

Klinische Dosimetrie

Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen
von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie

DIN
6809-5

ICS 11.040.50

Deskriptoren: Radiologie, Dosimetrie, Strahlentherapie, Röntgenstrahlen

Clinical dosimetry – Part 5: Application of X-rays with peak voltages between 100 and 400 kV in radiotherapy

Dosimétrie clinique – Partie 5: Application de rayon X avec tension du tube 100 à 400 kV pour la radiothérapie

Inhalt

	Seite		Seite
Vorwort	1	6 Gewebeäquivalente Phantomsubstanzen	5
1 Anwendungsbereich	2	6.1 Phantom	5
2 Normative Verweisungen	2	6.2 Gewebeäquivalenz	5
3 Größen und Einheiten	2	6.3 Allgemeine Anforderungen	5
4 Messungen mit Ionisationskammern	3	6.4 Spezielle Phantomsubstanzen	5
4.1 Bauarten	3	7 Praktische Aspekte	5
4.1.1 Allgemeines	3	7.1 Tiefendosiskurven	5
4.1.2 Kompaktkammer	3	7.2 Oberflächendosis	6
4.1.3 Wand der Ionisationskammer	3	7.3 Strahlenqualität	6
4.2 Kalibrierung	3	7.3.1 Allgemeines	6
4.2.1 Allgemeines*)	3	7.3.2 Konventionelle Parameter	6
4.2.2 Kalibrierung im Phantom	3	7.3.3 Effektive Photonenenergie	7
4.2.3 Strahlenqualität für die Kalibrierung	3	7.4 Bestimmung der Energiedosis in einem Standardgewebe	8
4.2.4 Korrekturfaktoren k_Q für Strahlenqualitäten im Bereich der Röntgenstrahlung	3	7.5 Konstanzmessungen	8
4.2.5 Korrekturfaktoren k_F und k_z für die Feldgröße und die Tiefe im Phantom	3	Anhang A (informativ) Charakteristische Tiefen- dosiskurven	9
4.3 Bestimmung der Wasser-Energiedosis in einem Phantom mit einer Kompaktkammer	3	Anhang B (normativ) Benutzung einer frei in Luft zur Anzeige der Luftkerma K_a kalibrierten Kompaktkammer	10
5 Nichtionometrische Methoden zur Bestimmung der Energiedosis	5	Anhang C (informativ) Erläuterungen	11
5.1 Filmdosimetrie	5		
5.2 Thermolumineszenzdosimetrie	5		

Vorwort

Diese Norm wurde vom Normenausschuß Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e.V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft ausgearbeitet.

DIN 6809 "Klinische Dosimetrie" besteht aus:

Teil 1: Therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung

Teil 2: Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen

Teil 3: Röntgendiagnostik

Teil 4: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik

Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie

Anhang B ist normativ und die Anhänge A und C sind informativ.

*) Siehe Anhang C

Fortsetzung Seite 2 bis 12

Normenausschuß Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.

1 Anwendungsbereich

Diese Norm enthält Festlegungen zur Bestimmung der Energiedosis bei der therapeutischen Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Medizin.

Innerhalb der gesamten Therapie mit ionisierenden Strahlen beschränkt sich die Röntgentherapie auf Methoden zur Behandlung von Krankheitsherden, die sich von der Körperoberfläche in eine Tiefe erstrecken, die in der Regel 5 cm nicht überschreiten. *)

Die Normung bestimmter Verfahren im Rahmen der klinischen Dosimetrie dient der zuverlässigen Anwendung strahlentherapeutischer Mittel. Die vorliegende Norm beschreibt das physikalische Vorgehen bei der Bereitstellung der erforderlichen Daten.

Die Norm gibt Empfehlungen zur Meß- und Berechnungstechnik von Dosis und Dosisleistung (siehe Abschnitt 4), zum Erstellen von Tiefendosiskurven (siehe 7.1), zur Ermittlung der Strahlenqualität (siehe 7.3), zur Durchführung von Konstanzmessungen (siehe 7.5) sowie zur Auswahl geeigneter Phantomschubstanzen (siehe Abschnitt 6).

Die Norm enthält Meß- und Berechnungsverfahren, die sich an den klinischen Genauigkeitsanforderungen orientieren. Hiervon abweichende Verfahren dürfen verwendet werden, wenn belegt werden kann, daß sie mindestens gleichwertige Ergebnisse liefern.

2 Normative Verweisungen

Diese Norm enthält durch datierte oder undatierte Verweisungen Festlegungen aus anderen Publikationen. Diese normativen Verweisungen sind an den jeweiligen Stellen im Text zitiert, und die Publikationen sind nachstehend aufgeführt. Bei datierten Verweisungen gehören spätere Änderungen oder Überarbeitungen dieser Publikationen nur zu dieser Norm, falls sie durch Änderung oder Überarbeitung eingearbeitet sind. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe der in Bezug genommenen Publikation.

DIN 6800-2

Dosismeßverfahren nach der Sondenmethode für Photon- und Elektronenstrahlung – Ionisationsdosimetrie

DIN 6800-5

Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik – Thermolumineszenz-Dosimetrie

DIN 6809-1

Klinische Dosimetrie – Therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung

DIN 6809-4 : 1988-12

Klinische Dosimetrie – Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik

DIN 6814-2

Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik – Strahlenphysik

DIN 6814-3

Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik – Dosisgrößen und Dosiseinheiten

DIN 6817

Dosimeter mit Ionisationskammern für Photonen- und Elektronenstrahlung zur Verwendung in der Strahlentherapie – Regeln für die Herstellung

DIN 6827-1

Protokollierung bei der medizinischen Anwendung ionisierender Strahlen – Therapie mit Röntgen-, Gamma- und Elektronenbestrahlungseinrichtungen

- [1] PTB, Anforderungen der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt an Therapiedosimeter mit Ionisationskammern für die Zulassung zur Eichung. PTB-Mitt. 93 (1983), 176–186
- [2] Hohlfeld, K., The standard DIN 6800: Procedures for absorbed doses determination in radiology by the ionization method, in: Dosimetry in Radiotherapy, 13–22, IAEA-SM-298/31, Vienna 1988
- [3] Harder, D., Materialäquivalenz, in: Dosimetrie ionisierender Strahlung (Hrsg. H. Reich), Stuttgart 1990, S. 221
- [4] Berger, M. J., und Hubbell, J. H., XCOM: Photon cross sections on a personal computer, Report No. NBSIR 87-3597, U. S. Government Printing Office, Washington, D. C., 1987
- [5] Geworski, L., Durchgang weicher Röntgenstrahlung durch Gewebe und Entwicklung gewebeäquivalenter Phantommateriale, Diplomarbeit Göttingen 1986
- [6] Woodard, H. Q., und White, D. R., The composition of body tissues, Brit. J. Radiol. 59 (1986), 1209–1219
- [7] Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, ICRU-Report 44, Bethesda, Maryland (1989)
- [8] Podgorsak, M. B., Schreiber, L. J., Podgorsak, E. B., Surface dose in intracavitary orthovoltage radiotherapy, Med. Phys. 17 (1990), 635–640
- [9] Reich, H., Dosimetrie ionisierender Strahlung, Stuttgart 1990
- [10] Trout, E. D., Kelley, J. P., Lucas A. C., Determination of half-value layer, Am. J. Roentgenol. 84 (1960), 729–740
- [11] Jaeger, R. G., und Hübner, W., Dosimetrie und Strahlenschutz, 2. Aufl., Stuttgart 1974, S. 175
- [12] Hubbell, J. H., Photon mass attenuation and energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV, Int. J. Appl. Radiat. Isot. 33 (1982), 1269–1290
- [13] Seelentag, W. W., und Panzer, W., Equivalent halfvalue thickness and mean energies of filtered X-ray bremsstrahlung spectra, Brit. J. Radiol. 53 (1980), 236–240
- [14] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung), Bundesgesetzblatt I, 114, 14. 01. 1987
- [15] Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams; An International Code of Practice (Techn. Rep. No. 277), International Atomic Energy Agency, Vienna 1987
- [16] Hohlfeld, K., In-phantom measurement of absorbed dose to water in medium-energy X-ray beams, in: Review of Data and Methods Recommended in the International Code of Practice, IAEA Technical Reports Series No. 277, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams; International Atomic Energy Agency, Vienna 1993

3 Größen und Einheiten

Meßgröße für Messungen im Wasser- oder wasseräquivalenten Phantom sowie für In-vivo-Messungen ist die Wasser-Energiedosis D_w sowie die entsprechende Dosisleistungsgröße $\dot{D}_w$. Die Einheit der Energiedosis ist das Gray (Gy).

Meßgröße für Messungen in Luft ist die Luftkerma K_a sowie die entsprechende Dosisleistungsgröße, die Luftkermaleistung $\dot{K}_a$. Die Einheit der Luftkerma ist das Gray (Gy).

*) Siehe Anhang C

Für Dosimeter, die noch nach dem bisherigen Verfahren zur Anzeige der Standard-Ionendosis kalibriert sind, sind auch die Standard-Ionendosis J_s sowie die Standard-Ionendosisleistung $\dot{J}_s$ als Meßgröße zugelassen. Die Einheit der Ionendosis ist das Coulomb durch Kilogramm (C/kg).

ANMERKUNG: Dosimeter, die eine Ersteichung zur Messung der Standard-Ionendosis J_s besitzen, dürfen nach § 8 des Gesetzes über Einheiten im Meßwesen weiterhin benutzt werden.

Es gilt: $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$.

Die Einheiten für die Dosisleistungsgrößen ergeben sich aus der Division der genannten Dosisseinheiten durch die gesetzlichen Einheiten der Zeit Sekunde (s), Minute (min) und Stunde (h).

4 Messungen mit Ionisationskammern

4.1 Bauarten

4.1.1 Allgemeines

Im Anwendungsbereich dieser Norm dürfen nur Ionisationskammern vom Typ der Kompaktkammer (siehe DIN 6800-2 und DIN 6817) verwendet werden.

4.1.2 Kompaktkammer

Eine Kompaktkammer ist eine Ionisationskammer mit einem Meßvolumen bis etwa 1 cm^3 , dessen größtes Maß nicht mehr als etwa das Vierfache des kleinsten Maßes beträgt. Es werden vorwiegend kugelförmige, zylinderförmige oder fingerhutförmige Meßkammern verwendet.

4.1.3 Wand der Ionisationskammer

Die Wand der Ionisationskammer muß so dick sein, daß außerhalb der Ionisationskammer entstehende Sekundärelektronen nicht in das Meßvolumen eindringen können. Sie besteht aus einem Material niedriger Ordnungszahl, dessen flächenbezogene Masse in der Regel zwischen 50 und 100 mg/cm^2 liegt.

4.2 Kalibrierung

4.2.1 Allgemeines*)

In 4.2.2 und 4.2.3 werden physikalische Bedingungen für die Kalibrierung von Ionisationskammern festgelegt ("Bezugsbedingungen"). Erfolgt die Anwendung einer kalibrierten Ionisationskammer unter Einhaltung der Bezugsbedingungen, so gilt der Kalibrierfaktor ohne weitere Korrekturen. Korrekturfaktoren dienen zur Berücksichtigung der Einflußgrößen und Geräteeigenschaften bei Anwendungsbedingungen, die von den Bezugsbedingungen abweichen.

Muß eine nicht wasserdichte Ionisationskammer im Wasserphantom mit einer Schutzhülse versehen werden oder ist zur Halterung eine Hülse erforderlich, so muß die Hülse sowohl bei der Kalibrierung als auch bei der Messung verwendet werden.

4.2.2 Kalibrierung im Phantom

Phantommaterial:	Wasser
Wandmaterial des Phantoms:	Polymethylmethacrylat (PMMA) (farblos), Dichte: $1,18 \text{ g/cm}^3$
Phantommaße:	$30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$
Wanddicke:	2 cm
Dicke des Eintrittsfensters:	maximal 0,5 cm
Bezugspunkt der Ionisationskammer:	Vom Hersteller anzugeben, der Punkt auf der Achse
Tiefe im Phantom:	5 cm
Fokus-Oberflächen-Abstand (FOA):	100 cm

Feldgröße an der Phantom-Oberfläche:
Kalibrierfaktor:

10 cm Durchmesser
Quotient aus der Wasser-Energiedosis D_w in der Bezugstiefe und der Anzeige der Ionisationskammer

ANMERKUNG 1: Eine Kalibrierung kann auch im PMMA-Phantom unter denselben Meßbedingungen vorgenommen werden, wenn der zu kalibrierende Prüfling und das Normal bauartgleiche Ionisationskammern sind.

ANMERKUNG 2: Anstelle eines runden Feldes von 10 cm Durchmesser kann auch ein quadratisches Feld mit 10 cm Seitenlänge benutzt werden.

Die Tiefe im Phantom wird gemessen von der Außenfläche des Eintrittsfensters, also einschließlich der Dicke des Eintrittsfensters.

4.2.3 Strahlenqualität für die Kalibrierung

Für Therapiedosimeter gilt auch im Bereich der Röntgenstrahlung mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV die ^{60}Co -Gammastrahlung als Bezugsqualität. Für sie gilt der Kalibrierfaktor ohne weitere Korrektur.

4.2.4 Korrekturfaktoren k_Q für Strahlenqualitäten im Bereich der Röntgenstrahlung

Für alle anderen Strahlenqualitäten muß ein Korrekturfaktor k_Q bestimmt werden. Da dieser Korrekturfaktor nicht nur von der Bauart der Ionisationskammer abhängt, sondern auch einer Exemplarsteuerung unterliegt, wird bei der Kalibrierung einer Ionisationskammer in der Regel für festgelegte Strahlenqualitäten (siehe Tabelle 1) ein Satz von k_Q -Korrekturfaktoren ermittelt.

Tabelle 2 zeigt Zahlenwerte des Korrekturfaktors k_Q im Röntgenstrahlungsbereich für alle zugelassenen Bauarten von Kompaktkammern. Die Zahlenwerte wurden bei der Bauartprüfung von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt ermittelt. Sie sind im allgemeinen den Begleitpapieren zu dem Dosimeter zu entnehmen.

Die Abweichung der Zahlenwerte für einzelne Ionisationskammern von den Mittelwerten für die Bauart kann einige Prozente betragen (siehe [2]).

4.2.5 Korrekturfaktoren k_F und k_z für die Feldgröße und die Tiefe im Phantom

Die Änderung der spektralen Fluenzverteilung und der Richtungsverteilung der Photonen in einem Medium durch Photonenstreuung führt besonders im Anwendungsbereich dieser Norm zum Auftreten einer Abhängigkeit des Ansprechvermögens von den Einflußgrößen Feldgröße und Tiefe im Phantom.

Die Korrekturfaktoren k_F und k_z können für jede Kammerbauart nur experimentell ermittelt werden. In Tabelle 3 sind einige typische Werte von k_F wiedergegeben.

k_z muß vorläufig gleich 1 gesetzt werden, da zur Zeit noch keine Meßwerte vorliegen.

4.3 Bestimmung der Wasser-Energiedosis in einem Phantom mit einer Kompaktkammer

In diesem Abschnitt wird die Bestimmung der Wasser-Energiedosis D_w in verschiedenen Tiefen im Wasserphantom oder in einem wasseräquivalenten Phantom festgelegt (Wasseräquivalente Phantomsustanzen siehe 6.4).

*) Siehe Anhang C

Es gilt:

$$D_w = k \cdot N \cdot M \quad (1)$$

Dabei ist:

- M Anzeige des Meßgerätes;
 N Kalibrierfaktor für die Wasser-Energiedosis unter den Bedingungen nach 4.2.2 bei der Bezugsqualität (^{60}Co -Gammastrahlung);
 k Produkt der Korrekturfaktoren für verschiedene Einflußgrößen.

Korrekturfaktoren sind:

- k_p Korrekturfaktor für die Luftdichte: $k_p = p_0 T / p T_0$ mit $p_0 = 101,3 \text{ kPa}$ und $T_0 = 293,2 \text{ K}$. Dieser Faktor wird in der Regel mit Hilfe einer radioaktiven Kontrollvorrichtung (Prüfstrahler) ermittelt.
 k_Q Korrekturfaktor für eine von der Bezugsqualität abweichende Strahlenqualität der einfallenden Strahlung (siehe 4.2.4).
 k_s Korrekturfaktor für die unvollständige Sättigung.

Tabelle 1: Strahlenqualitäten für die Ermittlung des Korrekturfaktors k_Q im Bereich der Röntgenstrahlung für Therapiedosimeter (siehe [1])

Kurzzeichen	Röhrenspannung kV	Eigenfilterwert		Zusatzfilterwert		Halbwertdicke	
		mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff
T 100	100	4,0	Al	0,5	Al	4,4 0,17	Al Cu
T 120	120	4,0	Al	2,0	Al	0,28	Cu
T 140	140	4,0	Al	5,0	Al	0,50	Cu
T 150	150	4,0	Al	0,5	Cu	0,85	Cu
T 200	200	4,0	Al	1,0	Cu	1,65	Cu
T 250	250	4,0	Al	1,6	Cu	2,5	Cu
T 280	280	4,0	Al	3,0	Cu	3,4	Cu

ANMERKUNG: Die angegebenen Werte sind Richtwerte.

Die wahren Werte der Halbwertdicke können je nach verwendeter Röntgeneinrichtung um einige Prozent von den Richtwerten abweichen.

Tabelle 2: Typische Zahlenwerte des Korrekturfaktors k_Q für einige handelsübliche Ionisationskammerbauarten bei den Strahlenqualitäten der Tabelle 1 in 5 cm Wassertiefe
(Zahlenwerte nach Prüfprotokollen der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt Braunschweig)¹⁾

Strahlenqualität Kurzzeichen	Korrekturfaktor k_Q für die Ionisationskammerbauarten						
	PTW M23331	PTW M23332	PTW M233641 und 31003	PTW 30001	NE 2571	NE 2561	Capintec PR-06
T 100	1,025	–	–	1,034	1,069	1,012	1,000
T 120	1,017	–	–	1,021	1,049	1,008	–
T 140	1,008	1,045	1,025	1,013	1,048	1,005	0,990
T 150	1,000	–	–	1,007	1,035	1,001	0,987
T 200	0,998	1,002	0,999	1,002	1,025	1,001	0,990
T 250	0,998	–	–	1,001	1,018	1,001	–
T 280	0,996	0,996	0,994	1,000	1,014	1,001	0,997

Tabelle 3: Korrekturfaktor k_F (Feldgröße). Die Bezugsgröße z_0 beträgt 5 cm.

Strahlenqualität Kurzzeichen	k_F für PTW M23331 Feldgröße		k_F für PTW M23332 Feldgröße	
	5 cm × 5 cm	15 cm × 15 cm	5 cm × 5 cm	15 cm × 15 cm
T 100	1,02	1,00	1,00	1,00
T 140	1,03	1,00	1,02	1,00
T 200	1,04	0,99	1,03	1,00
T 280	1,03	0,99	1,02	0,99

ANMERKUNG: Die relative Standardabweichung liegt unter 1,5 %.

¹⁾ Weitere Angaben zur Bauart der aufgeführten Ionisationskammern siehe Erläuterungen.

Über zugelassene Ionisationskammern gibt Auskunft:

- a) Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Labor 6.42, Postfach 33 45, 38023 Braunschweig
b) Normenausschuß Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Postfach 32 60, 91020 Erlangen