

DIN 6809-4



ICS 11.040.50; 17.240

Entwurf

Einsprüche bis 2016-09-20
Vorgesehen als Ersatz für
DIN 6809-4:1988-12 und
DIN 6809-5:1996-02

Klinische Dosimetrie –**Teil 4: Röntgentherapie mit Röntgenröhrenspannungen zwischen 10 kV und 300 kV**

Clinical dosimetry –

Part 4: X-ray therapy with X-ray tube voltages between 10 kV and 300 kV

Dosimétrie clinique –

Partie 4: Application de rayons X avec tension du tube 10 à 300 kV pour la radiothérapie

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2016-05-20 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 DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR) (Hausanschrift: Stresemannallee 15, 60596 Frankfurt am Main).

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 38 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Inhalt

	Seite
Vorwort	5
1 Anwendungsbereich	6
2 Normative Verweisungen	6
3 Begriffe	6
4 Dosisgrößen	10
5 Dosimetrie im Bereich der Weichstrahltherapie	10
5.1 Allgemeines	10
5.2 Anforderungen an die zur Messung eingesetzten Ionisationskammern	10
5.2.1 Bauart	10
5.2.2 Kalibrierung	10
5.3 Anforderungen an das zur Messung eingesetzte Phantom	11
5.3.1 Abmessungen	11
5.3.2 Phantommaterial	11
5.4 Bestimmung der Wasser-Energiedosis	11
5.4.1 Gleichung zur Bestimmung der Wasser-Energiedosis	11
5.4.2 Korrektionsfaktor $k_{Q,M}$	12
5.4.3 Korrektionsfaktor k_z	13
5.4.4 Korrektionsfaktor k_g	13
5.5 Ermittlung der Gewebe-Oberflächendosis	13
5.6 Messung von Dosisprofilen auf der Strahlenfeldachse	13
5.7 Qualitative Methoden	14
5.8 Tubusstrahlung	14
6 Dosimetrie im Bereich der Hartstrahltherapie	15
6.1 Allgemeines	15
6.2 Anforderungen an die zur Messung eingesetzten Ionisationskammern	15
6.2.1 Bauart	15
6.2.2 Kalibrierung	15
6.3 Anforderungen an das zur Messung eingesetzte Phantom	15
6.3.1 Abmessungen	15
6.3.2 Phantommaterial	16
6.4 Bestimmung der Wasser-Energiedosis im Phantom	16
6.4.1 Gleichung zur Bestimmung der Wasser-Energiedosis	16
6.4.2 Korrektionsfaktor $k_{Q,M}$	16
6.4.3 Korrektionsfaktor k_z für die Tiefe im Phantom	17
6.5 Bestimmung der Gewebe-Oberflächendosis	17
6.6 Messung von Dosisprofilen auf der Strahlenfeldachse	17
6.7 Qualitative Methoden	18
7 Bestimmung der Strahlungsqualität	18
7.1 Allgemeines	18
7.2 Kenngrößen zur Charakterisierung der Strahlungsqualität	18
7.3 Bestimmung der Halbwertschichtdicke	19
8 Messungen zur Konstanzprüfung	19
8.1 Allgemeines	19

8.2	Messaufbau für den Bereich der Röntgenröhrenspannung von 10 kV bis 100 kV.....	20
8.3	Messaufbau für den Bereich der Röntgenröhrenspannung von 100 kV bis 300 kV	20
9	Bestimmung der Messunsicherheit.....	21
9.1	Allgemeines	21
9.2	Messunsicherheit bei der Ermittlung der Wasser-Energiedosis	21
9.3	Messunsicherheiten der Eingangsgrößen.....	22
9.3.1	Kalibrierfaktor N	22
9.3.2	Um die Nullanzeige verminderte Anzeige des Dosimeters $M - M_0$	23
9.3.3	Korrektur für den Einfluss der Luftdichte k_ρ	24
9.3.4	Korrektur für den Einfluss der Luftfeuchte k_h	24
9.3.5	Korrektur für den Einfluss der unvollständigen Sättigung k_s	25
9.3.6	Korrektur für den Einfluss der Polarität der Kammeranspannung k_p	25
9.3.7	Korrektur für andere Temperatureffekte als die Änderung der Luftdichte k_T	25
9.3.8	Korrekturfaktor zur Berücksichtigung des Einflusses der Strahlungsqualität der Photonenstrahlung k_Q	25
9.3.9	Korrekturfaktor k_z zur Berücksichtigung der Abweichung der Messtiefe z von der Bezugstiefe (siehe 6.4.3)	26
9.3.10	Korrekturfaktor k_g zur Berücksichtigung der Abweichung des Fokus-Messort- Abstandes und der Feldgröße von den Bezugswerten im Weichstrahlbereich (siehe 5.4.4)	26
9.3.11	Korrekturfaktor k_F zur Berücksichtigung der Abweichung der Feldgröße von der Bezugsfeldgröße im Hartstrahlbereich (siehe 6.4.1)	26
9.4	Beispiele für Messunsicherheitsbudgets	26
Anhang A (informativ) Berechnete Dosisprofile auf der Strahlenfeldachse.....		28
Anhang B (informativ) Einflussgrößen für die Dosisbestimmung am Patienten		30
B.1	Allgemeines	30
B.2	Rück- und Seitwärtsstreuung	30
B.3	Einfluss des Photoeffektes	31
Literaturhinweise.....		33
Stichwortverzeichnis		36

Bilder

Bild 1 — Messaufbau zur Bestimmung der Dosisprofile auf der Strahlenfeldachse im Bereich der Weichstrahltherapie	14
Bild 2 — Messaufbau zur Bestimmung des Dosisprofils auf der Strahlenfeldachse im Bereich der Hartstrahltherapie	18
Bild 3 — Messaufbau zur Durchführung der Konstanzprüfung im Weichstrahlbereich.....	20
Bild 4 — Messaufbau zur Durchführung der Konstanzprüfung im Hartstrahlbereich	21
Bild A.1 — Dosisprofile der Strahlungsqualitäten nach Tabelle 2 für eine Feldgröße von 3 cm Durchmesser und einem Fokus-Oberflächenabstand von 30 cm	28
Bild A.2 — Dosisprofile der Strahlungsqualitäten TH 100 und TH 300 nach Tabelle 5 für Feldgrößen mit Durchmesser 5 cm, 10 cm und 15 cm und einem Fokus-Oberflächenabstand von 100 cm.....	29
Bild B.1 — Rückstreuungsfaktoren für Wasser in der Röntgentherapie nach [6].....	30

Bild B.2 — Relative Rückstreuung in Abhängigkeit von der Dicke des Wasser-Rückstrekörpers, bezogen auf den Messwert ohne Rückstrekörper in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität [5]	31
---	-----------

Bild B.3 — Verhältnis der Massenenergieabsorptionskoeffizienten zwischen Standardgeweben und Wasser als Funktion der Photonenenergie [4]	32
---	-----------

Tabellen

Tabelle 1 — Einflussgrößen und Bezugsbedingungen für die Kalibrierung im Phantom	11
---	-----------

Tabelle 2 — Strahlungsqualitäten für die Ermittlung des Korrektionsfaktors $k_{Q,M}$	12
--	-----------

Tabelle 3 — Korrektionsfaktor zur Ermittlung der Gewebe-Oberflächendosis	13
---	-----------

Tabelle 4 — Einflussgrößen und Bezugsbedingungen für die Kalibrierung im Phantom	15
---	-----------

Tabelle 5 — Strahlungsqualitäten für die Ermittlung des Korrektionsfaktors $k_{Q,M}$	17
--	-----------

Tabelle 6 — Beispiel eines Messunsicherheitsbudgets für die Messung der Wasser-Energiedosis an einer Weichstrahltherapieeinrichtung mit einer kalibrierten Ionisationskammer	26
---	-----------

Tabelle 7 — Beispiel eines Messunsicherheitsbudgets für die Messung der Wasser-Energiedosis an einer Hartstrahltherapieeinrichtung mit einer kalibrierten Ionisationskammer	27
--	-----------

Vorwort

Dieses Dokument wurde vom NA 080-00-01 AA „Dosimetrie“ des DIN - Normenausschusses Radiologie (NAR) 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.

Entsprechend der therapeutischen Anwendungen in der Medizin teilt sich der Anwendungsbereich in zwei Bereiche, die Dosimetrie für die WEICHSTRAHL- und die HARTSTRAHLTHERAPIE auf. Die entsprechenden Bereiche der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG sind 10 kV bis 100 kV und 100 kV bis 300 kV.

Die in dem Dokument angegebenen Mess- und Berechnungsverfahren orientieren sich an den Genauigkeitsanforderungen in der klinischen Praxis. Die UNSICHERHEIT der Dosisbestimmung sollte 5 % nicht überschreiten.

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.

Die Reihe DIN 6809; *Klinische Dosimetrie*, besteht aus:

- *Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*
- *Teil 2: Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen*
- *Teil 3: Röntgendiagnostik*
- *Teil 4: Röntgentherapie mit Röntgenröhrenspannungen zwischen 10 kV und 300 kV*
- *Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie*
- *Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder*

Änderungen

Gegenüber DIN 6809-4:1988-12 und DIN 6809-5:1996-02 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) die Teile 4 und 5 dieser Normenreihe wurden zusammengeführt;
- b) der Bereich der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG wurde auf 300 kV reduziert;
- c) generelle technische und redaktionelle Aktualisierung.

1 Anwendungsbereich

Diese Norm gilt für RÖNTGENEINRICHTUNGEN mit RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN zwischen 10 kV und 300 kV in der Strahlentherapie.

Diese Norm beschreibt Verfahren zur Bestimmung der WASSER-ENERGIEDOSIS an der Oberfläche und in der Tiefe von Wasser-, wasseräquivalenten oder PMMA-PHANTOMEN für den Röntgenstrahlungsbereich mit RÖNTGENRÖHRENSPANNUNGEN zwischen 10 kV und 300 kV. Sie enthält Festlegungen zur Messung von DOSISPROFILIEN auf der Strahlenfeldachse zur Ermittlung der STRAHLUNGSQUALITÄT und zur Durchführung von KONSTANZPRÜFUNGEN.

Sie gilt nicht für Röntgenbestrahlungseinrichtungen, die für die BRACHYTHERAPIE angewendet werden.

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 6800-1, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 1: Allgemeines*

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

DIN 6809-1, *Klinische Dosimetrie — Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*

DIN EN 60731, *Medizinische elektrische Geräte — Dosimeter mit Ionisationskammern zur Anwendung in der Strahlentherapie*

DIN V ENV 13005, *Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen; Deutsche Fassung ENV 13005:1999*

Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV) vom 8. Januar 1987 (BGBl. Teil I S. 114), in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S. 604), zuletzt geändert durch Artikel 6 der Verordnung vom 11. Dezember 2014 (BGBl. I S. 2010)

3 Begriffe

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

3.1

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 DOSIMETRS unter BEZUGSBEDINGUNGEN für die Kalibrierung.

[QUELLE: DIN 6800-1:2016-XX, 3.3]

3.2

Dosisprofil

PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG auf einer Geraden

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-XX, 6.8]

3.3

Filterung

Änderung der SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTEN, der Richtungsverteilung der TEILCHEN oder der Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTEN über den Querschnitt eines STRAHLENFELDES durch Teilchenabsorption oder -STREUUNG in einer Materieschicht

Anmerkung 1 zum Begriff: Je nachdem, welche der genannten Folgen der Teilchenabsorption, STREUUNG oder SCHWÄCHUNG überwiegt, wird zwischen Härtingsfiltern, Streufiltern und Schwächungsfiltern unterschieden.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, 7.5.5]

3.4

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, 3.11]

3.5

Kalibrierfaktor

N

Verhältnis des richtigen Wertes der Messgröße zu der Differenz aus ANZEIGE M und NULLANZEIGE M_0 des DOSIMETERS unter BEZUGSBEDINGUNGEN

[QUELLE: DIN 6809-1:2010-03, 3.14]

3.6

Kerma

K

Differentialquotient aus der Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien dE_{tr} aller geladenen TEILCHEN, die im Mittel von INDIRECT IONISIERENDER STRahlung aus dem Material in einem Volumenelement dV freigesetzt werden, und der Masse dm dieses Volumenelementes mit der Dichte ρ

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der KERMA ist J/kg mit dem Namen „Gray“ und dem Einheitenzeichen Gy (siehe auch Anmerkung 1 zu 2.2).

Anmerkung 2 zum Begriff: Die KERMA ist eine Dosisgröße. Das Wort „KERMA“ ist aus den ersten Buchstaben der Worte „Kinetic Energy Released per Mass“ abgeleitet.

Anmerkung 3 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 an einem Punkt in einem gewebeäquivalenten PHANTOM.

Anmerkung 4 zum Begriff: Ist ein Dosimeter zur Messung der KERMA für ein bestimmtes Bezugsmaterial kalibriert und wird es in einem davon verschiedenen Umgebungsmaterial positioniert, so werden Bezugs- und Umgebungsmaterial genannt.

Anmerkung 5 zum Begriff: Zum Zusammenhang zwischen der LUFTKERMA und der STANDARD-IONENDOSIS siehe Anmerkungen zu 2.6.

Anmerkung 6 zum Begriff: Wird die übertragene Energie mit dem Faktor (1-g) korrigiert, wobei g den Anteil der kinetischen Energie darstellt, der im gleichen Material in BREMSSTRAHLUNG umgesetzt wird (siehe Tabelle A.1), spricht man von Stoßkerma.

Anmerkung 7 zum Begriff: Die KERMA ist eine nicht-stochastische Größe. Anmerkung 5 zum Begriff ENERGIEDOSIS (siehe 2.2) gilt sinngemäß.

[QUELLE: DIN 6814-3:2016-XX, 2.4]

3.7

Kermaleistung

$\dot{K}$

Differentialquotient aus der KERMA dK und dem Zeitintervall dt , in der die KERMA dK erzeugt wird

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der KERMALEISTUNG ist „Gray durch Sekunde“ (Gy/s). Weitere Einheiten der KERMALEISTUNG sind „Gray durch Minute“ (Gy/min) und „Gray durch Stunde“ (Gy/h) (siehe auch Anmerkung 1 zu 2.3).

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Angabe einer KERMALEISTUNG schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von dm , ein.

[QUELLE: DIN 6814-3:2016-XX, 2.5]

3.8

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.

[QUELLE: DIN 6800-1:2016-XX, 3.19]

3.9

Oberflächendosis

D_0

WASSER-ENERGIEDOSIS in der Tiefe 0,07 mm

Anmerkung 1 zum Begriff: Die WASSER-ENERGIEDOSIS in der Tiefe 0,07 mm wird als repräsentativ für die durch die STRAHLUNG in der Gewebeoberfläche ausgelösten Wirkungen angesehen.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-XX, 5.1.7]

3.10

Parallelplattenkammer

IONISATIONSKAMMER mit einem Messvolumen von ungefähr $0,01 \text{ cm}^3$ bis $0,5 \text{ cm}^3$, deren Elektroden planparallel zueinander angeordnet sind

Anmerkung 1 zum Begriff: Es ist vorgesehen, die KAMMER mit den Elektroden senkrecht zum NUTZSTRAHLENBÜNDEL zu verwenden.

[QUELLE: DIN EN 60731:2014-10, Begriff 3.1.1.1.2]

3.11

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

[QUELLE: DIN 6800-1:2016-XX, 3.32]

3.12

spektrale Teilchenflussdichte

Verteilung der TEILCHENFLUSSDICHTEN ϕ in Bezug auf die Energie E der TEILCHEN

$$\phi_E = \frac{d\phi(E)}{dE}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Dabei ist $d\phi(E)$ die Flussdichte aller Teilchen, deren Energie im Energieintervall zwischen E und $E + dE$ liegt.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, 6.2.4.1, modifiziert, Anmerkung 1 zum Begriff war Bestandteil der Definition; ehemalige Anmerkungen 1 bis 3 sind entfallen]

3.13

Spektrum

Verteilung der Werte einer STRAHLUNGSFELDGRÖSSE in Bezug auf die Energie E der Teilchen

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, 6.3.7, modifiziert, ehemalige Anmerkungen 1 und 2 sind entfallen]

3.14

Strahlenfeld

Feld

von STRAHLUNG erfüllter räumlicher Bereich, der innerhalb der vom VIRTUELLEN QUELLPUNKT ausgehenden, die WIRKSAMEN KANTEN DES BLENDENSYSTEMS schneidenden geometrischen Strahlen liegt

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, 9.3, modifiziert, ehemalige Anmerkungen 1 bis 4 sind entfallen]

3.15

Strahlungsqualität

Parameter zur Klassifizierung der RELATIVEN SPEKTRALEN TEILCHENFLUSSDICHTEN einer STRAHLUNGSART für einen betrachteten Ort

Anmerkung 1 zum Begriff: Beispiele für geeignete Größen sind STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX, HALBWERTTIEFE, HALBWERTSCHICHTDICKE, RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG und MITTLERE ENERGIE.

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, 5, modifiziert, Anmerkung 1 zum Begriff hinzugefügt; ehemalige Anmerkung ist entfallen]

3.16

Tiefendosiskurve

graphische Darstellung der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG auf der STRAHLENFELDACHSE, ersatzweise auf einer Hilfsgeraden, innerhalb eines bestrahlten Körpers

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-XX, 6.9]

3.17

wasseräquivalente Schichtdicke

$d_{\text{äq}}$
Wasserschichtdicke, die auf die Dosis am MESSORT den gleichen Einfluss hat wie die durchstrahlte Schicht eines anderen Materials

[QUELLE: DIN 6800-2:2008-03, 3.25]

3.18

Wasser-Energiedosis

D_W
Verhältnis von $d\bar{\epsilon}$ zu dm , wobei $d\bar{\epsilon}$ die mittlere durch IONISIERENDE STRAHLUNG auf Wasser der Masse dm übertragene Energie ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der WASSER-ENERGIEDOSIS ist Gy ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$).

Anmerkung 2 zum Begriff: Diese Definition ist aus der Definition in C.4 von ICRU 33 [1] abgeleitet.

[QUELLE: DIN EN 60731:2014-10, 3.30]

3.19

Wasser-Energiedosisleistung

$\dot{D}_W$
Verhältnis von dD zu dt , wobei dD das Inkrement der WASSER-ENERGIEDOSIS im Zeitintervall dt ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG ist $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$ ($\text{Gy} \cdot \text{min}^{-1}$; $\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$).

Anmerkung 2 zum Begriff: Diese Definition ist aus der Definition in C.5 von ICRU 33 [1] abgeleitet.

[QUELLE: DIN EN 60731: 2014-10, 3.30.1]

4 Dosisgrößen

Die grundlegende Messgröße in der Röntgentherapie ist die WASSER-ENERGIEDOSIS D_W beziehungsweise die WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG $\dot{D}_W$.

5 Dosimetrie im Bereich der Weichstrahltherapie

5.1 Allgemeines

In diesem Abschnitt wird das Verfahren zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS an der Oberfläche eines PHANTOMS im Bereich der RÖNTGENRÖHRENSPANNUNG von 10 kV bis 100 kV festgelegt.

5.2 Anforderungen an die zur Messung eingesetzten Ionisationskammern

5.2.1 Bauart

Für die Dosimetrie im Bereich der WEICHSTRAHLTHERAPIE dürfen nur Ionisationskammern vom Typ der PARALLELPLATTENKAMMER nach DIN EN 60731 verwendet werden (sogenannte Weichstrahlkammern).

5.2.2 Kalibrierung

Die zur Messung eingesetzten IONISATIONSKAMMERN müssen unter den in Tabelle 1 festgelegten BEZUGSBEDINGUNGEN kalibriert werden. Bei Anwendung einer kalibrierten IONISATIONSKAMMER unter Einhaltung der BEZUGSBEDINGUNGEN gilt der KALIBRIERFAKTOR ohne weitere Korrekturen.

Tabelle 1 — Einflussgrößen und Bezugsbedingungen für die Kalibrierung im Phantom

EINFLUSSGRÖSSE	BEZUGSBEDINGUNG FÜR DIE Kalibrierung
STRAHLUNGSQUALITÄT	TW 30
Fokus-Messort-Abstand (FMA)	30 cm
FELDGRÖSSE im FMA	3 cm Durchmesser
Phantommaterial	Polymethylmethacrylat (PMMA) farblos, Dichte 1,19 +/- 0,01 g/cm ³
Phantomabmessungen	mindestens 12 cm × 12 cm senkrecht zur Achse des Strahlenfeldes und mindestens 6 cm in Strahlrichtung
Kammerposition	Die KAMMER ist oberflächenbündig in das Phantom eingebettet.
Bezugspunkt der KAMMER	Vom Hersteller anzugebender Punkt
Tiefe im PHANTOM	$z_0 = 0,00$ mm

Zur Angabe der BEZUGSBEDINGUNGEN FÜR DIE Kalibrierung dürfen die Kurzbezeichnungen „Bezugs-Strahlungsqualität“, „Bezugswert des Fokus-Messort-Abstandes“, „Bezugs-Feldgröße“ und „Bezugstiefe“ verwendet werden.

Die zur Messung weicher RÖNTGENSTRAHLUNG verfügbaren IONISATIONSKAMMERN können ohne wasserdichte Umhüllung nicht in einem Wasserphantom benutzt werden. Deshalb wird die oberflächenbündig in das zugehörige PMMA-PHANTOM eingebettete KAMMER so kalibriert, dass sie die WASSER-ENERGIEDOSIS anzeigt, die unter sonst gleichen Bestrahlungsbedingungen in einem Wasserphantom an der Oberfläche bei Sekundärelektronengleichgewicht erzeugt würde.

5.3 Anforderungen an das zur Messung eingesetzte Phantom

5.3.1 Abmessungen

Das Phantom muss die in Tabelle 1 beschriebenen Anforderungen an die Abmessungen erfüllen.

5.3.2 Phantommaterial

Als Phantommaterial wird PMMA verwendet. Zur Tiefenumrechnung von PMMA auf Wasser siehe 5.6.

Zur Messung von DOSISPROFILIEN dürfen auch andere Phantommaterialien eingesetzt werden. Das verwendete Phantommaterial ist zu dokumentieren (z. B. Bezugsquelle, Typenbezeichnung und Dichte).

5.4 Bestimmung der Wasser-Energiedosis

5.4.1 Gleichung zur Bestimmung der Wasser-Energiedosis

Zur Bestimmung der WASSER-ENERGIEDOSIS D_W im Bereich der WEICHSTRAHLTHERAPIE muss sich die KAMMER oberflächenbündig in dem bei der Kalibrierung benutzten PMMA-PHANTOM befinden.

Es gilt dann Gleichung (1).

$$D_W = (M - M_0) N_{D,W} \cdot k_p \cdot k_{Q,M} \cdot k_z \cdot k_g \quad (1)$$

Dabei ist

D_W die WASSER-ENERGIEDOSIS;

- M die UNKORRIGIERTE ANZEIGE des DOSIMETERS;
 M_0 die NULLANZEIGE des DOSIMETERS;
 $N_{D,W}$ der KALIBRIERFAKTOR für die WASSER-ENERGIEDOSIS ermittelt unter BEZUGSBEDINGUNGEN;
 k_p der KORREKTIONSFAKTOR für die Luftdichte: $k_p = p_0 \cdot T / p \cdot T_0$ mit $p_0 = 101,3$ kPa und $T_0 = 293$ K; wird vom Anwender durch die Messung von Temperatur und Druck bestimmt;
 $k_{Q,M}$ der KORREKTIONSFAKTOR für eine von der Bezugs-STRAHLUNGSQUALITÄT abweichende STRAHLUNGSQUALITÄT der einfallenden Strahlung; (siehe 5.4.2);
 k_z der KORREKTIONSFAKTOR bei Abweichung der Messtiefe z von der Bezugstiefe (siehe 5.4.3);
 k_g der KORREKTIONSFAKTOR bei Abweichung vom Bezugswert des Fokus-Messort-Abstandes und der Bezugs-FELDGRÖSSE ; (siehe 5.4.4).

5.4.2 Korrektionsfaktor $k_{Q,M}$

Für von der Bezugs-STRAHLUNGSQUALITÄT abweichende STRAHLUNGSQUALITÄTEN sind KORREKTIONSFAKTOREN $k_{Q,M}$ erforderlich. Diese KORREKTIONSFAKTOREN hängen nicht nur von der Bauart der IONISATIONSKAMMER ab, sondern unterliegen auch einer Exemplarstreuung. Bei der Kalibrierung einer IONISATIONSKAMMER wird ein Satz von $k_{Q,M}$ -KORREKTIONSFAKTOREN ermittelt. Sie sind dem Kalibrierschein zu entnehmen. Tabelle 2 zeigt für diesen Zweck verfügbaren STRAHLUNGSQUALITÄTEN. Für STRAHLUNGSQUALITÄTEN, die das Kalibrierlabor nicht anbietet, sind die $k_{Q,M}$ -KORREKTIONSFAKTOREN vom Anwender durch Interpolation zu bestimmen.

ANMERKUNG 1 Siehe dazu [19].

ANMERKUNG 2 Die Daten der Tabelle 2 sind [2] entnommen.

ANMERKUNG 3 Die Kenngrößen der STRAHLUNGSQUALITÄTEN wurden in 30 cm Abstand vom FOKUS ermittelt.

ANMERKUNG 4 Die angegebenen Werte der Kenngrößen sind Richtwerte. Je nach verwendeter RÖNTGENEINRICHTUNG können die tatsächlichen Werte von diesen Richtwerten abweichen.

Tabelle 2 — Strahlungsqualitäten für die Ermittlung des Korrektionsfaktors $k_{Q,M}$

Code	RÖNTGEN- RÖHRENSPANNUNG kV	GESAMT- FILTERUNG ^a mm Al	ERSTE HALBWERT- SCHICHTDICKE mm Al	Mittlere Energie (Fluenz) keV	Mittlere Energie (LUFTKERMA) keV	LUFTKERMA- LEISTUNG in 30 cm bei 10 mA mGy/s
TW 10	10	-	0,030	7,44	6,92	11,21
TW 15	15	0,05	0,071	10,1	9,19	15,15
TW 20	20	0,15	0,113	12,6	11,0	14,45
TW 30	30	0,5	0,359	19,3	16,4	7,97
TW 40	40	0,8	0,741	24,5	20,8	8,01
TW 50	50	1,0	0,940	28,7	23,7	10,02
TW 70	70	4,0	2,94	41,4	37,4	4,89
TW 100	100	4,5	4,41	51,9	46,0	9,45
^a Eigenfilterung 1 mm Be, Anodenmaterial Wolfram.						