,6	0,0	1,6	–
C-11		1,7	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,9
C-14		$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	0,0	$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	–
N-13		1,7	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,9
O-15		1,6	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
F-18		1,6	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
Na-22		1,4	$8{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,5
Na-24		1,6	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,7	4,9
Mg-28		1,3	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,4	2,7
Al-26		1,4	$9{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,8
Al-28		1,6	$4{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,6	4,4
Si-31		1,6	$3{,}0 \cdot 10^{-5}$	1,6	3,6
Si-32		$6{,}0 \cdot 10^{-1}$	0,0	$6{,}0 \cdot 10^{-1}$	–
P-30		1,6	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
P-32		1,6	0,0	1,6	–

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
P-33		$7{,}8 \cdot 10^{-1}$	0,0	$7{,}8 \cdot 10^{-1}$	–
S-35		$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	0,0	$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	–
Cl-36		1,5	$1{,}3 \cdot 10^{-5}$	1,5	1,4
Cl-38		1,7	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,7	4,7
Cl-39		1,6	$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,1
K-38		1,6	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,7	2,8
K-40		1,4	$5{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,4	3,5
K-42		1,6	$8{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,6	3,9
K-43		1,6	$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,0
K-44		1,7	$6{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8	4,0
K-45		1,6	$5{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,5
Ca-41		0,0	$3{,}8 \cdot 10^{-3}$	$3{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,0
Ca-45		$7{,}8 \cdot 10^{-1}$	$1{,}9 \cdot 10^{-7}$	$7{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,0
Ca-47		1,5	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,5	3,4
Ca-49		1,6	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,7	7,2
Sc-43		1,4	$5{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,8
Sc-44m		$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,8
Sc-44		1,6	$8{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,4
Sc-46		1,1	$7{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,2	2,9
Sc-47		1,3	$7{,}2 \cdot 10^{-3}$	1,3	1,8
Sc-48		1,5	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,6	3,2
Sc-49		1,6	$2{,}9 \cdot 10^{-5}$	1,6	4,3
Ti-44		$7{,}2 \cdot 10^{-3}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,1
Ti-45		1,4	$4{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,9
V-47		1,6	$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
V-48		$8{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$9{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,8
V-49		0,0	$9{,}9 \cdot 10^{-3}$	$9{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,0
Cr-48		$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	$3{,}4 \cdot 10^{-2}$	$8{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,5
Cr-49		1,6	$5{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
Cr-51		$2{,}9 \cdot 10^{-4}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,1
Mn-51		1,6	$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
Mn-52m		1,6	$9{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,5

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Mn-52		$5{,}0 \cdot 10^{-1}$	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$6{,}3 \cdot 10^{-1}$	2,8
Mn-53		0,0	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,0
Mn-54		$4{,}0 \cdot 10^{-4}$	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,7
Mn-56		1,6	$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,1
Fe-52		$9{,}7 \cdot 10^{-1}$	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,0	1,9
Fe-55		0,0	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,0
Fe-59		1,1	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,1	3,3
Fe-60		$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	0,0	$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	–
Co-55		1,3	$8{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,4	2,3
Co-56		$3{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$4{,}4 \cdot 10^{-1}$	3,3
Co-57		$7{,}5 \cdot 10^{-2}$	$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,1
Co-58m		0,0	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,0
Co-58		$2{,}5 \cdot 10^{-1}$	$4{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,9
Co-60m		$4{,}0 \cdot 10^{-3}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,0
Co-60		$9{,}7 \cdot 10^{-1}$	$8{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,1	3,5
Co-61		1,6	$5{,}7 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,4
Co-62m		1,6	$8{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,6
Ni-56		$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	$9{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,8
Ni-57		$6{,}9 \cdot 10^{-1}$	$6{,}7 \cdot 10^{-2}$	$7{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,9
Ni-59		0,0	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,0
Ni-63		0,0	0,0	0,0	–
Ni-65		1,6	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,6	3,4
Ni-66		$6{,}4 \cdot 10^{-1}$	0,0	$6{,}4 \cdot 10^{-1}$	–
Cu-60		1,5	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,6	2,8
Cu-61		1,0	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,0	2,0
Cu-62		1,6	$5{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
Cu-64		$8{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$8{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,4
Cu-66		1,6	$3{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,6	3,1
Cu-67		1,4	$9{,}7 \cdot 10^{-3}$	1,4	1,5
Zn-62		$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,4
Zn-63		1,5	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,0
Zn-65		$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$5{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,7

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Zn-69m		$8{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}3 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,8
Zn-69		1,6	$3{,}2 \cdot 10^{-7}$	1,6	1,9
Zn-71m		1,6	$7{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,0
Zn-72		$9{,}2 \cdot 10^{-1}$	$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	$9{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,2
Ga-65		1,5	$5{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,9
Ga-66		$9{,}4 \cdot 10^{-1}$	$7{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,0	2,9
Ga-67		$2{,}7 \cdot 10^{-1}$	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,1
Ga-68		1,5	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,9
Ga-70		1,6	$3{,}3 \cdot 10^{-4}$	1,6	2,3
Ga-72		1,5	$8{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,6	3,2
Ga-73		1,6	$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,3
Ge-66		$4{,}3 \cdot 10^{-1}$	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	$4{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,5
Ge-67		1,6	$6{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,0
Ge-68		0,0	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,0
Ge-69		$5{,}8 \cdot 10^{-1}$	$4{,}4 \cdot 10^{-2}$	$6{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,9
Ge-71		0,0	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,0
Ge-75		1,6	$2{,}2 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,7
Ge-77		1,6	$5{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,1
Ge-78		1,5	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,7
As-69		1,6	$5{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
As-70		1,5	$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,7	2,6
As-71		$6{,}6 \cdot 10^{-1}$	$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	$7{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,5
As-72		1,5	$7{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,2
As-73		0,0	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,0
As-74		1,0	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,0	1,9
As-76		1,6	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,3
As-77		1,5	$5{,}3 \cdot 10^{-4}$	1,5	1,8
As-78		1,6	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,7
Se-70		1,2	$7{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,5
Se-73m		$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$3{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,7
Se-73		1,1	$6{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,2	1,7
Se-75		$9{,}2 \cdot 10^{-2}$	$4{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,3

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Se-77m		$9{,}6 \cdot 10^{-1}$	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	$9{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,3
Se-79		$4{,}2 \cdot 10^{-1}$	0,0	$4{,}2 \cdot 10^{-1}$	–
Se-81m		1,1	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,1	1,0
Se-81		1,6	$4{,}9 \cdot 10^{-4}$	1,6	1,9
Se-83		1,6	$9{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,5
Br-74m		1,5	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,6	2,5
Br-74		1,5	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,6	2,8
Br-75		1,2	$6{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,9
Br-76		$9{,}5 \cdot 10^{-1}$	$9{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,0	2,6
Br-77		$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	$7{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,3
Br-80m		0,0	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,0
Br-80		1,5	$4{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,5	1,7
Br-82		1,2	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,3	2,5
Br-83		1,5	$3{,}7 \cdot 10^{-4}$	1,5	1,9
Br-84		1,6	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,6	3,8
Rb-79		2,0	$7{,}3 \cdot 10^{-2}$	2,1	1,8
Rb-80		1,7	$6{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,9
Rb-81m		$2{,}9 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,1
Rb-81		1,1	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,1	1,5
Rb-82m		$3{,}9 \cdot 10^{-1}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$5{,}1 \cdot 10^{-1}$	2,3
Rb-82		1,6	$5{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
Rb-83		$2{,}2 \cdot 10^{-3}$	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,4
Rb-84		$5{,}0 \cdot 10^{-1}$	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	$5{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,9
Rb-86		1,6	$3{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,6	3,1
Rb-87		1,2	0,0	1,2	–
Rb-88		1,7	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,9
Rb-89		1,6	$6{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,5
Sr-80		0,0	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,1
Sr-81		1,5	$7{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,9
Sr-82		0,0	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,1
Sr-83		$4{,}1 \cdot 10^{-1}$	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	$4{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,6
Sr-85m		$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$6{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,6

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Sr-85		$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	$5{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,5
Sr-87m		$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,7
Sr-89		1,6	$3{,}2 \cdot 10^{-6}$	1,6	2,7
Sr-90		1,4	0,0	1,4	–
Sr-91		1,6	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,6
Sr-92		1,4	$4{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,4	3,6
Y-86m		$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,7
Y-86		$5{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$6{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,8
Y-87		$7{,}1 \cdot 10^{-3}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,5
Y-88		$4{,}4 \cdot 10^{-3}$	$9{,}4 \cdot 10^{-2}$	$9{,}8 \cdot 10^{-2}$	2,7
Y-90m		$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$2{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,8
Y-90		1,6	$2{,}0 \cdot 10^{-6}$	1,6	1,1
Y-91m		$8{,}3 \cdot 10^{-2}$	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	2,0
Y-91		1,6	$1{,}2 \cdot 10^{-4}$	1,6	3,4
Y-92		1,6	$9{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,6	2,8
Y-93		1,6	$3{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,6	2,6
Y-94		1,7	$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,9
Y-95		1,7	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,7	4,5
Zr-86		$7{,}4 \cdot 10^{-2}$	$4{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,3
Zr-88		$4{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	$8{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,4
Zr-89		$4{,}0 \cdot 10^{-1}$	$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	$4{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,0
Zr-93		0,0	0,0	0,0	–
Zr-95		1,1	$3{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,1	2,4
Zr-97		1,6	$7{,}0 \cdot 10^{-3}$	1,6	2,5
Nb-88		1,6	$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,8	2,2
Nb-89 $T_{½}$ = 122 min		1,2	$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,3	2,3
Nb-89 $T_{½}$ = 66 min		1,4	$9{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,0
Nb-90		1,6	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,7	3,0
Nb-93m		0,0	$1{,}9 \cdot 10^{-3}$	$1{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,1
Nb-94		1,3	$6{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,4	2,4
Nb-95m		1,4	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,3

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Nb-95		$2{,}4 \cdot 10^{-1}$	$3{,}1 \cdot 10^{-2}$	$2{,}7 \cdot 10^{-1}$	2,4
Nb-96		1,5	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,6	2,5
Nb-97m		$3{,}4 \cdot 10^{-2}$	$3{,}0 \cdot 10^{-2}$	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	2,4
Nb-97		1,6	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,2
Nb-98		1,6	$9{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,6
Mo-90		1,3	$5{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,6
Mo-93m		$6{,}8 \cdot 10^{-1}$	$8{,}3 \cdot 10^{-2}$	$7{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,8
Mo-93		0,0	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,1
Mo-99		1,5	$7{,}2 \cdot 10^{-3}$	1,5	2,1
Mo-101		1,7	$4{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,8
Tc-93m		$3{,}6 \cdot 10^{-1}$	$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}9 \cdot 10^{-1}$	2,4
Tc-93		$1{,}1 \cdot 10^{-3}$	$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	$5{,}6 \cdot 10^{-2}$	2,7
Tc-94m		1,2	$7{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,3	2,3
Tc-94		$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,3
Tc-95m		$7{,}4 \cdot 10^{-2}$	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,8
Tc-95		$2{,}5 \cdot 10^{-3}$	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	$4{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,9
Tc-96m		0,0	$6{,}9 \cdot 10^{-3}$	$6{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,3
Tc-96		$6{,}7 \cdot 10^{-3}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,3
Tc-97m		$6{,}8 \cdot 10^{-1}$	$7{,}5 \cdot 10^{-3}$	$6{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,1
Tc-97		0,0	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1
Tc-98		1,4	$6{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,3
Tc-99m		$2{,}3 \cdot 10^{-1}$	$9{,}0 \cdot 10^{-3}$	$2{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,7
Tc-99		1,1	0,0	1,1	–
Tc-101		1,6	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,8
Tc-104		1,7	$7{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,8	2,6
Ru-94		$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,7
Ru-97		$6{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	$9{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,4
Ru-103		$6{,}1 \cdot 10^{-1}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$6{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,9
Ru-105		1,6	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,1
Ru-106		0,0	0,0	0,0	–
Rh-99m		$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,8
Rh-99		$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,6

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Rh-100		$9{,}9 \cdot 10^{-2}$	$9{,}8 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	2,7
Rh-101m		$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,5
Rh-101		$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	$4{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,5
Rh-102m		$5{,}4 \cdot 10^{-1}$	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	$5{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,7
Rh-102		$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,1
Rh-103m		0,0	$1{,}6 \cdot 10^{-3}$	$1{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,1
Rh-105		1,2	$4{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,2	1,7
Rh-106m		1,5	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,6	2,4
Rh-106		1,6	$9{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,6	2,1
Rh-107		1,6	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,8
Pd-100		$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,2
Pd-101		$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$3{,}0 \cdot 10^{-2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,5
Pd-103		0,0	$9{,}3 \cdot 10^{-3}$	$9{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,2
Pd-107		0,0	0,0	0,0	–
Pd-109		2,0	$4{,}8 \cdot 10^{-3}$	2,0	1,2
Ag-102		1,2	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,3	2,4
Ag-103		$7{,}2 \cdot 10^{-1}$	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	$7{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,9
Ag-104m		$7{,}1 \cdot 10^{-1}$	$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	$7{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,2
Ag-104		$2{,}7 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,3
Ag-105		$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$3{,}7 \cdot 10^{-2}$	$7{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,6
Ag-106m		$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,3
Ag-106		$9{,}8 \cdot 10^{-1}$	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,0	1,8
Ag-108m		$2{,}3 \cdot 10^{-2}$	$8{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	2,0
Ag-108		1,6	$1{,}0 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,8
Ag-109m		$4{,}4 \cdot 10^{-1}$	$4{,}8 \cdot 10^{-3}$	$4{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,2
Ag-110m		$4{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$5{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,6
Ag-110		1,6	$1{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,6	2,2
Ag-111		1,6	$1{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,7
Ag-112		1,6	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,7
Ag-115		1,6	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,6
Cd-104		$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	$5{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,5
Cd-107		$5{,}8 \cdot 10^{-1}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$5{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,2

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Cd-109		$4{,}4 \cdot 10^{-1}$	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	$4{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,2
Cd-113m		1,4	0,0	1,4	–
Cd-115m		1,6	$8{,}0 \cdot 10^{-4}$	1,6	2,9
Cd-115		1,5	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,9
Cd-117m		1,3	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,4	3,4
Cd-117		1,4	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,4	2,7
In-109		$2{,}3 \cdot 10^{-1}$	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	$2{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,9
In-110 $T_{½}$ = 4,9 h		$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,4
In-110 $T_{½}$ = 69,1 min		1,0	$7{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1	2,1
In-111		$3{,}1 \cdot 10^{-1}$	$3{,}4 \cdot 10^{-2}$	$3{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,6
In-112		$9{,}8 \cdot 10^{-1}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,0	1,8
In-113m		$6{,}2 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$6{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,7
In-114m		1,6	$7{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,6
In-114		1,6	$1{,}3 \cdot 10^{-4}$	1,6	2,3
In-115m		$9{,}4 \cdot 10^{-1}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$9{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,6
In-116m		1,5	$8{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,6	3,2
In-117m		1,4	$7{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,4	1,6
In-117		1,8	$3{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,9
In-119m		1,6	$4{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,1
In-119		1,6	$3{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,3
Sn-110		$5{,}4 \cdot 10^{-2}$	$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	$7{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,6
Sn-111		$5{,}4 \cdot 10^{-1}$	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	$5{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,9
Sn-113		$1{,}5 \cdot 10^{-3}$	$8{,}6 \cdot 10^{-3}$	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,2
Sn-117m		2,4	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	2,4	1,5
Sn-119m		0,0	$8{,}0 \cdot 10^{-3}$	$8{,}0 \cdot 10^{-3}$	1,1
Sn-121m		$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	$2{,}7 \cdot 10^{-3}$	$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,1
Sn-121		1,1	0,0	1,1	–
Sn-123m		1,9	$9{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,9	1,7
Sn-123		1,6	$2{,}4 \cdot 10^{-4}$	1,6	3,2
Sn-125		1,5	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,5	3,0
Sn-126		1,2	$8{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,2	1,2

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
		$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$			
Sn-127		1,5	$6{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,9
Sn-128		1,4	$4{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,7
Sb-115		$5{,}8 \cdot 10^{-1}$	$4{,}9 \cdot 10^{-2}$	$6{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,8
Sb-116m		$7{,}1 \cdot 10^{-1}$	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$8{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,5
Sb-116		$7{,}7 \cdot 10^{-1}$	$8{,}0 \cdot 10^{-2}$	$8{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,7
Sb-117		$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$3{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,5
Sb-118m		$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$2{,}3 \cdot 10^{-1}$	2,5
Sb-119		0,0	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,1
Sb-120 $T_{½}$ = 5,76 d		$2{,}8 \cdot 10^{-1}$	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,6
Sb-120 $T_{½}$ = 15,9 min		$6{,}8 \cdot 10^{-1}$	$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	$7{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,8
Sb-122		1,6	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,1
Sb-124m $T_{½}$ = 20,2 min		0,0	$2{,}2 \cdot 10^{-3}$	$2{,}2 \cdot 10^{-3}$	1,0
Sb-124m $T_{½}$ = 93 s		$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$3{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,1
Sb-124		1,4	$6{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,8
Sb-125		$6{,}9 \cdot 10^{-1}$	$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	$7{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,8
Sb-126m		1,4	$7{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,1
Sb-126		1,3	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,4	2,2
Sb-127		1,5	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,1
Sb-128 $T_{½}$ = 9,01 h		1,6	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,7	2,2
Sb-128 $T_{½}$ = 10,4 min		1,7	$8{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,8	2,2
Sb-129		1,5	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,7
Sb-130		1,9	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,0	2,3
Sb-131		1,6	$6{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,9
Te-116		$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,2
Te-121m		$3{,}6 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,6
Te-121		$9{,}8 \cdot 10^{-3}$	$3{,}3 \cdot 10^{-2}$	$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,8
Te-123m		$7{,}9 \cdot 10^{-1}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$8{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,6
Te-125m		1,1	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,1	1,2

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Te-127m		$4{,}7 \cdot 10^{-1}$	$5{,}3 \cdot 10^{-3}$	$4{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,1
Te-127		1,4	$2{,}8 \cdot 10^{-4}$	1,4	1,8
Te-129m		1,2	$4{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,2	1,3
Te-129		1,6	$6{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,3
Te-131m		1,5	$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,5
Te-131		1,9	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,9	2,0
Te-132		$7{,}0 \cdot 10^{-1}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	$7{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,6
Te-133m		1,6	$8{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,6
Te-133		1,7	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,2
Te-134		1,7	$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,0
I-120m		1,4	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,6	2,5
I-120		1,4	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,5	2,4
I-121		$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,7
I-122		1,3	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,9
I-123		$3{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,5
I-124		$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	$4{,}3 \cdot 10^{-1}$	2,2
I-125		0,0	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,2
I-126		$7{,}2 \cdot 10^{-1}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$7{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,9
I-128		1,5	$4{,}7 \cdot 10^{-3}$	1,5	1,8
I-129		$3{,}1 \cdot 10^{-1}$	$7{,}9 \cdot 10^{-3}$	$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,2
I-130		1,5	$9{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,2
I-131		1,4	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,8
I-132m		1,0	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,0	2,0
I-132		1,6	$9{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,4
I-133		1,6	$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,0
I-134		1,6	$9{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,6
I-135		1,5	$5{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,6	3,3
Cs-125		$6{,}8 \cdot 10^{-1}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$7{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,9
Cs-126		1,4	$5{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,9
Cs-127		$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,7
Cs-128		1,1	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,1	1,9
Cs-129		$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,6

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Cs-130		$7{,}4 \cdot 10^{-1}$	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	$7{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,8
Cs-131		0,0	$8{,}3 \cdot 10^{-3}$	$8{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,1
Cs-132		$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	$7{,}3 \cdot 10^{-2}$	2,0
Cs-134m		1,5	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,1
Cs-134		1,0	$6{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,1	2,3
Cs-135m		$7{,}3 \cdot 10^{-2}$	$6{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,5
Cs-135		$6{,}6 \cdot 10^{-1}$	0,0	$6{,}6 \cdot 10^{-1}$	–
Cs-136		1,3	$8{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,4	2,5
Cs-137		1,3	0,0	1,3	–
Cs-138		1,6	$7{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,3
Ba-126		$8{,}3 \cdot 10^{-2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$9{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,4
Ba-128		$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,3
Ba-131m		$4{,}0 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	$4{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,2
Ba-131		$4{,}2 \cdot 10^{-1}$	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	$4{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,7
Ba-133m		1,5	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,2
Ba-133		$9{,}3 \cdot 10^{-2}$	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,6
Ba-135m		1,5	$9{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,5	1,3
Ba-137m		$1{,}7 \cdot 10^{-1}$	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	2,2
Ba-139		1,7	$2{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,7	1,8
Ba-140		1,5	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,5
Ba-141		1,8	$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,8	2,1
Ba-142		1,6	$4{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,5
La-131		$5{,}2 \cdot 10^{-1}$	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	$5{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,8
La-132		$6{,}7 \cdot 10^{-1}$	$8{,}0 \cdot 10^{-2}$	$7{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,3
La-134		1,0	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,0	1,9
La-135		$5{,}6 \cdot 10^{-4}$	$8{,}8 \cdot 10^{-3}$	$9{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,2
La-137		0,0	$8{,}3 \cdot 10^{-3}$	$8{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,1
La-138		$3{,}4 \cdot 10^{-1}$	$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	3,1
La-140		1,6	$7{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,0
La-141		1,6	$1{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,6	3,8
La-142		1,6	$7{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,7	3,8
La-143		1,6	$3{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,6	3,2

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Ce-134		0,0	$8{,}6 \cdot 10^{-3}$	$8{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,1
Ce-135		1,6	$8{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
Ce-137m		1,6	$8{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,2
Ce-137		$3{,}9 \cdot 10^{-4}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,1
Ce-139		$4{,}4 \cdot 10^{-1}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$4{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,4
Ce-141		1,6	$5{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,7
Ce-143		1,6	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,7
Ce-144		$8{,}6 \cdot 10^{-1}$	$2{,}3 \cdot 10^{-3}$	$8{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,3
Pr-136		$9{,}4 \cdot 10^{-1}$	$8{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,0	2,2
Pr-137		$4{,}3 \cdot 10^{-1}$	$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	$4{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,9
Pr-138m		$6{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	$7{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,3
Pr-138		1,2	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,2	1,9
Pr-139		$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,3
Pr-142m		0,0	$2{,}9 \cdot 10^{-12}$	$2{,}9 \cdot 10^{-12}$	1,0
Pr-142		1,6	$1{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,6	4,1
Pr-143		1,5	$3{,}7 \cdot 10^{-10}$	1,5	2,4
Pr-144m		$9{,}6 \cdot 10^{-4}$	$6{,}4 \cdot 10^{-3}$	$7{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,1
Pr-144		1,6	$1{,}0 \cdot 10^{-3}$	1,6	3,2
Pr-145		1,6	$5{,}4 \cdot 10^{-4}$	1,6	2,4
Pr-147		1,7	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,1
Nd-136		$2{,}9 \cdot 10^{-1}$	$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,4
Nd-138		$9{,}5 \cdot 10^{-3}$	$9{,}6 \cdot 10^{-3}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,2
Nd-139m		$4{,}8 \cdot 10^{-1}$	$6{,}5 \cdot 10^{-2}$	$5{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,4
Nd-139		$4{,}1 \cdot 10^{-1}$	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	$4{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,9
Nd-141m		$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	$3{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,4
Nd-141		$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,2
Nd-147		1,5	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,4
Nd-149		1,8	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,8
Nd-151		1,7	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,3
Pm-141		$8{,}4 \cdot 10^{-1}$	$3{,}4 \cdot 10^{-2}$	$8{,}7 \cdot 10^{-1}$	2,0
Pm-142		1,3	$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,9
Pm-143		$2{,}8 \cdot 10^{-3}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	2,0

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
		$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$			
Pm-144		$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	$7{,}3 \cdot 10^{-2}$	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	2,1
Pm-145		$5{,}1 \cdot 10^{-4}$	$9{,}9 \cdot 10^{-3}$	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1
Pm-146		$5{,}2 \cdot 10^{-1}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$5{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,0
Pm-147		$5{,}6 \cdot 10^{-1}$	$4{,}7 \cdot 10^{-7}$	$5{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,3
Pm-148m		1,2	$9{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,3	2,2
Pm-148		1,6	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,8
Pm-149		1,6	$6{,}3 \cdot 10^{-4}$	1,6	1,8
Pm-150		1,8	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,9	2,6
Pm-151		1,5	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,8
Sm-141m		1,0	$8{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,1	2,2
Sm-141		$8{,}9 \cdot 10^{-1}$	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	$9{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,1
Sm-142		$9{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,3
Sm-145		0,0	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,1
Sm-146		0,0	0,0	0,0	–
Sm-147		0,0	0,0	0,0	–
Sm-151		$1{,}5 \cdot 10^{-4}$	$5{,}9 \cdot 10^{-5}$	$2{,}1 \cdot 10^{-4}$	1,0
Sm-153		1,5	$9{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,5	1,2
Sm-155		1,6	$6{,}0 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,7
Sm-156		1,4	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,3
Eu-145		$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	2,7
Eu-146		$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	2,4
Eu-147		$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$2{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,1
Eu-148		$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	$9{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,2
Eu-149		$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,2
Eu-150 $T_{½}$ = 34,2 a		$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$7{,}4 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	2,0
Eu-150 $T_{½}$ = 12,6 h		1,4	$2{,}5 \cdot 10^{-3}$	1,4	1,8
Eu-152m		1,2	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,2	2,4
Eu-152		$7{,}7 \cdot 10^{-1}$	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	$8{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,5
Eu-154		1,8	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,8	2,7
Eu-155		$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	$6{,}6 \cdot 10^{-3}$	$3{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,2
Eu-156		1,4	$4{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,4	3,3

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Eu-157		1,5	$2{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,4
Eu-158		1,7	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,8
Gd-145		$7{,}4 \cdot 10^{-1}$	$7{,}5 \cdot 10^{-2}$	$8{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,9
Gd-146		$8{,}4 \cdot 10^{-1}$	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	$8{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,2
Gd-147		$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	$4{,}1 \cdot 10^{-1}$	2,1
Gd-148		0,0	0,0	0,0	–
Gd-149		$5{,}7 \cdot 10^{-1}$	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	$6{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,5
Gd-151		$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,1
Gd-153		$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,1
Gd-159		1,5	$4{,}7 \cdot 10^{-3}$	1,5	1,3
Tb-147		$7{,}2 \cdot 10^{-1}$	$6{,}7 \cdot 10^{-2}$	$7{,}9 \cdot 10^{-1}$	2,4
Tb-149		$4{,}9 \cdot 10^{-1}$	$6{,}3 \cdot 10^{-2}$	$5{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,4
Tb-150		$6{,}8 \cdot 10^{-1}$	$7{,}0 \cdot 10^{-2}$	$7{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,3
Tb-151		$5{,}2 \cdot 10^{-1}$	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	$5{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,9
Tb-153		$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,3
Tb-154		$4{,}4 \cdot 10^{-1}$	$7{,}1 \cdot 10^{-2}$	$5{,}1 \cdot 10^{-1}$	3,3
Tb-155		$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,2
Tb-156m $T_{½}$ = 24,4 h		0,0	$5{,}1 \cdot 10^{-3}$	$5{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,1
Tb-156m $T_{½}$ = 5,0 h		$5{,}8 \cdot 10^{-1}$	$6{,}8 \cdot 10^{-3}$	$5{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,0
Tb-156		$6{,}4 \cdot 10^{-1}$	$7{,}4 \cdot 10^{-2}$	$7{,}1 \cdot 10^{-1}$	2,4
Tb-157		0,0	$6{,}7 \cdot 10^{-3}$	$6{,}7 \cdot 10^{-3}$	1,0
Tb-158		$5{,}3 \cdot 10^{-1}$	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	$5{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,4
Tb-160		1,6	$4{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,6
Tb-161		1,3	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,1
Dy-155		$9{,}0 \cdot 10^{-2}$	$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,0
Dy-157		$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	$3{,}0 \cdot 10^{-2}$	$5{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,4
Dy-159		0,0	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,1
Dy-165		1,6	$2{,}2 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,4
Dy-166		1,1	$9{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,1	1,1
Ho-155		$4{,}5 \cdot 10^{-1}$	$3{,}0 \cdot 10^{-2}$	$4{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,4
Ho-157		$2{,}9 \cdot 10^{-1}$	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	$3{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,4

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Ho-159		$1{,}9 \cdot 10^{-1}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$2{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,3
Ho-161		$7{,}2 \cdot 10^{-3}$	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,1
Ho-162m		$2{,}7 \cdot 10^{-1}$	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	$3{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,6
Ho-162		$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,3
Ho-164m		$9{,}2 \cdot 10^{-4}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,0
Ho-164		$6{,}6 \cdot 10^{-1}$	$8{,}3 \cdot 10^{-3}$	$6{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,1
Ho-166m		$7{,}5 \cdot 10^{-1}$	$7{,}9 \cdot 10^{-2}$	$8{,}3 \cdot 10^{-1}$	2,1
Ho-166		1,7	$4{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,7	1,2
Ho-167		1,4	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,7
Er-161		$3{,}3 \cdot 10^{-1}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$3{,}7 \cdot 10^{-1}$	2,4
Er-165		0,0	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1
Er-169		$9{,}8 \cdot 10^{-1}$	$4{,}8 \cdot 10^{-5}$	$9{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,0
Er-171		1,9	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,9	1,5
Er-172		$9{,}9 \cdot 10^{-1}$	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,0	1,9
Tm-162		$8{,}4 \cdot 10^{-1}$	$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	$8{,}9 \cdot 10^{-1}$	2,7
Tm-166		$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,8
Tm-167		1,1	$2{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,1	1,2
Tm-170		1,6	$1{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,1
Tm-171		$9{,}9 \cdot 10^{-3}$	$1{,}9 \cdot 10^{-4}$	$1{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1
Tm-172		1,5	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,5	3,4
Tm-173		1,6	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,8
Tm-175		1,9	$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,9	2,2
Yb-162		$7{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	$9{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,2
Yb-166		$3{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	$5{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,1
Yb-167		$3{,}3 \cdot 10^{-1}$	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	$3{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,2
Yb-169		$9{,}4 \cdot 10^{-1}$	$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	$9{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,2
Yb-175		1,1	$2{,}5 \cdot 10^{-3}$	1,1	1,7
Yb-177		1,5	$7{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,5	2,5
Yb-178		1,3	$2{,}2 \cdot 10^{-3}$	1,3	1,6
Lu-169		$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-1}$	2,6
Lu-170		$2{,}2 \cdot 10^{-1}$	$6{,}2 \cdot 10^{-2}$	$2{,}8 \cdot 10^{-1}$	3,8
Lu-171		$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	$9{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,4

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Lu-172		$4{,}2 \cdot 10^{-1}$	$7{,}2 \cdot 10^{-2}$	$4{,}9 \cdot 10^{-1}$	2,6
Lu-173		$4{,}9 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	$7{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1
Lu-174m		$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,0
Lu-174		$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,2
Lu-176m		1,8	$4{,}7 \cdot 10^{-3}$	1,8	1,0
Lu-176		2,3	$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	2,3	1,5
Lu-177m		2,5	$7{,}6 \cdot 10^{-2}$	2,6	1,5
Lu-177		1,3	$3{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,3	1,4
Lu-178m		2,8	$7{,}1 \cdot 10^{-2}$	2,9	1,6
Lu-178		1,8	$7{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,8	1,8
Lu-179		1,6	$2{,}0 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,8
Hf-170		$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	$3{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,4
Hf-172		$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$3{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,1
Hf-173		$2{,}7 \cdot 10^{-1}$	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	$3{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,4
Hf-175		$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	$3{,}1 \cdot 10^{-2}$	$2{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,4
Hf-177m		4,3	$1{,}7 \cdot 10^{-1}$	4,5	1,6
Hf-178m		2,0	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,1	1,7
Hf-179m		1,5	$7{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,5
Hf-180m		1,0	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,1	1,6
Hf-181		1,9	$3{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,9	1,7
Hf-182m		1,7	$4{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,9
Hf-182		$6{,}1 \cdot 10^{-1}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$6{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,7
Hf-183		1,6	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,2
Hf-184		2,2	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	2,2	1,2
Ta-172		1,4	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,4
Ta-173		$6{,}6 \cdot 10^{-1}$	$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	$7{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,4
Ta-174		1,2	$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,2	1,5
Ta-175		$2{,}4 \cdot 10^{-1}$	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	$2{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,4
Ta-176		$3{,}9 \cdot 10^{-1}$	$6{,}3 \cdot 10^{-2}$	$4{,}5 \cdot 10^{-1}$	3,3
Ta-177		$1{,}9 \cdot 10^{-1}$	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,1
Ta-178 $T_{½}$ = 2,2 h		1,1	$7{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,2	1,5

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Ta-178 $T_{½}$ = 9,31 min		$1{,}9 \cdot 10^{-1}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,2
Ta-179		0,0	$9{,}5 \cdot 10^{-3}$	$9{,}5 \cdot 10^{-3}$	1,1
Ta-180m		$3{,}4 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,1
Ta-182m		2,7	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	2,7	1,2
Ta-182		1,7	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,9
Ta-183		2,3	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	2,3	1,3
Ta-184		2,7	$7{,}6 \cdot 10^{-2}$	2,8	2,0
Ta-185		2,3	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	2,3	1,3
Ta-186		2,4	$7{,}7 \cdot 10^{-2}$	2,5	2,0
W-176		$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,1
W-177		$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	$3{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,5
W-178		0,0	$8{,}1 \cdot 10^{-3}$	$8{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,0
W-179		$6{,}6 \cdot 10^{-4}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,1
W-181		$1{,}2 \cdot 10^{-3}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,1
W-185		1,2	$8{,}1 \cdot 10^{-6}$	1,2	1,2
W-187		1,5	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,5
W-188		$9{,}7 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-4}$	$9{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,4
Re-177		$7{,}1 \cdot 10^{-1}$	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	$7{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,4
Re-178		1,5	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,0
Re-180		$9{,}6 \cdot 10^{-1}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,0	1,8
Re-181		$5{,}8 \cdot 10^{-1}$	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	$6{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,5
Re-182 $T_{½}$ = 64,0 h		1,6	$7{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,7	2,3
Re-182 $T_{½}$ = 12,7 h		$5{,}6 \cdot 10^{-1}$	$5{,}7 \cdot 10^{-2}$	$6{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,9
Re-184m		$7{,}6 \cdot 10^{-1}$	$3{,}4 \cdot 10^{-2}$	$7{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,4
Re-184		$5{,}7 \cdot 10^{-1}$	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	$6{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,8
Re-186m		$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	$6{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,0
Re-186		1,6	$2{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,2
Re-187		0,0	0,0	0,0	–
Re-188m		$1{,}7 \cdot 10^{-1}$	$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,1
Re-188		1,8	$3{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,8	1,6

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Re-189		1,6	$7{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,3
Os-180		$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,1
Os-181		$4{,}7 \cdot 10^{-1}$	$6{,}5 \cdot 10^{-2}$	$5{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,8
Os-182		$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,4
Os-185		$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	$7{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,7
Os-189m		0,0	$7{,}5 \cdot 10^{-3}$	$7{,}5 \cdot 10^{-3}$	1,0
Os-190m		$7{,}4 \cdot 10^{-1}$	$8{,}3 \cdot 10^{-2}$	$8{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,9
Os-191m		$4{,}8 \cdot 10^{-2}$	$8{,}2 \cdot 10^{-3}$	$5{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,0
Os-191		$4{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	$4{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,1
Os-193		1,6	$6{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,4
Os-194		$7{,}0 \cdot 10^{-3}$	$2{,}6 \cdot 10^{-3}$	$9{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,0
Ir-182		1,8	$6{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,9	1,9
Ir-184		1,4	$8{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,1
Ir-185		$4{,}2 \cdot 10^{-1}$	$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	$4{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,4
Ir-186 $T_{½}$ = 15,8 h		$9{,}1 \cdot 10^{-1}$	$7{,}4 \cdot 10^{-2}$	$9{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,0
Ir-186 $T_{½}$ = 1,75 h		$8{,}5 \cdot 10^{-1}$	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	$9{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,8
Ir-187		$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,3
Ir-188		$4{,}3 \cdot 10^{-1}$	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	$4{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,9
Ir-189		$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1
Ir-190m $T_{½}$ = 3,1 h		$7{,}9 \cdot 10^{-1}$	$9{,}8 \cdot 10^{-2}$	$8{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,6
Ir-190m $T_{½}$ = 1,2 h		0,0	$7{,}5 \cdot 10^{-3}$	$7{,}5 \cdot 10^{-3}$	1,0
Ir-190		1,2	$8{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,7
Ir-191m		$3{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,1
Ir-192m		0,0	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,8
Ir-192		1,5	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,8
Ir-194m		1,3	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,4	1,9
Ir-194		1,6	$4{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,6	2,0
Ir-195m		2,5	$8{,}2 \cdot 10^{-2}$	2,6	1,1
Ir-195		1,7	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,7	1,1

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Pt-186		$7{,}0 \cdot 10^{-3}$	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	$4{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,8
Pt-188		$7{,}9 \cdot 10^{-1}$	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	$8{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,2
Pt-189		$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	$3{,}0 \cdot 10^{-2}$	$2{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,3
Pt-191		$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	$3{,}3 \cdot 10^{-2}$	$2{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,2
Pt-193m		1,8	$8{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,8	1,0
Pt-193		0,0	$7{,}3 \cdot 10^{-3}$	$7{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,0
Pt-195m		2,0	$2{,}7 \cdot 10^{-2}$	2,0	1,1
Pt-197m		1,6	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,1
Pt-197		1,5	$7{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,5	1,1
Pt-199		1,6	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,8
Pt-200		1,4	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,1
Au-193		$5{,}1 \cdot 10^{-1}$	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	$5{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,2
Au-194		$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,9
Au-195m		$5{,}8 \cdot 10^{-1}$	$2{,}3 \cdot 10^{-2}$	$6{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,3
Au-195		$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,1
Au-198m		3,9	$5{,}4 \cdot 10^{-2}$	4,0	1,4
Au-198		1,6	$2{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,8
Au-199		1,5	$9{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,5	1,3
Au-200m		2,0	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	2,1	2,0
Au-200		1,6	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,5
Au-201		1,6	$3{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,5
Hg-193m		$8{,}4 \cdot 10^{-1}$	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	$9{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,6
Hg-193		1,1	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,1	1,2
Hg-194		0,0	$8{,}0 \cdot 10^{-3}$	$8{,}0 \cdot 10^{-3}$	1,0
Hg-195m		1,3	$3{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,2
Hg-195		$7{,}2 \cdot 10^{-2}$	$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	$9{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,2
Hg-197m		2,7	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	2,7	1,1
Hg-197		$6{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$8{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,1
Hg-199m		2,3	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	2,3	1,3
Hg-203		$8{,}4 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$8{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,6
Tl-194m		1,2	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,3	1,9
Tl-194		$8{,}8 \cdot 10^{-2}$	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,6

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Tl-195		$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,1
Tl-197		$2{,}7 \cdot 10^{-1}$	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,5
Tl-198m		1,4	$6{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,5	1,7
Tl-198		$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	$6{,}9 \cdot 10^{-2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-1}$	2,7
Tl-199		$4{,}6 \cdot 10^{-1}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$4{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,3
Tl-200		$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$6{,}3 \cdot 10^{-2}$	$1{,}9 \cdot 10^{-1}$	2,0
Tl-201		$2{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,1
Tl-202		$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	$3{,}3 \cdot 10^{-2}$	$9{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,5
Tl-204		1,4	$2{,}7 \cdot 10^{-4}$	1,4	1,1
Tl-206		1,6	$1{,}2 \cdot 10^{-5}$	1,6	1,2
Tl-207		1,6	$8{,}4 \cdot 10^{-5}$	1,6	2,6
Tl-208		1,7	$9{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,8	3,5
Tl-209		1,7	$7{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8	2,8
Pb-195m		1,8	$9{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,9	1,7
Pb-198		$5{,}4 \cdot 10^{-1}$	$3{,}6 \cdot 10^{-2}$	$5{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,4
Pb-199		$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	$6{,}6 \cdot 10^{-2}$	$2{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,0
Pb-200		$9{,}6 \cdot 10^{-1}$	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	$9{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,2
Pb-201		$2{,}7 \cdot 10^{-1}$	$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	$3{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,6
Pb-202m		$8{,}3 \cdot 10^{-1}$	$8{,}6 \cdot 10^{-2}$	$9{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,3
Pb-202		0,0	$6{,}8 \cdot 10^{-3}$	$6{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,0
Pb-203		$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,4
Pb-205		0,0	$7{,}2 \cdot 10^{-3}$	$7{,}2 \cdot 10^{-3}$	1,0
Pb-209		1,4	0,0	1,4	–
Pb-210		0,0	$6{,}8 \cdot 10^{-3}$	$6{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,0
Pb-211		1,6	$2{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,6	2,1
Pb-212		1,8	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,4
Pb-214		1,9	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,9	1,5
Bi-200		$5{,}8 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	$6{,}9 \cdot 10^{-1}$	2,1
Bi-201		$7{,}1 \cdot 10^{-1}$	$6{,}4 \cdot 10^{-2}$	$7{,}7 \cdot 10^{-1}$	2,0
Bi-202		$4{,}1 \cdot 10^{-1}$	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	$5{,}1 \cdot 10^{-1}$	2,3
Bi-203		$2{,}9 \cdot 10^{-1}$	$7{,}1 \cdot 10^{-2}$	$3{,}6 \cdot 10^{-1}$	3,0
Bi-205		$7{,}7 \cdot 10^{-2}$	$6{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,3

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Bi-206		$8{,}1 \cdot 10^{-1}$	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$9{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,4
Bi-207		$1{,}9 \cdot 10^{-1}$	$7{,}0 \cdot 10^{-2}$	$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	2,1
Bi-210m		$3{,}6 \cdot 10^{-1}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,6
Bi-210		1,6	0,0	1,6	–
Bi-211	$8{,}3 \cdot 10^{1}$	$6{,}1 \cdot 10^{-2}$	$2{,}9 \cdot 10^{-3}$	$8{,}3 \cdot 10^{1}$	1,7
Bi-212	$3{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,0	$9{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,0	1,9
Bi-213		1,6	$7{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,8
Bi-214		1,6	$4{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,6	3,1
Po-203		$8{,}5 \cdot 10^{-1}$	$7{,}1 \cdot 10^{-2}$	$9{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,1
Po-205		$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	$6{,}7 \cdot 10^{-2}$	$2{,}8 \cdot 10^{-1}$	2,2
Po-207		$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	$2{,}2 \cdot 10^{-1}$	2,1
Po-210		$1{,}8 \cdot 10^{-7}$	$3{,}4 \cdot 10^{-7}$	$5{,}2 \cdot 10^{-7}$	2,5
Po-211	$5{,}9 \cdot 10^{2}$	$4{,}2 \cdot 10^{-4}$	$3{,}3 \cdot 10^{-4}$	$5{,}9 \cdot 10^{2}$	2,3
Po-212	$1{,}7 \cdot 10^{3}$	0,0	0,0	$1{,}7 \cdot 10^{3}$	–
Po-213	$1{,}3 \cdot 10^{3}$	0,0	0,0	$1{,}3 \cdot 10^{3}$	–
Po-214	$7{,}8 \cdot 10^{2}$	$1{,}9 \cdot 10^{-6}$	$3{,}3 \cdot 10^{-6}$	$7{,}8 \cdot 10^{2}$	2,4
Po-215	$5{,}5 \cdot 10^{2}$	$2{,}8 \cdot 10^{-5}$	$9{,}6 \cdot 10^{-6}$	$5{,}5 \cdot 10^{2}$	1,8
Po-216	$1{,}7 \cdot 10^{2}$	$3{,}5 \cdot 10^{-7}$	$6{,}7 \cdot 10^{-7}$	$1{,}7 \cdot 10^{2}$	2,5
Po-218	$7{,}5 \cdot 10^{-3}$	$1{,}4 \cdot 10^{-4}$	$3{,}5 \cdot 10^{-7}$	$7{,}6 \cdot 10^{-3}$	2,5
At-207		$4{,}3 \cdot 10^{-1}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	$4{,}9 \cdot 10^{-1}$	2,0
At-211		$2{,}0 \cdot 10^{-3}$	$6{,}6 \cdot 10^{-3}$	$8{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,1
At-215	$1{,}0 \cdot 10^{3}$	$4{,}4 \cdot 10^{-5}$	$1{,}1 \cdot 10^{-5}$	$1{,}0 \cdot 10^{3}$	1,8
At-216	$8{,}6 \cdot 10^{2}$	$5{,}9 \cdot 10^{-3}$	$2{,}3 \cdot 10^{-4}$	$8{,}6 \cdot 10^{2}$	1,1
At-217	$3{,}3 \cdot 10^{2}$	$3{,}4 \cdot 10^{-4}$	$1{,}6 \cdot 10^{-5}$	$3{,}3 \cdot 10^{2}$	2,0
At-218	$1{,}3 \cdot 10^{2}$	0,0	$7{,}5 \cdot 10^{-3}$	$1{,}3 \cdot 10^{2}$	1,0
Fr-219	$5{,}0 \cdot 10^{2}$	$1{,}7 \cdot 10^{-3}$	$2{,}1 \cdot 10^{-4}$	$5{,}0 \cdot 10^{2}$	1,7
Fr-220	$1{,}0 \cdot 10^{2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	$3{,}8 \cdot 10^{-3}$	$1{,}0 \cdot 10^{2}$	1,1
Fr-221	$1{,}4 \cdot 10^{1}$	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	$2{,}5 \cdot 10^{-3}$	$1{,}4 \cdot 10^{1}$	1,5
Fr-222		1,6	0,0	1,6	–
Fr-223		1,8	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,2
Ra-222	$7{,}0 \cdot 10^{1}$	$5{,}5 \cdot 10^{-3}$	$5{,}7 \cdot 10^{-4}$	$7{,}0 \cdot 10^{1}$	1,7
Ra-223		$4{,}9 \cdot 10^{-1}$	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	$5{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,3

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Ra-224		$2{,}1 \cdot 10^{-2}$	$7{,}3 \cdot 10^{-4}$	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,6
Ra-225		$9{,}3 \cdot 10^{-1}$	$4{,}4 \cdot 10^{-3}$	$9{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,1
Ra-226		$3{,}9 \cdot 10^{-2}$	$6{,}2 \cdot 10^{-4}$	$4{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,5
Ra-227		1,8	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,3
Ra-228		0,0	$3{,}1 \cdot 10^{-8}$	$3{,}1 \cdot 10^{-8}$	1,0
Ac-223	$9{,}7 \cdot 10^{1}$	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	$4{,}0 \cdot 10^{-3}$	$9{,}7 \cdot 10^{1}$	1,1
Ac-224	$1{,}3 \cdot 10^{-1}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	$2{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,3
Ac-225		$5{,}5 \cdot 10^{-2}$	$4{,}8 \cdot 10^{-3}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1
Ac-226		1,3	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,4
Ac-227		0,0	$1{,}7 \cdot 10^{-4}$	$1{,}7 \cdot 10^{-4}$	1,1
Ac-228		1,8	$4{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,8	2,0
Th-226	$1{,}4 \cdot 10^{1}$	$2{,}9 \cdot 10^{-1}$	$2{,}1 \cdot 10^{-3}$	$1{,}4 \cdot 10^{1}$	1,2
Th-227	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,3
Th-228		$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-3}$	$4{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,1
Th-229		$5{,}1 \cdot 10^{-1}$	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	$5{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,1
Th-230		$1{,}6 \cdot 10^{-3}$	$1{,}8 \cdot 10^{-3}$	$3{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,1
Th-231		$7{,}8 \cdot 10^{-1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-2}$	$8{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,1
Th-232		$2{,}8 \cdot 10^{-3}$	$1{,}8 \cdot 10^{-3}$	$4{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,1
Th-234		$3{,}3 \cdot 10^{-1}$	$2{,}4 \cdot 10^{-3}$	$3{,}3 \cdot 10^{-1}$	1,1
Pa-227	$3{,}1 \cdot 10^{1}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$4{,}9 \cdot 10^{-3}$	$3{,}1 \cdot 10^{1}$	1,1
Pa-228	$2{,}3 \cdot 10^{-3}$	$7{,}8 \cdot 10^{-1}$	$5{,}7 \cdot 10^{-2}$	$8{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,8
Pa-230		$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	$3{,}8 \cdot 10^{-2}$	$2{,}4 \cdot 10^{-1}$	1,7
Pa-231		$4{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	$6{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,1
Pa-232		1,3	$4{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,9
Pa-233		1,4	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,4	1,4
Pa-234m		1,6	$5{,}1 \cdot 10^{-4}$	1,6	2,1
Pa-234		2,8	$8{,}9 \cdot 10^{-2}$	2,9	1,9
U-230		$8{,}4 \cdot 10^{-3}$	$2{,}6 \cdot 10^{-3}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,1
U-231		$3{,}3 \cdot 10^{-2}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$5{,}7 \cdot 10^{-2}$	1,1
U-232		$5{,}2 \cdot 10^{-3}$	$2{,}6 \cdot 10^{-3}$	$7{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,1
U-233		$3{,}9 \cdot 10^{-3}$	$1{,}4 \cdot 10^{-3}$	$5{,}3 \cdot 10^{-3}$	1,1
U-234		$3{,}4 \cdot 10^{-3}$	$2{,}2 \cdot 10^{-3}$	$5{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,1

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
U-235		$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,4
U-236		$1{,}7 \cdot 10^{-3}$	$2{,}1 \cdot 10^{-3}$	$3{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,1
U-237		1,6	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,3
U-238		0,0	$1{,}9 \cdot 10^{-3}$	$1{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,1
U-239		1,6	$5{,}0 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,2
U-240		$9{,}9 \cdot 10^{-1}$	$7{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,0	1,1
Np-232		$4{,}8 \cdot 10^{-1}$	$6{,}8 \cdot 10^{-2}$	$5{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,8
Np-233		$3{,}7 \cdot 10^{-2}$	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	$5{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,2
Np-234		$8{,}5 \cdot 10^{-2}$	$5{,}9 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	2,3
Np-235		$6{,}0 \cdot 10^{-4}$	$7{,}6 \cdot 10^{-3}$	$8{,}2 \cdot 10^{-3}$	1,1
Np-236 $T_{½} = 1{,}15 \cdot 10^5$ a		1,8	$3{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,2
Np-236 $T_{½}$ = 22,5 h		$6{,}1 \cdot 10^{-1}$	$7{,}8 \cdot 10^{-3}$	$6{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,2
Np-237		$7{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$8{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,1
Np-238		1,1	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,1	2,1
Np-239		2,3	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	2,3	1,3
Np-240m		1,6	$2{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,6
Np-240		3,3	$7{,}8 \cdot 10^{-2}$	3,4	1,7
Pu-234	$1{,}4 \cdot 10^{-1}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,2
Pu-235		$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	$2{,}9 \cdot 10^{-2}$	1,2
Pu-236		$1{,}2 \cdot 10^{-3}$	$2{,}5 \cdot 10^{-3}$	$3{,}7 \cdot 10^{-3}$	1,1
Pu-237		$7{,}8 \cdot 10^{-3}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,2
Pu-238		$6{,}8 \cdot 10^{-4}$	$2{,}2 \cdot 10^{-3}$	$2{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,1
Pu-239		0,0	$8{,}1 \cdot 10^{-4}$	$8{,}1 \cdot 10^{-4}$	1,1
Pu-240		$6{,}9 \cdot 10^{-4}$	$2{,}1 \cdot 10^{-3}$	$2{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,1
Pu-241		0,0	$1{,}3 \cdot 10^{-6}$	$1{,}3 \cdot 10^{-6}$	1,1
Pu-242		$7{,}7 \cdot 10^{-4}$	$1{,}7 \cdot 10^{-3}$	$2{,}5 \cdot 10^{-3}$	1,1
Pu-243		1,3	$3{,}5 \cdot 10^{-3}$	1,3	1,2
Pu-244		$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$2{,}3 \cdot 10^{-3}$	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,4
Pu-245		1,9	$2{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,9	1,7
Pu-246		$6{,}7 \cdot 10^{-1}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$6{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,3
Am-237	$1{,}2 \cdot 10^{-5}$	$7{,}2 \cdot 10^{-1}$	$3{,}3 \cdot 10^{-2}$	$7{,}5 \cdot 10^{-1}$	1,4

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Am-238		$7{,}1 \cdot 10^{-2}$	$4{,}6 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-1}$	1,9
Am-239		1,3	$3{,}3 \cdot 10^{-2}$	1,3	1,3
Am-240		$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	$5{,}4 \cdot 10^{-2}$	$2{,}6 \cdot 10^{-1}$	1,9
Am-241		$1{,}8 \cdot 10^{-3}$	$1{,}3 \cdot 10^{-2}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,1
Am-242m		$3{,}7 \cdot 10^{-4}$	$4{,}7 \cdot 10^{-3}$	$5{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,1
Am-242		1,1	$6{,}1 \cdot 10^{-3}$	1,1	1,2
Am-243		$8{,}7 \cdot 10^{-3}$	$5{,}9 \cdot 10^{-3}$	$1{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,2
Am-244m		1,6	$1{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,6	1,1
Am-244		2,8	$4{,}9 \cdot 10^{-2}$	2,8	1,7
Am-245		1,8	$3{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,8	1,4
Am-246m		1,6	$4{,}1 \cdot 10^{-2}$	1,6	2,4
Am-246		4,4	$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	4,5	1,6
Cm-238	6,0	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	6,0	1,3
Cm-240	9,0	0,0	$2{,}1 \cdot 10^{-3}$	9,0	1,1
Cm-241	$2{,}5 \cdot 10^{-6}$	$6{,}5 \cdot 10^{-1}$	$4{,}3 \cdot 10^{-2}$	$6{,}9 \cdot 10^{-1}$	1,4
Cm-242	$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	$7{,}8 \cdot 10^{-5}$	$1{,}9 \cdot 10^{-3}$	$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,1
Cm-243	$4{,}4 \cdot 10^{-3}$	1,1	$1{,}8 \cdot 10^{-2}$	1,1	1,3
Cm-244		0,0	$1{,}8 \cdot 10^{-3}$	$1{,}8 \cdot 10^{-3}$	1,1
Cm-245		$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$3{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,2
Cm-246		$2{,}8 \cdot 10^{-3}$	$1{,}8 \cdot 10^{-3}$	$4{,}6 \cdot 10^{-3}$	1,2
Cm-247		$8{,}9 \cdot 10^{-2}$	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	$1{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,7
Cm-248		$9{,}9 \cdot 10^{-1}$	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,0	2,6
Cm-249		1,5	$9{,}7 \cdot 10^{-4}$	1,5	2,0
Cm-250		8,2	$4{,}2 \cdot 10^{-1}$	8,6	2,7
Bk-245	$5{,}5 \cdot 10^{-3}$	1,6	$2{,}6 \cdot 10^{-2}$	1,6	1,4
Bk-246		$5{,}3 \cdot 10^{-2}$	$5{,}1 \cdot 10^{-2}$	$1{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,9
Bk-247		$6{,}6 \cdot 10^{-1}$	$8{,}8 \cdot 10^{-3}$	$6{,}7 \cdot 10^{-1}$	1,4
Bk-249		$8{,}0 \cdot 10^{-2}$	$7{,}4 \cdot 10^{-9}$	$8{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,6
Bk-250		1,5	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,6
Cf-244	$4{,}2 \cdot 10^{2}$	0,0	$1{,}7 \cdot 10^{-3}$	$4{,}2 \cdot 10^{2}$	1,1
Cf-246	$1{,}5 \cdot 10^{2}$	$1{,}6 \cdot 10^{-3}$	$1{,}2 \cdot 10^{-3}$	$1{,}5 \cdot 10^{2}$	1,1
Cf-248	6,5	0,0	$1{,}2 \cdot 10^{-3}$	6,5	1,1

Radio-nuklid	$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	$\frac{H_{\mathrm{Haut,F}}}{H_{\mathrm{Haut,P}}}$
	$\mu Sv \cdot h^{-1} \cdot Bq^{-1} \cdot cm^2$				
Cf-249	$6{,}5 \cdot 10^{-2}$	$2{,}1 \cdot 10^{-1}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$3{,}0 \cdot 10^{-1}$	1,6
Cf-250	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	$7{,}5 \cdot 10^{-3}$	$1{,}5 \cdot 10^{-3}$	$4{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,3
Cf-251	$5{,}9 \cdot 10^{-3}$	1,8	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	1,8	1,3
Cf-252	$3{,}8 \cdot 10^{-1}$	$3{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}9 \cdot 10^{-2}$	$7{,}5 \cdot 10^{-1}$	2,5
Cf-253		$7{,}8 \cdot 10^{-1}$	$2{,}0 \cdot 10^{-5}$	$7{,}8 \cdot 10^{-1}$	1,1
Cf-254		$1{,}3 \cdot 10^{1}$	$6{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}4 \cdot 10^{1}$	2,7
Es-250		$2{,}8 \cdot 10^{-2}$	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	$5{,}2 \cdot 10^{-2}$	1,8
Es-251	$2{,}4 \cdot 10^{-1}$	$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$4{,}1 \cdot 10^{-1}$	1,3
Es-253	$9{,}9 \cdot 10^{1}$	$9{,}3 \cdot 10^{-4}$	$7{,}0 \cdot 10^{-4}$	$9{,}9 \cdot 10^{1}$	1,1
Es-254m	$9{,}5 \cdot 10^{-2}$	1,4	$2{,}4 \cdot 10^{-2}$	1,5	2,0
Es-254	$3{,}4 \cdot 10^{1}$	$1{,}7 \cdot 10^{-3}$	$1{,}4 \cdot 10^{-2}$	$3{,}4 \cdot 10^{1}$	1,1
Fm-252	$3{,}1 \cdot 10^{2}$	0,0	$9{,}3 \cdot 10^{-4}$	$3{,}1 \cdot 10^{2}$	1,1
Fm-253	$2{,}5 \cdot 10^{1}$	$1{,}6 \cdot 10^{-1}$	$1{,}1 \cdot 10^{-2}$	$2{,}5 \cdot 10^{1}$	1,3
Fm-254	$4{,}1 \cdot 10^{2}$	$3{,}3 \cdot 10^{-3}$	$9{,}9 \cdot 10^{-4}$	$4{,}1 \cdot 10^{2}$	1,1
Fm-255	$3{,}0 \cdot 10^{2}$	$8{,}3 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$3{,}0 \cdot 10^{2}$	1,1
Fm-257	$6{,}2 \cdot 10^{1}$	$7{,}5 \cdot 10^{-1}$	$1{,}6 \cdot 10^{-2}$	$6{,}3 \cdot 10^{1}$	1,3
Md-257	$3{,}3 \cdot 10^{1}$	$3{,}4 \cdot 10^{-2}$	$1{,}2 \cdot 10^{-2}$	$3{,}3 \cdot 10^{1}$	1,4
Md-258	$4{,}4 \cdot 10^{2}$	$3{,}5 \cdot 10^{-2}$	$4{,}1 \cdot 10^{-3}$	$4{,}4 \cdot 10^{2}$	1,1

7.4 Berechnungsbeispiel

Bei der Verarbeitung einer radioaktiven Lösung mit Sr-90 im Gleichgewicht mit dem Tochternuklid Y-90 gelangt beim Pipettieren einer Teilmenge ein Tropfen der Lösung auf den ungeschützten Handrücken der arbeitenden Person. Der Tropfen wird zunächst unverzüglich mit Hilfe eines Zellstoff-Tupfers von der Hautoberfläche abgenommen, die auf der Haut verbleibende Restaktivität wird dabei jedoch auf eine größere Hautfläche verteilt, die auf etwa 0,5 cm^2 geschätzt wird. Dieser Vorgang dauert nicht länger als eine Minute, da im Laboratorium Hilfsmittel dieser Art stets in Reichweite der arbeitenden Personen vorgehalten werden. Die Restkontamination kann dann durch Dekontaminations-Maßnahmen innerhalb von etwa einer halben Stunde praktisch restlos beseitigt werden.

Es handelt sich um eine kleinflächige Kontamination mit zwei Radionukliden, die sich im radioaktiven Gleichgewicht befinden.

Mit Hilfe eines kalibrierten Kontaminationsmonitors wird zunächst die Gesamt-Aktivität der Restkontamination bestimmt. Dabei wird vorausgesetzt, dass der Kontaminationsmonitor mit einer geeigneten flächenhaften Quelle mit Sr-90/Y-90 kalibriert wurde, so dass die Gesamt-Aktivität des Radionuklidgemisches in der Kontamination direkt ermittelt werden kann. Das Ansprechvermögen des Messgerätes soll über einen hinreichend großen zentralen Bereich der Detektorfläche annähernd konstant sein. Ferner wird vorausgesetzt, dass die Messung der Aktivität unter Bedingungen durchgeführt wird, die angenähert den Kalibrierbedingungen entsprechen. Die betrifft vor allem den Abstand zwischen Hautoberfläche und Eintrittsfenster des Messgerätes und den Grad der Selbstabsorption der Betastrahlung im Material der Kalibrierquelle bzw. der Hautkontamination, die für dieses Beispiel als sehr ähnlich angenommen werden. Der Wirkungsgrad der ersten Dekontaminations-Maßnahme (Aufnahme des Lösungstropfens mittels Zellstoff-Tupfer) kann vorsorglich für die im Labor üblichen Arbeitsvorgänge und die vorgehaltenen Arbeitsmittel experimentell abgeschätzt werden. In diesem Beispiel wird er mit 0,95 angenommen. Mit Hilfe dieses Wirkungsgrades kann die Aktivität der ursprünglichen Kontamination bestimmt werden. Wenn die spezifische Aktivität der verarbeiteten Lösung bekannt ist, können die Aktivitäten der beiden Radionuklide in der ursprünglichen Kontamination auch aus der Masse des Lösungstropfens berechnet werden. Typische Tropfenmassen liegen bei 10 mg bis 20 mg. Selbstabsorption der Betastrahlung in dem Lösungstropfen bleibt unberücksichtigt. Die beiden Beiträge zur lokalen Hautdosis – durch den Lösungstropfen vor dessen Aufnahme und durch die Restkontamination danach – werden getrennt abgeschätzt.

Wegen der langen Halbwertszeit des Mutterradionuklids Sr-90 kann der Zerfall während der Kontaminationszeit vernachlässigt werden. Ferner ist die Halbwertszeit des Tochterradionuklids Y-90 sehr klein im Vergleich zu derjenigen des Mutterradionuklids Sr-90, so dass die Y-90-Aktivität im radioaktiven Gleichgewicht stets gleich derjenigen von Sr-90 ist und deshalb ebenfalls mit der großen Halbwertszeit von Sr-90 abnimmt. Die Dosis-Abschätzung kann damit auf der Grundlage der Gleichung (7.2) erfolgen.

Dabei kann der Dosisbeitrag durch die sehr kleine beim Y-90-Zerfall auftretende Gamma-Komponente vernachlässigt werden.

Fläche der Kontamination durch Lösungstropfen, F_1 und Restkontamination, F_2:

$F_1 = F_2 = 1{,}0$ cm^2, da die tatsächlich kontaminierte Fläche kleiner als 1 cm^2 ist.

Wirkzeit der Kontamination durch den Lösungstropfen:

$t_1 \leq 60/3600 \approx 0{,}017$ h

Wirkzeit der Restkontamination:

$t_2 \leq 0{,}5$ h

Wirkungsgrad der ersten Dekontaminations-Maßnahme:

$\eta = 0{,}95$

Messwert für die Gesamtaktivität der Restkontamination: $A_{0,\text{Sr-90/Y-90}} = A_{0,\text{Sr-90}} + A_{0,\text{Y-90}} = 2{,}5\,\text{kBq}$

Flächenbezogene Aktivitäten der einzelnen Radionuklide im Lösungstropfen:

$$A_{F_1,0,\text{Sr-90}} = A_{F_1,0,\text{Y-90}} = 0{,}5 \cdot A_{0,\text{Sr-90/Y-90}} \cdot (1-\eta)^{-1} \cdot F_1^{-1}$$

$$A_{F_1,0,\text{Sr-90}} = A_{F_1,0,\text{Y-90}} \approx 0{,}5 \cdot 2{,}5\,\text{kBq} \cdot (1-0{,}95)^{-1} / 1{,}0\,\text{cm}^2$$

$$A_{F_1,0,\text{Sr-90}} = A_{F_1,0,\text{Y-90}} \approx 25\ \text{kBq} \cdot \text{cm}^{-2}.$$

Flächenbezogene Aktivitäten der einzelnen Radionuklide in der Restkontamination:

$$A_{F_2,0,\text{Sr-90}} = A_{F_2,0,\text{Y-90}} = 0{,}5 \cdot A_{0,\text{Sr-90/Y-90}} \cdot F_2^{-1}$$

$$A_{F_2,0,\text{Sr-90}} = A_{F_2,0,\text{Y-90}} \approx 0{,}5 \cdot 2{,}5\,kBq / 1{,}0\,\text{cm}^2$$

$$A_{F_2,0,\text{Sr-90}} = A_{F_2,0,\text{Y-90}} \approx 1{,}25\,kBq \cdot \text{cm}^{-2}.$$

Dosisleistungskonstanten für die Haut-Äquivalentdosis aus Tabelle 7.1:

$$\Gamma_{\text{Sr-90},H_{\text{Lokale Haut}}} = 1{,}4\,\mu\text{Svh}^{-1}\text{Bq}^{-1}\text{cm}^2$$

$$\Gamma_{\text{Y-90},H_{\text{Lokale Haut}}} = 1{,}6\,\mu\text{Svh}^{-1}\text{Bq}^{-1}\text{cm}^2.$$

Lokale Haut-Äquivalentdosis durch den Lösungstropfen:

$$H_{\text{Lokale Haut},1} = \left(A_{F_1,0,\text{Sr90}} \cdot \Gamma_{\text{Sr90},H_{\text{Lokale Haut}}} + A_{F_1,0,\text{Y90}} \cdot \Gamma_{\text{Y90},H_{\text{Lokale Haut}}} \right) \cdot t_1$$

$$H_{\text{Lokale Haut},1} \approx 25\,\text{kBq} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot (1,4+1,6)\,\mu\text{Sv}\,\text{h}^{-1}\text{Bq}^{-1}\text{cm}^2 \cdot 0,017\ \text{h}$$

$$H_{\text{Lokale Haut},1} \approx 1,3\ \text{mSv}.$$

Lokale Haut-Äquivalentdosis durch die Restkontamination:

$$H_{\text{Lokale Haut},2} = \left(A_{F_2,0,\text{Sr90}} \cdot \Gamma_{\text{Sr90},H_{\text{Lokale Haut}}} + A_{F_2,0,\text{Y90}} \cdot \Gamma_{\text{Y90},H_{\text{Lokale Haut}}} \right) \cdot t_2$$

$$H_{\text{Lokale Haut},2} \approx 1,25\,\text{kBq} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot (1,4+1,6)\,\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{Bq}^{-1} \cdot \text{cm}^2 \cdot 0,5\ \text{h}$$

$$H_{\text{Lokale Haut},2} \approx 1,9\ \text{mSv}.$$

Gesamte lokale Haut-Äquivalentdosis (durch den Lösungstropfen und die Restkontamination):

$$H_{\text{Lokale Haut}} = H_{\text{Lokale Haut},1} + H_{\text{Lokale Haut},2} \approx 1,3\ \text{mSv} + 1,9\ \text{mSv}$$

$$H_{\text{Lokale Haut}} \approx 3,2\ \text{mSv}.$$

Anhang 1:
Konzept der Dosisgrößen im Strahlenschutz gemäß (DIN 6814-3)

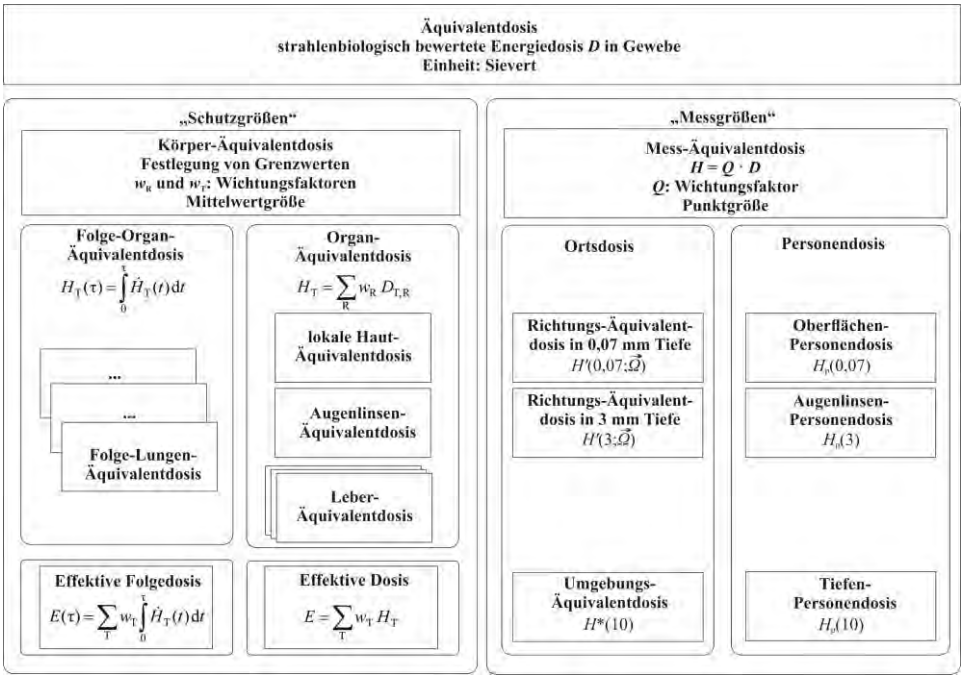

Abb. A1.1: Zusammenhang zwischen den Dosisbegriffen im Strahlenschutz (DIN 6814-3:2016-08).

Anhang 2:
Modelle für die Berechnung der Körper-Äquivalentdosis

A 2.1 Vorbemerkung

Die Berechnung der Körper-Äquivalentdosis bei bestimmten geometrischen und spektralen Situationen erfolgt für die Angaben von Konversionsfaktoren in den Kapiteln 3.2, 4.2 und 5.5 mit Hilfe von Monte-Carlo-Strahlungstransportprogrammen unter Verwendung standardisierter anthropomorpher Phantome. Die ICRP hat in ihren Empfehlungen von 2007 (ICRP 2007) zum ersten Mal konkrete Phantome des männlichen und des weiblichen Referenzmenschen für die Berechnung der Konversionsfaktoren spezifiziert. Diese Phantome basieren auf medizinischen Bilddaten realer Personen und stimmen mit den Daten aus ICRP Publikation 89 über die Referenzwerte anatomischer und physiologischer Parameter (ICRP 2002) überein. Die Referenz-Rechenphantome wurden durch die Modifikation bestehender Voxelmodelle gewonnen, deren Körpergröße und -gewicht den Referenzdaten sehr ähnlich waren. Die Organmassen beider Phantome wurden an die ICRP-Daten über die erwachsenen männlichen und weiblichen Referenzmenschen angeglichen, ohne ihre realistische Anatomie signifikant zu verändern. Die Referenz-Rechenphantome wurden von der ICRP veröffentlicht und zur Verfügung gestellt (ICRP 2009).

Die Abbildung A2.2 zeigt die äußere Gestalt der Phantome, die Abbildungen A2.3 und A2.4 Schnittbilder durch die Phantome, die Größe, Gestalt und Lage einzelner Organe erkennen lassen. Einige Besonderheiten der einzelnen Monte-Carlo-Berechnungen werden im Folgenden mitgeteilt.

Die Werte für die effektive Dosis E ergeben sich für jede Bestrahlungsgeometrie aus einer gewichteten Summe über die entsprechenden Organ-Äquivalentdosen H_T (siehe Kapitel 2.2.1) im weiblichen und männlichen Referenz-Rechenmodell nach:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2} \right]. \qquad \text{(A.1)}$$

Diese Berechnungsvorschrift ist in Abbildung A2.1 illustriert.

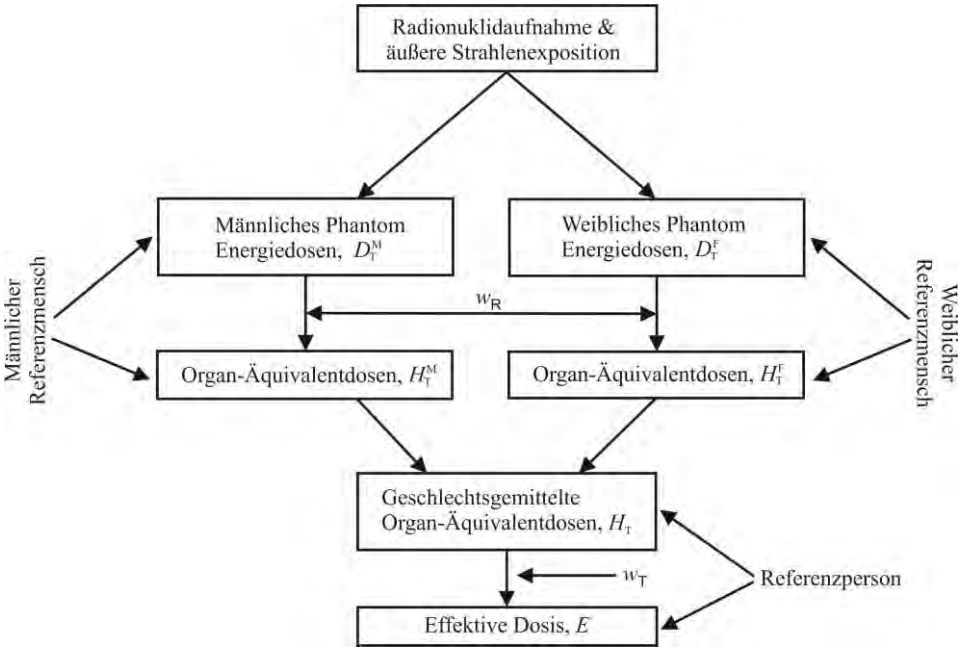

Abb. A2.1: Schematische Darstellung der Berechnungsvorschrift für die effektive Dosis.

Die Energiedosen D_T für die nach ICRP (2007) relevanten Organe wurden von verschiedenen Arbeitsgruppen in den Referenzphantomen berechnet (ICRP 2010). Die Autoren nutzten ausnahmslos die Monte-Carlo-Methode als Rechenverfahren. Hierbei werden der Transport der in festgelegter Geometrie auf den Körper treffenden externen Teilchen im Körper simuliert und die sich dabei in den Organen ergebenden Energiedosen ermittelt. Rechnungen liegen für insgesamt sechs Bestrahlungsgeometrien und nach Strahlungsart unterschiedliche Energiebereiche vor. Dabei hat nicht jede Arbeitsgruppe alle Bestrahlungsgeometrien, alle Strahlungsarten und jeweils den gesamten Energiebereich abgedeckt. Alle Autoren verwendeten dieselben Phantome, jedoch verschiedene Programme.

Die Ergebnisse wurden von der Task Group DOCAL (Dose Calculations) von Komitee 2 der ICRP ausgewertet. Dabei wurde wie folgt verfahren (ICRP 2010): Zunächst wurden für jedes Organ und jede Bestrahlungsgeometrie die Energiedosen für einen einheitlichen Satz von Energien

bestimmt, so dass die Energiedosis als kontinuierliche Funktion der externen Strahlungsenergie darstellbar war. In diese Auswertung wurden jeweils – von wohlbegründeten Ausnahmen abgesehen – die vorliegenden Daten aller Autoren einbezogen. Die Streuung der Daten wurde in dem Auswerteverfahren sorgfältig untersucht, eine Varianz aber nicht explizit angegeben, da die von der ICRP publizierten Daten „empfohlene Werte“ ohne Varianz sind. In den meisten Fällen waren die Abweichungen zwischen den Werten verschiedener Autoren nur moderat, so dass man davon ausgehen kann, dass die Mittelung über die unabhängig voneinander berechneten Werte im allgemeinen zu akzeptablen Mittelwerten führt.

A 2.2 Photonen

Die mittleren Energiedosen in den Organen wurden für das männliche und weibliche Referenzphantom (ICRP 2009) und für Photonenenergien zwischen 10 keV und 10 GeV mit Hilfe der Photonentransportprogramme EGSnrc (Kawrakow und Rogers 2003), GEANT4 (GEANT4 2006a, b) und MCNPX (Waters 2002; Hendricks et al. 2005) als Quotient der in einzelnen Organen absorbierten Energie und der jeweiligen Organmassen berechnet. Die Körper-Äquivalentdosen, d. h. die Organ-Äquivalentdosen, sind diesen Energiedosen numerisch gleichzusetzen, da der Strahlungs-Wichtungsfaktor nach StrlSchV (2001) und ICRP (2007) für Photonen aller Energien gleich 1 ist.

Die Luftkerma-Äquivalentdosis-Konversionsfaktoren wurden für monoenergetische, parallel einfallende Photonenstrahlen in verschiedenen Bestrahlungsgeometrien sowie für isotropen Strahlungseinfall berechnet.

Die Berechnungen für die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ wurden an dem Voxelmodell eines erwachsenen Mannes durchgeführt, das aus CT-Daten eines Patienten rekonstruiert wurde (Zankl und Wittmann 2001). Die Tiefen-Personendosis wurde dabei in einem Volumen von 4 cm Breite, 4,8 cm Höhe und 0,4 cm Dicke in 10 mm Tiefe unter der Körperoberfläche in Brusthöhe berechnet (Zankl 1999). Der Bezugspunkt für $H_p(10)$ befindet sich 4 cm rechts von der Körpermitte; die Konversionsfaktoren für seitlichen (LAT) Photoneneinfall stellen den Mittelwert für links- und rechtsseitigen Strahleneinfall dar.

A 2.3 Neutronen

Die mittleren Energiedosen in den Organen wurden für das männliche und weibliche Referenzphantom (ICRP 2009) und für Neutronenenergien zwischen 0,001 eV und 10 GeV mit Hilfe der Strahlungstransportprogramme PHITS (Iwase et al. 2002; Sato et al. 2009; Niita et al. 2006), FLUKA (Ferrari et al. 2005; Battistoni et al. 2006), GEANT4 (GEANT4 2006a, b) und MCNP (Waters 2002; Hendricks et al. 2005) als Quotient der in einzelnen Organen absorbierten Energie und der jeweiligen Organmassen berechnet. Die Körper-Äquivalentdosen, d. h. die Organ-Äquivalentdosen, wurden aus diesen Energiedosen durch Multiplikation mit dem für die einfallende Strahlung geltenden Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R berechnet.

Die Daten für die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ basieren auf Rechnungen von Hollnagel (1997) im männlichen MIRD-Phantom (ADAM) (Kramer et al. 1982). Hierfür wurde die mittlere Äquivalentdosis in mehreren symmetrisch zur senkrechten Mittellinie angeordneten Volumina von 8 cm × 10 cm × 0,2 cm in einer Tiefe von etwa 10 mm im Rumpf des Phantoms berechnet.

A 2.4 Elektronen

Die mittleren Energiedosen in den Organen wurden für das männliche und weibliche Referenzphantom (ICRP 2009) und für Elektronenenergien zwischen 50 keV und 10 GeV mit Hilfe der Strahlungstransportprogramme MCNPX (Waters 2002; Hendricks et al. 2005), EGSnrc (Kawrakow und Rogers 2003) und GEANT4 (GEANT4 2006a, b) als Quotient der in einzelnen Organen absorbierten Energie und der jeweiligen Organmassen berechnet. Die Körper-Äquivalentdosen, d. h. die Organ-Äquivalentdosen, sind diesen Energiedosen numerisch gleichzusetzen, da der Strahlungs-Wichtungsfaktor nach StrlSchV (2001) und ICRP (2007) für Elektronen aller Energien gleich 1 ist.

Die Konversionsfaktoren (Energiedosis pro Elektronenfluenz) wurden für monoenergetische, parallel AP oder PA einfallende Elektronenstrahlen sowie für isotropen Strahlungseinfall berechnet.

Daten für die Tiefen-Personendosis $H_p(10)$, die Augenlinsen-Personendosis $H_p(3)$ sowie die Oberflächen-Personendosis $H_p(0{,}07)$ wurden an einem

Quaderphantom aus ICRU-Gewebe mit den Abmessungen 30 x 30 x 15 cm^3 berechnet (Veinot und Hertel 2012).

Abb. A2.2: Äußere Ansicht der Referenzphantome zur Berechnung der Körper-Äquivalentdosen (aus ICRP 2010).

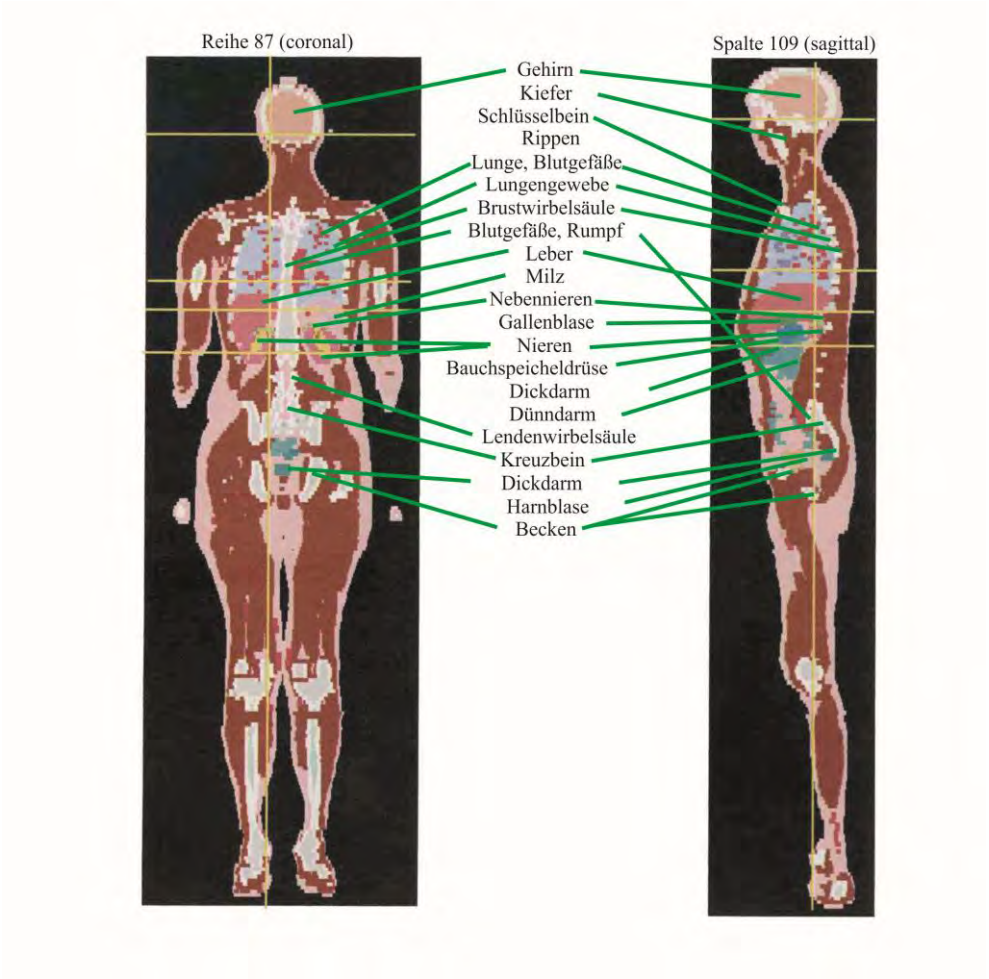

Abb. A2.3: Schnittbilder durch das männliche Referenzphantom mit Darstellung einzelner Organe (aus ICRP 2009).

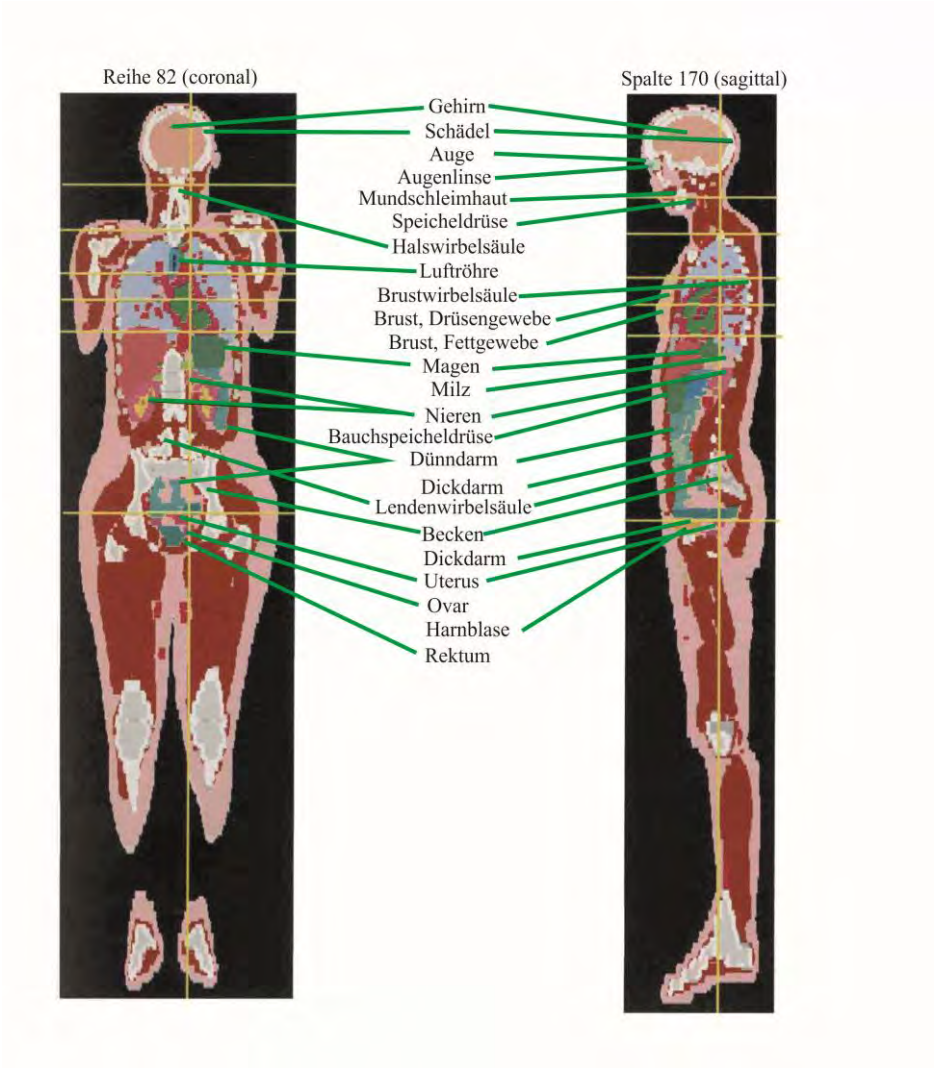

Abb. A2.4: Schnittbilder durch das weibliche Referenzphantom mit Darstellung einzelner Organe (aus ICRP 2009).

Anhang 3:
Begriffe für Bestrahlungsgeometrien

In der folgenden Tabelle sind die verwendeten Begriffe und Symbole für Bestrahlungsgeometrien zusammengestellt.

Symbol	**Begriff**
AP	anterior-posterior (von vorn)
PA	posterior-anterior (von hinten)
LAT	lateral (von der Seite; Mittelwert aus links- und rechts-lateral)
LLAT	links-lateral (von der linken Seite)
RLAT	rechts-lateral (von der rechten Seite)
ROT	ein um die Körperlängsachse rotierendes Strahlenbündel
ISO	isotropes Strahlungsfeld
ISO.OB.HALBRAUM	isotropes Strahlungsfeld aus dem oberen Halbraum
DIV	divergentes Strahlenbündel *(d_{QH} < 2,5 m)*
PAR	paralleles Strahlenbündel *(d_{QH} > 2,5 m)*
BFQ	Bodenflächenquelle

Anhang 4:
Ausgewählte Neutronenspektren

In den Abbildungen A4.1 bis A4.3 sind Neutronenspektren von Radionuklidquellen dargestellt, die für die Kalibrierung von Strahlenschutzmessgeräten und Personendosimetern benutzt werden. Die Abbildungen A4.4 bis A4.10 geben Spektren in ausgewählten Überwachungsbereichen wieder. In den Abbildungen ist das Produkt aus Neutronenenergie E_n und spektraler Neutronenfluenz Φ_E als Funktion von E_n dargestellt. Die spektralen Neutronenfluenzen sind jeweils auf die Gesamtfluenz 1 cm^{-2} normiert. Bei halblogarithmischer Darstellung ($E_n \cdot \Phi_E$ linear und E_n logarithmisch aufgetragen) stellen gleiche Flächen unter der Kurve gleiche Neutronenfluenzen dar („flächentreue Darstellung"). Diese Spektren liegen den Berechnungen in Abschnitt 4.4 zugrunde.

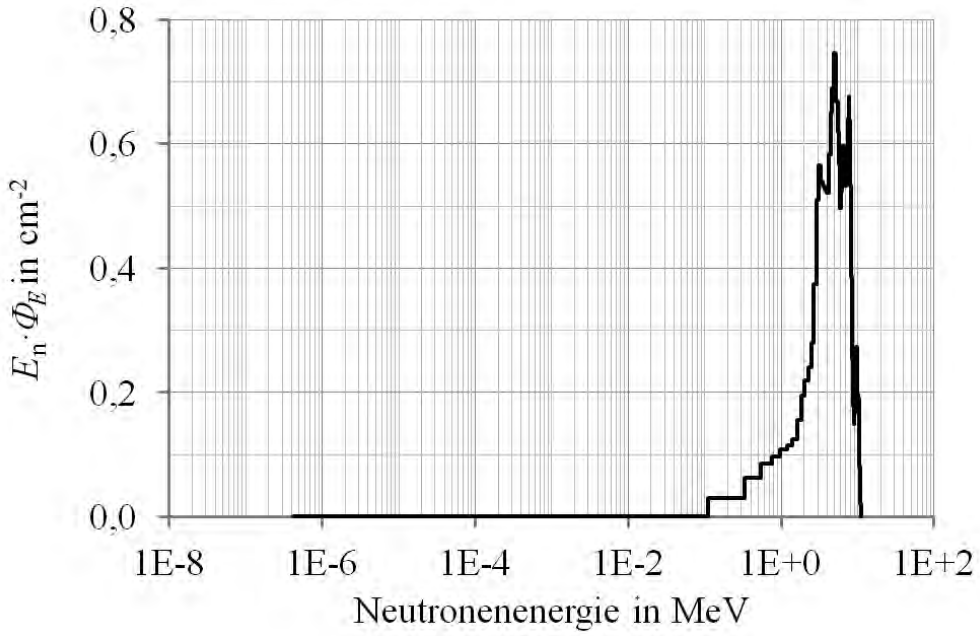

Abb. A4.1: Neutronenspektrum einer Americium-Beryllium (AmBe)-Radionuklidquelle (ISO 2001).

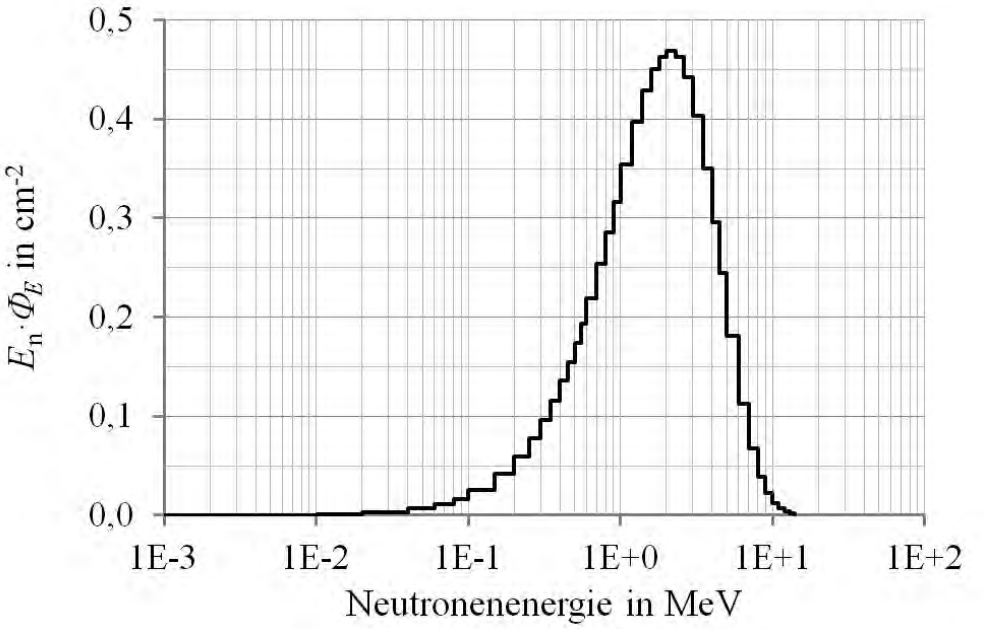

Abb. A4.2: Neutronenspektrum einer Californium (Cf-252)-Spontanspaltquelle (ISO 2001).

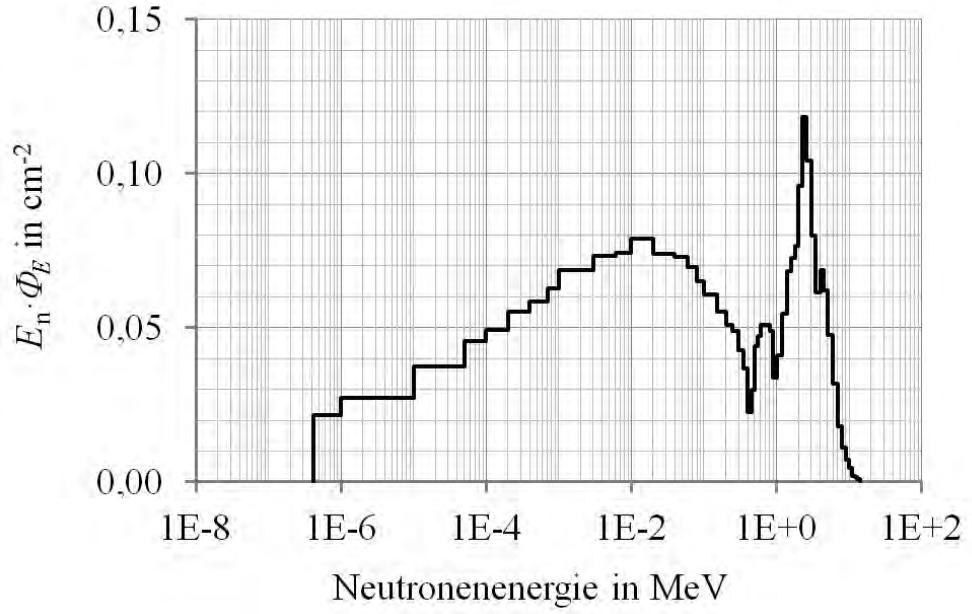

Abb. A4.3: Neutronenspektrum einer Californium-Spontanspaltquelle mit einer umgebenden Moderatorkugel aus D_2O mit 15 cm Radius (ISO 2001).

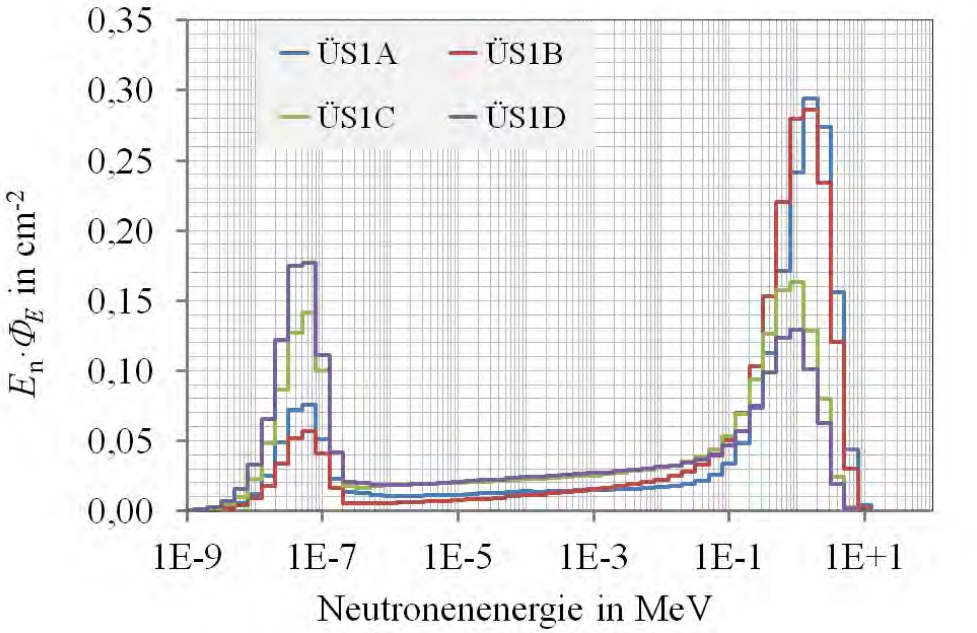

Abb. A4.4: Neutronenspektren (Überwachungsspektren ÜS1, siehe Tab. 4.1) gemessen an fabrikneuen Brennelementen aus Mischoxid (MOX). A: 1,3 m über dem Boden, 0,6 m vom Transportgestell, ohne Abschirmung; B: 1,05 m über dem Boden, 0,7 m vom Transportgestell, ohne Abschirmung; C: 0,83 m über dem Boden, 0,6 m vom Transportgestell, mit Abschirmung; D: Brennelemente in einem Lagerraum; nach (Schuhmacher et al. 2006).

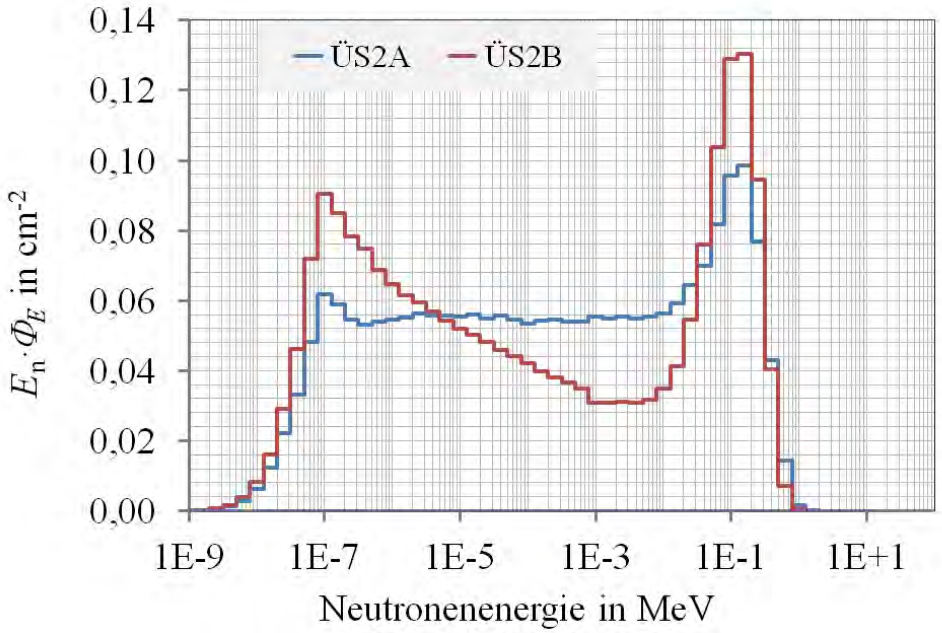

Abb. A4.5: Neutronenspektren (ÜS2) gemessen an einem Siedewasser-Reaktor (SWR). A: Im Steuerstabantriebsraum (SAR); B: Oberhalb des Sicherheitsbehälters; nach (Schuhmacher et al. 2006).

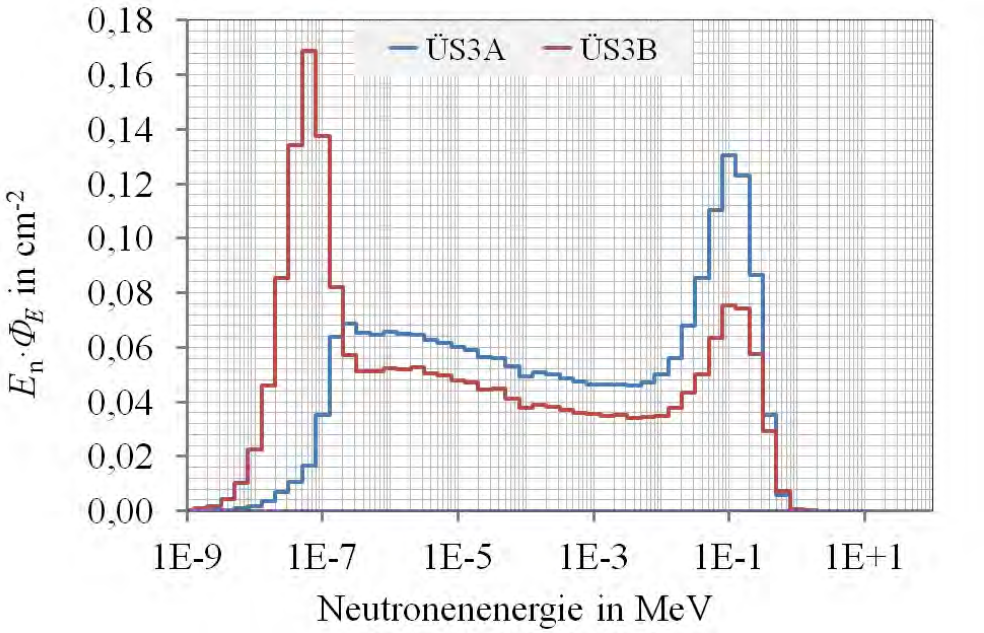

Abb. A4.6: Neutronenspektren (ÜS3) gemessen an einem Druckwasser-Reaktor (DWR). A: In der Eingangsschleuse zum Sicherheitsbehälter; B: Im Sicherheitsbehälter; nach (Schuhmacher et al. 2006).

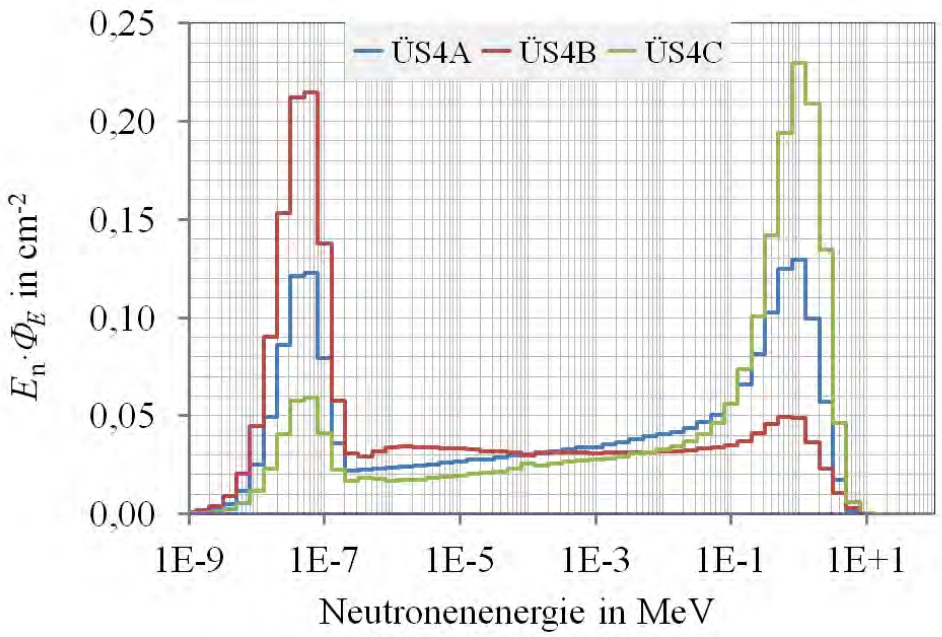

Abb. A4.7: Neutronenspektren (ÜS4) gemessen an einem Strahlenschutzbereich einer europäischen kerntechnischen Einrichtung. A: An der Eingangstür, B: Im Zugangsbereich hinter der Abschirmwand; C: Innerhalb des Strahlenschutzbereichs; nach (Schuhmacher et al. 2006).

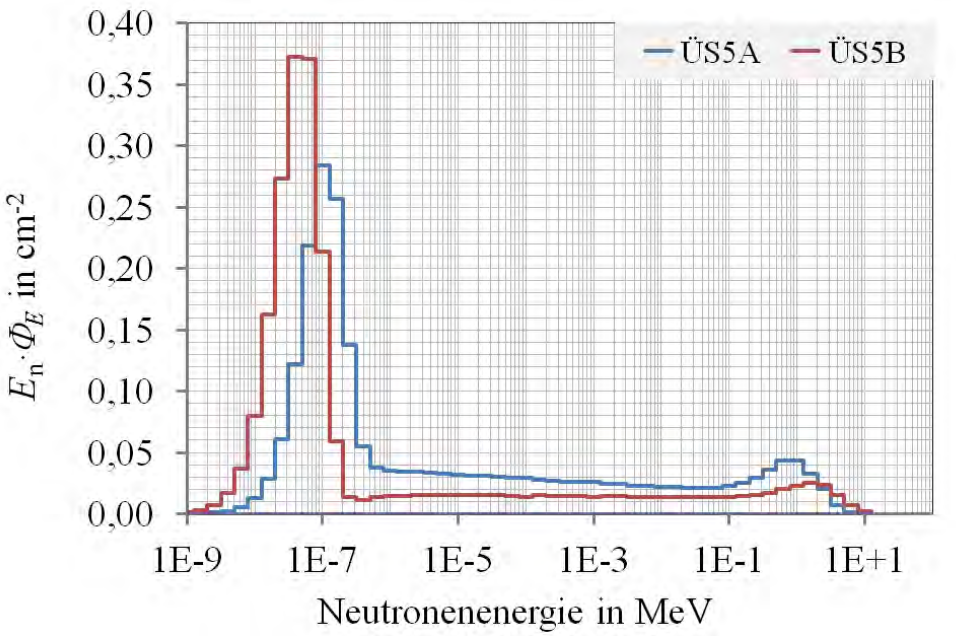

Abb. A4.8: Neutronenspektrum (ÜS5) gemessen an einem Forschungsreaktor. A: Am Reaktor-Sicherheitsbehälter; B: In der Nähe des Kontrollraums; nach (Schuhmacher et al. 2006).

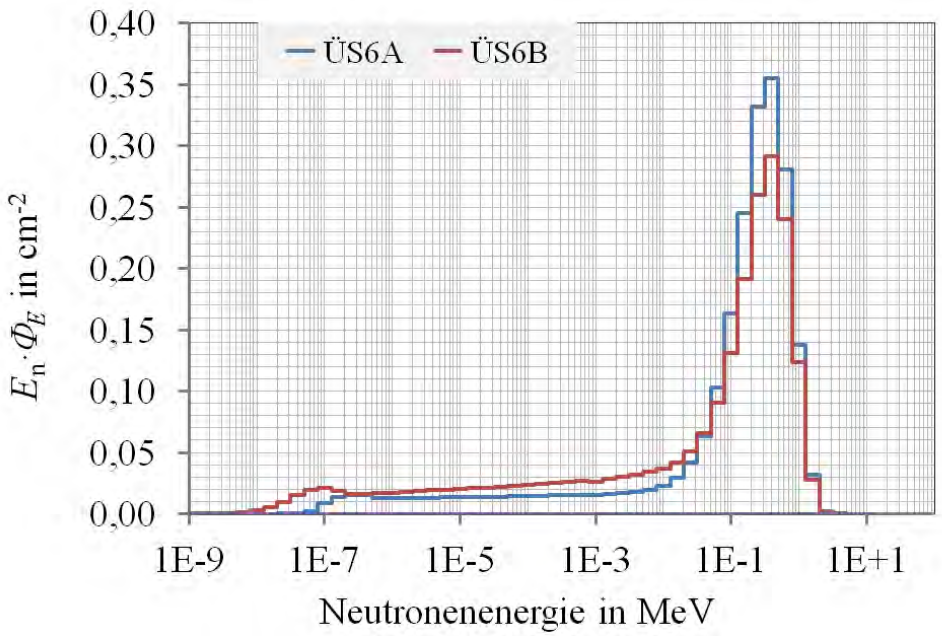

Abb. A4.9: Neutronenspektren (ÜS6) gemessen an einem Transportbehälter (Typ NTL 11) mit abgebrannten Brennelementen. A: Seitlich in der Mitte des Transportbehälters, 2,65 m über dem Boden; B: Seitlich etwa ein Viertel der Behälterlänge vom Ende des Transportbehälters, etwa 1,5 m über dem Boden; nach (Schuhmacher et al. 2006).

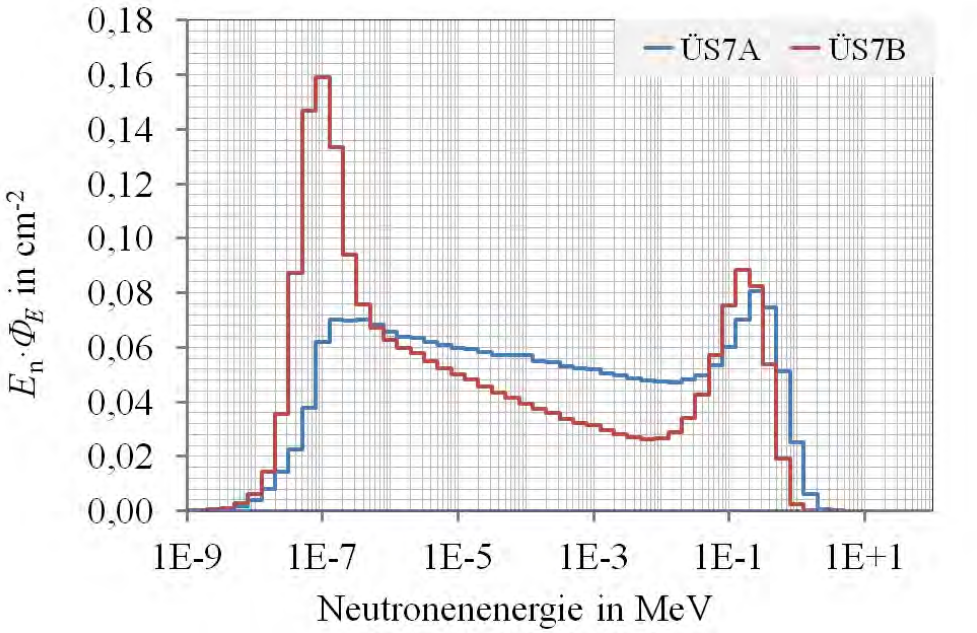

Abb. A4.10: Neutronenspektren (ÜS7) gemessen an einem Transportbehälter (Typ TN 17/MK 2) mit abgebrannten Brennelementen. A: Seitlich in der Mitte und in Höhe der Zylinderachse des Transportbehälters, 2,5 m über dem Boden, Abstand 1,05 m; B: Im Zentrum der Stirnseite des Transportbehälters, 2,5 m über dem Boden, Abstand 0,8 m; (nach Schuhmacher et al. 2006).

Anhang 5:
Ermittlung von Körper-Äquivalentdosen unter Verwendung der ICRP-Publikation 60

A 5.1 Vorbemerkung

In den ICRP-Empfehlungen von 2007 (ICRP 2007) wurde die Definition der effektiven Dosis hinsichtlich der relevanten Organe und ihrer Gewebe-Wichtungsfaktoren an den aktuellen Stand der Wissenschaft angepasst. Obwohl die Umsetzung dieser Aktualisierung in nationales Recht einige Zeit in Anspruch nehmen wird, werden diese Daten im Hauptteil der vorliegenden Berechnungsgrundlage präsentiert, um diesen Übergang vorzubereiten und die Gültigkeit der Berechnungsgrundlage über diesen Zeitraum hinaus sicherzustellen.

A 5.2 Definition der effektiven Dosis nach ICRP-Publikation 60

Zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Berechnungsgrundlage gilt die Definition der effektiven Dosis nach ICRP Publikation 60 (ICRP 1991). Die relevanten Gewebe und Organe mit ihren zugehörigen Gewebe-Wichtungsfaktoren sind in Tabelle A5.1 aufgeführt.

Anmerkung: Der Gewebe-Wichtungsfaktor w_T ist der Wichtungsfaktor zur Ermittlung der effektiven Dosis entsprechend den relativen Beiträgen der einzelnen Gewebe und Organe zu den stochastischen Strahlenwirkungen. Er hat die Dimension eins.

Tab. A5.1: Zahlenwerte des Gewebe-Wichtungsfaktors w_T nach (ICRP 1991), (Euratom 1996) und (StrlSchV 2001). Die Zahlenwerte gelten für Beschäftigte und für die Bevölkerung, für beide Geschlechter.

Gewebe oder Organ	Gewebe-Wichtungs-faktor w_T
Keimdrüsen	0,20
Knochenmark (rot)	0,12
Dickdarm	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,05
Brust	0,05
Leber	0,05
Speiseröhre	0,05
Schilddrüse	0,05
Haut	0,01
Knochenoberfläche	0,01
Restkörper[1]	0,05

[1] *Für Berechnungszwecke setzt sich der Restkörper wie folgt zusammen: Nebennieren, Gehirn, Dünndarm, Niere, Muskel, Bauchspeicheldrüse, Milz, Thymusdrüse und Gebärmutter. Die Liste enthält Organe, die selektiv bestrahlt sein können.*

In den außergewöhnlichen Fällen, in denen ein einziges Organ oder Gewebe des Restkörpers eine Organ-Äquivalentdosis erhält, die über der höchsten Organ-Äquivalentdosis in einem der 12 Gewebe oder Organe liegt, für die ein Wichtungsfaktor angegeben ist, sollte ein Wichtungsfaktor von 0,025 für dieses Gewebe oder Organ und ein Wichtungsfaktor von 0,025 für die mittlere Dosis der restlichen oben aufgeführten Restkörper-Gewebe oder -Organe gelten.

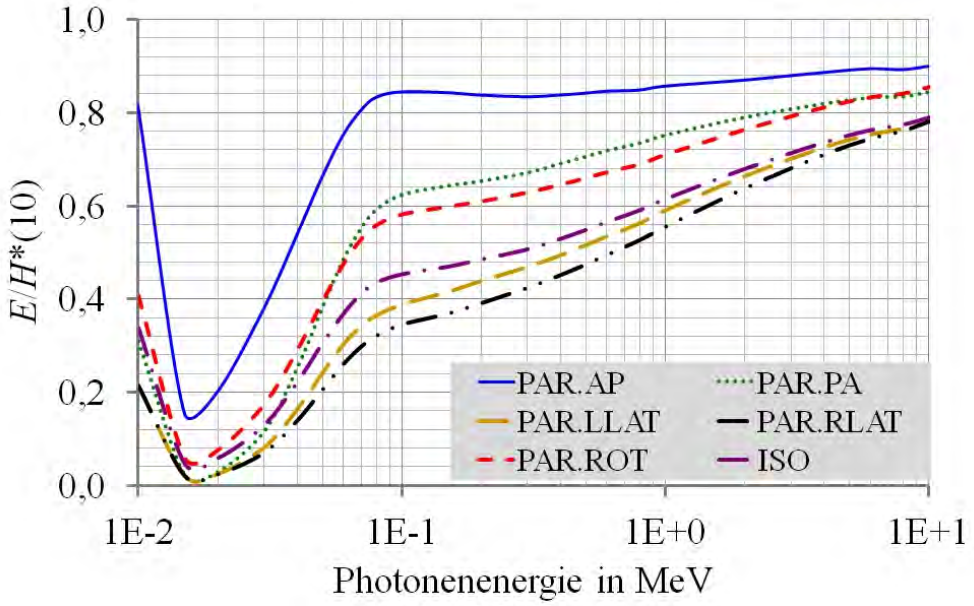

Abb. A5.1: Verhältnis von effektiver Dosis E nach der Definition von ICRP Publikation 60 (ICRP 1991) zur Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ in Abhängigkeit von der Energie monoenergetischer Photonenstrahlung für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO (ICRP 1996, ICRU 1998).

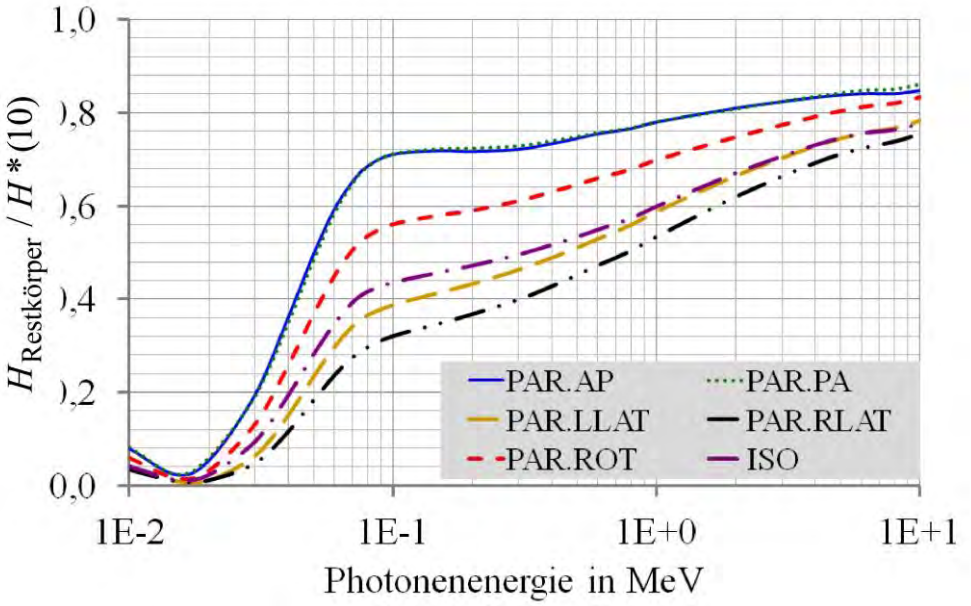

Abb. A5.2: *Verhältnis von Restkörper-Äquivalentdosis $H_{\text{Restkörper}}$ nach der Definition von ICRP Publikation 60 (ICRP 1991) zur Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ in Abhängigkeit von der Energie monoenergetischer Photonenstrahlung für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO (ICRP 1996, ICRU 1998).*

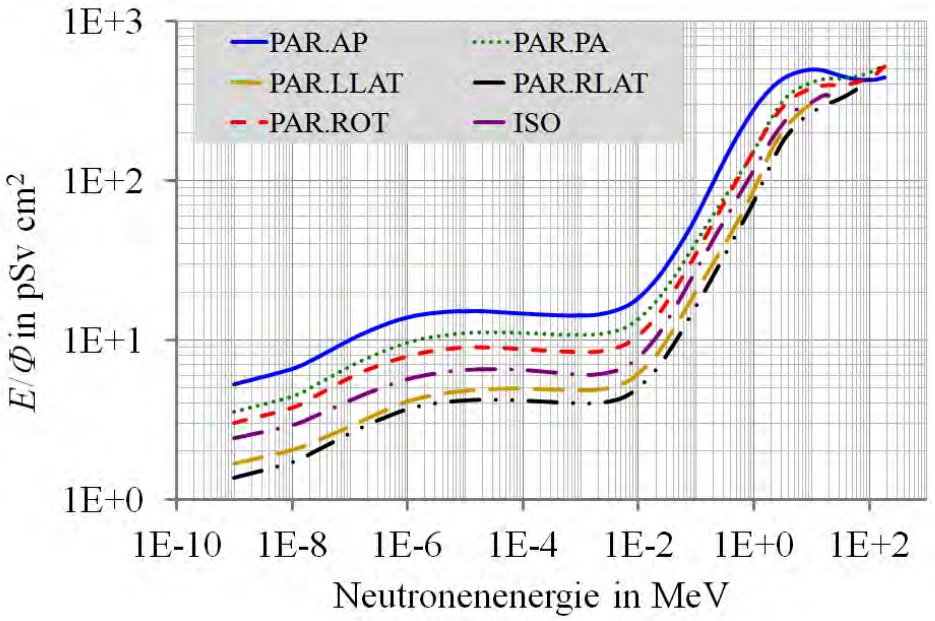

Abb. A5.3: Verhältnis von effektiver Dosis E nach der Definition von ICRP Publikation 60 (ICRP 1991) zur Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Energie monoenergetischer Neutronenstrahlung für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO (ICRU 1998).

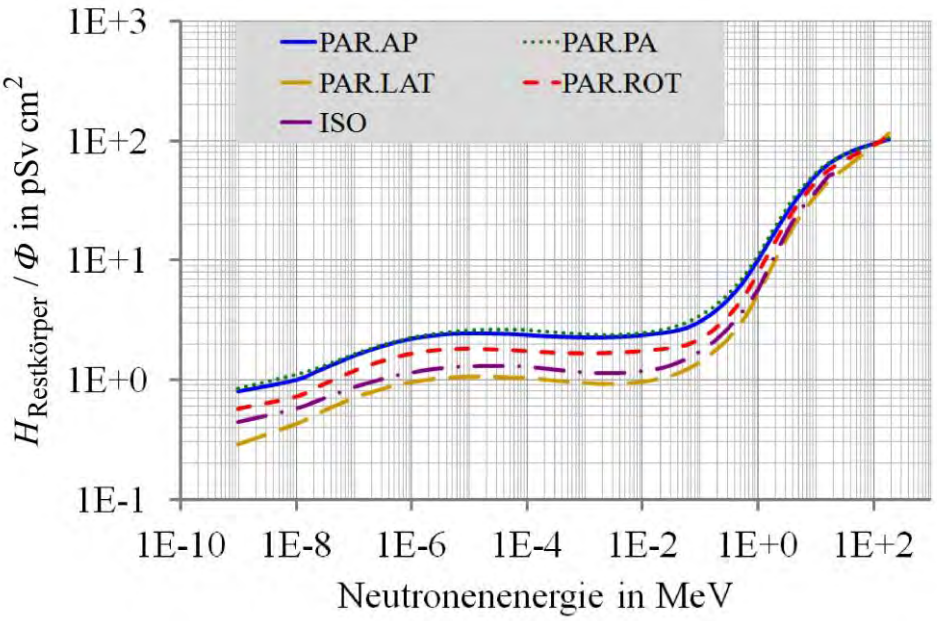

Abb. A5.4: Verhältnis von Restkörper-Äquivalentdosis $H_{Restkörper}$ nach der Definition von ICRP Publikation 60 (ICRP 1991) zur Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Energie monoenergetischer Neutronenstrahlung für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR. LAT (Mittelwert aus PAR.LLAT und PAR.RLAT), PAR.ROT, ISO (ICRU 1998).

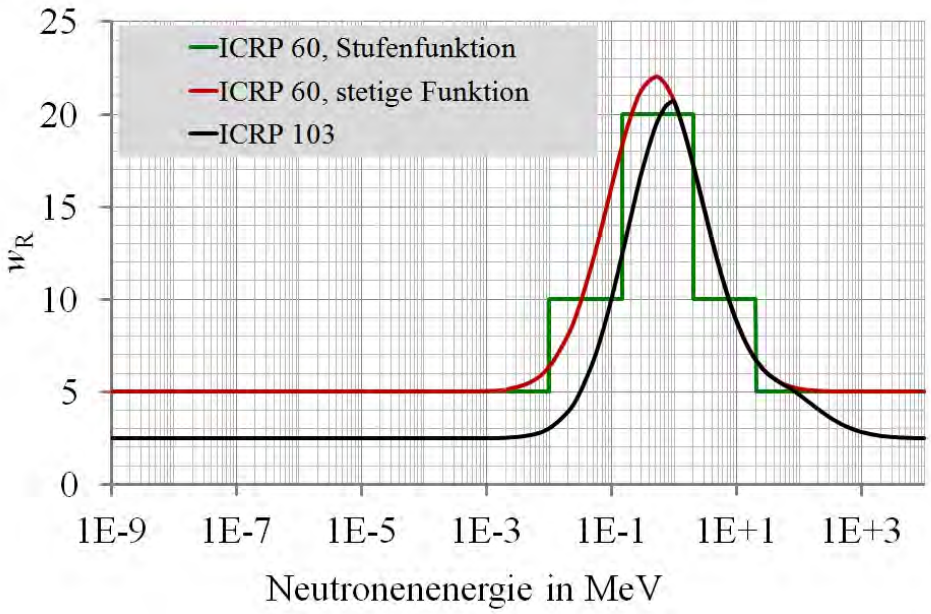

Abb. A5.5: Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R für Neutronenstrahlung in Abhängigkeit von der Neutronenenergie E_n nach ICRP Publikation 60 (ICRP 1991). Zum Vergleich ist auch der Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R für Neutronenstrahlung nach ICRP Publikation 103 (ICRP 2007) dargestellt.

Anhang 6:
Photonen-Äquivalentdosis H_X

A 6.1 Vorbemerkung

Bei Photonenstrahlung mit Maximalenergien bis 3 MeV ist die Photonen-Äquivalentdosis H_X gleich dem Produkt aus der Luftkerma K_a und dem Umrechnungsfaktor $C_1 = 1{,}141$ Sv/Gy:

$$H_X = K_a \cdot C_1 \quad \text{mit } C_1 = 1{,}141 \text{ Sv/Gy.}$$

Bei Photonenstrahlung mit Maximalenergien oberhalb von 3 MeV ist die Photonen-Äquivalentdosis H_X gleich dem Messwert eines Orts- oder Personendosimeters, das für Co-60-Gammastrahlung frei in Luft zur Messung der Photonen-Äquivalentdosis H_X kalibriert ist.

A 6.2 Verwendung der Photonen-Äquivalentdosis H_X

A 6.2.1 Personendosimetrie

Bei Messungen der Personendosis im Anwendungsbereich der Strahlenschutzverordnung oder der Röntgenverordnung sind seit 01. August 2011 die Personendosis-Messgrößen $H_p(10)$ bzw. $H_p(0{,}07)$ zu verwenden (StrlSchV 2001, RöV 2002).

A 6.2.2 Ortsdosimetrie

Bei Messungen der Ortsdosis und Ortsdosisleistung im Anwendungsbereich der **Strahlenschutzverordnung** sind seit 01. August 2011 die Ortsdosis-Messgrößen $H^*(10)$ bzw. $H'(0{,}07)$ (siehe Kapitel 2.3.1) und Ortsdosis-leistungs-Messgrößen $\dot{H}(10)$ bzw. $\dot{H}'(0{,}07)$ zu verwenden (StrlSchV 2001).

Im Anwendungsbereich der **Röntgenverordnung** sind bei Messungen der Ortsdosis und Ortsdosisleistung spätestens ab 01. August 2016 die Ortsdosis-Messgrößen $H^*(10)$ bzw. $H'(0{,}07)$ (siehe Kapitel 2.3.1) und Ortsdosis-leistungs-Messgrößen $\dot{H}(10)$ bzw. $\dot{H}'(0{,}07)$ zu verwenden (BMU 2003). Bis dahin ist auch die Verwendung der Photonen-Äquivalentdosis H_X und Photonen-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}_X$ zulässig.

Anhang 7:
Liste häufig verwendeter Symbole

Die folgende Liste enthält Symbole, die im Text häufiger verwandt werden, und die zugehörigen Erklärungen. Alle Symbole, die nur einmal im Text auftauchen, sind dort erläutert und nicht in dieser Liste enthalten. In der letzten Spalte ist der Abschnitt angegeben, in dem das Symbol zum ersten Mal verwandt wird.

A	Aktivität eines radioaktiven Stoffes	2.4.1
A_F	flächenbezogene Aktivität	5.4.3
A_V	volumenbezogene Aktivität, Aktivitätskonzentration	5.4.4
D_T	mittlere Energiedosis im Organ oder Gewebe T	2.2.1
$D_{\mathrm{T,R}}$	mittlere Energiedosis im Organ oder Gewebe T, erzeugt durch die Strahlung R	2.2.1
$\dot{D}_{W,100}$	Maximalwert der Wasser-Energiedosisleistung auf der Achse des Nutzstrahlenbündels im Abstand 100 cm von der Strahlungsquelle (Kenndosisleistung bei Röntgen- und Gammastrahleneinrichtungen)	2.4.2
d	Gewebetiefe, Schichtdicke, Durchmesser	3.1.2
$d_{e\Phi}$	Fluenz-Energiedosis-Konversionsfaktor	4.2.1
$d_{\mathrm{k}\Phi}$	Fluenz-Energiedosis-Konversionsfaktor	4.2.1
d_QB	Quelle-Boden-Abstand	3.1.4
d_QH	Quelle-Haut-Abstand	3.1.4
E	Effektive Dosis	1.1; 2.2.2
$E_{\beta,\max}$	Beta-Maximalenergie	5.4.2
E_n	Neutronenenergie	4.1.1
E_ph	Photonenenergie	3.1.4
F	Fläche	5.4.3
f_k	Konversionsfaktor $H_\mathrm{k} / H_\mathrm{o}$	3.1.4
f_p	Konversionsfaktor $H_\mathrm{p}(10) / H^*(10)$	3.1.4

$H_{\text{Augenlinse}}$	Augenlinsen-Äquivalentdosis	2.2.1.1
H_{k}	Körper-Äquivalentdosis (Sammelbezeichnung für H_{T} und E)	3.1.4
H_{o}	Ortsdosis (Sammelbezeichnung für $H^*(10)$, $H'(0{,}07)$ und $H'(3)$)	3.1.4
H_{T}	Organ-Äquivalentdosis im Organ oder Gewebe T	1.1; 2.2.1
$H^*(10)$	Umgebungs-Äquivalentdosis	2.3.1
$\dot{H}^*(10)$	Umgebungs-Äquivalentdosisleistung	2.4.1
$H'(0{,}07)$	maximale Richtungs-Äquivalentdosis (zur Messung von Strahlung geringer Eindringtiefe)	2.3.1
$H'(0{,}07;\vec{\Omega})$	Richtungs-Äquivalentdosisleistung in 0,07 mm Tiefe	2.3.1.2
$H'(3)$	maximale Richtungs-Äquivalentdosisleistung in 3 mm Tiefe	2.3.1
$H'(3;\vec{\Omega})$	Richtungs-Äquivalentdosisleistung in 3 mm Tiefe	2.3.1.2
H_{X}	Photonen-Äquivalentdosis	Anhang 6
$H_{\text{p}}(10)$	Tiefen-Personendosis	2.3.2
$H_{\text{p}}(0{,}07)$	Oberflächen-Personendosis	2.3.2
$H_{\text{p}}(3)$	Augenlinsen-Personendosis	2.3.2
$\dot{H}_{100}$	Umgebungs-Äquivalentdosisleistung in 100 cm Abstand	2.4.2
h_K^*	Luftkerma-Umgebungs-Äquivalentdosis-Konversionsfaktor $H^*(10)/K_{\text{a}}$	3.1.2
h_Φ^*	Neutronenfluenz-Umgebungs-Äquivalentdosis-Konversionsfaktor $H^*(10)/\Phi$	4.1.4
$h_{\text{p}\Phi}$	Neutronenfluenz-Tiefen-Personendosis-Konversionsfaktor $H_{\text{p}}(10)/\Phi$	4.1.5
I	Röntgenröhren-Stromstärke	2.4.1

K_{a}	Luftkerma	3.1.1
$\dot{K}_{\mathrm{a},100}$	Luftkermaleistung in der Achse des Nutzstrahlenbündels in 100 cm Abstand von der Strahlungsquelle (Kenndosisleistung bei Röntgendiagnostikeinrichtungen)	2.4.2
k_{k}	Korrektionsfaktor $H_{\mathrm{k}}(\mathrm{DIV}) / H_{\mathrm{k}}(\mathrm{PAR})$	3.2.1
k_{p}	Korrektionsfaktor $H_{\mathrm{p}}(\mathrm{DIV}) / H_{\mathrm{p}}(\mathrm{PAR})$	3.1.4
Q	Quellstärke; Qualitätsfaktor	4.4.2
R	Kennzeichnung der in den Körper einfallenden Strahlung nach Art und Energie (meist als Index verwendet)	2.2.1
$R_{\max}$	maximale Reichweite (der Betastrahlung)	5.4.5
R_H	Äquivalentdosis-Ansprechvermögen	4.1.4
r	Abstand	2.4.1
t	Zeit	4.4.2
T	näher zu bezeichnendes Organ oder Gewebe (meist als Index verwendet)	2.2.1
T	Transmissionsfaktor	5.4.5
$T_{½}$	Halbwertszeit eines Radionuklids	7.2
w_{R}	Strahlungs-Wichtungsfaktor für die Strahlung R	2.2.1
w_{T}	Gewebe-Wichtungsfaktor für das Organ oder Gewebe T	2.2.2
Γ_{H^*}	Dosisleistungskonstante für die Umgebungs-Äquivalentdosis	2.4.1
Γ_{R,H^*}	Dosisleistungskonstante für Röntgeneinrichtungen	2.4.1
ρ	Dichte	5.4.2
Φ	Neutronenfluenz	4.1.4
Φ_E	spektrale Neutronenfluenz	4.1.1
$\Gamma_{\alpha,\beta,\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis	7.2

$\Gamma_{\alpha,H_{\mathrm{Haut}}}$	Beitrag der Alphastrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis	7.2
$\Gamma_{\beta,H_{\mathrm{Haut}}}$	Beitrag der Betastrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis	7.2
$\Gamma_{\gamma,H_{\mathrm{Haut}}}$	Beitrag der Photonenstrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis	7.2

Literaturverzeichnis

Alberts et al. 1994	Alberts W G, Ambrosi P, Böhm J, Dietze G, Hohlfeld K, Will W. Neue Dosis-Messgrößen im Strahlenschutz. Bericht PTB-Dos-23. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, 1994
Battistoni et al. 2006	Battistoni G, Muraro S, Sala PR. The FLUKA code: Description and benchmarking. In: Albrow M, Raja R (Eds.). Hadronic Shower Simulation Workshop. Fermi National Accelerator Laboratory (Fermilab), Batavia, Illinois, AIP Conference Proceeding 896, 2006, 31-49
Behnke und Hupe 2016	Behnke B, Hupe O. Can half energy value layer measurements be used together with the effective energy to obtain conversion coefficients for X-ray spectra? Radiat Prot Dosimetry. 2017 Apr 15;173(4): 277-285. doi: 10.1093/rpd/ncw003.
Behrens et al. 2009	Behrens R, Dietze G, Zankl M. Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens. Phys Med Biol. 2009;54:4069-4087 und Corrigendum in Phys Med Biol. 2010;55:3937-3945
Behrens et al. 2012a	Behrens R, Engelhardt J, Figel M, Hupe O, Jordan M, Seifert R. $H_p(0.07)$ photon dosemeters for eye lens dosimetry: Calibration on a rod vs. a slab phantom. Rad Prot Dos. 2012;148:139-142
Behrens 2012b	Behrens R. Monitoring the eye lens. Proceedings of the IRPA13 conference, Glasgow, May 2012, paper TS7e.3, http://www.ptb.de/cms/fileadmin/internet/fachabteilungen/abteilung_6/6.3/f_u_e/ts7e_3.pdf

Behrens 2013	Behrens R. Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens: Calculations including a whole body phantom. Rad Prot Dosim. 2013;155:224-235
Behrens 2015	Behrens R. Simulation of the doserate per activity of beta emitting radionuclides. Rad Prot Dosim. 2015;167:653-663
Behrens et al. 2016	Behrens R, Hupe O, Busch F, Denk J, Engelhardt J, Günther K, Hödlmoser H, Jordan M, Strohmaier J. Intercomparison of eye lens Dosemeters. Rad Prot Dosim. 2016, doi: 10.1093/rpd/ncw051
Behrens und Dietze 2010	Behrens R, Dietze G. Monitoring the eye lens: which dose quantity is adequate? Phys Med Biol. 2010;55:4047-4062 und Corrigendum in Phys Med Biol. 2011;56:511
Behrens und Dietze 2011	Behrens R, Dietze G. Dose conversion coefficients for photon exposure of the human eye lens. Phys Med. Biol 2011;56:415-437
Benmakhlouf et al. 2011	Benmakhlouf H, Bouchard H, Fransson A, Andreo P. Backscatter factors and mass energy-absorption coefficient ratios for diagnostic radiology dosimetry. Phys Med Biol 2011;56:7179-7204
BMU 2003	Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU). Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen, Teil 1: Ermittlung der Körperdosis bei äußerer Strahlenexposition (§§ 40, 41, 42 StrlSchV; § 35 RöV) vom 08. Dezember 2003. GMBl. 2004, Nr. 22, S. 410
Charles 1991	Charles MW. The Hot Particle Problem. Rad Prot Dosim. 1991;39:39-48

Chofor et al. 2007 Chofor N, Looe HK, Kapsch RP, Harder D, Willborn KC, Rühmann A, Poppe B. Characterization of the radiation quality of Co-60 therapy units by the fraction of air kerma attributable to scattered photons. Phys Med Biol. 2007;52(7):N137-N147

Chofor et al. 2009 Chofor N, Harder D, Looe HK, Kapsch RP, Kollhoff R, Willborn K, Rühmann A, Poppe B. Mapping radiation quality inside photon-irradiated absorbers by means of a twin-chamber method. Z Med Phys. 2009;19(4):252-263

Chofor et al. 2011 Chofor N, Harder D, Willborn K, Rühmann A, Poppe B. Low-energy photons in high-energy photon fields – Monte Carlo generated spectra and a new descriptive parameter. Z Med Phys 2011;21:183-197

Cross et al. 1992 Cross WG, Freedman NO, Wong PY. Beta Ray Dose Distributions from Skin Contamination. Rad Prot Dosim. 1992;40:149-168

Delacroix et al. 2002 Delacroix D, Guerre JP, Leblanc P, Hickmann C. Radionuclide and radiation protection data handbook 2002, Rad. Prot. Dosim. 2002;98:1-168

DIN 6802-1:1991-11 Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6802-1:1991-11. Neutronendosimetrie – Teil 1: Spezielle Begriffe und Benennungen.

DIN 6802-4:1998-04 Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6802-4:1998-04. Neutronendosimetrie –Teil 4: Verfahren zur Personendosimetrie mit Albedodosimetern.

DIN 6814-2:2000-07 Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6814-2:2000-07. Begriffe in der radiologischen Technik – Teil 2: Strahlenphysik.

DIN 6818-1:2004-08 Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6818-1:2004-08. Strahlenschutzdosimeter – Teil 1: Allgemeine Regeln.

DIN 6814-4:2006-10 Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6814-4:2006-10. Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik – Teil 4: Radioaktivität.

DIN 6814-5:2008-12 Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6814-5:2008-12. Begriffe in der radiologischen Technik – Teil 5: Strahlenschutz.

DIN 6814-3:2016-08 Deutsches Institut für Normung (DIN). DIN 6814-3:2016-08. Begriffe in der radiologischen Technik - Teil 3: Dosimetrie.

Euratom 1996 Rat der Europäischen Union. Richtlinie 96/29/Euratom des Rates vom 13. Mai 1996 zur Festlegung der grundlegenden Sicherheitsnormen für den Schutz der Gesundheit der Arbeitskräfte und der Bevölkerung gegen die Gefahren ionisierender Strahlungen. Amtsblatt der Europäischen Gemeinschaften, L 159/1-114, 29.6.1996

Euratom 2014 Rat der Europäischen Union. Richtlinie 2013/59/Euratom des Rates vom 5. Dezember 2013 zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung und zur Aufhebung der Richtlinien 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom und 2003/122/Euratom. Amtsblatt der Europäischen Union, L 13/1, 17.01.2014

Ferrari et al. 2005 Ferrari A, Sala PR, Fasso A. FLUKA: A multi-particle transport code. CERN 2005-10; INFN/TC_05/11; SLAC-R-773, CERN, Geneva, 2005

GEANT4 2006a GEANT4: Physics reference manual.

http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/PhysicsReferenceManual/fo/PhysicsReferenceManual.pdf

GEANT4 2006b GEANT4: User's guide for application developers.

http://geant4.web.cern.ch/geant4/support/userdocuments.shtml

Grosswendt 1993 Grosswendt B. Dependence of the photon backscatter factor for water on irradiation field size and source-to-phantom distances between 1.5 and 10 cm. Phys Med Biol. 1993;38:305-310

Harder et al. 2004 Harder D, Petoussi-Henss N, Regulla D, Zankl M, Dietze G. Spectra of scattered photons in large absorbers and their importance for the values of radiation weighting factor (w_R). Rad Prot Dosim. 2004;109(4): 291-295

Heinzelmann 1983 Heinzelmann M. Ortsdosisleistung vor kontaminierten Flächen. In: Strahlenschutzaspekte bei radioaktiven Kontaminationen. FS-8332-T, 545-554, Fachverband für Strahlenschutz, 1983

Hendricks et al. 2005 Hendricks JS, McKinney GW, Waters LS. MCNPX extensions, version 2.5.0. LA-UR-05-2675, LANL, Los Alamos, USA, 2005

Hollnagel 1997 Hollnagel RA. Calculation of the Personal Dose Equivalent, $H_p(10)$, for Neutrons in the MIRD Phantom. Rad Prot Dosim. 1997;70:387-390

IAEA 2001 International Atomic Energy Agency (IAEA). Compendium of Neutron Spectra and Detector Responses for Radiation Protection Purposes. Supplement to TRS 318. IAEA Technical Reports Series No. 403, IAEA, Wien, 2001, ISBN 92-0-102201-8

ICRP 1971 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Data for Protection against Ionizing Radiation from External Sources. ICRP Publication 21, Pergamon Press, 1971

ICRP 1982 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Protection against Ionizing Radiation from External Sources used in Medicine. ICRP Publication 33, Ann. ICRP 9 (1), Pergamon Press, 1982

ICRP 1991 International Commission on Radiological Protection (ICRP). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21 (1–3), Pergamon Press, 1991, ISBN 0080411444

ICRP 1996 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74, Ann. ICRP 26 (3-4), 1996

ICRP 2002 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89, Ann. ICRP 32(3-4), Pergamon Press, 2002, ISBN 0080442668

ICRP 2007 International Commission on Radiological Protection (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37(2-4), Elsevier, 2007, ISBN 978-0702030482

ICRP 2009 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Adult reference computational phantoms. ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39(2), 2009

ICRP 2010 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP Publication 116, Ann. ICRP 40(2‑5), Elsevier, 2010, ISBN 978-1455728589

ICRP 2012 International Commission on Radiological Protection (ICRP). Compendium of Dose Coefficients based on ICRP Publication 60. ICRP Publication 119, Ann. ICRP 41(Suppl.), Elsevier, 2012, ISBN 978-1455754304

ICRU 1988 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources – Part 2. ICRU Report 43, Oxford: Oxford University Press, 1988

ICRU 1998 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation. ICRU Report 57, Oxford: Oxford University Press, 1998

ICRU 2001 International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Determination of operational dose equivalent quantities for neutrons, ICRU Report 66, Journal of ICRU 2001;1(3)

ISO 8529-1:2001 International Organization for Standardization (ISO). ISO 8529-1:2001. Reference neutron radiations – Part 1: Characteristics and methods of production

Iwase et al. 2002 Iwase H, Niita K, Nakamura T. Development of a general-purpose particle and heavy ion transport Monte Carlo code. Journal of Nuclear Science and Technology. 2002;39:1142-1151

Jaeger und Hübner 1974 Jaeger R, Hübner W (Hrsg.). Dosimetrie und Strahlenschutz. Thieme, Stuttgart, 1974

Kawrakow und Rogers 2003 Kawrakow I, Rogers DWO. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. PIRS Report 701, National Research Council of Canada (NRCC), Ottawa, 2003

Kim et al. 2006 Kim MS, Ryu JS, Park SW, Yi Y. Comparison of measured backscatter factors with Monte Carlo simulations for low energy X-ray. Nucl Instum Meth 2006;A567(1):341-344

Kramer et al. 1982 Kramer R, Zankl M, Williams G, Drexler G. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (Adam) and Female (Eva) Adult Mathematical Phantoms. GSF-Bericht S-885, München, Dezember 1982

Krieger 2004 Krieger H. Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes. Teubner Verlag, 2004, ISBN 3-519-00487-9

MessEV 2014 Mess und Eichverordnung. Verordnung über das Inverkehrbringen und die Bereitstellung von Messgeräten auf dem Markt sowie über ihre Verwendung und Eichung (Mess- und Eichverordnung - MessEV) vom 11. Dezember 2014 (BGBl. I S. 2010, 2011), die zuletzt durch Artikel 2 des Gesetzes vom 29. August 2016 (BGBl. I S. 2034) geändert worden ist

Niita et al. 2006 Niita K, Sato T, Iwade H, Nose H, Nakashima H, Sihver L. PHITS - a particle and heavy ion transport code system. Radiat. Measurements 2006;41:1080-1090

NISTIR 4999 2005 Berger MJ, Coursey JS, Zucker MA, Chang J. ESTAR, PSTAR, and ASTAR: Computer Programs for Calculating Stopping-Power and Range Tables for Electrons, Protons and Helium Ions (version 1.2.3). [Online] Available: http://physics.nist.gov/Star [2015-01-16]. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 2005. Originally published as: Berger MJ. NISTIR 4999. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 1993

Otto 2016 Otto T. Personal dose-equivalent conversion coefficients for 1252 radionuclides, Rad Prot Dosim. 2016 Jan;168(1):1-10. doi: 10.1093/rpd/ncu316

Petoussi et al. 1991 Petoussi N, Zankl M, Panzer W, Drexler G. A Catalogue of Photon Spectra inside Water or Lung Phantoms. GSF-Bericht 40/90, Neuherberg, 1991

Petoussi et al. 1993 Petoussi N, Zankl M, Fehrenbacher G, Drexler G. Dose distributions in the ICRU sphere for monoenergetic photons and electrons and for ca. 800 radionuclides. GSF-Bericht 7/93, Neuherberg, 1993

Petoussi-Henss et al. 1998	Petoussi-Henss N, Zankl M, Drexler G, Panzer W, Regulla D. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. Phys Med Biol. 1998;43:2237-2250
Petoussi-Henss et al. 2012	Petoussi-Henss N, Schlattl H, Zankl M, Endo A, Saito K. Organ doses from environmental exposures calculated using voxel phantoms of adults and children. Phys Med Biol. 2012;57:5679–5713
Piesch el at. 1983	Piesch E, Böhm J, Heinzelmann M. Generalized Concept for the Estimation of Body Dose of Radiation Workers Exposed to External Beta-Rays. Proceedings International Beta Dosimetry Symposium, NUREG/CP-0050, pp 49-58, U.S. Nuclear Regulatory Commission, Washington D.C., 1983
Reginatto und Behrens 2015	Reginatto M, und Behrens R. Computerprogramm „BetaDosim“. 2015, www.ptb.de/cms/de/fachabteilungen/abt6/betadosim.html
Rohloff und Heinzelmann 1996a	Rohloff F, Heinzelmann M. Dose-Rate by Photon Radiation to the Basal Layer of the Epidermis in Case of Skin Contamination. Rad Prot Dosim. 1996;63:15-28
Rohloff und Heinzelmann 1996b	Rohloff F, Heinzelmann M. Hautkontamination durch Alphastrahler: Neuberechnung der Hautdosis. Strahlenschutzpraxis. 1996;Heft 1:43-45
RöV 2002	Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV) in der seit dem 1.7.2002 geltenden Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S. 604), die zuletzt durch Artikel 6 der Verordnung vom 11. Dezember 2014 (BGBl. I S. 2010) geändert worden ist

Sato et al. 2009 — Sato T, Endo A, Zankl M. Fluence-to-dose conversion coefficients for neutrons and protons calculated using the PHITS code and ICRP/ICRU adult reference computational phantoms. Phys Med Biol. 2009;54(7):1997-2014

Schauer et al. 2000 — Schauer DA, Cassata JR, King JJ. A comparison of measured and calculated photon backscatter from dosemeter calibration phantoms. Rad Prot Dosim. 2000;88(4):319-321

Schötzig und Schrader 1993 — Schötzig U, Schrader H. Halbwertzeiten und Photonen-Emissionswahrscheinlichkeiten von häufig verwendeten Radionukliden. PTB-Bericht Ra-16/4, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, 4. erweiterte Auflage, 1993

Schuhmacher el at. 2006 — Schuhmacher H, Bartlett D, Bolognese-Milsztajn T, Boschung M, Coeck M, Curzio G, d'Errico F, Fiechtner A, Kyllönen JE, Lacoste V, Lindborg L, Luszik-Bhadra M, Reginatto M, Tanner R, Vanhavere F. Evaluation of Individual Dosimetry in Mixed Neutron and Photon Radiation Fields. PTB-Bericht N-49, Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, 2006

SSK 1989 — Strahlenschutzkommission (SSK). Maßnahmen bei radioaktiver Kontamination der Haut. Empfehlung der Strahlenschutzkommission, verabschiedet in der 92. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 22.09.1989. BAnz Nr. 45 vom 06.03.1990

SSK 2009 — Strahlenschutzkommission (SSK). Strahleninduzierte Katarakte. Empfehlung der Strahlenschutzkommission mit wissenschaftlicher Begründung, verabschiedet in der 234. Sitzung der SSK am 14.05.2009. BAnz Nr. 180a vom 27.11.2009

SSK 2010 Strahlenschutzkommission (SSK). Überwachung der Augenlinsendosis. Stellungnahme der Strahlenschutzkommission mit wissenschaftlicher Begründung, verabschiedet in der 240. Sitzung der SSK am 02.02.2010. BAnz Nr. 17 vom 01.02.2011, S. 374-382

SSK 2011 Strahlenschutzkommission (SSK). Grenzwerte für die Strahlenexposition der Haut beim beruflichen Umgang mit ionisierender Strahlung. Stellungnahme der Strahlenschutzkommission, verabschiedet in der 251. Sitzung der SSK am 25.10.2011. BAnz AT vom 10.04.2013 B6; urn:nbn:de:101:1-201309238372

SSK 2015 Strahlenschutzkommission (SSK). Überwachung der Augenlinsen-Äquivalentdosis. Empfehlung der Strahlenschutzkommission, verabschiedet in der 277. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 02./03.07.15. BAnz AT 18.03.2016 B4; urn:nbn:de:101:1-201604043478

StrlSchV 2001 Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung - StrlSchV) vom 20. Juli 2001 (BGBl. I 2001, Nr. 38, S. 1714, BGBl. I 2002, Nr. 27, S. 1459), die zuletzt durch Artikel 8 des Gesetzes vom 26. Juli 2016 (BGBl. I 2016, Nr. 37, S. 1843) geändert worden ist

Tomljenović et al. 1999 Tomljenović II, Ninković MM, Bek-Uzarov D, Stanković SJ, Kovačević M. Water phantom backscatter factors for x-rays in the 60 kV to 300 kV region. Phys Med Biol. 1999;44:2193-2200

Traub et al. 1997 Traub RJ, McDonald JC, Murphy MK. Determination of phaoton backscatter from several calibration phantoms. Rad Prot Dosim. 1997;74(1/2):13-20

Tschurlovits et al. 1992 — Tschurlovits M, Leitner A, Daverda G. Dose rate constants for new dose quantities. Rad Prot Dosim. 1992;42:77-82

Vanhavere et al. 2012 — Vanhavere F, Carinou E, Gualdrini G, Clairand I, Sans Merce M, Ginjaume M, Nikodemova D, Jankowski J, Bordy JM, Rimpler A, Wach S, Martin P, Struelens L, Krim S, Koukorava C, Ferrari P, Mariotti F, Fantuzzi E, Donadille L, Itié C, Ruiz N, Carnicer A, Fulop M, Domienik J, Brodecki M, Daures J, Barth I, Bilski P. ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff. EURADOS Report 2012-02, 2012, ISBN 978-3-943701-01-2

Veinot und Hertel 2007 — Veinot KG, Hertel NE. Photon extremity absorbed dose and kerma conversion coefficients for calibration geometries. Health Phys. 2007;92(2):179-185

Veinot und Hertel 2012 — Veinot KG, Hertel NE. Personal dose equivalent conversion coefficients for electrons to 1 GeV. Rad Prot Dosim. 2012;149(3):347–352

Wachsmann und Drexler 1976 — Wachsmann F, Drexler G. Graphs and Tables for Use in Radiology - Kurven und Tabellen für die Radiologie. 2. Auflage, Springer, Berlin, 1976, ISBN 0-387-07809-6

Waters 2002 — Waters LS. MCNPX User's Manual, version 2.3.0. Report LA-UR-02-2607, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, 2002

XCOM 2015 — NIST-XCOM Photon Cross Sections Database. last updated: May 19, 2015, www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm

Zankl et al.1997 — Zankl M, Petoussi-Henß N, Drexler G, Saito K. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part VII: Organ Doses due to Parallel and Environmental Exposure Geometries. GSF-Bericht 8/97, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg, 1997

Zankl 1999 — Zankl M. Personal dose equivalent for photons and its variation with dosimeter position. Health Phys. 1999;76:162-170

Zankl und Wittmann 2001 — Zankl M, Wittmann A. The adult voxel model "Golem" segmented from whole-body CT patient data. Radiat Environ Biophys. 2001;40:153-162

Zhao et al. 1994 — Zhao S, Kramer HM, Hohlfeld K. The Yield from X-Ray Tubes in Terms of Ambient Dose Equivalent. Rad Prot Dosim. 1994;51:297-300

Tabellenverzeichnis

Tabelle		Seite
2.1	Zahlenwerte des Gewebe-Wichtungsfaktors w_T nach ICRP (2007). Die Zahlenwerte gelten für Beschäftigte und für die Bevölkerung, für beide Geschlechter.	15
3.1	Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ und $H'(0,07)/K_a$ für monoenergetische Photonenstrahlung (ICRU 1998).	24
3.2	Verhältnis der Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ zur Luftkerma frei in Luft K_a für die Photonenstrahlung einiger Radionuklide. Es werden nur Photonenenergien oberhalb 20 keV berücksichtigt.	25
3.3	Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ und $H'(0,07)/K_a$ für spektrale Verteilungen von Röntgenstrahlung, wie sie zur Kalibrierung von Strahlenschutzdosimetern ver¬wendet werden.	266
3.4	Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ für einige typische Photonenstrahlungsfelder.	277
3.5	Dosisleistungskonstanten für einige Radionuklide. Selbstabsorption in der Quelle und Absorption in Luft bleiben, außer bei Ra-226, unberücksichtigt. In der Quelle erzeugte Bremsstrahlung wird ebenfalls vernachlässigt. Charakteristische Röntgenstrahlung ist eingeschlossen.	30
3.6	Korrektionsfaktoren k_p für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand d_{QH} und vom Quelle-Boden-Abstand d_{QB}.	34
3.7	Korrektionsfaktoren k_k für die effektive Dosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	37
3.8	Korrektionsfaktoren k_k für die Augenlinsen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	40

Tabelle		Seite
3.9	Korrektionsfaktoren k_k für die Blasen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	41
3.10	Korrektionsfaktoren k_k für die Brust-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	42
3.11	Korrektionsfaktoren k_k für die Dickdarm-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	43
3.12	Korrektionsfaktoren k_k für die Endosteum-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	44
3.13	Korrektionsfaktoren k_k für die Gehirn-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	45
3.14	Korrektionsfaktoren k_k für die Haut-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	46
3.15	Korrektionsfaktoren k_k für die Leber-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	47
3.16	Korrektionsfaktoren k_k für die Lungen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	48
3.17	Korrektionsfaktoren k_k für die Magen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	49

Tabelle		Seite
3.18	Korrektionsfaktoren k_k für die Ovarien-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	50
3.19	Korrektionsfaktoren k_k für die Knochenmark-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	51
3.20	Korrektionsfaktoren k_k für die Schilddrüsen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	52
3.21	Korrektionsfaktoren k_k für die Speiseröhren-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	53
3.22	Korrektionsfaktoren k_k für die Speicheldrüsen-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	54
3.23	Korrektionsfaktoren k_k für die Testes-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	55
3.24	Korrektionsfaktoren k_k für die Uterus-Äquivalentdosis für divergente Photonenstrahlungsfelder in Abhängigkeit vom Quelle-Haut-Abstand (d_{QH}) und vom Quelle-Boden-Abstand (d_{QB}).	56
4.1	Zahlenwerte für gemittelte Konversionsfaktoren für drei Kalibrierspektren und siebzehn Überwachungsspektren.	97
5.1	Für den Strahlenschutz relevante Körperteile bei externer Strahlenexposition durch Betastrahlung.	103
5.2	Verhältnis der Äquivalentdosis an der Hautoberfläche bzw. in 0,07 mm Tiefe zu der in 3 mm Tiefe für verschiedene Radionuklide und Radionuklide mit Folgeprodukten und für unterschiedliche Expositionsbedingungen.	129

Tabelle		Seite
7.1	Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis für Hautkontamination mit verschiedenen Radionukliden. Beiträge der Alphastrahlung, der Betastrahlung und der Photonenstrahlung zur Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis und Verhältnis der lokalen Haut-Äquivalentdosis durch Photonenstrahlung bei großflächiger Kontamination zu der bei Punktkontamination. Angaben von $I_{c\alpha}$ nur bei Alphastrahlern mit Energien größer als 6 MeV. Tochterradionuklide sind nicht berücksichtigt.	146
A5.1	Zahlenwerte des Gewebe-Wichtungsfaktors w_T nach ICRP (1991), EU (1996) und StrlSchV (2001). Die Zahlenwerte gelten für Beschäftigte und für die Bevölkerung, für beide Geschlechter.	208

Abbildungsverzeichnis

Abbildung		Seite
2.1	Schematische Darstellung der Augenlinse	12
3.1	Konversionsfaktoren $H^*(10)/K_a$ und $H'(0,07)/K_a$ in Abhängigkeit von der Photonenenergie	28
3.2	Äquivalente Energie in Abhängigkeit von der Halbwertschichtdicke in Kupfer und Aluminium.	28
3.3	Dosisleistungskonstante bezüglich der Umgebungs-Äquivalentdosis für Röntgenstrahlung in Abhängigkeit von der Röhrenspannung. Die Kurven gelten für folgende Werte der Gesamtfilterung: 1 mm (a) und 2 mm (b) Be, 1 mm (c), 2,5 mm (d) und 4 mm (e) Al sowie 0,5 mm (f), 1 mm (g), 2 mm (h) und 4 mm (i) Cu	31
3.4	Darstellung von Quelle-Haut-Abstand d_{QH} und Quelle-Boden-Abstand d_{QB} für eine divergente Punktquelle	34
3.5	Verhältnis von Tiefen-Personendosis $H_p(10)$, berechnet in einem anthropomorphen Phantom an der linken Brustseite zu Ortsdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_p) als Funktion der Photonenenergie E_{ph} für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LAT, PAR.ROT.	35
3.6	Verhältnis von effektiver Dosis E zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT.	37
3.7	Verhältnis von effektiver Dosis E zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien ISO, ISO.OB.HALBRAUM (ICRP 2012), Bodenflächenquelle BFQ.	38

Abbildung		Seite
3.8	Verhältnis von Augenlinsen-Äquivalentdosis $H_{\text{Augenlinse}}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ bzw. Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LAT, PAR.ROT, ISO.	39
3.9	Verhältnis von Blasen-Äquivalentdosis H_{Blase} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	41
3.10	Verhältnis von Brust-Äquivalentdosis H_{Brust} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	42
3.11	Verhältnis von Dickdarm-Äquivalentdosis H_{Dickdarm} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	43
3.12	Verhältnis von Endosteum-Äquivalentdosis („Knochenoberfläche“) $H_{\text{Endosteum-}}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	44
3.13	Verhältnis von Gehirn-Äquivalentdosis H_{Gehirn} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	45

Abbildung		Seite
3.14	Verhältnis von Haut-Äquivalentdosis H_{Haut} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO. Die Haut-Äquivalentdosis ist zur Ermittlung ihres Beitrages zur effektiven Dosis über die gesamte Körperoberfläche gemittelt.	46
3.15	Verhältnis von Leber-Äquivalentdosis H_{Leber} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	47
3.16	Verhältnis von Lungen-Äquivalentdosis H_{Lunge} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	48
3.17	Verhältnis von Magen-Äquivalentdosis H_{Magen} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	49
3.18	Verhältnis von Ovarien-Äquivalentdosis $H_{Ovarien}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	50
3.19	Verhältnis von Knochenmark-Äquivalentdosis $H_{Knochenmark}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	51

Abbildung		Seite
3.20	Verhältnis von Schilddrüsen-Äquivalentdosis $H_{\text{Schilddrüse}}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	52
3.21	Verhältnis von Speiseröhren-Äquivalentdosis $H_{\text{Speiseröhre}}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	53
3.22	Verhältnis von Speicheldrüsen-Äquivalentdosis $H_{\text{Speicheldrüsen}}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	54
3.23	Verhältnis von Testes-Äquivalentdosis H_{Testes} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	55
3.24	Verhältnis von Uterus-Äquivalentdosis H_{Uterus} zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	56
3.25	Verhältnis von Restkörper-Äquivalentdosis $H_{\text{Restkörper}}$ zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (Konversionsfaktor f_k) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO	57

Abbildung		Seite
3.26	Verhältnis von effektiver Dosis E zu Tiefen-Personendosis $H_p(10)$, berechnet in einem anthropomorphen Phantom an der linken Brustseite, (Konversionsfaktor f_k / f_p) in Abhängigkeit von der Photonenenergie für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT.	59
4.1	Neutronenfluenz-Umgebungs-Äquivalentdosis-Konversionsfaktor $h^*_\Phi = H^*(10)/\Phi$ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie.	70
4.2	Neutronenfluenz-Tiefen-Personendosis-Konversionsfak-tor $h_{p\Phi} = H_p(10)/\Phi$ berechnet im MIRD-Phantom in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für verschiedene Bestrahlungsgeometrien.	71
4.3	Verhältnis von Personendosis $H_p(10)$ (berechnet im MIRD-Phantom) zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ bei ausgewählten Neutronenenergien für verschiedene Bestrahlungsgeometrien. Diese Werte gelten nur für monoenergetische Neutronen und dürfen nicht zur Berechnung von $H_p(10)$ aus $H^*(10)$ in breiten Spektren benutzt werden.	72
4.4	Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R für Neutronenstrahlung in Abhängigkeit von der Neutronenenergie.	73
4.5	Verhältnis $d_{e\Phi}$ von „effektiver Energiedosis“ $\Sigma_T w_T \cdot D_T$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	74
4.6	Verhältnis von effektiver Dosis E zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	75
4.7	Verhältnis von Blasen-Energiedosis D_{Blase} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	76

Abbildung		Seite
4.8	Verhältnis von Brust-Energiedosis D_{Brust} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	77
4.9	Verhältnis von Dickdarm-Energiedosis $D_{Dickdarm}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	78
4.10	Verhältnis von Haut-Energiedosis D_{Haut} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	79
4.11	Verhältnis von Endosteum-Energiedosis $D_{Endosteum}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	80
4.12	Verhältnis von Leber-Energiedosis D_{Leber} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	81
4.13	Verhältnis von Lungen-Energiedosis D_{Lunge} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	82
4.14	Verhältnis von Magen-Energiedosis D_{Magen} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	83
4.15	Verhältnis von Ovarien-Energiedosis $D_{Ovarien}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	84
4.16	Verhältnis von Knochenmark-Energiedosis $D_{Knochenmark}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	85

Abbildung		Seite
4.17	Verhältnis von Schilddrüsen-Energiedosis $D_{\text{Schilddrüse}}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	86
4.18	Verhältnis von Speiseröhren-Energiedosis $D_{\text{Speiseröhre}}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	87
4.19	Verhältnis von Testes-Energiedosis D_{Testes} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	88
4.20	Verhältnis von Gehirn-Energiedosis D_{Gehirn} zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	89
4.21	Verhältnis von Speicheldrüse-Energiedosis $D_{\text{Speicheldrüse}}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	90
4.22	Verhältnis von Restkörper-Energiedosis $D_{\text{Restkörper}}$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien.	91
4.23	Verhältnis von effektiver Dosis E zu Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie für die angegebenen Bestrahlungsgeometrien. Diese Werte gelten nur für monoenergetische Neutronen und dürfen nicht zur Berechnung von E aus $H^*(10)$ in breiten Spektren benutzt werden.	93
4.24	Verhältnis von Tiefen-Personendosis $H_p(10;0°)$ zu Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Neutronenenergie	95

Abbildung		Seite
4.25	Verhältnis von effektiver Dosis E (für frontalen Strahleneinfall) zur Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (■ linke Skala) und Verhältnis von Tiefen-Personendosis $H_p(10)$ für die Bestrahlungsgeometrie AP zur Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ (◆ rechte Skala) für Kalibrier- und Überwachungsspektren nach Tabelle 4.1.	99
5.1	Dosisleistung geteilt durch die Aktivität A einer Punktquelle als Funktion der Beta-Maximalenergie für verschiedene Abstände zur Quelle in Luft unter Normalbedingungen.	108
5.2	Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F in 10 cm Abstand von einer kontaminierten Fläche als Funktion der Beta-Maximalenergie für verschiedene Durchmesser der Fläche.	110
5.3	Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F in 50 cm Abstand von einer kontaminierten Fläche als Funktion der Beta-Maximalenergie für verschiedene Durchmesser der Fläche.	111
5.4	Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F vor einer kontaminierten Fläche als Funktion der Beta-Maximalenergie für verschiedene Abstände in Luft von einer praktisch unendlich ausgedehnten Flächenquelle.	112
5.5	Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F für eine kontaminierte Fläche von 10 cm Durchmesser als Funktion des Abstandes von der kontaminierten Fläche in Luft.	113
5.6	Dosisleistung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F für eine kontaminierte Fläche von 100 cm Durchmesser als Funktion des Abstandes von der kontaminierten Fläche in Luft.	114
5.7	Dosisleistung geteilt durch die volumenbezogene Aktivität A_V von homogen kontaminierter Luft als Funktion der Beta-Maximalenergie.	116

Abbildung		Seite
5.8a	Richtwerte für den Transmissionsfaktor T zur Ermittlung der Dosisleistung hinter der Schichtdicke d eines Materials mit der Dichte ρ, erzeugt durch einen Betastrahler der maximalen Reichweite R_{max}.	118
5.8b	Richtwerte für den Transmissionsfaktor T zur Ermittlung der Dosisleistung hinter der Schichtdicke d eines Materials mit der Dichte ρ, erzeugt durch einen Betastrahler der maximalen Reichweite R_{max} (logarithmische Darstellung).	119
5.9	Maximale Reichweite R_{max} von Elektronen in Luft, Wasser, Glas, Aluminium, Eisen und Blei als Funktion der Elektronenenergie E. Die Kurven für PMMA (Polymethylmethacrylat) und Wasser bzw. Glas und Aluminium liegen sehr nahe beieinander.	120
5.10	Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis H_{Brust} zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.	121
5.11	Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis $H_{Harnblase}$ zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.	122
5.12	Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis H_{Haut} (gemittelt über die gesamte Haut) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.	123
5.13	Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis $H_{Schilddrüse}$ zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.	124
5.14	Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis H_{Testes} zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.	125

Abbildung		Seite
5.15	Verhältnis der Organ-Äquivalentdosis H_{Thymus} zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.	126
5.16	Verhältnis der lokalen Haut-Äquivalentdosis $H_{\text{lokale Haut}}$ (gemittelt über 1 cm² und über eine Gewebetiefe von 50 bis 100 µm Tiefe in einem Gewebephantom) zur Richtungs-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe $H'(0{,}07;0°)$ in Abhängigkeit von der Elektronenenergie.	127
7.1	Lokale Haut-Äquivalentdosisleistung für Betastrahlung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F einer kreisförmigen, homogenen Kontamination der Haut mit einer Fläche von 1 cm² (Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis) als Funktion von $E_{ß,max}$.	141
7.2	Lokale Haut-Äquivalentdosisleistung für Photonenstrahlung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F (Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis) als Funktion der Energie E_γ bei großflächiger Hautkontamination und bei Emission eines Photons je Zerfall.	142
7.3	Lokale Haut-Äquivalentdosisleistung für Alphastrahlung geteilt durch die flächenbezogene Aktivität A_F (Dosisleistungskonstante für die lokale Haut-Äquivalentdosis) als Funktion der Energie bei Hautkontamination und bei Emission eines Alphateilchens je Zerfall.	143
7.4	Verhältnis der lokalen Haut-Äquivalentdosis bei großflächiger Kontamination zu der bei Punktkontamination als Funktion der Photonenenergie.	145
A1.1	Zusammenhang zwischen den Dosisbegriffen im Strahlenschutz	177
A2.1	Schematische Darstellung der Berechnungsvorschrift für die effektive Dosis	182
A2.2	Äußere Ansicht der Referenzphantome zur Berechnung der Körper-Äquivalentdosen.	185

Abbildung		Seite
A2.3	Schnittbilder durch das männliche Referenzphantom mit Darstellung einzelner Organe.	186
A2.4	Schnittbilder durch das weibliche Referenzphantom mit Darstellung einzelner Organe.	187
A4.1	Neutronenspektrum einer Americium-Beryllium (AmBe)-Radionuklidquelle.	195
A4.2	Neutronenspektrum einer Californium (Cf-252)-Spontanspaltquelle.	196
A4.3	Neutronenspektrum einer Californium-Spontanspaltquelle mit einer umgebenden Moderatorkugel aus D_2O mit 15 cm Radius.	197
A4.4	Neutronenspektren gemessen an fabrikneuen Brennelementen aus Mischoxid (MOX). A: 1,3 m über dem Boden, 0,6 m vom Transportgestell, ohne Abschirmung; B: 1,05 m über dem Boden, 0,7 m vom Transportgestell, ohne Abschirmung; C: 0,83 m über dem Boden, 0,6 m vom Transportgestell, mit Abschirmung; D: Brennelemente in einem Lagerraum.	198
A4.5	Neutronenspektren (ÜS2) gemessen an einem Siedewasser-Reaktor (SWR). A: Im Steuerstabantriebsraum (SAR); B: Oberhalb des Sicherheitsbehälters.	199
A4.6	Neutronenspektren (ÜS3) gemessen an einem Druckwasser-Reaktor (DWR). A: In der Eingangsschleuse zum Sicherheitsbehälter; B: Im Sicherheitsbehälter.	200
A4.7	Neutronenspektren (ÜS4) gemessen an einem Strahlenschutzbereich einer europäischen kerntechnischen Einrichtung. A: An der Eingangstür, B: Im Zugangsbereich hinter der Abschirmwand; C: Innerhalb des Strahlenschutzbereichs.	201
A4.8	Neutronenspektrum (ÜS5) gemessen an einem Forschungsreaktor. A: Am Reaktor-Sicherheitsbehälter; B: In der Nähe des Kontrollraums.	202

Abbildung		Seite
A4.9	Neutronenspektren (ÜS6) gemessen an einem Transportbehälter (Typ NTL 11) mit abgebrannten Brennelementen. A: Seitlich in der Mitte des Transportbehälters, 2,65 m über dem Boden; B: Seitlich etwa ein Viertel der Behälterlänge vom Ende des Transportbehälters, etwa 1,5 m über dem Boden.	203
A4.10	Neutronenspektren (ÜS7) gemessen an einem Transportbehälter (Typ TN 17/MK 2) mit abgebrannten Brennelementen. A: Seitlich in der Mitte und in Höhe der Zylinderachse des Transportbehälters, 2,5 m über dem Boden, Abstand 1,05 m; B: Im Zentrum der Stirnseite des Transportbehälters, 2,5 m über dem Boden, Abstand 0,8 m.	204
A5.1	Verhältnis von effektiver Dosis E nach der Definition von ICRP Publikation 60 zur Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ in Abhängigkeit von der Energie monoenergetischer Photonenstrahlung für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	209
A5.2	Verhältnis von Restkörper-Äquivalentdosis $H_{\text{Restkörper}}$ nach der Definition von ICRP Publikation 60 zur Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ in Abhängigkeit von der Energie monoenergetischer Photonenstrahlung für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	210
A5.3	Verhältnis von effektiver Dosis E nach der Definition von ICRP Publikation 60 zur Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Energie monoenergetischer Neutronenstrahlung für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR.LLAT, PAR.RLAT, PAR.ROT, ISO.	211

Abbildung		Seite
A5.4	Verhältnis von Restkörper-Äquivalentdosis $H_{\text{Restkörper}}$ nach der Definition von ICRP Publikation 60 zur Neutronenfluenz Φ in Abhängigkeit von der Energie monoenergetischer Neutronenstrahlung für die Bestrahlungsgeometrien PAR.AP, PAR.PA, PAR. LAT (Mittelwert aus PAR.LLAT und PAR.RLAT), PAR.ROT, ISO.	212
A5.5	Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R für Neutronenstrahlung in Abhängigkeit von der Neutronenenergie E_n nach ICRP Publikation 60. Zum Vergleich ist auch der Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R für Neutronenstrahlung nach ICRP Publikation 103 dargestellt.	213