

DIN 6800-1**DIN**

ICS 17.240

Einsprüche bis 2013-08-02
Vorgesehen als Ersatz für
DIN 6800-1:1980-06**Entwurf****Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung –
Teil 1: Allgemeines**Procedures of dosimetry with probe-type detectors for photon and electron radiation –
Part 1: GeneralMéthodes dosimétriques à l'aide de sondes pour les rayonnements photonique et
électronique –
Partie 1: Généralités**Anwendungswarnvermerk**Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2013-04-02 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und
Stellungnahme vorgelegt.Weil die beabsichtigte Norm von der vorliegenden Fassung abweichen kann, ist die Anwendung dieses
Entwurfes besonders zu vereinbaren.

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal des DIN unter www.entwuerfe.din.de bzw. für Norm-Entwürfe der DKE auch im Norm-Entwurfs-Portal der DKE unter www.entwuerfe.normenbibliothek.de, sofern dort wiedergegeben;
- oder als Datei per E-Mail an nar@din.de möglichst in Form einer Tabelle. Die Vorlage dieser Tabelle kann im Internet unter www.din.de/stellungnahme oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN, 91020 Erlangen, Postfach 32 60 (Hausanschrift: Henkestr. 127, 91052 Erlangen).

Die Empfänger dieses Norm-Entwurfs werden gebeten, mit ihren Kommentaren jegliche relevanten
Patentrechte, die sie kennen, mitzuteilen und unterstützende Dokumentationen zur Verfügung zu stellen.

Gesamtumfang 48 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN



Inhalt

Seite

Vorwort	4
Einleitung.....	5
1 Anwendungsbereich	6
2 Normative Verweisungen.....	6
3 Begriffe	6
4 Sondenmethode.....	15
4.1 Grundlagen.....	15
4.1.1 Konzept der Sondenmethode.....	15
4.1.2 Dosimeterarten und deren Sonden.....	16
4.1.3 Bedingungen für das Strahlungsfeld der Sekundärteilchen: Gleichgewichtsbedingungen und Bragg-Gray-Bedingungen.....	17
4.2 Ermittlung der Wasser-Energiedosis nach der Sondenmethode.....	17
4.2.1 Grundgleichung.....	17
4.2.2 Positionierung der Sonde.....	18
4.2.3 Ermittlung des Kalibrierfaktors.....	18
4.2.4 Einflussgrößen und Bezugsbedingungen für die Kalibrierung.....	18
4.2.5 Korrekturfaktoren.....	20
5 Wasser- und Festkörperphantome	21
5.1 Allgemeines.....	21
5.2 Wasserphantome.....	21
5.3 Festkörperphantome.....	21
5.3.1 Allgemeines.....	21
5.3.2 Umrechnung der Tiefe im Festkörperphantom auf die äquivalente Wassertiefe.....	22
5.3.3 Umrechnung der Dosen im Festkörper- und Wasserphantom.....	25
5.4 Vermeidung von Aufladungseffekten.....	25
6 Ermittlung von Dosisverteilungen mit Dosimetersonden	25
6.1 Allgemeines.....	25
6.2 Für die Ermittlung von Dosisverteilungen wesentliche Eigenschaften von Dosimetersonden.....	26
6.2.1 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens.....	26
6.2.2 Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens.....	26
6.2.3 Volumeneffekt.....	26
6.2.4 Nichtlinearität der Beziehung zwischen Dosis und Anzeige.....	27
6.2.5 Homogenität des Ansprechvermögens von flächenhaften Detektoren.....	28
6.3 Übersicht über Eigenschaften von Dosimetersonden.....	28
7 Ermittlung der dem Umgebungsmaterial zugeführten Energiedosis in Abwesenheit der Sonde.....	30
7.1 Allgemeines.....	30
7.2 Gleichgewichtssonden.....	30
7.3 Bragg-Gray-Sonden.....	31
7.4 Bremsvermögensverhältnis nach Spencer-Attix.....	33
8 Ermittlung der Messunsicherheit.....	33
8.1 Allgemeines.....	33
8.2 Angabe des vollständigen Messergebnisses.....	34
8.3 Die Modellfunktion der Auswertung.....	34
8.4 Ermittlung der Standardmessunsicherheiten der Eingangsgrößen.....	34
8.5 Ermittlung der dem Messwert beigeordneten Standardmessunsicherheit.....	36
8.6 Ermittlung der erweiterten Messunsicherheit.....	38
Anhang A (informativ) Andere Methoden der Dosimetrie	39
Anhang B (informativ) Anschlussmessungen bei Verwendung hochauflösender Detektoren	40

Anhang C (informativ) Ermittlung von Korrekturfaktoren mit Monte-Carlo-Verfahren.....	41
Literaturhinweise.....	43
Stichwortverzeichnis.....	46
 Bilder	
Bild 1 — Einige häufig auftretende Wahrscheinlichkeitsdichteverteilungen.....	36
 Tabellen	
Tabelle 1 — Beispiele von Dosimeterarten, die sich in der Teletherapie für die Sondenmethode eignen.....	16
Tabelle 2 — Die wichtigsten Einflussgrößen und Bezugswerte für die Dosimetrie nach der Sondenmethode in der Teletherapie	19
Tabelle 3 — Wasser und einige annähernd wasseräquivalente Phantommaterialien	22
Tabelle 4 — Werte des Quotienten μ_m/μ_w und Verhältnisse der Elektronendichten $\rho_{e,m}/\rho_{e,w}$ für annähernd wasseräquivalente Materialien	23
Tabelle 5 — Werte des Quotienten $(r_{0,w}/\rho_w)/(r_{0,m}/\rho_m)$ für verschiedene annähernd wasseräquivalente Materialien.....	24
Tabelle 6 — Werte des Quotienten $D_{max,w}/D_{max,m}$ für verschiedene annähernd wasseräquivalente Materialien.....	25
Tabelle 7 — Eigenschaften verschiedener Dosimetersonden.....	29
Tabelle 8 — Dosisumrechnungsfaktoren $s_{m/w}$ für Muskel- und Fettgewebe sowie Knochen bei hochenergetischer Elektronenstrahlung	32
Tabelle 9 — Dosisumrechnungsfaktoren $s_{m/w}$ für Muskel- und Fettgewebe sowie Knochen in hochenergetischen Photonenstrahlungsfeldern	32
Tabelle 10 — Eigenschaften einiger Wahrscheinlichkeitsdichteverteilungen.....	35
Tabelle 11 — Muster einer Messunsicherheitsbilanz	37

Vorwort

Diese Norm wurde vom NA 080-00-01 AA „Dosimetrie“ des Normenausschusses Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin sowie der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie erarbeitet.

Definierte Begriffe werden in Übereinstimmung mit dem Verfahren bei IEC in KAPITÄLCHEN geschrieben. Ein Stichwortverzeichnis am Ende der Norm enthält alle definierten Begriffe einschließlich Quellenangabe und englischer Übersetzung.

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Texte dieses Dokuments Patentrechte berühren können. Das DIN ist nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren.

Die Reihe DIN 6800; *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung*, besteht aus:

- Teil 1: *Allgemeines zur Dosimetrie von Photonen- und Elektronenstrahlung nach der Sondenmethode*
- Teil 2: *Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern*
- Teil 4: *Filmdosimetrie*
- Teil 5: *Thermolumineszenzdosimetrie*

Änderungen

Gegenüber DIN 6800-1:1980-06 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Die Begriffsdefinitionen wurden überarbeitet und aktualisiert.
- b) Die Dosimetrie für die Brachytherapie wurde aus dem Anwendungsbereich der Norm entfernt.
- c) Es werden nur noch DOSIMETER berücksichtigt, für die der KALIBRIERFAKTOR zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS bekannt ist. Absolutmessende DOSIMETER sowie die damit im Zusammenhang stehenden Fragen der Ermittlung der Sondendosis, des Sondenfaktors usw. werden nicht behandelt.
- d) Die Vorgehensweise zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS mit kalibrierten DOSIMETERN wird beschrieben, und es werden allgemeine Hinweise zur Positionierung der Sonden, zum KALIBRIERFAKTOR und zu den erforderlichen Korrekturen gegeben.
- e) Ein Kapitel über PHANTOME wurde neu aufgenommen, in dem die Eigenschaften verschiedener wasser-äquivalenter Phantommaterialien angegeben sind. Die Vorgehensweise zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS in diesen Festkörperphantomen wird beschrieben und die dazu benötigten Daten werden angegeben.
- f) Die für die Ermittlung von Dosisverteilungen wesentlichen Eigenschaften von DOSIMETERSONDEN werden beschrieben, und es werden Hinweise zur Auswahl geeigneter Sonden für verschiedene Messaufgaben gegeben.
- g) Die Ermittlung der dem Umgebungsmaterial zugeführten DOSIS aus der gemessenen WASSER-ENERGIEDOSIS wird beschrieben. Für einige Materialien werden die für die Umrechnung benötigten Daten angegeben.
- h) Das Verfahren zur Ermittlung der MESSUNSICHERHEIT wird beschrieben.

Einleitung

Die Sondenmethode ist das wichtigste Verfahren der klinischen Dosimetrie zur Bestimmung der ENERGIEDOSIS in der STRAHLENTHERAPIE.

Die ENERGIEDOSIS, die einem biologischen Gewebe oder einem anderen Material an einem interessierenden Punkt zugeführt wird, lässt sich in der klinischen Praxis nicht unmittelbar, d. h. durch messtechnische Erfassung von Strahlungswirkungen auf das interessierende Material selbst, messen. Man muss daher ein mittelbares Verfahren, die Sondenmethode, anwenden. Hierbei wird die DOSIMETERSONDE, d. h. das Detektormaterial einschließlich seiner Umhüllung, in das interessierende Material eingebracht oder an diesem befestigt und mit diesem zusammen bestrahlt. Bei entsprechender Kalibrierung des DOSIMETERS lässt sich aus dem Detektorsignal die in der STRAHLENTHERAPIE in der Regel verwendete WASSER-ENERGIEDOSIS am MESSORT ermitteln. Die dem interessierenden Material in Abwesenheit des Detektors am MESSORT zugeführte ENERGIEDOSIS erhält man daraus durch Anwendung eines DOSIS-Umrechnungsfaktors. Bei hochenergetischer PHOTONEN- und ELEKTRONENSTRAHLUNG stimmen die Dosiswerte für Weichteilgewebe und Wasser in sehr guter Näherung überein.

In dieser Norm sind bestimmte Begriffe, Verfahrensregeln, Formeln, Strahlungsfeldbedingungen und Umrechnungsfaktoren der Sondenmethode festgelegt, die für alle Dosimeterarten gemeinsam gelten. Darüber hinaus werden Hinweise auf Beiträge zur MESSUNSICHERHEIT gegeben, und es wird das Verfahren zur Ermittlung der GESAMTUNSICHERHEIT der DOSIS beschrieben.

In weiteren Teilen der Normenreihe DIN 6800 sind die speziellen Regeln für die Anwendung verschiedener Dosimeterarten (z. B. Ionisationskammerdosimeter, Filmdosimeter, Thermolumineszenzdosimeter) nach der Sondenmethode festgelegt. Es ist zu beachten, dass in den weiteren Teilen der Normenreihe DIN 6800, sofern sie älter sind als die vorliegende Norm, nicht zwischen der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE und der KORRIGIERTEN ANZEIGE unterschieden wird. Mit dem in den älteren Teilen der Normenreihe DIN 6800 als ANZEIGE bezeichneten Symbol *M* ist stets die UNKORRIGIERTE ANZEIGE gemeint.

Nicht alle Verfahren der Dosimetrie benutzen die Sondenmethode (siehe Anhang A).

Nur für die Information

1 Anwendungsbereich

Diese Norm beschreibt die Grundsätze der Anwendung der Sondenmethode für die Dosimetrie in der STRAHLENTHERAPIE.

Die Norm dient zur Messung der ENERGIEDOSIS an einem Punkt in einem bestrahlten Material und zur Ermittlung von Relativwerten der ENERGIEDOSIS an Punkten im oder am menschlichen Körper oder PHANTOM für PHOTONENSTRAHLUNG im Energiebereich von 10 keV bis 50 MeV und ELEKTRONENSTRAHLUNG von 2 MeV bis 50 MeV in der TELETHERAPIE.

Die Norm gilt nicht für die in der Brachytherapie verwendeten Photonen- und Betastrahlungen. Bestimmte Begriffe und Verfahren der Sondenmethode werden jedoch sinngemäß auch in der Brachytherapie mit Photonen- und Betastrahlungen verwendet. Entsprechende Festlegungen für die Photonen-Brachytherapie sind DIN 6809-2 vorbehalten. Die klinische Dosimetrie für die Betastrahlungs-Brachytherapie ist in ISO 21439 geregelt.

Die Dosimetrie für die Therapie mit Röntgenstrahlung ist in DIN 6809-4 beschrieben.

Verfahren der klinischen Dosimetrie, die über die Dosisermittlung an einem Punkt hinausgehen, sind in der Normenreihe DIN 6809 festgelegt.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente, die in diesem Dokument teilweise oder als Ganzes zitiert werden, sind für die Anwendung dieses Dokuments erforderlich. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

DIN 6800 (ganze Reihe), *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung*

DIN 6800-2, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern*

DIN 6800-4, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 4: Filmdosimetrie*

DIN 6800-5, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 5: Thermolumineszenzdosimetrie*

DIN 6809 (ganze Reihe), *Klinische Dosimetrie*

DIN 6809-4, *Klinische Dosimetrie — Teil 4: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik*

DIN V ENV 13005, *Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen*

ISO 21439, *Clinical dosimetry — Beta radiation sources for brachytherapy*

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe im Stichwortverzeichnis und die folgenden Begriffe.

3.1

Ansprechvermögen

R

<Sondenmethode> Quotient aus der um die NULLANZEIGE M_0 verminderten UNKORRIGIERTEN ANZEIGE M und dem Wert der sie verursachenden WASSER-ENERGIEDOSIS D_W

Anmerkung 1 zum Begriff: Das ANSPRECHVERMÖGEN unter Einwirkung einer EINFLUSSGRÖSSE, bezogen auf das ANSPRECHVERMÖGEN beim BEZUGSWERT dieser EINFLUSSGRÖSSE, dient zur Beschreibung der Auswirkung dieser EINFLUSSGRÖSSE, wenn alle anderen EINFLUSSGRÖSSEN unverändert bleiben. Beispiele für EINFLUSSGRÖSSEN sind die Energie- und Richtungsverteilung der Strahlung oder die Temperatur am MESSORT. Die Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS bei Änderung des MESSWERTES wird als Linearitätsabweichung bezeichnet.

3.2

Anzeige

von einem Messgerät oder Messsystem gelieferter Größenwert

[QUELLE: ISO/IEC Guide 99:2007]

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei der ANZEIGE kann es sich um die UNKORRIGIERTE ANZEIGE oder die KORRIGIERTE ANZEIGE handeln.

3.3

Bezugsbedingungen für die Kalibrierung

Bezugsbedingungen

Bedingungen, unter denen alle EINFLUSSGRÖSSEN und Geräteparameter ihre BEZUGSWERTE annehmen

Anmerkung 1 zum Begriff: Der KALIBRIERFAKTOR bezieht sich auf den Betrieb des DOSIMETERS unter BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG.

3.4

Bezugspunkt

vom Hersteller angegebener Punkt einer DOSIMETERSONDE, durch dessen Lage im Raum die Position der DOSIMETERSONDE gekennzeichnet wird

[QUELLE: DIN 6800-2:2008-03]

3.5

Bezugswert

Wert einer EINFLUSSGRÖSSE (oder Geräteparameter), der für Bezugszwecke ausgewählt wurde, d. h. ein Wert einer EINFLUSSGRÖSSE (oder Geräteparameter), bei dem der KORREKTIONSFAKTOR bezüglich der Abhängigkeit von dieser EINFLUSSGRÖSSE (oder Geräteparameter) den Wert eins annimmt

[QUELLE: DIN EN 60731:2006-09]

3.6

Bragg-Gray-Bedingungen

idealisierter Zustand des STRAHLUNGSFELDES einer PHOTONEN- oder ELEKTRONENSTRAHLUNG in einem Hohlraum innerhalb eines Materials A, der mit einem Material B gefüllt ist; er besteht dann, wenn

- die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN der den Hohlraum durchlaufenden Elektronen der ersten Generation sowie ihre Energie- und Richtungsverteilung durch den mit dem Material B gefüllten Hohlraum nicht verändert wird,
- die Energie, die von den im Material B durch Photonen ausgelösten SEKUNDÄRELEKTRONEN auf dieses Material übertragen wird, im Verhältnis zu der insgesamt auf das Material B übertragenen Energie verschwindend klein ist,
- die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN der Elektronen aller Generationen innerhalb des Materials B ortsunabhängig ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Diese Bedingungen bedeuten, dass die am interessierenden Punkt im Material B erzeugte ENERGIEDOSIS allein durch die Energiebilanz der in das Material B ein- und aus ihm austretenden ELEKTRONENSTRAHLUNG der ersten Generation bestimmt wird. (Bei PHOTONENSTRAHLUNG sind dies die Photoelektronen, Comptonelektronen und Elektron-Positron-Paare. Die von ihnen durch Elektron-Elektron-Streuung erzeugten SEKUNDÄRELEKTRONEN werden als Elektronen der zweiten Generation bezeichnet.) Aus diesem Grunde stehen die in den Materialien A und B erzeugten ENERGIEDOSEN unter BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN im Verhältnis der MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN der Elektronen der ersten Generation. Bei ELEKTRONENSTRAHLUNG entfällt Bedingung b).

[QUELLE: DIN 6814-3:2001-01]

3.7

Dosimetersonde

Sonde, bestehend aus strahlungsempfindlichem festem, flüssigem oder gasförmigem Material (Sondenmaterial), welches eine dosisabhängige Anzeige liefert und ein bestimmtes, für die Messung ausgenutztes Volumen (Messvolumen) einnimmt, sowie im Allgemeinen aus einer das Sondenmaterial umgebenden Wand oder Hülle (Wandmaterial) und gegebenenfalls aus zusätzlichen Bauteilen

Anmerkung 1 zum Begriff: Zusätzliche Bauteile können z. B. elektrische Zuleitungen oder mechanische Verbindungen sein.

3.8

Dosisprofil

funktionelle Abhängigkeit einer Dosisgröße vom Ort

Anmerkung 1 zum Begriff: Es kann sich um ein laterales DOSISPROFIL oder um die Tiefen- oder Absorberdickenabhängigkeit der Dosis handeln. Als Dosisgrößen kommen z. B. die WASSER-ENERGIEDOSIS oder die LUFTKERMA in Frage.

3.9

effektiver Messpunkt

en: effective point of measurement

<Sondenmethode> derjenige Punkt im Umgebungsmaterial, für den der MESSWERT einer DOSIMETERSONDE gilt, und der im Allgemeinen infolge des VERDRÄNGUNGSEFFEKTES vom Ort des BEZUGSPUNKTES im Umgebungsmaterial abweicht

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Lagebeziehung des EFFEKTIVEN MESSPUNKTES zum BEZUGSPUNKT des Detektors, die sogenannte Messpunktverschiebung, hängt von der Bauweise des Detektors ab. Die Lage des EFFEKTIVEN MESSPUNKTES wird daher in der Praxis im Koordinatensystem des Detektors angegeben. Zur messtechnischen Berücksichtigung der Messpunktverschiebung dient die POSITIONIERUNGSVORSCHRIFT.

3.10

Einflussgröße

<Sondenmethode> Größe, die nicht Gegenstand der Messung ist, und deren Änderung die Beziehung zwischen der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE und dem MESSERGEBNIS beeinflusst

Anmerkung 1 zum Begriff: EINFLUSSGRÖSSEN können als Störgrößen von außen einwirken (Temperatur, Luftfeuchte, Netzspannung usw.), als Geräteeigenschaften aus dem Gerät selbst stammen (Nullpunktwanderung, Alterung der Bauteile, Anlaufzeit usw.) oder als einstellbare Hilfsgrößen, die zur Ausführung der Messung notwendig sind, in Erscheinung treten (z. B. die STRAHLUNGSQUALITÄT oder die Strahleneinfallrichtung bei der Messung der DOSIS).

3.11

Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS eines Detektors von einer Energiekenngroße

Anmerkung 1 zum Begriff: Als Energiekenngroße kann z. B. die Energie monoenergetischer Strahlung, die Energie des Maximums der SPEKTRALEN TEILCHENFLUENZ, die maximale Energie der Teilchen am Ort des Detektors oder der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX verwendet werden.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die gesamte ENERGIEABHÄNGIGKEIT DES ANSPRECHVERMÖGENS kann in zwei Komponenten unterteilt werden: Die erste Komponente ist die sogenannte intrinsische Energieabhängigkeit der DOSIMETERSONDE, die die Abhängigkeit des Sondenmaterials von der ENERGIEDOSIS im Sondenmaterial beschreibt. So variiert z. B. bei TLDs das auf die ENERGIEDOSIS im TLD-Material bezogene Signal bei niederenergetischer Photonenstrahlung um bis zu 15 %. Die zweite Komponente betrifft die Änderung des Umrechnungsfaktors zwischen der ENERGIEDOSIS im Sondenmaterial und der ENERGIEDOSIS im Phantommaterial am MESSORT (z. B. das Verhältnis der Massenbremsvermögen von Wasser und Luft bei Ionisationskammern).

3.12**Energiedosis***D*

Differentialquotient $d\bar{\varepsilon}$ durch dm ; dabei ist $d\bar{\varepsilon}$ die mittlere Energie, die durch ionisierende Strahlung auf das Material in einem Volumenelement dV übertragen wird, und $dm = \rho dV$ die Masse des Materials mit der Dichte ρ in diesem Volumenelement:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} = \frac{1}{\rho} \times \frac{d\bar{\varepsilon}}{dV}$$

Einheit der ENERGIEDOSIS: „Gray“ (Einheitenzeichen Gy)

$$1\text{Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

[QUELLE: DIN 6814-3:2001-02]

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Angabe einer ENERGIEDOSIS schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von dm , ein. Beispiele: WASSER-ENERGIEDOSIS D_W , Luft-ENERGIEDOSIS D_a (Index „a“ für „air“). In der STRAHLENTHERAPIE wird in der Regel die WASSER-ENERGIEDOSIS verwendet.

Anmerkung 2 zum Begriff: Ist ein DOSIMETER zur Messung der ENERGIEDOSIS für ein bestimmtes Bezugsmaterial kalibriert und wird es in einem davon verschiedenen Umgebungsmaterial verwendet, so werden Bezugs- und Umgebungsmaterial genannt. Beispiel: WASSER-ENERGIEDOSIS an einem Punkt in einem gewebeäquivalenten PHANTOM.

Anmerkung 3 zum Begriff: Der Quotient $z = \Delta\varepsilon/\Delta m$ wird als „spezifische Energie“ bezeichnet. Sie ist eine stochastische Größe, d. h. eine Größe, deren Wert im Einzelfall zufallsbedingten örtlichen und zeitlichen Schwankungen unterliegt. Bei wiederholten Messungen von $\Delta\varepsilon$ in einer kleinen Masse Δm wird die Werteverteilung von z durch eine Verteilungsfunktion beschrieben. Der Mittelwert der z -Werte stellt eine Schätzung des Erwartungswertes $\langle z \rangle$ dar, der sich als Mittelwert der Verteilung bei unendlich vielen Messungen ergeben würde. Es gilt der Zusammenhang

$$D = \lim_{\Delta m \rightarrow 0} \langle z \rangle$$

D ist eine nicht-stochastische Größe. Durch diesen Zusammenhang wird der in diesem Abschnitt verwendete Differentialquotient näher erläutert. Entsprechendes gilt für die als Differentialquotient definierte KERMA.

3.13**Flachkammer**

IONISATIONSKAMMER mit einem Messvolumen von typischerweise $0,01 \text{ cm}^3$ bis $0,5 \text{ cm}^3$, deren Elektroden planparallel zueinander angeordnet sind, wobei die Schichtdicke des Messvolumens in Strahlungseinfallsrichtung wesentlich kleiner ist als in der dazu senkrechten Richtung und kleiner ist als die Breite der Schutzelektrode

[QUELLE: DIN 6800-2:2008-03]

3.14**Halbwertschichtdicke***s*

Schichtdicke eines in ein eng ausgeblendetes Strahlenbündel einheitlicher Richtung gebrachten Materials, durch welche die Luftkermaleistung hinter der Schicht unter Messbedingungen, die den Ausschluss der Streustrahlung gewährleisten, auf die Hälfte herabgesetzt wird

[QUELLE: DIN 6809-1:2010-03]

3.15**Halbwerttiefe** R_{50}

Tiefe in Wasser, in der unter gegebenen Messbedingungen die WASSER-ENERGIEDOSIS 50 % des Maximalwertes der TIEFENDOSISVERTEILUNG beträgt

Anmerkung 1 zum Begriff: Die HALBWERTTIEFE dient zur Charakterisierung der STRAHLUNGSQUALITÄT bei ELEKTRONEN-STRahlung.

3.16**Homogenitätskoeffizient** H

Verhältnis der ersten Halbwertschichtdicke (HWS) s_1 zur zweiten HWS s_2

$$H = \frac{s_1}{s_2}$$

[QUELLE: DIN 6809-1:2010-03]

3.17**Ionisationskammer**

Detektor für ionisierende Strahlung, bestehend aus einer luftgefüllten Kammer, in der ein elektrisches Feld anliegt, das keine Gasverstärkung bewirkt und das an den Elektroden die Ladungen sammelt, die sich aus den im Messvolumen des Detektors durch IONISIERENDE STRahlung erzeugten Ionen und Elektronen ergeben

[QUELLE: DIN EN 60731:2006-09]

3.18**Kalibrierfaktor** N

das unter BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG gültige Verhältnis des richtigen Wertes der WASSER-ENERGIEDOSIS D_w zu der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE des DOSIMETERS

Anmerkung 1 zum Begriff: Der KALIBRIERFAKTOR ist demnach der Kehrwert des ANSPRECHVERMÖGENS unter BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG.

3.19**Kerma** K

Differentialquotient dE_{tr} durch dm ; dabei ist dE_{tr} die Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladenen TEILCHEN, die von INDIRECT IONISIERENDER STRahlung aus dem Material in einem Volumenelement dV freigesetzt werden, und $dm = \rho dV$ die Masse des Materials mit der Dichte ρ in diesem Volumenelement:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{dE_{tr}}{dV}$$

Einheit der KERMA: „Gray“ (Einheitenzeichen Gy)

$$1\text{Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die KERMA ist eine Dosisgröße. Das Wort „KERMA“ ist aus den Anfangsbuchstaben von „Kinetic energy relased per unit mass“ abgeleitet.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Angabe einer KERMA schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von dm , ein. Beispiele: LUFTKERMA K_a , WASSERKERMA K_w . Ist ein DOSIMETER zur Messung der KERMA für ein bestimmtes Bezugsmaterial kalibriert und wird es an oder in einem davon verschiedenen Umgebungsmaterial verwendet, so werden Bezugs- und Umgebungsmaterial genannt.

[QUELLE: DIN 6814-3:2001-01]

3.20

Korrektionsfaktor

<Sondenmethode> Zahlenfaktor, mit dem das unberichtigte Messergebnis (Produkt aus der um die NULLANZEIGE M_0 verminderten UNKORRIGIERTEN ANZEIGE M und dem KALIBRIERFAKTOR N) zum Ausgleich einer systematischen Messabweichung multipliziert wird

Anmerkung 1 zum Begriff: KORREKTIONSFAKTOREN werden durch Messung oder Rechnung ermittelt und sind mit einer UNSICHERHEIT behaftet. Daher ist ein vollständiger Ausgleich nicht möglich.

3.21

korrigierte Anzeige

ANZEIGE, in der gegebenenfalls der KALIBRIERFAKTOR sowie einige KORREKTIONSFAKTOREN bereits berücksichtigt sind

3.22

linearer Schwächungskoeffizient

μ

Quotient dN_p/N_p durch ds ; dabei ist N_p die Anzahl der auf einen Stoff auftreffenden (primären) Photonen, dN_p die Anzahl der Photonen, die auf dem Wegelement ds in diesem Stoff eine oder mehrere WECHSELWIRKUNGEN erleiden, und ds das entsprechende Wegelement:

$$\mu = \frac{1}{N_p} \frac{dN_p}{ds}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Der LINEARE SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT beinhaltet auch elastische Streuprozesse.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07]

3.23

lineares Stoßbremsvermögen

S_{col}

Quotient dE durch ds ; dabei ist dE der mittlere Energieverlust, den ein geladenes TEILCHEN der Energie E durch Kollisionen, das heißt durch Anregungen und IONISATIONEN, in einem betrachteten Stoff innerhalb der Weglänge ds erleidet, und ds die entsprechende Weglänge:

$$S_{col} = \left(\frac{dE}{ds} \right)_{col}$$

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07]

3.24

Luftkerma

K_a

Verhältnis von dE_{tr} zu dm , wobei dE_{tr} die Summe der kinetischen Anfangsenergien aller geladenen Teilchen ist, die durch ungeladene ionisierende Korpuskeln in Luft der Masse dm freigesetzt wurde

[QUELLE: DIN EN 60731:2006-09]

3.25

Massen-Schwächungskoeffizient

μ/ρ

Quotient μ durch ρ ; dabei ist μ der LINEARE SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT eines Stoffes und ρ dessen Dichte

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07]

3.26**Massen-Stoßbremsvermögen** S_{col}/ρ

Quotient S_{col} durch ρ ; dabei ist S_{col} das LINEARE STOSSBREMSVERMÖGEN eines Stoffes und ρ dessen Dichte

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07]

3.27**Messergebnis**

Menge von Größenwerten, die einer MESSGRÖSSE zugewiesen sind, zusammen mit jeglicher verfügbarer relevanter Information

Anmerkung 1 zum Begriff: Ein MESSERGEBNIS enthält im Allgemeinen „relevante Information“ über die Menge der Größenwerte, von denen einige repräsentativer für die MESSGRÖSSE sein können als andere. Dies kann in Form einer Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion ausgedrückt werden.

[QUELLE: ISO/IEC Guide 99:2007]

Anmerkung 2 zum Begriff: Ein MESSERGEBNIS wird oft als ein einziger MESSWERT und eine MESSUNSICHERHEIT ausgedrückt. Ein MESSERGEBNIS kann auch die Menge der Größenwerte sein, die in ihrer Gesamtheit eine funktionelle Abhängigkeit, z. B. ein DOSISPROFIL, darstellen.

3.28**Messgröße**

Größe, die gemessen werden soll

[QUELLE: ISO/IEC Guide 99:2007]

Anmerkung 1 zum Begriff: Man spricht von einer MESSGRÖSSE, z. B. der ENERGIEDOSIS, der HALBWERTSCHICHTDICKE oder der PRAKTISCHEN REICHWEITE, als einem physikalischen Begriff, unabhängig von dem jeweiligen Größenwert bei einer bestimmten Messung.

3.29**Messort**

Punkt in dem durch die Messsonde ungestörten PHANTOM, für den der MESSWERT der ENERGIEDOSIS ermittelt wird

3.30**Messunsicherheit**

Unsicherheit

nichtnegativer Parameter, der die Streuung der Werte kennzeichnet, die der MESSGRÖSSE auf der Grundlage der benutzten Information beigeordnet ist

[QUELLE: ISO/IEC Guide 99:2007]

Anmerkung 1 zum Begriff: Die MESSUNSICHERHEIT kann auch ganz allgemein eine bei der Auswertung von Messungen beteiligte Größe betreffen, ohne dass diese eine MESSGRÖSSE zu sein braucht. Die Benennung STANDARDMESSUNSICHERHEIT wird verwendet, wenn herausgestellt werden soll, dass die MESSUNSICHERHEIT durch eine STANDARDABWEICHUNG ausgedrückt wird.

3.31**Messwert**

Größenwert, der ein MESSERGEBNIS repräsentiert

[QUELLE: ISO/IEC Guide 99:2007]

Anmerkung 1 zum Begriff: Im Unterschied zur ANZEIGE, die je nach Dosimeterart noch unkorrigiert ist oder bereits einige Korrekturen enthalten kann, stellt der MESSWERT den ermittelten Größenwert unter Anwendung aller Korrekturen dar.

3.32

Nullanzeige

M_0

UNKORRIGIERTE ANZEIGE eines DOSIMETERS in Abwesenheit der NUTZSTRAHLUNG

3.33

Phantom

<Dosimetrie> Objekt, das einen menschlichen Körper oder einen Teil desselben so nachbildet, dass es sich bei einem betrachteten dosimetrischen Verfahren in ausreichender Näherung physikalisch so verhält wie der Körper oder dessen Teil

3.34

Positionierungsvorschrift

<Sondenmethode> im Umgebungsmedium herzustellende Lagebeziehung des BEZUGSPUNKTES einer Sonde zum MESSORT

Anmerkung 1 zum Begriff: Durch die Positionierungsvorschrift wird ein Detektor so platziert, dass sein EFFEKTIVER MESSPUNKT mit dem beabsichtigten MESSORT im Umgebungsmedium zusammenfällt.

3.35

praktische Reichweite

R_p

Tiefe in Wasser, in der unter gegebenen Messbedingungen die Tangente an den Punkt des steilsten Abfalls der TIEFENDOSISKURVE den zu kleineren Tiefen extrapolierten Bremsstrahlungs-Ausläufer schneidet

[QUELLE: DIN 6809-1:2010-03]

3.36

Primärnormal

NORMAL, das auf einem Primärmessverfahren beruht oder auf Grundlage einer Vereinbarung als Artefakt geschaffen ist

[QUELLE: ISO/IEC Guide 99:2007]

3.37

räumliches Auflösungsvermögen

<Dosimetrie> Fähigkeit eines räumlich ausgedehnten Detektors zur möglichst punktwisen Erfassung von räumlich verteilten Dosiswerten

Anmerkung 1 zum Begriff: In 6.2.3.2 und 6.2.3.3 sind Parameter zur Beschreibung des lateralen Auflösungsvermögens und Tiefen-Auflösungsvermögens festgelegt.

3.38

Referenzbedingungen für die Dosismessung

Referenzbedingungen

Bedingungen, für die die KORREKTIONSAKTOREN zur Berücksichtigung des Einflusses der STRAHLUNGS-QUALITÄT gelten

Anmerkung 1 zum Begriff: In DIN 6800-2 sind z. B. als REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNG bestimmte Werte der MESSTIEFE, der FELDGRÖSSE und des FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTANDES festgelegt.

3.39

Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens

Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS eines DETEKTORS von der Einfallsrichtung einer unidirektionalen Strahlung

Anmerkung 1 zum Begriff: Die RICHTUNGSABHÄNGIGKEIT DES ANSPRECHVERMÖGENS kann in eine Abhängigkeit des Ansprechvermögens vom Polar- oder Azimutwinkel unterteilt werden.

3.40**Sekundärelektronengleichgewicht**

idealisierte Zustand des STRAHLUNGSFELDES einer PHOTONENSTRAHLUNG an einem Punkt innerhalb eines Materials; er besteht dann, wenn die in einem kleinen Volumenelement von Photonen an SEKUNDÄRELEKTRONEN abgegebene Energie, soweit sie von diesen aus dem Volumenelement heraustransportiert und nicht danach in BREMSSTRAHLUNG umgewandelt wird, gleich der von SEKUNDÄRELEKTRONEN in das Volumenelement hineintransportierten und darin verbleibenden Energie ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Die ENERGIEDOSIS ergibt sich aus einer Bilanz der in ein Volumenelement hinein- und aus ihm heraustransportierten Energien von Photonen und Elektronen. Bei SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT stehen die in zwei verschiedenen Stoffen bei gleicher SPEKTRALER TEILCHENFLUSSDICHTEN der Photonen erzeugten ENERGIEDOSEN entsprechend dieser Bilanz im Verhältnis der Massen-Energieabsorptionskoeffizienten.

Anmerkung 2 zum Begriff: Bei SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT an einem Punkt in einem Material ist die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN der SEKUNDÄRELEKTRONEN an diesem Punkt gleich derjenigen, die dort vorhanden wäre, wenn in diesem Material bis zu Entfernungen gleich der Reichweite der SEKUNDÄRELEKTRONEN die gleiche SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN der Photonen wie am interessierenden Punkt bestünde.

[QUELLE: DIN 6814-3:2001-01]

3.41**spektrale Teilchenfluenz**
 Φ_E

Verteilung der TEILCHENFLUENZ Φ in Bezug auf die Energie E der TEILCHEN

$$\Phi_E = \frac{d\Phi_E}{dE}$$

Dabei ist $d\Phi_E$ die Fluenz aller TEILCHEN, deren Energie in dem Energieintervall zwischen E und $E + dE$ liegt

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07]

3.42**Störungsfaktor**
 p

Faktor, mit dem die strahlungsqualitätsabhängigen Abweichungen von den BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN oder den Gleichgewichtsbedingungen korrigiert werden

Anmerkung 1 zum Begriff: Der STÖRUNGSFAKTOR wird oftmals als Produkt aus Einzelstörungsfaktoren p_i dargestellt, die jeder für sich und unabhängig voneinander eine bestimmte Störung berücksichtigen.

Anmerkung 2 zum Begriff: STÖRUNGSFAKTOREN sind oftmals in den KORREKTIONSFAKTOREN zur Berücksichtigung des Einflusses der STRAHLUNGSQUALITÄT enthalten (siehe z. B. DIN 6800-2).

3.43**Strahlungsfeld**

räumliche Verteilung von Strahlung im Vakuum oder in Materie

Anmerkung 1 zum Begriff: Ein STRAHLUNGSFELD wird durch ortsabhängige Kenngrößen der betreffenden Strahlung, z. B. die ENERGIEDOSISLEISTUNG, die TEILCHENFLUSSDICHTEN oder die Quelldichte der ionisierenden Teilchen, beschrieben.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07]

3.44**Strahlungsqualität**

Größen und Begriffe zur Klassifizierung der RELATIVEN SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTEN einer Strahlungsart für einen betrachteten Ort

Anmerkung 1 zum Begriff: In der TELETHERAPIE unterscheidet man zwischen der Strahlungsqualität der einfallenden Strahlung und der Strahlungsqualität innerhalb des Körpers oder Phantoms.

Anmerkung 2 zum Begriff: Je nach Strahlungsart werden zur Charakterisierung der STRAHLUNGSQUALITÄT der einfallenden Strahlung z. B. die Parameter ERSTE und ZWEITE HALBWERTSCHICHTDICKE, HOMOGENITÄTSKOEFFIZIENT, PRAKTISCHE SPITZENSPANNUNG, HALBWERTTIEFE der WASSER-ENERGIEDOSIS und STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX verwendet.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07]

3.45

Strahlungsqualitätsindex

Q

Parameter, durch den die RELATIVE SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTHE einer hochenergetischen PHOTONEN-STRAHLUNG charakterisiert wird

[QUELLE: DIN 6809-1:2010-03]

3.46

Teilchenfluenz

Φ

Differentialquotient dN durch dA ; dabei ist dN die Anzahl der TEILCHEN, die in eine Kugel mit der Querschnittsfläche dA eintreten

$$\Phi = \frac{dN}{dA}$$

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07]

3.47

unkorrigierte Anzeige

M

ANZEIGE, in der der KALIBRIERFAKTOR und die KORREKTIONSAKTOREN noch nicht berücksichtigt sind

3.48

Verdrängungseffekt

<Sondenmethode> die durch das Material der Sonde und die Verdrängung von Umgebungsmaterial bedingte Abweichung des MESSWERTES einer DOSIMETERSONDE von einem am Ort des BEZUGSPUNKTES im Umgebungsmedium platzierten punktförmigen Detektor

3.49

wasseräquivalentes Material

Material mit den gleichen radiologischen Eigenschaften wie Wasser

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei Phantommaterialien wird die Wasseräquivalenz durch Übereinstimmung mit Wasser in den linearen WECHSELWIRKUNGSKOEFFIZIENTEN erreicht. Bei DOSIMETERSONDEN wird die Wasseräquivalenz durch Übereinstimmung mit Wasser in den massenbezogenen WECHSELWIRKUNGSKOEFFIZIENTEN erreicht.

Anmerkung 2 zum Begriff: In der Praxis werden oft Phantommaterialien mit *annähernder* Wasseräquivalenz verwendet (siehe Tabelle 3).

4 Sondenmethode

4.1 Grundlagen

4.1.1 Konzept der Sondenmethode

Die Sondenmethode ist ein Verfahren zur Messung der ENERGIEDOSIS am interessierenden Punkt, dem MESSORT, im oder am Körpergewebe des PATIENTEN oder im oder am Material eines radiologischen Körperphantoms. In der strahlentherapeutischen Praxis ist die MESSGRÖSSE die WASSER-ENERGIEDOSIS D_w am MESSORT. Für besondere, z. B. strahlenbiologische Zwecke wird aber auch die dem Körpergewebe zugeführte Gewebe-ENERGIEDOSIS D_g am MESSORT bestimmt.

Bei der Sondenmethode wird eine DOSIMETERSONDE in oder an das Körpergewebe oder Phantommaterial gebracht. Die Größe und das Material der DOSIMETERSONDE müssen eine möglichst geringe Störung des STRAHLUNGSFELDES der Primärstrahlung, ein ausreichendes RÄUMLICHES AUFLÖSUNGSVERMÖGEN und ein ausreichendes ANSPRECHVERMÖGEN gewährleisten. Die zu ermittelnden Größen D_w bzw. D_G gelten für das in Abwesenheit der Sonde vorhandene STRAHLUNGSFELD am MESSORT. Daher muss die Störung des STRAHLUNGSFELDES durch die Anwesenheit der Sonde gegebenenfalls durch einen KORREKTIONSFAKTOR berücksichtigt werden. Durch Wahl der Dicke und des Materials der Umhüllung des Detektormaterials kann Einfluss auf das STRAHLUNGSFELD der Sekundärteilchen im Inneren der Sonde genommen werden. Eine POSITIONIERUNGSVORSCHRIFT regelt die Positionierung des BEZUGSPUNKTES der Sonde relativ zum MESSORT. Die DOSIMETERSONDE wird zusammen mit dem Körpergewebe oder PHANTOM unter den klinisch gegebenen Bedingungen exponiert. Aus dem Messsignal der Sonde wird durch geeignete Umrechnung mit Hilfe des KALIBRIERFAKTORS und von KORREKTIONSFAKTOREN für Messungen bei anderen als den BEZUGSBEDINGUNGEN die WASSER-ENERGIEDOSIS am MESSORT ermittelt. Ist die dem Körpergewebe zugeführte Gewebe-ENERGIE-DOSIS zu ermitteln, so kommt zusätzlich ein Dosis-Umrechnungsfaktor zur Anwendung.

ANMERKUNG Siehe dazu [13]. Einige Beispiele für Dosismessverfahren, die nicht auf der Sondenmethode beruhen, sind in Anhang A angegeben.

4.1.2 Dosimeterarten und deren Sonden

In Tabelle 1 sind verschiedene Dosimeterarten zusammengestellt, die sich für die Sondenmethode eignen.

Tabelle 1 — Beispiele von Dosimeterarten, die sich in der Teletherapie für die Sondenmethode eignen

Dosimeterart	DOSIMETERSONDE	Sondenmaterial	Anzeigegerät
Ionisationsdosimeter (nach DIN 6800-2)	IONISATIONSKAMMER	Luft, in Sonderfällen andere Gase oder Flüssigkeiten	Ladungs- oder Strommess- vorrichtung
Eisensulfatdosimeter	Fricke-Lösung im Bestrahlungsgefäß	Fricke-Lösung	Spektralphotometer
Thermolumineszenzdosimeter (nach DIN 6800-5)	Leuchtstoff mit oder ohne Umhüllung	z. B. LiF (dotiert)	TLD-Auswertegerät, bestehend aus Heiz- vorrichtung und Photometer
Radiophotolumineszenzdosimeter	Glas	Glas (dotiert)	Photo-Multiplier
Filmdosimeter (nach DIN 6800-4)	Strahlungsempfindliche Schicht des Films	Silberhalogenide	Densitometer, Film-Scanner
Radiochromfilmdosimeter	Strahlungsempfindliche Schicht des Films	Polydiacetylen	Densitometer, Film-Scanner
Speicherfoliendosimeter	Strahlungsempfindliche Schicht der Speicherfolie	z. B. BaFBr:Eu	Laser-Scanner
Halbleiterdosimeter	Diode, MOSFET	Si, GaAs	Ladungs-, Strom- oder Spannungsmessvorrichtung
Diamantdosimeter	Diamantdetektor	C	Ladungs- oder Strommess- vorrichtung
Alanindosimeter	Alaninpulver oder -pressling	Alanin	ESR-Spektrometer
Szintillationsdosimeter	Kunststoff	Vinyltoluene	Photo-Multiplier

ANMERKUNG 1 Bei den in Tabelle 1 angegebenen Dosimeterarten kann das verwendete Auswerteverfahren Einfluss auf die UNKORRIGIERTE ANZEIGE haben.

ANMERKUNG 2 Einige wesentliche Eigenschaften von Dosimetersonden werden in 6.2 beschrieben.

4.1.3 Bedingungen für das Strahlungsfeld der Sekundärteilchen: Gleichgewichtsbedingungen und Bragg-Gray-Bedingungen

DOSIMETER müssen eine möglichst geringe, gut bekannte ENERGIEABHÄNGIGKEIT des ANSPRECHVERMÖGENS haben. Durch geeignete Wahl der Sondenbauweise wird daher angestrebt, bestimmte ideale Bedingungen für das STRahlungSFELD der Sekundärteilchen im Inneren der Sonde zu erzielen. Besteht bei PHOTONEN-STRahlung SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT zwischen dem Detektormaterial und dem Umhüllungsmaterial, so ist die ENERGIEABHÄNGIGKEIT des auf die ENERGIEDOSIS bezogenen ANSPRECHVERMÖGENS der Sonde durch das Verhältnis der MASSEN-ENERGIEABSORPTIONSKOEFFIZIENTEN des Detektormaterials und des DOSIS-Bezugsmaterials gegeben. Dabei ist über die SPEKTRALE ENERGIEFLUENZ der Photonen am MESSORT zu mitteln. In diesem Fall spricht man kurz von einer Gleichgewichts-Sonde. Sind bei PHOTONEN- oder ELEKTRONENSTRahlung bezüglich des Detektormaterials und der Umhüllung die BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN erfüllt, so ist die ENERGIEABHÄNGIGKEIT des auf die ENERGIEDOSIS bezogenen ANSPRECHVERMÖGENS der Sonde durch das Verhältnis der MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN des Detektormaterials und des DOSIS-Bezugsmaterials gegeben. Dabei ist über die spektrale Elektronenfluenz am MESSORT zu mitteln. In diesem Fall spricht man kurz von einer Bragg-Gray-Sonde. Die bei realen Detektoren auftretenden Abweichungen von diesen idealen Bedingungen werden durch STÖRUNGSFAKTOREN korrigiert. Zu den Dosisumrechnungen für Gleichgewichts- und Bragg-Gray-Sonden siehe 7.2 und 7.3.

4.2 Ermittlung der Wasser-Energiedosis nach der Sondenmethode

4.2.1 Grundgleichung

Das DOSIMETER ist so zu kalibrieren, dass sich aus der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE M nach Berücksichtigung der NULLANZEIGE M_0 durch Multiplikation mit dem KALIBRIERFAKTOR N und dem Produkt der KORREKTIONSFAKTOREN k_i die WASSER-ENERGIEDOSIS D_w am MESSORT ergibt:

$$D_w = (M - M_0) \cdot N \cdot \prod_i k_i \quad (1)$$

Dabei ist

D_w	die WASSER-ENERGIEDOSIS;
M	die UNKORRIGIERTE ANZEIGE des DOSIMETERS bei Anordnung entsprechend der POSITIONIERUNGSVORSCHRIFT (siehe 4.2.2);
M_0	die NULLANZEIGE des DOSIMETERS;
N	der KALIBRIERFAKTOR für die WASSER-ENERGIEDOSIS, ermittelt unter BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG;
$\prod_i k_i$	das Produkt der KORREKTIONSFAKTOREN.

Für die Dosisleistung gilt Gleichung (1) entsprechend mit einer zeitbezogenen UNKORRIGIERTEN ANZEIGE $\dot{M}$.

Moderne DOSIMETER liefern oftmals eine ANZEIGE, in der bereits der KALIBRIERFAKTOR oder verschiedene KORREKTIONSFAKTOREN (wie z. B. der KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der Luftdichte) berücksichtigt sind. Liefert ein DOSIMETER eine solche KORRIGIERTE ANZEIGE, die sich als Produkt der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE mit den bereits berücksichtigten KORREKTIONSFAKTOREN ergibt, so darf diese KORRIGIERTE ANZEIGE als Ersatz für das Produkt aller bereits berücksichtigten Größen in Gleichung (1) eingesetzt werden. Es ist zu beachten, dass bei Verwendung einer KORRIGIERTEN ANZEIGE die in Gleichung (1) auftretenden Größen nicht doppelt berücksichtigt werden.

In den weiteren Teilen der Reihe DIN 6800 steht das Symbol M stets für die UNKORRIGIERTE ANZEIGE des DOSIMETERS.

ANMERKUNG 1 Bei den für die Sondenmethode verwendeten Dosimeterarten ist ein von der Dosis möglichst unabhängiger KALIBRIERFAKTOR N wünschenswert.

ANMERKUNG 2 Bei ausgeprägter NICHTLINEARITÄT wird der Begriff KALIBRIERKURVE verwendet. Ein Beispiel ist die Filmdosimetrie (siehe DIN 6800-4), bei der die WASSER-ENERGIEDOSIS nicht mittels KALIBRIERFAKTOR sondern aus der DICHTKURVE bestimmt wird. Formal kann hierbei eine solche KALIBRIERKURVE durch die Einführung eines KALIBRIERFAKTORS (bei einem BEZUGSWERT der WASSER-ENERGIEDOSIS, siehe 4.2.4) und eines KORREKTIONSFAKTORS für die NICHTLINEARITÄT (der die relative Änderung der Dichtekurve bezogen auf den KALIBRIERFAKTOR beschreibt) ersetzt werden, so dass prinzipiell auch bei der Filmdosimetrie die WASSER-ENERGIEDOSIS nach der Grundgleichung (1) bestimmt werden kann. Aus historischen Gründen wird jedoch bei der Filmdosimetrie weiterhin mit der Dichtekurve gearbeitet. Der Begriff KALIBRIERKURVE ist nicht anzuwenden auf die Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS von der ENERGIE bzw. STRAHLUNGSQUALITÄT.

ANMERKUNG 3 Bei der Thermolumineszenzdosimetrie nach DIN 6800-5 ergibt sich die Dosis als Mittelwert der mit einer gewissen Anzahl von TL-Sonden bestimmten Einzeldosen. Die in der Norm DIN 6800-5 angegebene Grundgleichung zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS berücksichtigt bereits diese Mittelung. Die Dosis jeder einzelnen TL-Sonde wird auch bei der Thermolumineszenzdosimetrie nach der hier angegebenen Gleichung (1) bestimmt.

4.2.2 Positionierung der Sonde

Die Eindeutigkeit der MESSGRÖSSE D_w oder D_G wird innerhalb des Körpers oder PHANTOMS durch eindeutige Festlegung des MESSORTS erzielt. Hierzu besitzt jede Sonde einen vom Hersteller festgelegten BEZUGSPUNKT, bei FLACHKAMMERN z. B. die Mitte der Strahlungs-Eintrittsfläche des Luftvolumens (siehe DIN 6800-2). Durch die Lage dieses BEZUGSPUNKTES im Körper oder PHANTOM wird die Position der Sonde eindeutig gekennzeichnet. Eine POSITIONIERUNGSVORSCHRIFT regelt die Positionierung des BEZUGSPUNKTES relativ zum MESSORT. Festlegungen zur Positionierung von DOSIMETERSONDEN finden sich in weiteren Teilen der Normenreihe DIN 6800.

ANMERKUNG Durch die POSITIONIERUNGSVORSCHRIFT wird berücksichtigt, dass das Signal der Messsonde durch die Größe des empfindlichen Volumens der Messsonde, durch den Gradienten der Dosisverteilung in dem durch die Sonde ungestörten Körper oder Phantom in der Umgebung des MESSORTES und innerhalb des Sondenmaterials, sowie durch die Störung des STRAHLUNGSFELDES in Anwesenheit der Sonde, z. B. durch Schwächung in Konstruktionsteilen der Sonde, beeinflusst wird. Das Sondensignal ist daher mit der WASSER-ENERGIEDOSIS im ungestörten Umgebungsmaterial an einem EFFEKTIVEN MESSPUNKT korreliert. Durch die POSITIONIERUNGSVORSCHRIFT wird der EFFEKTIVE MESSPUNKT mit dem MESSORT zur Deckung gebracht.

4.2.3 Ermittlung des Kalibrierfaktors

Der KALIBRIERFAKTOR N wird bei BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG (siehe 4.2.4) durch Vergleich mit einem NORMAL ermittelt. Das NORMAL muss auf ein PRIMÄRNORMAL rückführbar sein.

Der KALIBRIERFAKTOR N wird nach Gleichung (2) ermittelt.

$$N = D_w / M \quad (2)$$

Dabei ist

D_w die Wasser-Energiedosis unter BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG;

M die UNKORRIGIERTE ANZEIGE des Dosimeters unter BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG.

Bei der Ausführung einer Kalibrierung ist es nicht immer möglich, alle BEZUGSBEDINGUNGEN (z. B. die BEZUGSWERTE für Luftdruck und Temperatur) einzuhalten. Die Auswirkungen der Abweichungen müssen so berücksichtigt werden, dass der KALIBRIERFAKTOR für die BEZUGSBEDINGUNGEN gilt.

4.2.4 Einflussgrößen und Bezugsbedingungen für die Kalibrierung

Bei einer Dosismessung (und ebenso bei der Kalibrierung einer Sonde oder eines DOSIMETERS) wird die UNKORRIGIERTE ANZEIGE eines DOSIMETERS von zahlreichen Größen beeinflusst, die selbst nicht Gegenstand der Messung sind. Diese sogenannten EINFLUSSGRÖSSEN können von außen auf das DOSIMETER einwirken (z. B. Umgebungstemperatur, Luftdruck, Kammerspannung einer IONISATIONSKAMMER), als Geräteeigenschaften aus dem DOSIMETER selbst stammen (z. B. Nullpunktwanderung, Anlaufzeit, Signalverluste mit der Zeit) oder als Größen des STRAHLUNGSFELDES in Erscheinung treten (z. B. Feldgröße, Dosisleistung, STRAHLUNGSQUALITÄT).

Es muss daher festgelegt werden, auf welche Werte der EINFLUSSGRÖSSEN sich der KALIBRIERFAKTOR bezieht. Bei Dosismessungen unter BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG (d. h. alle EINFLUSSGRÖSSEN haben ihren BEZUGSWERT angenommen) ist der KALIBRIERFAKTOR ohne Korrekturen (siehe 4.2.5) anwendbar. Die wichtigsten EINFLUSSGRÖSSEN bei einer Dosismessung und die zugehörigen BEZUGSWERTE sind in Tabelle 2 angegeben.

ANMERKUNG 1 Mitunter ist es aus praktischen Erwägungen nicht möglich, die Wirkung einer EINFLUSSGRÖSSE durch genau einen KORREKTIONSFAKTOR zu beschreiben. So geht z. B. die Sondenabmessung neben dem in Tabelle 2 angegebenen KORREKTIONSFAKTOR k_r bei der Dosimetrie mit IONISATIONSKAMMERN (siehe DIN 6800-2) auch in die STÖRUNGSFAKTOREN p_{cav} und p_{Δ} und somit in die Strahlungsqualitätskorrektionsfaktoren k_Q bzw. k_E ein.

ANMERKUNG 2 Tabelle 2 gibt die EINFLUSSGRÖSSEN nicht für alle Sondenarten vollständig wieder. Genauer hierzu findet sich in den weiteren Teilen der Normenreihe DIN 6800.

Tabelle 2 — Die wichtigsten Einflussgrößen und Bezugswerte für die Dosimetrie nach der Sondenmethode in der Teletherapie

MESSGRÖSSE, EINFLUSSGRÖSSE	BEZUGSWERT	Symbol für die Korrektur	Beispiel
Dosis	Wie bei der Kalibrierung	k_l	Linearitätsabweichung (wenn Dosis MESSGRÖSSE ist)
Dosisleistung	Wie bei der Kalibrierung	k_s k_p k_l	Sättigungsverluste, Polaritätseffekt, Linearitätsabweichung (wenn Dosisleistung MESSGRÖSSE ist)
Phantommaterial ^a	Wasser	$h_{w/m}$	Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS in einem Festkörperphantom
Phantomabmessungen	Quasi-unendlicher Halbraum ^b	--	Messung im kubischem PHANTOM mit Kantenlänge 30 cm
Messtiefe	5 cm	k_{NR}	Messung in unterschiedlichen Tiefen im PHANTOM
Temperatur	293,15 K	k_p k_T	Dichteänderung des Sondenmaterials Luft, Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS des Elektrometers
Luftdruck	101,325 kPa	k_p	Dichteänderung des Sondenmaterials Luft
Feuchte	Relative Feuchte 50 %	k_h	Änderung des Bremsvermögensverhältnisses Wasser-Luft und der Störung des STRAHLUNGSFELDES durch die Sonde
STRAHLUNGSQUALITÄT	⁶⁰ Co-GAMMASTRAHLUNG für PHOTONENSTRAHLUNG und ELEKTRONENSTRAHLUNG hoher Energie oder wie bei der Kalibrierung festgelegt ^c	k_Q für PHOTONENSTRAHLUNG k_E für ELEKTRONENSTRAHLUNG	Änderung des Bremsvermögensverhältnisses Wasser-Luft und der Störung des STRAHLUNGSFELDES durch die Sonde
Strahlungseinfallsrichtung	Festgelegte Vorzugsrichtung	--	Bestrahlung einer Flachkammer

MESSGRÖSSE, EINFLUSSGRÖSSE	BEZUGSWERT	Symbol für die Korrektion	Beispiel
Abstand Quelle – MESSORT	100 cm	k_{NR}	Messung bei unterschiedlichem Quelle-Oberflächen-Abstand
Feldgröße in 5 cm Tiefe ^d	10 cm × 10 cm	k_{NR}	Messung in kleinen Feldern
Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS seit der Kalibrierung (Langzeitstabilität)	Keine Änderung	--	--
Sondenabmessung	Punkt-detektor	k_r	Messortverschiebung bei IONISATIONSKAMMERN
Signalverluste mit der Zeit bei nicht direkt anzeigenden Sonden	Keine Signalverluste	k_F	Fading bei Film und TLD
NULLANZEIGE	Keine	M_0	Leckstrom ohne Bestrahlung bei IONISATIONSKAMMERN; ANZEIGE eines TLD-Systems bei Auswertung eines unbestrahlten TL-Detektors

a IONISATIONSKAMMERN werden im Wasserphantom kalibriert. Bei anderen Detektoren, z. B. Filmen, werden Kalibrierungen in der MESSGRÖSSE WASSER-ENERGIEDOSIS auch in geeigneten Festkörperphantomen durchgeführt. Die hierdurch verursachten Änderungen des KALIBRIERFAKTORS können in der Praxis häufig vernachlässigt werden.

b Das heißt so groß, dass eine weitere Vergrößerung keine Änderung des MESSWERTES zur Folge hat.

c Ist ^{60}Co -GAMMASTRAHLUNG als Bezugsstrahlungsqualität wegen des Nenngebrauchsbereichs des Detektors nicht geeignet, wird bei der Kalibrierung eine andere STRAHLUNGSQUALITÄT verwendet. In diesem Fall wird in Gleichung (1) der KALIBRIERFAKTOR N durch den Kehrwert des bei dieser STRAHLUNGSQUALITÄT gemessenen ANSPRECHVERMÖGENS ersetzt. Die zur Kalibrierung verwendete STRAHLUNGSQUALITÄT ist anzugeben.

d Die Feldgröße ist festgelegt durch die Halbwertbreite der lateralen Dosisverteilung im PHANTOM.

4.2.5 Korrektionsfaktoren

4.2.5.1 Allgemeines

Der KALIBRIERFAKTOR wird für die BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG (siehe 4.2.4) ermittelt und gilt nur unter diesen Bedingungen ohne weitere Korrekturen. Abweichungen der EINFLUSSGRÖSSEN von ihren BEZUGSWERTEN müssen durch Korrekturen berücksichtigt werden. Wenn Linearitätsabweichungen vorliegen, ist der KALIBRIERFAKTOR nur beim BEZUGSWERT der MESSGRÖSSE direkt anwendbar.

4.2.5.2 Ermittlung von Korrektionsfaktoren

KORREKTIONSFAKTOREN müssen mit einer der folgenden Methoden ermittelt werden:

- Liegt ein theoretisches Modell über die Wirkung der jeweiligen EINFLUSSGRÖSSE vor, wird der entsprechende KORREKTIONSFAKTOR berechnet. Dies ist z. B. beim KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der STRAHLUNGSQUALITÄT bei Anwendbarkeit der BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN möglich.
- KORREKTIONSFAKTOREN werden experimentell durch Vergleich mit einem zweiten DOSIMETER, das von der betreffenden EINFLUSSGRÖSSE nicht beeinflusst wird, bestimmt. Hängt ein KORREKTIONSFAKTOR außer von der EINFLUSSGRÖSSE noch von anderen Parametern ab, darf ggf. ein Extrapolationsverfahren angewandt werden. Auf diese Art wird z. B. der KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der unvollständigen Sättigung in der Ionisationsdosimetrie bestimmt (siehe DIN 6800-2).
- Im Rahmen von Monte-Carlo-Simulationen des Strahlungstransports werden die Auswirkungen einzelner EINFLUSSGRÖSSEN untersucht und die zugehörigen KORREKTIONSFAKTOREN bestimmt.

Für manche KORREKTIONSAKTOREN muss in der Praxis mangels genauerer Kenntnisse der Wert eins verwendet werden. Die hiermit einhergehende UNSICHERHEIT ist in der MESSUNSICHERHEITSBILANZ zu berücksichtigen.

ANMERKUNG Ausführlichere Angaben zu den KORREKTIONSAKTOREN und zu den Verfahren ihrer Ermittlung finden sich in den weiteren Teilen der Normenreihen DIN 6800, DIN 6809 und in Anhang C.

5 Wasser- und Festkörperphantome

5.1 Allgemeines

Dosismessungen in der STRAHLENTHERAPIE sollten im Wasserphantom durchgeführt werden, weil die Strahlungstransporteigenschaften (Absorption, Streuung, Sekundärteilchenfeld) von Wasser denen von Weichteilgeweben ähnlich sind. Andere Phantommaterialien dürfen jedoch nur Verwendung finden, wenn sie entweder in guter Näherung wasseräquivalent sind und eine gute Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Positionierung wichtig ist, wenn Materialeinflüsse (z. B. der verschiedenen Gewebe) Gegenstand der Untersuchung sind oder wenn dies in anderen Teilen der Normenreihen DIN 6800 oder DIN 6809 abweichend festgelegt ist. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass die MESSUNSICHERHEIT einer Dosismessung in einem Festkörperphantom im Allgemeinen größer ist als die UNSICHERHEIT einer Dosismessung im Wasserphantom, da zusätzliche (mit UNSICHERHEITEN behaftete) Umrechnungsfaktoren benötigt werden (siehe 5.3.2 und 5.3.3).

5.2 Wasserphantome

Für die Dosimetrie unter REFERENZBEDINGUNGEN ist ein quaderförmiges Wasserphantom mit einer Kantenlänge von mindestens 30 cm in jeder Richtung zu verwenden. In diesem PHANTOM werden die Streustrahlungsbeiträge eines wassergefüllten Halbraums gut angenähert.

Ist beabsichtigt, nur das für ein Wasserphantom typische Sekundärelektronenfeld zu reproduzieren, eignen sich auch so genannte Mini-Wasserphantome.

5.3 Festkörperphantome

5.3.1 Allgemeines

Festkörperphantome müssen aus möglichst WASSERÄQUIVALENTEM MATERIAL bestehen. In Tabelle 3 sind Daten von Wasser und einigen annähernd wasseräquivalenten Phantommaterialien angegeben.

Nur für die Normung

Tabelle 3 — Wasser und einige annähernd wasseräquivalente Phantommaterialien

Material	Chemische Bruttoformel oder Massenanteile	Dichte ρ in g cm ⁻³	Elektronen- dichte ρ_e in 10 ²³ cm ⁻³
Wasser	H ₂ O (20 °C)	0,998	3,336
Polyethylen niedriger Dichte	CH ₂	0,92	3,160
Polyethylen hoher Dichte	CH ₂	0,94	3,229
Plastic Water ^a	H: 0,0925; C: 0,6282; N: 0,0100; O: 0,1794; Cl: 0,0096; Ca: 0,0795; Br: 0,0003	1,014	3,326
Polystyrol	C ₈ H ₈	1,029	3,332
Solid water (RMI-457)	H: 0,081; C: 0,672; N: 0,024; O: 0,199; Cl: 0,001; Ca: 0,023	1,043	3,389
RW3 ^b	98 % Polystyrol + 2 % TiO ₂	1,045	3,376
PMMA	C ₅ H ₈ O ₂	1,19	3,865
^a Siehe z. B. [33].			
^b Siehe z. B. [23].			

Bei Messungen in Festkörperphantomen ist stets der gleiche Fokus-MESSORT-Abstand wie in Wasser zu verwenden (nicht der gleiche Fokus-Oberflächen-Abstand), damit die durch den Fokusabstand bedingte geometrische Schwächung der Primärstrahlung am MESSORT mit derjenigen in Wasser übereinstimmt. Der Einfluss kleiner Abweichungen von der Wasseräquivalenz und die entsprechende Korrektur der im Festkörperphantom gemessenen Tiefen und Dosiswerte werden in 5.3.2 und 5.3.3 behandelt.

5.3.2 Umrechnung der Tiefe im Festkörperphantom auf die äquivalente Wassertiefe

Bei PHOTONENSTRAHLUNG stehen die mit einer bestimmten Schwächung der Primärstrahlung verbundenen Tiefen z_w in Wasser (w) und z_m im annähernd WASSERÄQUIVALENTEN MATERIAL (m) im umgekehrten Verhältnis der zugehörigen LINEAREN SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENTEN μ_w und μ_m :

$$\frac{z_w}{z_m} = \frac{\mu_m}{\mu_w} \quad (3)$$

Dabei ist

- z_w die äquivalente Wassertiefe;
- z_m die Tiefe im PHANTOM;
- μ_m der LINEARE SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT des Phantommaterials;
- μ_w der LINEARE SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT für Wasser.

Gleichung (3) ist eine Näherung unter der Annahme, dass damit auch das Verhalten des Streustrahlungsbeitrages zur DOSIS beschrieben ist. Gleichung (3) erlaubt die Umrechnung von Phantomtiefen z_m in äquivalente Wassertiefen z_w . Werte des Quotienten μ_m/μ_w für verschiedene annähernd WASSERÄQUIVALENTE MATERIALIEN sind in Tabelle 4 in Abhängigkeit vom STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX angegeben.

ANMERKUNG 1 Die Werte wurden nach Gleichung (3) aus den in [17], [18] und [19] angegebenen MASSEN-SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENTEN berechnet. Für hochenergetische PHOTONENSTRAHLUNG mit einer nominellen Erzeugungsspannung von höchstens etwa 10 MV entspricht der Quotient μ_m/μ_w in guter Näherung dem Verhältnis der Elektronendichten des betrachteten Materials zu Wasser $\rho_{e,m}/\rho_{e,w}$.

Tabelle 4 — Werte des Quotienten μ_m/μ_w und Verhältnisse der Elektronendichten $\rho_{e,m}/\rho_{e,w}$ für annähernd wasseräquivalente Materialien

STRAHLUNGS- QUALITÄTSINDEX Q (Nuklid) ^a	Phantommaterial (siehe Tabelle 3)						
	Polyethylen niedriger Dichte	Polyethylen hoher Dichte	Plastic Water	Polystyrol	Solid water (RMI-457)	RW3	PMMA
(⁶⁰ Co)	0,946	0,967	0,997	0,998	1,015	1,011	1,158
0,60	0,945	0,965	0,997	0,997	1,015	1,011	1,157
0,62	0,944	0,964	0,998	0,996	1,015	1,010	1,157
0,64	0,942	0,963	0,998	0,995	1,015	1,009	1,156
0,66	0,941	0,961	0,999	0,994	1,014	1,008	1,155
0,68	0,939	0,959	0,998	0,992	1,013	1,007	1,154
0,70	0,936	0,956	0,997	0,990	1,012	1,005	1,153
0,72	0,932	0,953	0,997	0,988	1,010	1,003	1,151
0,74	0,927	0,947	0,999	0,984	1,007	0,999	1,149
0,76	0,919	0,939	0,998	0,978	1,004	0,995	1,145
0,78	0,908	0,928	1,000	0,970	1,000	0,985	1,139
0,80	0,894	0,913	0,998	0,959	0,994	0,978	1,132
0,82	0,873	0,892	1,000	0,943	0,989	0,966	1,122
0,84	0,831	0,849	0,996	0,913	0,968	0,940	1,102
$\rho_{e,m}/\rho_{e,w}$	0,947	0,968	0,997	0,999	1,016	1,012	1,159
^a Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q wurde nach DIN 6809-1 [3] bestimmt.							

Bei ELEKTRONENSTRAHLUNG stehen die mit bestimmten Werten von Energieverlust und Vielfachstreuung der Primärstrahlung verbundenen Tiefen z_w in Wasser (w) und z_m im annähernd WASSERÄQUIVALENTEN MATERIAL (m) im Verhältnis der zugehörigen PRAKTISCHEN REICHWEITEN $R_{p,w}$ und $R_{p,m}$:

$$\frac{z_w}{z_m} = \frac{R_{p,w}}{R_{p,m}} \quad (4)$$

Dabei ist

- z_w die äquivalente Wassertiefe;
- z_m die Tiefe im PHANTOM;
- $R_{p,w}$ die PRAKTISCHE REICHWEITE in Wasser;
- $R_{p,m}$ die PRAKTISCHE REICHWEITE im Phantommaterial.

Gleichung (4) ist eine Näherung unter der Annahme, dass damit auch der Beitrag der Vielfachstreuung zur DOSIS beschrieben ist. Gleichung (4) erlaubt die Umrechnung von Phantomtiefen z_m in entsprechende Wassertiefen z_w .

Sind die PRAKTISCHEN REICHWEITEN in Wasser und dem annähernd WASSERÄQUIVALENTEN MATERIAL nicht bekannt, so kann das Verhältnis $R_{p,w}/R_{p,m}$ näherungsweise aus den mittleren Bahnlängen der Elektronen, die in der Näherung der kontinuierlichen Abbremsung ermittelt wurden, nach Gleichung (5) bestimmt werden.

$$\frac{R_{p,w}}{R_{p,m}} \approx \frac{r_{0,w}/\rho_w}{r_{0,m}/\rho_m} \quad (5)$$

Dabei ist

- $r_{0,w}$ die mittlere Bahnlänge der Elektronen in Wasser in Einheiten der Flächendichte (Masse pro Fläche);
 $r_{0,m}$ die mittlere Bahnlänge der Elektronen im Phantommaterial in Einheiten der Flächendichte (Masse pro Fläche);
 ρ_w die Dichte von Wasser;
 ρ_m die Dichte des Phantommaterials.

ANMERKUNG 2 Siehe dazu [34].

Werte des Quotienten $(r_{0,w}/\rho_w)/(r_{0,m}/\rho_m)$ für verschiedene annähernd WASSERÄQUIVALENTE MATERIALIEN sind in Tabelle 5 in Abhängigkeit von der mittleren ELEKTRONENENERGIE $\bar{E}_O$ an der Phantomoberfläche angegeben.

ANMERKUNG 3 Die zur Berechnung der in Tabelle 5 angegebenen Quotienten $(r_{0,w}/\rho_w)/(r_{0,m}/\rho_m)$ benötigten mittleren Bahnlängen der Elektronen in der Näherung der kontinuierlichen Abbremsung wurden aus der ESTAR-Datenbank [35] entnommen.

Tabelle 5 — Werte des Quotienten $(r_{0,w}/\rho_w)/(r_{0,m}/\rho_m)$ für verschiedene annähernd wasseräquivalente Materialien

Mittlere Elektronenenergie an der Phantomoberfläche $\bar{E}_O$ in MeV ^a	Phantommaterial (siehe Tabelle 3)						
	Polyethylen niedriger Dichte	Polyethylen hoher Dichte	Plastic Water	Polystyrol	Solid water (RMI-457)	RW3	PMMA
2	0,962	0,983	0,997	1,001	1,004	1,015	1,153
3	0,959	0,980	0,997	0,999	1,004	1,014	1,152
4	0,957	0,977	0,997	0,998	1,003	1,013	1,152
5	0,955	0,976	0,997	0,998	1,003	1,013	1,151
6	0,954	0,974	0,997	0,997	1,002	1,012	1,151
7	0,952	0,973	0,997	0,997	1,002	1,011	1,151
8	0,951	0,972	0,998	0,996	1,002	1,011	1,151
9	0,950	0,971	0,998	0,996	1,002	1,011	1,150
10	0,949	0,970	0,998	0,995	1,001	1,010	1,150
12,5	0,946	0,967	0,999	0,994	1,001	1,009	1,149
15	0,943	0,964	0,999	0,992	1,000	1,008	1,148
17,5	0,941	0,961	0,999	0,991	0,999	1,006	1,148
20	0,938	0,959	0,999	0,989	0,999	1,005	1,147
^a Die mittlere Elektronenenergie an der Oberfläche des PHANTOMS $\bar{E}_O$ wurde nach DIN 6809-1 [3] bestimmt.							

5.3.3 Umrechnung der Dosen im Festkörper- und Wasserphantom

Die in einem Festkörperphantom in der äquivalenten Wassertiefe ermittelte Wasser-Energiedosis stimmt nicht bei allen Materialien exakt mit der WASSER-ENERGIEDOSIS in Wasser überein. Das Verhältnis der WASSER-ENERGIEDOSEN im Dosismaximum in Wasser und im annähernd WASSERÄQUIVALENTEN MATERIAL $D_{\max,w}/D_{\max,m}$ wird mit $h_{w/m}$ bezeichnet.

Um die WASSER-ENERGIEDOSIS im Wasserphantom zu erhalten, ist die im Festkörperphantom in der äquivalenten Wassertiefe (siehe 5.3.2) ermittelte UNKORRIGIERTE ANZEIGE M des DOSIMETERS mit $h_{w/m}$ zu multiplizieren. In Tabelle 6 sind einige experimentell ermittelte Werte für den Quotienten $D_{\max,w}/D_{\max,m}$ angegeben.

ANMERKUNG Nach [32] und [33].

Tabelle 6 — Werte des Quotienten $D_{\max,w}/D_{\max,m}$ für verschiedene annähernd wasseräquivalente Materialien

Strahlung	Phantommaterial (siehe Tabelle 3)						
	Polyethylen niedriger Dichte	Polyethylen hoher Dichte	Plastic Water	Polystyrol	Solid water (RMI-457)	RW3	PMMA
^{60}Co	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Photonen $Q = 0,6 \dots 0,8^a$	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Elektronen $\bar{E}_O = 2 \dots 20 \text{ MeV}^b$	1,00	1,00	1,00	1,015	1,01	1,01	1,00
^a Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q wurde nach DIN 6809-1 [3] bestimmt.							
^b Die mittlere Elektronenenergie an der Oberfläche des PHANTOMS $\bar{E}_O$ wurde nach DIN 6809-1 [3] bestimmt.							

5.4 Vermeidung von Aufladungseffekten

Um Störungen der ANZEIGE durch statische Aufladung des Phantommaterials zu vermeiden, dürfen nur aus Platten von maximal 1 cm Dicke zusammengesetzte PHANTOME verwendet werden. Die Platten müssen entweder eine ausreichende Leitfähigkeit (z. B. RW3) besitzen oder durch mehrmaliges Abstreifen ihrer Oberflächen mit einer geerdeten metallischen Kante regelmäßig entladen werden, wenn die DOSIS im PHANTOM etwa 40 Gy erreicht hat.

ANMERKUNG Der Grund für diese Festlegung ist, dass bei länger dauernder Bestrahlung in nicht leitenden Phantommaterialien (z. B. PMMA) hohe statische Aufladungen entstehen können, siehe [24] und [25].

6 Ermittlung von Dosisverteilungen mit Dosimetersonden

6.1 Allgemeines

Bei der Ermittlung von Dosisverteilungen wird die räumliche Verteilung der ENERGIEDOSIS bestimmt, indem die DOSIMETERSONDE an verschiedenen MESSORTEN im PHANTOM positioniert wird. Beispiele sind die TIEFENDOSISVERTEILUNG, d. h. die Dosisverteilung entlang des Zentralstrahls im PHANTOM, oder die Dosisquerverteilungen in den zum Zentralstrahl senkrechten Richtungen.

Für die Ermittlung relativer Dosisverteilungen werden die gemessenen Dosiswerte auf einen festen Wert bezogen. Dies sind bei der Bestimmung von TIEFENDOSISVERTEILUNGEN das Energiedosismaximum oder die DOSIS in der Bezugstiefe. Bei der Messung von DOSISQUERVERTEILUNGEN wird die DOSIS auf dem ZENTRALSTRAHL zur Normierung verwendet.

Bei der Messung von Dosisverteilungen muss beachtet werden, dass die Werte von EINFLUSSGRÖSSEN (siehe 4.2.4) vom MESSORT im PHANTOM abhängen können (z. B. DOSIS, STRAHLUNGSQUALITÄT, Einfallrichtung der Strahlung) und somit ortsabhängige Korrekturen (siehe 4.2.5) nötig sind. In vielen Fällen sind die erforderlichen (ortsabhängigen) Werte der KORREKTIONSFAKTOREN jedoch nicht bekannt, so dass es sich empfiehlt, für die Ermittlung von Dosisverteilungen DOSIMETERSONDEN zu verwenden, die eine möglichst geringe Abhängigkeit von den sich räumlich verändernden EINFLUSSGRÖSSEN aufweisen. In 6.2 werden die für die Ermittlung von Dosisverteilungen wesentlichen Eigenschaften von DOSIMETERSONDEN näher beschrieben. In 6.3 werden diese Eigenschaften dann für verschiedene Arten von DOSIMETERSONDEN (qualitativ) charakterisiert, um dem Anwender eine Hilfestellung bei der Auswahl der für die jeweilige Messaufgabe geeigneten DOSIMETERSONDE zu geben.

6.2 Für die Ermittlung von Dosisverteilungen wesentliche Eigenschaften von Dosimetersonden

6.2.1 Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

Die ENERGIEABHÄNGIGKEIT des ANSPRECHVERMÖGENS R wird durch die Funktion $R(E_K)$ gekennzeichnet. Dabei ist E_K die Energie-Kenngröße für das zugrunde gelegte mono- oder polyenergetische Spektrum der PHOTONEN- oder ELEKTRONENSTRAHLUNG am Ort des Detektors in dessen Abwesenheit. Es ist anzugeben, welche Bedeutung E_K jeweils hat, z. B. Energie des Maximums der SPEKTRALEN TEILCHENFLUENZ $\Phi_E(E)$ oder maximale Energie der Teilchen am Ort des Detektors.

6.2.2 Richtungsabhängigkeit des Ansprechvermögens

Die RICHTUNGSABHÄNGIGKEIT des ANSPRECHVERMÖGENS R wird durch die Funktion $R(\varpi, \theta)$ gekennzeichnet. Dabei sind ϖ und θ die Azimut- bzw. Polarwinkel der Einfallrichtung der unidirektionalen Strahlung im Koordinatensystem der Sonde. Für eine gegebene STRAHLUNGSQUALITÄT lässt sich $R(\varpi, \theta)$ in guter Näherung durch Bestrahlung unter verschiedenen Einfallswinkeln frei in Luft ermitteln.

6.2.3 Volumeneffekt

6.2.3.1 Allgemeines

In der Strahlentherapie werden kleine Feldgrößen verwendet, so dass der Volumeneffekt einer Ionisationskammer oder eines TLD-Stäbchens, d. h. die bauartbedingte gewichtete Mittelung über die vorliegende örtliche Dosisverteilung aufgrund des endlichen Messvolumens des Detektors, nicht immer vernachlässigt werden kann. Die Auswirkung des Volumeneffektes wird durch das laterale Auflösungsvermögen und das Tiefen-Auflösungsvermögen gekennzeichnet.

ANMERKUNG Anhang B enthält Hinweise auf Anschlussmessungen zur Verwendung hochauflösender, nichtkalibrierter Detektoren.

6.2.3.2 Laterales Auflösungsvermögen

Jede Sonde hat zur Erzielung eines ausreichenden ANSPRECHVERMÖGENS eine endliche räumliche Ausdehnung. Die Abweichung der Abmessungen von einem Punktdetektor führt zu einem begrenzten lateralen Auflösungsvermögen. Dieses wird durch die laterale Ansprechfunktion $G(x)$ gekennzeichnet. Bei Verwendung des Detektors zur Messung eines eindimensionalen DOSISPROFILS $D(x)$ liefert der Detektor dann ein gemessenes laterales Signalprofil

$$M(x) = D(x) \cdot G(x) = \int_{-\infty}^{\infty} D(t)G(x-t)dt \quad (6)$$

d. h. die Faltung von $D(x)$ mit $G(x)$. Aufgrund des Faltungssatzes lautet die äquivalente Wiedergabe von Gleichung (6) im Fourierraum

$$\text{FT}[M(x)] = \text{FT}[D(x)] \cdot \text{FT}[G(x)] \quad (7)$$

Die Fourier-Transformierte $FT[G(x)]$ der lateralen Ansprechfunktion wird als Übertragungsfunktion bezeichnet. Der Faltungskern $G(x)$ kann mittels Messung von $M(x)$ und $D(x)$ durch Auflösung von Gleichung (7) nach $FT[G(x)]$ und Rücktransformation in den Ortsraum bestimmt werden (Entfaltung). $G(x)$ kann in der Regel durch eine Gaußfunktion beschrieben werden.

Bei der Messung von Dosisprofilen $D(x)$ sollten Sonden mit genügend schmaler lateraler Ansprechfunktion $G(x)$ verwendet werden. Dies entspricht der Forderung $\sigma_{\text{Sonde}}^2 \ll \sigma_{\text{Dosisprofil}}^2$ bei Gaußverteilungen. Ist die Erfüllung dieser Forderung nicht möglich, so ist zur Ermittlung von $D(x)$ Gleichung (7) zu verwenden, oder es ist eine Entfaltung durch ein iteratives Verfahren vorzunehmen.

ANMERKUNG Nähere Informationen hierzu finden sich z. B. in [29], [30] und [31].

6.2.3.3 Tiefen-Auflösungsvermögen

Bei der Messung tiefenabhängiger Dosisverteilungen $D(z)$ ergibt sich das tiefenabhängige Signalprofil $P(z)$ aus der Faltung

$$M(z) = D(z) \cdot H(z) = \int_0^{\infty} D(t)H(z-t)dt \quad (8)$$

mit dem tiefenabhängigen Auflösungsvermögen des Detektors $H(z)$. Bei der Messung tiefenabhängiger Dosisprofile sollten Sonden mit genügend schmaler Ansprechfunktion $H(z)$ verwendet werden. Der durch die effektive Tiefenausdehnung b des empfindlichen Volumens der Sonde bedingte relative Fehler wird durch den Quotienten

$$\frac{\Delta M(z)}{M(z)} = \frac{b^2}{24} \cdot \frac{1}{M(z)} \cdot \frac{d^2 M(z)}{dz^2} \quad (9)$$

abgeschätzt. Der Betrag von $\Delta M(z)/M(z)$ sollte den Wert 0,01 nicht überschreiten, andernfalls ist $M(z)$ mit dem Faktor

$$k_v = 1 - \frac{b^2}{24} \cdot \frac{1}{M(z)} \cdot \frac{d^2 M(z)}{dz^2} \quad (10)$$

zu korrigieren.

ANMERKUNG Siehe dazu [39].

6.2.4 Nichtlinearität der Beziehung zwischen Dosis und Anzeige

Die Nichtlinearität der Beziehung zwischen Dosis und Anzeige eines Detektors wird bestimmt, indem im interessierenden Dosisbereich das Detektorsignal in Abhängigkeit von der am Ort des Detektors erzeugten Dosis gemessen und graphisch dargestellt wird. Die maximale Abweichung der Steigung dieses Graphen vom Anstieg der Regressionsgeraden durch die Messpunkte wird als Maß für die Nichtlinearität verwendet.

ANMERKUNG Eine wichtige Ursache für eine Nichtlinearität, d. h. eine hohe Abweichung der Steigung des Graphen vom Anstieg der Regressionsgeraden, ist oft die zeitliche Dosisverteilung, insbesondere bei gepulster Strahlung. Bei hoher Pulsdosis führt die Rekombination der in einer luftgefüllten IONISATIONSKAMMER durch die Strahlung erzeugten positiven und negativen Ladungsträger zu einer Verminderung der Steigung (Sublinearität) des Graphen des Detektorsignals in Abhängigkeit von der ENERGIEDOSIS. Im Falle p-leitender Siliziumdioden führt der verminderte Rekombinationsgrad zu einer erhöhten Steigung (Supralinearität).

6.2.5 Homogenität des Ansprechvermögens von flächenhaften Detektoren

Die Homogenität des Ansprechvermögens von flächenhaften Detektoren, wie z. B. von Silberhalogenid- oder Radiochrom-Filmen wird bestimmt, indem diese mit einer homogenen Dosis exponiert werden und anschließend mit der üblicherweise verwendeten Methode ausgewertet werden. Hierbei müssen Dosiswerte über die gesamte Fläche des Detektors bestimmt werden. Als Maß für die Homogenität wird die auf den Mittelwert bezogene empirische STANDARDABWEICHUNG der Messwerte verwendet.

ANMERKUNG Bei Filmen reicht zur Beurteilung der Homogenität des Ansprechvermögens eine Bestimmung des Grauwertes oder der optischen Dichte aus.

6.3 Übersicht über Eigenschaften von Dosimetersonden

In Tabelle 7 sind einige der für die Messung von Dosisverteilungen relevanten Eigenschaften verschiedener Dosimetersonden qualitativ angegeben. Diese Tabelle dient der Übersicht und erleichtert die Auswahl einer geeigneten Sonde für eine bestimmte Messaufgabe.

Für ausführlichere Informationen zu den verschiedenen Dosimetersonden muss auf die übrigen Teile der Normenreihe DIN 6800 oder die Fachliteratur verwiesen werden.

Nur für die Normungsarbeit

Tabelle 7 — Eigenschaften verschiedener Dosimetersonden

Sonde \ Eigenschaft	Masse des empfindlichen Volumens ^a g	Dosisbereich Gy	Dosisleistungsbereich Gy min ⁻¹	Energieabhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS	RICHTUNGSABHÄNGIGKEIT des ANSPRECHVERMÖGENS	RÄUMLICHES AUFLÖSUNGSVERMÖGEN	Linearität des ANSPRECHVERMÖGENS	Langzeitstabilität	Echtheitsmessung	Mechanische Empfindlichkeit	Eignung für Absolutdosimetrie	Aufwand	EMV-Festigkeit
KOMPAKTKAMMER	$2 \cdot 10^{-4} - 1 \cdot 10^{-3}$	0,01 – 10	0,1 – 10	++	o	-	++	++	ja	-	++	+	+
FLACHKAMMER	$1 \cdot 10^{-4} - 5 \cdot 10^{-4}$	0,01 – 10	0,1 – 10	++	o	o	++	++	ja	-	++	+	+
Mikro-Kammer	$10^{-5} - 10^{-4}$	0,1 – 10	1 – 30	+	o	+	++	+	ja	-	o	+	+
Thermolumineszenzsonde	0,005 – 0,02	0,01 – 30	nicht begrenzt	++	+	++	+	++	nein	+	-	--	++
Alaninsonde	0,01 – 0,05	2 – 50	nicht begrenzt	++	+	o	+	++	nein	+	-	--	++
Si-Diode	$10^{-7} - 10^{-6}$	0,01 – 10	0,1 – 10	-	o	++	-	-	ja	++	-	++	+
Diamant	$10^{-6} - 10^{-3}$	0,01 – 10	0,1 – 10	o	+	++	-	--	ja	++	-	+	+
Andere Halbleiterdioden	$10^{-7} - 10^{-6}$	0,01 – 10	0,1 – 10	-	o	++	-	-	ja	++	-	++	+
Plastiksintillator	$5 \cdot 10^{-4} - 2 \cdot 10^{-3}$	0,01 – 10	0,01 – 10	o	o	++	-	-	ja	+	-	+	+
Silberhalogenid-Filme	$\sim 0,03 \text{ g cm}^{-2}$	0,1 – 2	nicht begrenzt	--	o	++	--	-	nein	+	--	-	++
Radiochromfilme	$\sim 0,005 \text{ g cm}^{-2}$	0,1 – 10	nicht begrenzt	-	o	++	-	+	nein	+	--	-	++
Speicherfolien	$\sim 0,01 \text{ g cm}^{-2}$	0,01 – 5	nicht begrenzt	-	o	++	--	o	nein	+	--	o	++
MOSFET	$10^{-6} - 10^{-3}$	0,1 – 100	0,1 – 10	o	o	+	-	o	nein	+	o	+	+
Bedeutung der Symbole: Die entsprechende Sonde ist hinsichtlich der angegebenen Eigenschaft zur Ermittlung von Dosisverteilungen ++ hervorragend geeignet + gut geeignet o geeignet - schlecht geeignet -- ungeeignet ^a Als empfindliches Volumen wird dasjenige Volumen des Detektors bezeichnet, in dem die Messwerte entstehen, z. B. das Luftvolumen einer Ionisationskammer oder die Verarmungsschicht eines Halbleiterdetektors. Ein Detektor kann außerdem Bauteile enthalten, die durch die Produktion von Sekundärelektronen zum Messwert beitragen, z. B. die Kammerwand einer Ionisationskammer.													

7 Ermittlung der dem Umgebungsmaterial zugeführten Energiedosis in Abwesenheit der Sonde

7.1 Allgemeines

Unter Verwendung der Gleichung (1) und der in 4.2 beschriebenen Vorgehensweise wird zunächst in einem ersten Schritt mit einem in Einheiten der WASSER-ENERGIEDOSIS kalibrierten DOSIMETER in dem betreffenden Umgebungsmaterial die WASSER-ENERGIEDOSIS gemessen. Hierbei müssen entsprechende KORREKTIONSFAKTOREN angewandt werden, die für die Messung in dem interessierenden Material gelten. So ist z. B. zu beachten, dass sich die SPEKTRALE TEILCHENFLUENZ der in anderen (nicht-wasseräquivalenten) Materialien erzeugten Sekundärelektronen von der spektralen Sekundärelektronenfluenz im Wasserphantom unterscheiden kann. Die dadurch verursachte Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS des DOSIMETERS muss korrigiert werden.

Ist die mit einer Sonde an einem Punkt in einem anderen Umgebungsmaterial als Wasser gemessene WASSER-ENERGIEDOSIS bekannt, so wird in einem zweiten Schritt aus dieser die DOSIS für das Umgebungsmaterial ermittelt. Diese Dosisumrechnung ist in drei Fällen theoretisch vergleichsweise einfach möglich: bei Bestehen von SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT (siehe 7.2), bei Einhaltung der BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN (siehe 7.3) oder bei Anwendbarkeit des Bremsvermögensverhältnisses nach Spencer-Attix (siehe 7.4).

ANMERKUNG Auch für den Fall, dass keine dieser Bedingungen erfüllt ist, sind Näherungsmethoden zur Ermittlung der dem Umgebungsmaterial zugeführten Dosis entwickelt worden. So ist z. B. im Übergangsbereich vom Gleichgewichts- und Bragg-Gray-Bedingungen die Burlin-Theorie [42] anwendbar oder die Umrechnungsfaktoren können mit Monte-Carlo-Methoden ermittelt werden. Hierbei sind die Geltungsbereiche dieser Methoden zu beachten (siehe auch Anhang C).

7.2 Gleichgewichtssonden

Im Photonenenergiebereich bis zur Energie der ^{60}Co -GAMMASTRAHLUNG beträgt die Reichweite der Sekundärelektronen höchstens einige Millimeter. Bei Sonden, deren Wanddicke mindestens gleich der Reichweite der höchstenergetischen Sekundärelektronen ist, können keine aus dem Phantommaterial stammenden Sekundärelektronen das Detektorvolumen erreichen und zur Signalbildung, mit deren Hilfe die UNKORRIGIERTE ANZEIGE M erzeugt wird, beitragen. Wenn in Abwesenheit der Sonde am MESSORT im PHANTOM annähernd SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT besteht, darf aus der nach Gleichung (1) berechneten WASSER-ENERGIEDOSIS D_w die ENERGIEDOSIS D_m im Phantommaterial nach Gleichung (17) berechnet werden.

$$D_m = t_{m/w} \cdot k_{w \rightarrow m} \cdot D_w \quad (17)$$

Dabei ist

D_m	die ENERGIEDOSIS im Phantommaterial;
$t_{m/w} = (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_m / (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_w$	das Verhältnis der über die spektrale Energiefluenzverteilung am MESSORT im PHANTOM gemittelten Massen-Energieabsorptionskoeffizienten für das Material m und für Wasser w;
$k_{w \rightarrow m}$	ein bauartabhängiger Korrektionsfaktor für den Übergang von den Bezugsbedingungen im Wasserphantom zu denen im Umgebungsmaterial m;
D_w	die Wasser-Energiedosis nach Gleichung (1).

Der KORREKTIONSFAKTOR $k_{w \rightarrow m}$ berücksichtigt die unterschiedliche Störung des Photonenfeldes durch die Sonde sowie den Unterschied der spektralen Photonen-Energiefluenzverteilung in beiden Materialien bei gleicher Primärstrahlung am MESSORT ohne PHANTOM. Für diesen KORREKTIONSFAKTOR liegen zurzeit keine Zahlenwerte vor; für Materialien, die in Ordnungszahl und Dichte Wasser ähnlich sind, wird $k_{w \rightarrow m}$ gleich eins gesetzt.

7.3 Bragg-Gray-Sonden

Erfüllt eine Sonde mit hinreichender Genauigkeit die BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN, so wird das Sondersignal ausschließlich durch Elektronen verursacht, die aus dem Umgebungsmaterial in das Detektorvolumen eintreten. Der Beitrag zum Sondersignal, der von den durch Photonen in der Detektorwand und im Messvolumen ausgelösten SEKUNDÄRELEKTRONEN verursacht wird, kann vernachlässigt werden. Weiterhin ist die Störung des STRahlungsfeldes der SEKUNDÄRELEKTRONEN vernachlässigbar.

In diesem Fall ist das Detektorsignal allein durch die Energiebilanz der in die Sonde ein- und aus ihr austretenden ELEKTRONENSTRAHLUNG der ersten Generation (d. h. primäre Elektronen oder bei PHOTONENSTRAHLUNG die Sekundärelektronen aus dem Photo-, dem Compton- und dem Paarbildungseffekt) bestimmt. Die im Umgebungsmaterial erzeugte ENERGIEDOSIS D_m und die mit der Sonde (in diesem Umgebungsmaterial) gemessene WASSER-ENERGIEDOSIS D_w verhalten sich dann zueinander wie die MASSENSTOSSBREMSVERMÖGEN der Elektronen der ersten Generation. Es gilt

$$D_m = s_{m/w} \cdot k_{BG} \cdot D_w \quad (18)$$

Der Dosisumrechnungsfaktor $s_{m/w}$ ist das Verhältnis der über die spektrale Fluenzverteilung der Elektronen der ersten Generation gemittelten MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN $(\bar{S}_{col}/\rho)$ für das Material m und Wasser:

$$s_{m/w} = \frac{(\bar{S}_{col}/\rho)_m}{(\bar{S}_{col}/\rho)_w} \quad (19)$$

Der Korrekturfaktor k_{BG} berücksichtigt die in der Praxis unvollständige Erfüllung der BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN. Bei geeignetem Aufbau der Sonde liegt er nahe bei eins.

ANMERKUNG 1 Diese Dosisumrechnung ist ähnlich der in DIN 6800-2 beschriebenen Vorgehensweise zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS aus der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE einer luftgefüllten IONISATIONSKAMMER, die (näherungsweise) als Bragg-Gray-Detektor angesehen wird. Auch dabei wird im KORREKTIONSFaktor k'_Q das Verhältnis der MASSENSTOSSBREMSVERMÖGEN von Wasser und Luft benötigt; der hier eingeführte KORREKTIONSFaktor k_{BG} entspricht in DIN 6800-2 dem Produkt der STÖRUNGSFAKTOREN p_{cav} , p_{cel} und p_{wall} .

Der Dosisumrechnungsfaktor $s_{m/w}$ hängt von der spektralen Fluenzverteilung der Elektronen der ersten Generation und diese wiederum von der Art und Qualität der einfallenden Strahlung und vom Phantommaterial ab. In Tabelle 10 sind Dosisumrechnungsfaktoren für die Materialien Muskel, Fett und Knochen für hochenergetische ELEKTRONENSTRAHLUNG mit der mittleren Energie $\bar{E}_z$ am MESSORT angegeben.

ANMERKUNG 2 Die Werte in Tabelle 10 wurden nach Gleichung (19) aus den im ICRU-Report 37 [16] angegebenen MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN berechnet.

Tabelle 11 enthält Dosisumrechnungsfaktoren für PHOTONENSTRAHLUNG hoher Energie.

ANMERKUNG 3 Die Dosisumrechnungsfaktoren in Tabelle 11 wurden aus den in [16] und [17] angegebenen Daten berechnet.

Tabelle 8 — Dosisumrechnungsfaktoren $s_{m/w}$ für Muskel- und Fettgewebe sowie Knochen bei hochenergetischer Elektronenstrahlung

$\bar{E}_Z$ in MeV ^a	$s_{\text{Muskel/w}}$	$s_{\text{Fett/w}}$	$s_{\text{Knochen/w}}$
0,5	0,994	1,026	0,900
1	0,992	1,020	0,899
2	0,988	1,014	0,900
3	0,987	1,012	0,903
4	0,986	1,011	0,904
5	0,986	1,011	0,905
10	0,986	1,011	0,910
15	0,988	1,011	0,913
20	0,988	1,011	0,914
30	0,989	1,010	0,915
40	0,989	1,010	0,916
50	0,989	1,009	0,916
^a Die mittlere Elektronenenergie $\bar{E}_Z$ am MESSORT wurde nach der in DIN 6809-1 [3] beschriebenen Vorgehensweise aus den Kenngrößen von TIEFENDOSISVERTEILUNGEN berechnet.			

Tabelle 9 — Dosisumrechnungsfaktoren $s_{m/w}$ für Muskel- und Fettgewebe sowie Knochen in hochenergetischen Photonenstrahlungsfeldern

STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q (Nuklid) ^a	$s_{\text{Muskel/w}}$	$s_{\text{Fett/w}}$	$s_{\text{Knochen/w}}$
(⁶⁰ Co)	0,991	1,028	0,898
0,60	0,992	1,027	0,900
0,62	0,993	1,027	0,900
0,64	0,994	1,026	0,900
0,66	0,994	1,024	0,899
0,68	0,993	1,022	0,899
0,70	0,993	1,021	0,899
0,72	0,992	1,019	0,900
0,74	0,991	1,018	0,900
0,76	0,990	1,016	0,900
0,78	0,989	1,015	0,900
0,80	0,988	1,013	0,900
0,82	0,987	1,012	0,902
0,84	0,987	1,012	0,903
^a Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q wurde nach DIN 6809-1 [3] bestimmt.			

7.4 Bremsvermögensverhältnis nach Spencer-Attix

Bei Verletzung der dritten BRAGG-GRAY-BEDINGUNG, d. h. bei ortsabhängiger Teilchenflussdichte der Elektronen aller Generationen innerhalb des Materials B (siehe 3.6), darf der Dosisumrechnungsfaktor $s_{m/w}$ in Gleichung (18) mit einer auf Spencer und Attix zurückgehenden Methode berechnet werden. Danach gilt:

$$s_{m/w}^{\Delta} = \frac{\int_{\Delta}^{E_{\max}} \Phi_{E,m} \left(\frac{L}{\rho} \right)_{\Delta,m} dE + (\Phi_E(\Delta))_m \cdot \left(\frac{S(\Delta)}{\rho} \right)_m \cdot \Delta}{\int_{\Delta}^{E_{\max}} \Phi_{E,m} \left(\frac{L}{\rho} \right)_{\Delta,w} dE + (\Phi_E(\Delta))_w \cdot \left(\frac{S(\Delta)}{\rho} \right)_w \cdot \Delta} \quad (20)$$

Dabei ist

- Δ die Energie eines Elektrons, dessen Reichweite im Sondenmaterial gleich der mittleren Weglänge beim Durchqueren des Messvolumens ist;
- $E_{\max}$ die maximale Energie der Elektronen;
- $\Phi_{E,m}$ die spektrale Elektronenfluenz im Messvolumen für alle Elektronen (nicht nur die Elektronen der ersten Generation);
- $\Phi_E(\Delta)$ die spektrale Elektronenfluenz bei der Energie Δ ;
- $\left(\frac{L}{\rho} \right)_{\Delta}$ das beschränkte MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN, welches die mit einer Energie $E > \Delta$ erzeugten δ -Elektronen unberücksichtigt lässt;
- $\frac{S(\Delta)}{\rho}$ das unbeschränkte MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN bei der Energie Δ .

ANMERKUNG 1 Ausführlichere Erläuterungen zur Methode von Spencer-Attix finden sich in [14], [20], [36], [37] und [38].

ANMERKUNG 2 Die in DIN 6800-2 angegebenen Bremsvermögensverhältnisse wurden nach der Methode von Spencer-Attix berechnet.

8 Ermittlung der Messunsicherheit

8.1 Allgemeines

Die Grundlage für die Ermittlung der MESSUNSICHERHEIT bei der Dosismessung nach der Sondenmethode ist DIN V ENV 13005.

ANMERKUNG 1 Um zu gewährleisten, dass die Ermittlung der MESSUNSICHERHEIT auf eine international einheitliche, nachvollziehbare und transparente Weise erfolgt, wurde 1993 der unter der Federführung des BIPM (Bureau International des Poids et Mesures) entwickelte „Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement“ (de: „Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen“) veröffentlicht, der allgemeine Regeln zur Ermittlung der MESSUNSICHERHEIT bei einem breiten Spektrum physikalischer Messungen festlegt. Dieses Dokument wurde als DIN V ENV 13005 in Deutschland veröffentlicht.

ANMERKUNG 2 Ausführlichere Erläuterungen zur Ermittlung der MESSUNSICHERHEIT finden sich z. B. in [26], [27] und [28].

Die WASSER-ENERGIEDOSIS D_w wird nach Gleichung (1) nicht direkt gemessen, sondern aus anderen EINGANGSGRÖSSEN, wie z. B. dem KALIBRIERFAKTOR N , der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE des DOSIMETERS M und verschiedenen KORREKTIONSFAKTOREN k_i berechnet. Einige der dabei verwendeten Größen müssen zuvor aus anderen gemessenen oder berechneten Größen ermittelt werden, wie z. B. der KORREKTIONSFAKTOR k_p für den Einfluss der Luftdichte bei einer Dosismessung mit einer IONISATIONSKAMMER, der aus gemessenen Werten des Luftdrucks und der Lufttemperatur berechnet wird, oder der KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der STRAHLUNGSQUALITÄT k_Q , der auf der Grundlage eines gemessenen STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX' aus tabellierten Werten bestimmt wird.

Die Vorgehensweise bei einer Ermittlung der MESSUNSICHERHEIT wird deshalb hier für den allgemeinen Fall beschrieben, dass eine allgemeine MESSGRÖSSE Y (z. B. die WASSER-ENERGIEDOSIS oder ein KORREKTIONSFAKTOR als Zwischenergebnis) aus einer Reihe von EINGANGSGRÖSSEN X_i ($i = 1 \dots n$) ermittelt wird.

8.2 Angabe des vollständigen Messergebnisses

Das vollständige MESSERGEBNIS umfasst die Angabe der MESSGRÖSSE, des MESSWERTES y , sowie die ihm beigeordnete ERWEITERTE MESSUNSICHERHEIT U und den zu ihrer Bestimmung benutzten ERWEITERUNGSFAKTOR k . Diese Größen sind im Ergebnis einer Messunsicherheitsanalyse anzugeben.

Die Ermittlung dieser Größen ist in den folgenden Abschnitten beschrieben.

8.3 Die Modellfunktion der Auswertung

Die Beziehung zwischen der MESSGRÖSSE Y und den EINGANGSGRÖSSEN X_i wird durch die Modellfunktion f der Auswertung

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_n) \quad (21)$$

beschrieben, unter deren Verwendung aus den Werten der EINGANGSGRÖSSEN x_i der Messwert y berechnet wird.

ANMERKUNG Im Falle der MESSGRÖSSE WASSER-ENERGIEDOSIS D_w ist die Gleichung (1) die Modellfunktion für die Ermittlung der MESSUNSICHERHEIT.

Im Rahmen einer Unsicherheitsanalyse wird, basierend auf den Kenntnissen über den Messprozess und unter Verwendung der Modellfunktion f und der MESSUNSICHERHEITEN der EINGANGSGRÖSSEN $u(x_i)$, die dem Messwert y beigeordnete MESSUNSICHERHEIT $u(y)$ nach einem einheitlichen Verfahren ermittelt.

8.4 Ermittlung der Standardmessunsicherheiten der Eingangsgrößen

Die für die Berechnung der MESSUNSICHERHEIT $u(y)$ benötigten MESSUNSICHERHEITEN der EINGANGSGRÖSSEN $u(x_i)$ werden nach einer der im Folgenden erläuterten Arten ermittelt, die als ERMITTLUNGSMETHODE A DER MESSUNSICHERHEIT und ERMITTLUNGSMETHODE B DER MESSUNSICHERHEIT bezeichnet werden:

- a) Bei der ERMITTLUNGSMETHODE A DER MESSUNSICHERHEIT werden der MESSWERT x_i und die STANDARDMESSUNSICHERHEIT $u(x_i)$ einer Größe X_i durch statistische Analyse einer Reihe unabhängiger Beobachtungen $X_{i,k}$ ($k = 1 \dots m$) dieser Größe gewonnen. Der MESSWERT x_i ist in diesem Fall durch den arithmetischen Mittelwert der gemessenen Einzelwerte gegeben:

$$x_i = \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m X_{i,k} \quad (22)$$

die STANDARDMESSUNSICHERHEIT $u(x_i)$ ist die empirische STANDARDABWEICHUNG des Mittelwertes:

$$u(x_i) = \sqrt{\frac{1}{m \cdot (m-1)} \sum_{k=1}^m (X_{i,k} - x_i)^2} \quad (23)$$

ANMERKUNG 1 Für die Anzahl der unabhängigen Beobachtungen sollte mindestens $m \geq 10$ gelten.

- b) Die ERMITTLUNGSMETHODE B DER MESSUNSICHERHEIT basiert nicht auf einer statistischen Analyse einer Beobachtungsreihe, sondern auf anderen messtechnisch oder wissenschaftlich fundierten Kenntnissen, wie zum Beispiel

- in Kalibrierscheinen oder anderen Zertifikaten angegebene Daten,
- Herstellerspezifikationen,

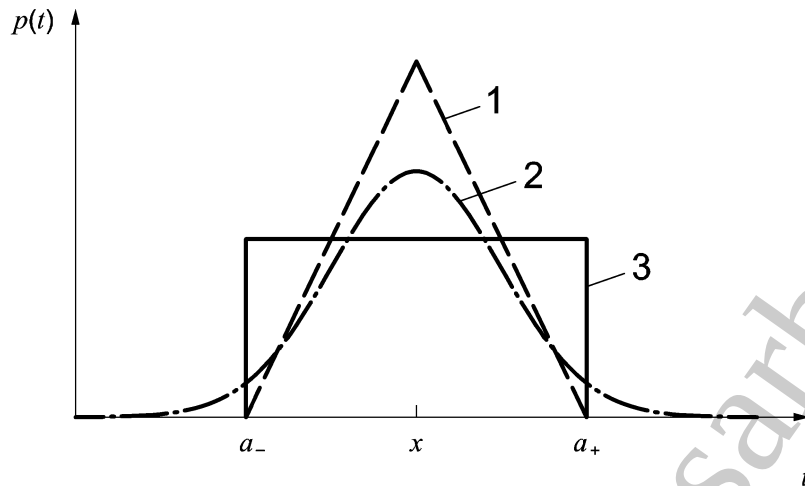
- in der Literatur angegeben UNSICHERHEITEN für Referenzdaten,
- Informationen aus früheren Messungen dieser Größe,
- Erfahrungen über das Verhalten oder die Eigenschaften relevanter Materialien und Messverfahren.

Anhand solcher Kenntnisse wird die WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTEVERTEILUNG der Werte einer Größe geschätzt und daraus die STANDARDABWEICHUNG ermittelt. In der Regel sind die WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTEVERTEILUNGEN, die man aus solchen Kenntnissen ableiten kann, relativ einfach; oftmals liegt einer der in Bild 1 angegebenen Fälle vor (siehe auch Tabelle 12).

Tabelle 10 — Eigenschaften einiger Wahrscheinlichkeitsdichteverteilungen

WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTEVERTEILUNG	Charakterisiert durch	MESSWERT x	STANDARDMESSUNSICHERHEIT $u(x)$
Beliebige Verteilung	WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTE $p(t)$	$\int_{-\infty}^{+\infty} t \cdot p(t) dt$	$\sqrt{\int_{-\infty}^{+\infty} (t-x)^2 \cdot p(t) dt}$
Rechteckverteilung (siehe Bild 1)	Untergrenze a_- Obergrenze a_+	$\frac{a_+ + a_-}{2}$	$\frac{a_+ - a_-}{\sqrt{12}}$
Symmetrische Dreieckverteilung (siehe Bild 1)	Untergrenze a_- Obergrenze a_+	$\frac{a_+ + a_-}{2}$	$\frac{a_+ - a_-}{\sqrt{24}}$
Normalverteilung (siehe Bild 1)	Erwartungswert μ STANDARDABWEICHUNG σ	μ	σ

Nur für die Normung

**Legende**

- 1 Dreieckverteilung
- 2 Normalverteilung
- 3 Rechteckverteilung
- a_- Untergrenze der Rechteckverteilung
- a_+ Obergrenze der Rechteckverteilung
- $p(t)$ WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTE
- t Wert der MESSGRÖSSE
- x Messwert (Mittelwert)

Bild 1 — Einige häufig auftretende Wahrscheinlichkeitsdichteverteilungen

Kann anhand der vorhandenen Kenntnisse angenommen werden, dass es sich um eine der in Bild 1 angegebenen WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTEVERTEILUNGEN handelt, so darf die STANDARDMESSUNSICHERHEIT der jeweiligen Größe unmittelbar mit der in der letzten Spalte der Tabelle 12 angegebenen Formel berechnet werden.

ANMERKUNG 2 Bei UNSICHERHEITEN, die in einem Kalibrierschein angegeben sind, handelt es sich im Allgemeinen um STANDARDABWEICHUNGEN einer Normalverteilung (oder um Vielfache davon, siehe 8.6). Falls von einer Größe nichts weiter bekannt ist, als dass ihre Werte zwischen den Grenzen a_- und a_+ liegen, dann muss für diese Größe eine Rechteckverteilung mit den Grenzen a_- und a_+ angenommen werden.

ANMERKUNG 3 In den weiteren Teilen der Normenreihe DIN 6800 sind typische Werte für die UNSICHERHEITEN der für das jeweilige Messverfahren relevanten Eingangsdaten angegeben.

8.5 Ermittlung der dem Messwert beigeordneten Standardmessunsicherheit

Unter Verwendung der STANDARDMESSUNSICHERHEITEN der EINGANGSGRÖSSEN $u(x_i)$ (siehe 8.4) und der Modellfunktion f (siehe 8.2) wird die dem MESSWERT y beigeordnete STANDARDMESSUNSICHERHEIT $u(y)$ nach

$$u(y) = \sqrt{[c_1 \cdot u(x_1)]^2 + [c_2 \cdot u(x_2)]^2 + \dots + [c_n \cdot u(x_n)]^2} \quad (24)$$

berechnet. Die in dieser Gleichung auftretenden Sensitivitätskoeffizienten c_i sind die partiellen Ableitungen der Modellfunktion f nach den jeweiligen EINGANGSGRÖSSEN:

$$c_i = \left. \frac{\partial f}{\partial X_i} \right|_{(x_1, x_2, \dots, x_n)} \quad (25)$$

Sie beschreiben die Änderung der MESSGRÖSSE Y bei einer (kleinen) Änderung der jeweiligen EINGANGS-GRÖSSE X_i .

Gleichung (24) gilt nur, wenn zwischen den EINGANGSGRÖSSEN keine Korrelationen bestehen (oder diese vernachlässigt werden können). Im Falle des Auftretens von Korrelationen müssen diese bei der Berechnung der STANDARDMESSUNSICHERHEIT berücksichtigt werden. Weiterhin basiert Gleichung (24) auf einer Linearisierung der Modellfunktion; im Falle einer stark nichtlinearen Modellfunktion müssen ggf. Terme höherer Ordnung berücksichtigt werden.

ANMERKUNG Nähere Informationen hierzu finden sich in [26], [27] und [28].

Bei Modellfunktionen, in denen die MESSGRÖSSE nur durch Multiplikationen und Divisionen der EINGANGS-GRÖSSEN ermittelt wird (z. B. die WASSER-ENERGIEDOSIS nach Gleichung (1), wenn die additive Korrektur vernachlässigt wird), ist die Verwendung relativer MESSUNSICHERHEITEN $r(x_i) = u(x_i)/|x_i|$ vorteilhaft. In diesem Fall erübrigt sich die Ermittlung der Sensitivitätskoeffizienten und es gilt

$$r(y) = \sqrt{[r(x_1)]^2 + [r(x_2)]^2 + \dots + [r(x_n)]^2} \quad (26)$$

Zur übersichtlichen und nachvollziehbaren Ermittlung der dem Messergebnis beigeordneten STANDARDMESS-UNSICHERHEIT empfiehlt es sich, eine MESSUNSICHERHEITSBILANZ in Tabellenform nach dem Muster der Tabelle 13 aufzustellen.

Tabelle 11 — Muster einer Messunsicherheitsbilanz

Größe X_i	Wert x_i	STANDARDMESS- UNSICHERHEIT $u(x_i)$	Sensitivitätskoeffizient c_i	Unsicherheitsbeitrag $c_i \cdot u(x_i)$
X_1	x_1	$u(x_1)$	$c_1 = \left. \frac{\partial f}{\partial X_1} \right _{(x_1, x_2, \dots, x_n)}$	$c_1 \cdot u(x_1)$
X_2	x_2	$u(x_2)$	$c_2 = \left. \frac{\partial f}{\partial X_2} \right _{(x_1, x_2, \dots, x_n)}$	$c_2 \cdot u(x_2)$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
X_n	x_n	$u(x_n)$	$c_n = \left. \frac{\partial f}{\partial X_n} \right _{(x_1, x_2, \dots, x_n)}$	$c_n \cdot u(x_n)$
Y	y			$u(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n [c_i \cdot u(x_i)]^2}$

Zusätzlich zu einer solchen MESSUNSICHERHEITSBILANZ in Tabellenform sollte die verwendete Modellgleichung angegeben werden und zu allen auftretenden EINGANGSGRÖSSEN die Ermittlungsmethode der MESSUNSICHERHEIT (A oder B) und die angenommene WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTEVERTEILUNG notiert werden.

8.6 Ermittlung der erweiterten Messunsicherheit

Anstelle der dem Messergebnis beigeordneten STANDARDMESSUNSICHERHEIT $u(y)$ (siehe 8.5) wird oft eine ERWEITERTE MESSUNSICHERHEIT U angegeben, die sich durch Multiplikation der STANDARDMESSUNSICHERHEIT mit einem ERWEITERUNGSFAKTOR k ergibt:

$$U = k \cdot u(y) \quad (27)$$

Der ERWEITERUNGSFAKTOR k wird so gewählt, dass die ERWEITERTE MESSUNSICHERHEIT der Halbweite eines Intervalls entspricht, das einen vorgegebenen Bruchteil (meist 95 %) der Werte überdeckt, die der MESSGRÖSSE vernünftigerweise zugeordnet werden können. In guter Näherung gilt in den meisten Fällen:

Erweiterungsfaktor k	Überdeckter Bruchteil der Werte der Messgröße
1	68 %
2	95 %
3	99 %

Bei Kenntnis der ERWEITERTEN MESSUNSICHERHEIT U und des zu ihrer Berechnung benutzten ERWEITERUNGSFAKTORS k (z. B. aus einem Kalibrierschein) darf direkt die STANDARDMESSUNSICHERHEIT der zugehörigen Größe berechnet werden. Dies ist eine ERMITTLUNGSMETHODE B DER MESSUNSICHERHEIT.

Anhang A (informativ)

Andere Methoden der Dosimetrie

Neben den in dieser Norm behandelten Verfahren der Sondenmethode gibt es auch andere Verfahren der Dosimetrie, bei denen die ENERGIEDOSIS nicht nach dem in Abschnitt 4 vorgestellten Formalismus bestimmt wird.

Hierzu gehören z. B. die Verfahren zur Ermittlung der ENERGIEDOSIS ohne Verwendung eines KALIBRIERFAKTORS, bei denen die dem bestrahlten Material zugeführte ENERGIEDOSIS aus der Detektoranzeige sowie Natur- und Materialkonstanten, wie z. B. der IONISIERUNGSKONSTANTE W/e , dem AUSBEUTEFAKTOR G , den Eigenschaften des Wand- und Sondenmaterials, sowie aus geometrischen Daten der Sonde, z. B. Volumen, Dichte und Wanddicke und aus Instrumentenkonstanten berechnet wird. Diese Verfahren werden im Wesentlichen nur von nationalen Metrologieinstituten zur Realisierung der Einheiten der Dosisgrößen angewendet. Ein Beispiel aus dem Bereich der Strahlentherapie ist die Wasser-Energiedosis-Kalorimetrie, bei der die durch die Strahlungsabsorption bewirkte lokale, mit einem Temperatursensor erfasste Temperaturerhöhung im homogenen Material die Dosismessung ermöglicht.

Weitere Verfahren der Dosimetrie, die nicht auf der Sondenmethode beruhen, sind z. B.:

- a) die Polymergel-Dosimetrie, bei der ein durch Strahlungsabsorption erzeugtes NMR-Signal oder die optische Trübung ein Maß für die DOSIS ergibt. Hierbei ist das Polymergel gleichzeitig das bestrahlte Medium und der Detektor;
- b) die Verfahren der Dosimetrie für die Röntgendiagnostik, die auf der Messung von repräsentativen Werten der LUFTKERMA als Dosisgröße beruht, wie z. B. der Einfall-, Oberflächen- oder Bildempfängerdosis, sowie auf der Messung des DOSIS-LÄNGEN-PRODUKTS in der Computer-Tomographie und der Messung des DOSIS-FLÄCHEN-PRODUKTS an Röntgen-Aufnahmegeschützen und -Durchleuchtungsanlagen. Auch hier kommen Messungen in oder an körperähnlichen PHANTOMEN zum Einsatz; der Zweck dieser Messungen ist jedoch nicht die Ermittlung der ENERGIEDOSIS am MESSORT, sondern die Gewinnung von Ausgangsgrößen zur Abschätzung von Organ- und Effektivdosen (siehe DIN 6809-3 [4]);
- c) die Verfahren der Strahlenschutzdosimetrie, in der Personen- und Ortsdosimeter verwendet werden. Diese DOSIMETER dienen aufgrund ihrer Kalibrierung zur direkten Ermittlung von dosimetrischen Strahlenschutzgrößen und gegebenenfalls zur Abschätzung von Organ- und Effektivdosen (siehe DIN 6818-1 [8]);
- d) die indirekte Dosimetrie in der Strahlentherapie, bei der Transmissionssignale, z. B. von elektronischen Feldkontroll-Bildsystemen (Portal Imaging Devices) als Grundlage für Dosismessungen im Patienten-körper dienen.

Anhang B (informativ)

Anschlussmessungen bei Verwendung hochauflösender Detektoren

Bei bestimmten Messaufgaben kann es vorkommen, dass das standardmäßig zur Dosisbestimmung eingesetzte DOSIMETER ungeeignet ist. Eine solche Situation liegt z. B. bei einer Dosismessung in einem Feld der Größe $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ oder kleiner vor. Das üblicherweise als Referenzdosimeter eingesetzte Ionisationsdosimeter mit einer IONISATIONSKAMMER mit einem Messvolumen von typischerweise $0,5\text{ cm}^3$ ist für diese Bedingungen ungeeignet. In einem solchen Fall empfiehlt es sich daher, einen Detektor mit einem erheblich kleineren Messvolumen, z. B. einen Halbleiterdetektor, einzusetzen. Für eine Dosismessung mit diesen üblicherweise nicht mit einer Kalibrierung versehenen Detektoren ist die metrologische Rückführbarkeit sicher zu stellen. Ein dazu geeignetes Verfahren besteht in der so genannten Anschlussmessung, die auch in Deutschland unter ihrer englischen Bezeichnung „cross-calibration“ bekannt ist.

Bei der Anschlussmessung werden das Referenzdosimeter und die zu kalibrierende Sonde nacheinander unter REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNG bestrahlt. Um eventuell vorhandene Fluktuationen in der Dosisleistung des Beschleunigers auszugleichen, empfiehlt es sich, die UNKORRIGIERTEN ANZEIGEN des Referenzdosimeters und des zu kalibrierenden Detektors, M_{ref} und M_{k} , jeweils auf die ANZEIGEN des Monitors, m_{ref} und m_{k} , zu beziehen. Die Auswertung erfolgt nach der Formel:

$$\frac{M_{\text{ref}}}{m_{\text{ref}}} N_{\text{ref}} \prod k_{i,\text{ref}} = \frac{M_{\text{k}}}{m_{\text{k}}} N_{\text{k}} \prod k_{i,\text{k}} \quad (\text{B.1})$$

Dabei wird angenommen, dass die pro Monitoreinheit am Messort am Ende der beiden Bestrahlungen erzeugte WASSER-ENERGIEDOSIS identisch ist. Durch Auflösung von Gleichung (B.1) nach N_{k} erhält man den KALIBRIERFAKTOR des zu kalibrierenden Dosimeters unter REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNG. Im Falle einer IONISATIONSKAMMER als Referenzdosimeter sind die in Gleichung (B.1) zu verwendenden KORREKTIONSFAKTOREN $k_{i,\text{ref}}$ gemäß DIN 6800-2 zu ermitteln. Für das zu kalibrierende DOSIMETER liegen in der Regel wenig oder gar keine Informationen über die KORREKTIONSFAKTOREN vor. In diesem Fall kann es zweckmäßig sein, anstelle des KALIBRIERFAKTORS N_{k} das Produkt $N_{\text{k}} \prod k_{i,\text{k}}$ zu bestimmen.

Bei Messungen mit dem Transferdosimeter unter Bedingungen, die von den REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNG abweichen etwa im Hinblick auf Feldgröße, Tiefe usw., erfolgt die Dosisbestimmung nach der Formel:

$$D_{\text{W}} = M N_{\text{k}} \prod k_{i,\text{k,a}} \quad (\text{B.2})$$

wobei M die UNKORRIGIERTE ANZEIGE des zu kalibrierenden Dosimeters unter Anwenderbedingungen und $k_{i,\text{k,a}}$ die KORREKTIONSFAKTOREN unter Anwenderbedingungen darstellen.

Anhang C (informativ)

Ermittlung von Korrektionsfaktoren mit Monte-Carlo-Verfahren

Sind die KORREKTIONSFAKTOREN, insbesondere die für die STRAHLUNGSQUALITÄT oder die Abweichung von den REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNG nicht bekannt und ist zu erwarten, dass ihre numerischen Werte sich signifikant, d. h. im Sinne der angestrebten MESSUNSICHERHEIT, vom Wert 1 unterscheiden, kann eine Bestimmung der KORREKTIONSFAKTOREN durch Strahlungstransportsimulations-Rechnungen nach dem Monte-Carlo-Verfahren in Erwägung gezogen werden. Es gibt eine Reihe von frei erhältlichen Monte-Carlo-Programmen, wie z. B. EGSnrc, MCNP und Penelope, die sich für die erforderlichen Rechnungen einsetzen lassen. Zur Fehlervermeidung muss sich der Anwender des Programms darüber im Klaren sein, dass dieses Verfahren aufgrund seiner Komplexität ein gewisses Mindestmaß an Verständnis von ihm erfordert. Im Folgenden sind einige wichtige Regeln für den Umgang mit derartigen Programmpaketen zusammengestellt.

Der Anwender des Programms sollte zumindest in groben Zügen mit den dem Programm zugrundeliegenden physikalischen Modellen, mit denen der Strahlungstransport simuliert wird, vertraut sein. Bei der Modellierung von Photonenstrahlung ist es z. B. besonders wichtig, ob und mit welchem Detaillierungsgrad der Transport der Sekundärelektronen behandelt wird. Diese Kenntnisse sind eine unerlässliche Voraussetzung für eine Abschätzung, ob und in welchen Ausmaß das verwendete Programm überhaupt in der Lage ist, die anstehende dosimetrische Fragestellung zufrieden stellend zu beantworten.

Erhaltene Ergebnisse sollten einer kritischen Überprüfung unterzogen werden. Diese kann darin bestehen, relativ einfache Bedingungen zu betrachten, deren Lösung im Vorhinein weitgehend bekannt ist. Zum Beispiel ist es bei der Bestimmung strahlungsqualitätsabhängiger KORREKTIONSFAKTOREN unerlässlich, die Übereinstimmung zwischen experimentell und rechnerisch ermittelten Strahlungsfeldparametern wie Feldgröße und TIEFENDOSISKURVE zu überprüfen. Ebenso kann es sinnvoll sein zu versuchen, in der Literatur veröffentlichte Ergebnisse zu reproduzieren. Je dichter dabei das aus der Literatur herangezogene Beispiel mit der eignen Fragestellung verwandt ist, umso höher ist bei erfolgreichem Ausgang der Wert des Vergleiches anzusehen.

Eine Plausibilitätsprüfung der erhaltenen Ergebnisse sollte unbedingt durchgeführt werden. Dazu können veröffentlichte Daten, z. B. zu KORREKTIONSFAKTOREN anderer Detektoren herangezogen werden. Eine andere Form der Plausibilitätsprüfung besteht in der Analyse der Dosiswerte in den unterschiedlichen Bauelementen/Materialien eines Detektors. Sind die räumlichen Ausdehnungen der einzelnen Komponenten deutlich kleiner als die praktische Reichweite der Elektronen, müssen die Verhältnisse der Dosiswerte in den einzelnen Komponenten in etwa den Wert der Bremsvermögensverhältnisse einnehmen (siehe Gleichung (19)). Bei signifikanten Abweichungen ist deren Ursache zu ermitteln. Eine Voraussetzung zur Anwendung dieses Tests ist, dass im gesamten Bereich des Detektors eine homogene Dosisverteilung vorliegt. Neben den Dosiswerten stellen auch die in den einzelnen Komponenten deponierten Energien einen wichtigen Indikator dar. Während die Dosiswerte (bei nicht zu großen Komponenten) näherungsweise unabhängig von der Dichte des jeweiligen Materials sind, ist die Summe der deponierten Energien näherungsweise proportional zu deren Dichte. Etwaige Eingabefehler in den Materialdichten sind somit leicht zu identifizieren.

Sollte man aufgrund der Problemstellung etwa Kenntnis davon haben, dass an einem bestimmten Punkt im STRAHLUNGSFELD SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT herrscht, kann es sinnvoll sein, die Rechnung einmal mit „eingeschaltetem“ und einmal mit „ausgeschaltetem“ Elektronentransport durchzuführen. Die in beiden Rechnungen erhaltenen Dosiswerte am Aufpunkt sollten sich um nicht mehr als die Bremsstrahlungsausbeute unterscheiden. Ein relativ hohes Maß an Vertrauen in die erzielten Ergebnisse lässt sich erlangen, wenn ein und dieselbe dosimetrische Fragestellung mit mehr als einem in den Materialien und im Aufbau unterschiedlichen Detektoren angegangen wird. Es sollte dabei gelingen, mit den eingesetzten Detektoren unter Verwendung der jeweils für sie ermittelten Korrektionsfaktoren, im Rahmen der UNSICHERHEIT Übereinstimmung zu erzielen.

Der Bestimmung der UNSICHERHEIT der per Monte-Carlo-Rechnungen erhaltenen Ergebnisse sollte eine erhebliche Bedeutung beigemessen werden. Erst bei hinreichender Kenntnis der GESAMTUNSICHERHEIT eines Ergebnisses lässt sich beurteilen, ob eine bestimmte Interpretation des Ergebnisses überhaupt belastbar ist. Für die Unsicherheitsabschätzung ist es keineswegs ausreichend, eine (nahezu triviale) Analyse der statistischen UNSICHERHEITEN vom Typ A vorzunehmen. Bei hinreichend langer Rechenzeit können letztere häufig ohnehin so klein gemacht werden, dass ihnen im Sinne der GESAMTUNSICHERHEIT keine nennenswerte Bedeutung zukommt. Ein allgemeiner Formalismus zur Bestimmung der unter der Bezeichnung Typ B auftretenden UNSICHERHEITEN bei Monte-Carlo-Rechnungen existiert nicht, so dass stets der konkrete Einzelfall betrachtet werden muss [43]. Deshalb konzentriert sich die Fragestellung darauf, möglichst viele Informationen aus den Ergebnissen selbst und aus allen anderen brauchbaren Quellen zu ziehen. Zum Beispiel kann durch leichte Variation der Geometrie Information darüber erhalten werden, welche Auswirkungen Unterschiede zwischen dem tatsächlichen Detektor und seinem für die Rechnungen modellierten Pendant haben. Durch Variation der in der Rechnung für Photonen- und Elektronentransport verwendeten Wechselwirkungskoeffizienten erhält man Informationen, mit welchen Empfindlichkeitskoeffizienten derartige UNSICHERHEITEN in das Ergebnis eingehen.

Das oben bereits angeführte Verfahren, die gesamte dosimetrische Fragestellung für unterschiedliche Typen von Detektoren zu bearbeiten, kann ebenso eine, wenn auch nur recht pauschale, Antwort auf die mit dem Verfahren verbundenen UNSICHERHEITEN geben.

ANMERKUNG Die oben angegebenen Empfehlungen erheben nicht den Anspruch auf Vollständigkeit. Der Anwender wird ausdrücklich ermuntert, weitere und nach Möglichkeit aussagekräftigere Plausibilitätsprüfungen zu entwickeln und zu testen.

Nur für die Normung

Literaturhinweise

- [1] DIN 6800-2:2008-03, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern*
- [2] DIN 6800-4:2000-12, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 4: Filmdosimetrie*
- [3] DIN 6809-1:2010-03, *Klinische Dosimetrie — Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*
- [4] DIN 6809-3, *Klinische Dosimetrie — Teil 3: Röntgendiagnostik*
- [5] DIN 6814-2:2000-07, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 2: Strahlungsphysik*
- [6] DIN 6814-3:2001-01, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten*
- [7] DIN 6814-8:2000-12, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 8: Strahlentherapie*
- [8] DIN 6818-1:2004-08, *Strahlenschutzdosimeter — Teil 1: Allgemeine Regeln*
- [9] DIN EN 60731:2006-09, *Medizinische elektrische Geräte — Dosimeter mit Ionisationskammern zur Anwendung in der Strahlentherapie* (IEC 60731:1997 + A1:2002); Deutsche Fassung EN 60731:1997 + A1:2002
- [10] DIN EN 61674:2005-11, *Medizinische elektrische Geräte — Dosimeter mit Ionisationskammern und/oder Halbleiterdetektoren für den Einsatz an diagnostischen Röntgeneinrichtungen* (IEC 61674:1997 + A1:2002); Deutsche Fassung EN 61674:1997 + A1:2002
- [11] DIN ISO 3534-1:2009-10, *Statistik — Begriffe und Formelzeichen — Teil 1: Wahrscheinlichkeit und allgemeine statistische Begriffe* (ISO 3534-1:2006)
- [12] ISO/IEC Guide 99:2007, *Internationales Wörterbuch der Metrologie (VIM)*
- [13] Harder, D.: *Physikalische Grundlagen der Dosimetrie. Sonderbände zur Strahlentherapie* 62 (1966), 254-279
- [14] Reich, H. (Hrsg.): *Dosimetrie ionisierender Strahlung*. B.G. Teubner, Stuttgart, 1990
- [15] *Verordnung über das Errichten, Betreiben und Anwenden von Medizinprodukten (Medizinprodukte-Betreiberverordnung — MPBetreibV)*. Medizinprodukte-Betreiberverordnung in der Fassung der Bekanntmachung vom 21. August 2002 (BGBl. I S. 3396), zuletzt geändert durch Artikel 386 der Verordnung vom 31. Oktober 2006 (BGBl. I S. 2407)
- [16] ICRU-Report 37, *Stopping Powers for Electrons and Positrons. International Commission on Radiation Units and Measurements*, Bethesda (U.S.A), 1984
- [17] Andreo, P., Brahme, A.: *Stopping power data for high-energy photon beams*. Phys. Med. Biol. 31 (1986), 838-858
- [18] Hubbell, J. H.; Seltzer, S. M.: *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients* (version 1.4, 2004). National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD. <http://physics.nist.gov/xaamdi>

- [19] Berger, M. J., Hubbell, J. H., Seltzer, S. M., Chang, J., Coursey, J. S., Sukumar, R., Zucker, D. S.: *XCOM: Photon Cross Section Database* (version 1.3, 2005). National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD. <http://physics.nist.gov/xcom>
- [20] ICRU-Report 35. *Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV*. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda (U.S.A), 1984
- [21] Jaeger, R. G., Hübner, W. (Hrsg.): *Dosimetrie und Strahlenschutz. Physikalisch-technische Daten und Methoden für die Praxis*. G. Thieme, Stuttgart, 1974
- [22] Markus, B.: *Über den Begriff der Gewebeäquivalenz und einige „wasserähnliche“ Phantomschubstanzen für Quanten von 10 keV bis 100 MeV sowie schnelle Elektronen*. *Strahlentherapie* 101 (1956), 111-131
- [23] White, D. R.: *Tissue substitutes in experimental radiation physics*. *Med. Phys.* 5 (1979), 467-479
- [24] Rawlinson, J. A., Bielajew, A. F., Munro, P., Galbraith, D. M.: *Theoretical and experimental investigation of dose enhancement due to charge storage in electron-irradiated phantoms*. *Med. Phys.* 11 (1984), 814-821
- [25] Ho, A. K., Paliwal, B. R., Attix, F.: *Charge storage in electron-irradiated phantom materials*. *Med. Phys.* 13 (1986), 99-100
- [26] International Organization for Standardization: *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*, ISO (1993), ISBN 92-67-10188-9
- [27] Robin E. Bentley: *Uncertainty in Measurement: The ISO Guide*. Monograph 1: NML Technology Transfer Series, National Measurement Laboratory CSIRO, Sydney (2003), ISBN 0-9750744-0-7
- [28] International Atomic Energy Agency: *Measurement Uncertainty. A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories*. IAEA-TECDOC-1585, IAEA, Wien (2008), ISBN 978-92-0-104408-2, http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1585_web.pdf
- [29] P. Winkler, G. Stücklschweiger: *Möglichkeiten und Limitierungen der Dekonvolutionsmethode zur Dosimetrie kleiner Photonenfelder*. In: *Proceedings der gemeinsamen Jahrestagung der DGMP, ÖGMP und SGSMP, Gmunden (2002)*, ISBN 3-925218-75-0
- [30] Pappas, E.; Maris, T. G.; Papadakis, A.; Zacharopoulou, F.; Damilakis, J.; Papanikolaou, N. & Gourtsoyiannis, N.: *Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams*. *Med. Phys.* 33 (2006), 3700-3710
- [31] Djouguela, A.; Harder, D.; Kollhoff, R.; Kunth, W.; Rühmann, A.; Willborn, K. & Poppe, B.: *The convolution kernel of narrow photon fields — Measurement and single-parameter mathematical representation*. In: M. K. Fix, P. Manser, R. Mini (Hrsg.), *Abstracts der Dreiländertagung Medizinphysik 2007*, Bern (2007), 122-123
- [32] Harder, D., Rubach, A., Hermann, K.-P., Ueberschär, A.: *Wasser- und gewebeäquivalente Festkörperphantome für hochenergetische Photonen und Elektronen*. In: Nüsslin, F. (Hrsg.), *Medizinische Physik 1988*, Tübingen (1988), 325-330
- [33] Tello, V. M.; Taylor, R. C.; Hanson, W. F.: *How water equivalent are water-equivalent solid materials for output calibration of photon and electron beams?* *Med. Phys.* 22 (1995), 1177-1189
- [34] Mattsson, L. O.; Johansson, K.-A.; Svensson, H.: *Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams*. *Acta Radiol. Oncol.* 20 (1981), 385-399

- [35] Berger, M. J.; Coursey, J. S.; Zucker, M. A.; 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). <http://physics.nist.gov/Star> . National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD
- [36] Spencer, L. V.; Attix, F.H.: *A Theory of Cavity Ionization*. Radiat. Res. 3 (1955), 239-254
- [37] Nahum, A. E.: *Water/Air Mass Stopping Power Ratios for Megavoltage Photon and Electron Beams*. Phys. Med. Biol. 23 (1978), 24-38
- [38] Bielajew, A. F.: *Ionisation cavity theory: a formal derivation of perturbation factors for thick-walled ion chambers in photon beams*. Phys. Med. Biol. 31 (1986), 161-170
- [39] Loe, H. K.; Harder, D.; Poppe, B.: *Experimental determination of the effective point of measurement for various detectors used in photon and electron beam dosimetry*. Phys. Med. Biol. 56 (2011), 4267-4290
- [40] Djouguela, A.; Harder, D.; Kollhoff, R.; Kunth, W.; Rühmann, A.; Willborn, K., Poppe, B.: *The Lorentz-type convolution kernel of narrow photon beams*. In: Kollmeier, B. (Hrsg.), *Medizinische Physik 2008*, Oldenburg (2008)
- [41] Loe, H. K.; Stelljes, T. S.; Foschepoth, S.; Harder, D.; Poppe, B.: *Small-field dosimetry with ionization chambers: The volume effect and its correction, part I*. Phys. Med. Biol. 2012 (submitted)
- [42] Burlin, T. E.: *A general theory of cavity ionisation*. Brit. J. Radiol. 39 (1966), 727–734
- [43] Wulff, J.; Heverhagen, J. T.; Zink, K. & Kawrakow, I.: *Investigation of systematic uncertainties in Monte Carlo-calculated beam quality correction factors*. Phys. Med. Biol. 55 (2010), 4481–4493

Nur für die Normungsarbeit

Stichwortverzeichnis

Für alle in der vorliegenden Norm definierten oder verwendeten Begriffe enthält das Stichwortverzeichnis Angaben der betreffenden Referenznummer in dieser Norm sowie die englische Übersetzung der Begriffsbezeichnungen. Für die in anderen DIN-Normen oder internationalen Empfehlungen definierten Begriffe ist die betreffende Publikation angegeben, deren vollständiger Titel und das Ausgabedatum im Stichwortverzeichnis zu finden ist.

Begriff	Quelle	Englische Übersetzung
ANSPRECHVERMÖGEN	3.1	RESPONSE
ANZEIGE	ISO/IEC Guide 99:2007	INDICATION
BETA STRAHLUNG	DIN 6814-2:2000-07	BETA RADIATION
BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE KALIBRIERUNG	3.3	REFERENCE CONDITIONS FOR CALIBRATION
BEZUGSPUNKT	DIN 6800-2:2008-03	REFERENCE POINT
BEZUGSWERT	DIN EN 60731:2006-09	REFERENCE VALUE
BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN	DIN 6814-3:2001-01	BRAGG-GRAY CONDITIONS
DOSIMETER	DIN 6818-1:2004-08	DOSEMETER
DOSIMETERSONDE	3.7	DOSEMETER PROBE
DOSIS	DIN EN 60731:2006-09	DOSE
DOSISPROFIL	3.8	DOSE PROFILE
EFFEKTIVER MESSPUNKT	3.9	EFFECTIVE POINT OF MEASUREMENT
EINFLUSSGRÖSSE	3.10	INFLUENCE QUANTITY
ELEKTRONENSTRAHLUNG	DIN 6814-2:2000-07	ELECTRON RADIATION
ENERGIEABHÄNGIGKEIT DES ANSPRECHVERMÖGENS	3.11	ENERGY DEPENDENCE OF RESPONSE
ENERGIEDOSIS	DIN 6814-3:2001-02	ABSORBED DOSE
ERMITTLUNGSMETHODE A DER MESSUNSICHERHEIT	ISO/IEC Guide 99:2007	TYPE A EVALUATION OF MEASUREMENT UNCERTAINTY
ERMITTLUNGSMETHODE B DER MESSUNSICHERHEIT	ISO/IEC Guide 99:2007	TYPE B EVALUATION OF MEASUREMENT UNCERTAINTY
ERWEITERTE MESSUNSICHERHEIT	ISO/IEC Guide 99:2007	EXPANDED MEASUREMENT UNCERTAINTY
ERWEITERUNGSFAKTOR	ISO/IEC Guide 99:2007	COVERAGE FACTOR
FLACHKAMMER	DIN 6800-2:2008-03	PARALLEL-PLATE CHAMBER
GAMMA STRAHLUNG	DIN 6814-2:2000-07	GAMMA RADIATION
GESAMTUNSICHERHEIT	DIN EN 61674:2005-11	OVERALL UNCERTAINTY
HALBWERTSCHICHTDICKE	DIN 6809-1:2010-03	HALF VALUE LAYER
HALBWERTTIEFE	3.15	HALF VALUE DEPTH
HOMOGENITÄTSKOEFFIZIENT	DIN 6809-1:2010-03	HOMOGENEITY COEFFICIENT
IONISATIONSKAMMER	DIN EN 60731:2006-09	IONIZATION CHAMBER
KALIBRIERFAKTOR	3.18	CALIBRATION FACTOR
KALIBRIERKURVE	ISO/IEC Guide 99:2007	CALIBRATION CURVE
KERMA	DIN 6814-3:2001-02	KERMA

Begriff	Quelle	Englische Übersetzung
KOMPAKTKAMMER	DIN 6800-2:2008-03	SHELL CHAMBER
KORREKTIONSFAKTOR	3.20	CORRECTION FACTOR
KORRIGIERTE ANZEIGE	3.21	CORRECTED READING
LINEARER SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT	DIN 6814-2:2000-07	LINEAR ATTENUATION COEFFICIENT
LINEARES STOSSBREMSVERMÖGEN	DIN 6814-2:2000-07	LINEAR COLLISION STOPPING POWER
LUFTKERMA	DIN EN 60731:2006-09	AIR KERMA
MASSEN-SCHWÄCHUNGSKOEFFIZIENT	DIN 6814-2:2000-07	MASS ATTENUATION COEFFICIENT
MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN	DIN 6814-2:2000-07	COLLISION MASS STOPPING POWER
MESSERGEBNIS	ISO/IEC Guide 99:2007	MEASUREMENT RESULT
MESSGRÖSSE	ISO/IEC Guide 99:2007	MEASURAND
MESSORT	3.29	POINT OF INTEREST
MESSUNSICHERHEIT	ISO/IEC Guide 99:2007	MEASUREMENT UNCERTAINTY
MESSUNSICHERHEITSBILANZ	ISO/IEC Guide 99:2007	UNCERTAINTY BUDGET
MESSWERT	ISO/IEC Guide 99:2007	MEASURED QUANTITY VALUE
NICHTLINEARITÄT	DIN 6818-1:2004-08	NONLINEARITY
NORMAL	ISO/IEC Guide 99:2007	MEASUREMENT STANDARD
NULLANZEIGE	3.32	ZERO INDICATION
PHANTOM	3.33	PHANTOM
PHOTONENSTRAHLUNG	DIN 6814-2:2000-07	PHOTON RADIATION
POSITIONIERUNGSVORSCHRIFT	3.34	POSITIONING RULE
PRAKTISCHE REICHWEITE	DIN 6809-1:2010-03	PRACTICAL RANGE
PRIMÄRNORMAL	ISO/IEC Guide 99:2007	PRIMARY STANDARD
RÄUMLICHES AUFLÖSUNGSVERMÖGEN	3.37	SPATIAL RESOLUTION
REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNG	3.38	REFERENCE CONDITIONS
RICHTUNGSABHÄNGIGKEIT DES ANSPRECHVERMÖGENS	3.39	DIRECTIONAL DEPENDENCE OF RESPONSE
SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT	DIN 6814-3:2001-01	SECONDARY ELECTRON EQUILIBRIUM
SPEKTRALE TEILCHENFLUENZ	DIN 6814-2:2000-07	SPECTRAL PARTICLE FLUENCE
STANDARDABWEICHUNG	DIN ISO 3534-1:2009-10	STANDARD DEVIATION
STANDARDMESSUNSICHERHEIT	ISO/IEC Guide 99:2007	STANDARD MEASUREMENT UNCERTAINTY
STÖRUNGSFAKTOR	3.42	PERTURBATION FACTOR
STRAHLENTHERAPIE	DIN 6814-8:2000-12	RADIOTHERAPY
STRAHLUNGSFELD	DIN 6814-2:2000-07	RADIATION FIELD
STRAHLUNGSQUALITÄT	DIN 6814-2:2000-07	RADIATION QUALITY
STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX	DIN 6809-1:2010-03	RADIATION QUALITY INDEX
TEILCHEN	DIN 6814-2:2000-07	PARTICLE
TEILCHENFLUENZ	DIN 6814-2:2000-07	PARTICLE FLUENCE
TELETHERAPIE	DIN 6814-8:2000-12	TELERADIOTHERAPY
TIEFENDOSISKURVE	DIN 6814-8:2000-12	DEPTH DOSE CURVE

Begriff	Quelle	Englische Übersetzung
TIEFENDOSISVERTEILUNG	DIN 6809-1:2010-03	DEPTH DOSE DISTRIBUTION
UNKORRIGIERTE ANZEIGE	3.47	UNCORRECTED READING
UNSICHERHEIT	Siehe MESSUNSICHERHEIT	
VERDRÄNGUNGSEFFEKT	3.48	REPLACEMENT EFFECT
WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTE	DIN ISO 3534-1:2009-10	PROBABILITY DENSITY
WAHRSCHEINLICHKEITSDICHTEVERTEILUNG	DIN ISO 3534-1:2009-10	PROBABILITY DISTRIBUTION
WASSERÄQUIVALENTES MATERIAL	3.49	WATER EQUIVALENT MATERIAL
WASSER-ENERGIEDOSIS	DIN 6814-3:2001-01	ABSORBED DOSE TO WATER

Nur für die Normungsarbeit