

Klinische Dosimetrie

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

DIN
6809
Teil 4

Clinical dosimetry; application of X-rays with peak voltages between 10 and 100 kV in radiotherapy and soft tissue diagnostics

Aufgestellt vom Normenausschuß Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e.V., in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft.

Inhalt

	Seite		Seite
1 Anwendungsbereich und Zweck	1	4 Nichtionometrische Methoden zur Bestimmung der Energiedosis	5
1.1 Klinische Anwendungsbereiche der Weichstrahldosimetrie	1	4.1 Filmdosimetrie	5
1.2 Zweck	1	4.2 Thermolumineszenzdosimetrie	5
2 Größen und Einheiten	1	5 Phantomsubstanzen	5
3 Messungen mit Ionisationskammern	2	5.1 Anforderungen	5
3.1 Bauarten	2	5.2 Gewebeäquivalenz und Phantomsubstanzen	5
3.2 Kalibrierung	2	5.3 Tabellen	6
3.2.1 Kalibrierung im Phantom	2	6 Praktische Aspekte	8
3.2.2 Kalibrierung frei in Luft	2	6.1 Tiefendosiskurven	8
3.2.3 Strahlenqualitäten für die Kalibrierung	2	6.2 Extrapolierte Oberflächendosis	8
3.3 Bestimmung der Energiedosis in einem Phantom mit einer Flachkammer	2	6.3 Bestimmung der Energiedosis in einem Standardgewebe	8
3.3.1 Benutzung einer in einem PMMA-Phantom zur Anzeige der Wasser-Energiedosis D_w kalibrierten Flachkammer	3	6.4 Strahlenqualität	9
3.3.2 Benutzung einer frei in Luft zur Anzeige der Standard-Ionendosis I_s kalibrierten Flachkammer	3	6.5 Korrektur bei sehr kurzen Fokus-Kammer-Abständen	10
3.3.3 Benutzung einer frei in Luft zur Anzeige der Luftkerma K_a kalibrierten Flachkammer	5	6.6 Tubusstrahlung	10
		7 Besonderheiten der Dosimetrie bei der Mammographie	10
		Anhang A Charakteristische Tiefendosiskurven	11
		Zitierte Normen und andere Unterlagen	12

1 Anwendungsbereich und Zweck

Diese Norm enthält Festlegungen zur Ermittlung der Energiedosis bei der therapeutischen Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Medizin. Diese Festlegungen gelten auch bei der Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 25 bis 50 kV in der Weichteildiagnostik (z. B. Mammographie).

1.1 Klinische Anwendungsbereiche der Weichstrahldosimetrie*)

Verfahren der Weichstrahldosimetrie werden bei folgenden Bestrahlungstechniken angewandt:

- Weichstrahltherapie** (Therapie mit schwach gefilterten Röntgenstrahlen)
- Nahbestrahlung** (Therapie mit stärker gefilterten Röntgenstrahlen und bei sehr kurzen Fokus-Haut-Abständen)

*) Siehe Erläuterungen

1.2 Zweck

Zweck dieser Norm ist:

- Ermittlung der Wasser-Energiedosis im Phantom (siehe Abschnitte 3.3, 6.3 und 7)
- Durchführung von Tiefendosismessungen (siehe Abschnitte 6.1 und 7)
- Auswahl geeigneter Phantomsubstanzen (siehe Abschnitt 5)

2 Größen und Einheiten

Meßgröße für Messungen im Wasser- oder wasseräquivalenten Phantom ist die Wasser-Energiedosis D_w sowie die entsprechende Dosisleistungsgröße. Die Einheit der Energiedosis ist das Gray (Gy).

Für Dosimeter, die noch nach dem bisherigen Verfahren in Luft zur Anzeige der Standard-Ionendosis kalibriert sind, ist auch die Standard-Ionendosis I_s sowie die entsprechende Dosisleistungsgröße als Meßgröße zugelassen. Die Einheit der Ionendosis ist das Coulomb durch Kilogramm (C/kg).

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

Fortsetzung Seite 2 bis 14

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

3 Messungen mit Ionisationskammern

3.1 Bauarten

Im Anwendungsbereich dieser Norm sollen nur Ionisationskammern vom Typ der Flachkammer (siehe DIN 6800 Teil 2 und DIN 6817) verwendet werden. Diese Kammern besitzen ein flaches zylindrisches Meßvolumen mit einem dünnen Eintrittsfenster. Die Stabilität des Meßvolumens hängt kritisch von der Steifheit des Eintrittsfensters ab. Die Konstruktion der Ionisationskammer muß den Anforderungen in den Abschnitten 3.1.1 bis 3.1.4 genügen.

3.1.1 Die Ausdehnung des zylindrischen Meßvolumens in Strahlrichtung darf 2 mm nicht überschreiten, weil aufgrund der niedrigen Photonenenergien die Dosis in Abhängigkeit von der Tiefe im Phantom steil abfällt, insbesondere bei den häufig benutzten kurzen Bestrahlungsabständen.

3.1.2 Der größte Durchmesser des zylindrischen Meßvolumens senkrecht zur Einstrahlrichtung (Achse des Nutzstrahlenbündels) darf höchstens 1 cm betragen, weil die für die therapeutische Anwendung weicher Röntgenstrahlen gebräuchlichen Tubusse bei der kleinsten Feldgröße einen Durchmesser von 1 cm besitzen.

3.1.3 Aus den Abschnitten 3.1.1 und 3.1.2 ergibt sich ein typisches Meßvolumen unter $0,05 \text{ cm}^3$. Für besondere Meßaufgaben, z. B. in der Weichteildiagnostik, können größere Kammerabmessungen benutzt werden.

3.1.4 Das Kammerfenster muß so dick sein, daß außerhalb der Kammer entstehende Sekundärelektronen nicht in das Meßvolumen eindringen können. Im Anwendungsbereich dieser Norm wird diese Forderung unter Kalibrierbedingungen durch ein Kammerfenster aus einem Material mit niedriger Ordnungszahl, z. B. Polyethylen (C_2H_4)_n, der flächenbezogenen Masse 3 mg/cm^2 bzw. der Dicke $0,03 \text{ mm}$ mit ausreichender Genauigkeit erfüllt. Befinden sich jedoch Vorrichtungen zur Begrenzung des Nutzstrahlenbündels aus Materialien höherer Ordnungszahl in der unmittelbaren Nähe der Ionisationskammer (z. B. bei der klinischen Dosismessung unter Verwendung von Tubussen), so muß bei Röhrenspannungen über 50 kV das Kammerfenster durch eine Zusatzfolie verstärkt werden (siehe Abschnitt 6.6).

3.2 Kalibrierung

In den Abschnitten 3.2.1 bis 3.2.3 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.

3.2.1 Kalibrierung im Phantom^{*)}

Fokus-Meßort-Abstand (FMA): 30 cm^1 .

Feldgröße im FMA: 3 cm Durchmesser.

Phantommaterial: Polymethylmethacrylat (PMMA) farblos, Dichte $1,18 \text{ g/cm}^3$.

Phantomabmessungen: mindestens $12 \text{ cm} \times 12 \text{ cm}$ senkrecht zur Achse des Nutzstrahlenbündels und mindestens 6 cm in Strahlrichtung.

Kammerposition: Die Kammer ist oberflächenbündig in das Phantom eingebettet.

Bezugspunkt der Kammer: Mittelpunkt der Innenseite des Kammerfensters.

Meßort²⁾: Tiefe in PMMA entsprechend der Dicke des Kammerfensters.

Kalibrierfaktor: Quotient aus der Wasser-Energiedosis D_w in der Tiefe $z_0 = 0,03 \text{ mm}$ (Bezugstiefe) eines Wasser-Phantoms und dem Anzeigewert der in das PMMA-Phantom eingebetteten Kammer.

Anmerkung: Die Bezugstiefe z_0 ist nicht gleichbedeutend mit der Referenztiefe bei der strahlentherapeutischen Anwendung (siehe DIN 6814 Teil 8).

3.2.2 Kalibrierungen frei in Luft³⁾

Fokus-Meßort-Abstand (FMA): 30 cm^1

Feldgröße in FMA: 3 cm Durchmesser

Bezugspunkt der Kammer: Mittelpunkt der Innenseite des Kammerfensters

Kalibrierfaktor: Quotient aus der Standard-Ionendosis J_s frei in Luft am Ort des Bezugspunktes der Kammer und der Anzeige.

3.2.3 Strahlenqualitäten für die Kalibrierung

Für die „Strahlenqualitäten für die Kalibrierung“ gilt Tabelle 1, entnommen aus „Anforderungen der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt an Therapiedosimeter mit Ionisationskammern für die Zulassung zur Eichung“ (siehe [18]).

3.3 Bestimmung der Energiedosis in einem Phantom mit einer Flachkammer

In diesem Abschnitt wird die Bestimmung der Energiedosis in verschiedenen Tiefen eines wasseräquivalenten Phantoms festgelegt. Andere Phantommaterialien siehe Abschnitt 6.3.

*) Siehe Erläuterungen

¹⁾ Wahlweise auch 100 cm

²⁾ Ort des Bezugspunktes im umgebenden Medium (siehe DIN 6817)

³⁾ In Luftumgebung unter Ausschaltung vermeidbarer Photonen-Streustrahlung (siehe DIN 6814 Teil 3)

Tabelle 1. Strahlenqualitäten zur Kalibrierung von Therapedosimetern

Kurzzeichen	Röhrenspannung kV	Eigenfilterwert		Zusatzfilterwert		Halbwertdicke	
		mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff
T 7,5	7,5	1,5	Be	—	—	0,02	Al
T 10	10	1,5	Be	—	—	0,03	
T 15	15	1,5	Be	0,05	Al	0,07	
T 20	20	1,5	Be	0,15	Al	0,11	
T 30	30	1,5	Be	0,50	Al	0,36	
T 40	40	1,5	Be	0,80	Al	0,71	
T 50	50	1,5	Be	1,0	Al	0,94	
T 70	70	4,0	Al	—	—	2,8	
T 100	100	4,0	Al	0,5	Al	4,4	

Die Dicke des Berylliumfensters spielt eine untergeordnete Rolle. Die Aufteilung der Gesamtfilterung auf festes und Zusatzfilter ist bei T 70 und T 100 beliebig. Waagerechte Striche bedeuten „kein Zusatzfilter gebräuchlich“.

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

3.3.1 Benutzung einer in einem PMMA-Phantom zur Anzeige der Wasser-Energiedosis D_w kalibrierten Flachkammer

Zur Bestimmung der Energiedosis D_w in der Bezugstiefe z_0 in einem Wasserphantom unter Bedingungen, die von den Bezugsbedingungen abweichen, muß sich die Kammer oberflächenbündig in dem bei der Kalibrierung benützten PMMA-Phantom befinden.

Es gilt dann

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

M Anzeige des Meßgerätes.

k Produkt der Korrekturfaktoren k_i für verschiedene Einflußgrößen und Geräteeigenschaften.

N_D Kalibrierfaktor für die Wasser-Energiedosis unter den Bedingungen nach Abschnitt 3.2.1 bei der Bezugsqualität.

Die wichtigsten Korrekturfaktoren sind:

k_Q Korrekturfaktor für die Luftdichte: $k_Q = p_0 T / p T_0$ mit $p_0 = 101,3$ kPa und $T_0 = 293$ 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.

Erfolgt die Anzeige M in Einheiten der Meßgröße, dann wird der Kalibrierfaktor N_D dimensionslos. Sein Zahlenwert soll nach Möglichkeit in der Nähe von 1 liegen.

Zur Bestimmung der Energiedosis in anderen Wassertiefen werden Schichten aus wasseräquivalentem Material auf die oberflächenbündig im PMMA-Phantom belassene Kammer aufgelegt. Unter der Annahme, daß der Kalibrierfaktor auch in anderen Tiefen gilt, ergibt sich nach Gleichung (1) die Energiedosis für die Tiefe ($z + z_0$), hierbei bedeutet z die durch die Vorschaltsschicht repräsentierte Wasserschicht und z_0 die Bezugstiefe.

3.3.2 Benutzung einer frei in Luft zur Anzeige der Standard-Ionendosis J_s kalibrierten Flachkammer*)

Zur Bestimmung der Energiedosis D_w in der Bezugstiefe z_0 muß sich die Kammer oberflächenbündig in einem PMMA-Phantom befinden.

Es gilt dann

$$D_w = f_w \cdot k_{a \rightarrow w} \cdot N_s \cdot k \cdot M \quad (2)$$

M Anzeige des Meßgerätes.

k Produkt der Korrekturfaktoren k_i für verschiedene Einflußgrößen und Geräteeigenschaften.

N_s Kalibrierfaktor für die Standard-Ionendosis in Luft bei der Bezugsqualität.

$k_{a \rightarrow w}$ Korrekturfaktor für den Übergang von der Messung frei in Luft zu der Messung im Wasser- oder wasseräquivalenten Phantom. Der Zahlenwert von $k_{a \rightarrow w}$ ist abhängig von der Bauart der Flachkammer, von der Strahlenqualität der einfallenden Strahlung und von der Bezugsefeldgröße; er muß experimentell ermittelt werden (siehe Tabelle 4).

f_w Konversionsfaktor, gegeben durch die Gleichung

$$f_w = (W/e) (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{\text{Wasser}} / (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{\text{Luft}} = (W/e) t_{w/a}^{en} \quad (3)$$

Zahlenwerte sind in Tabelle 2 angegeben.

W/e Mittlerer Energieaufwand zur Erzeugung eines Ionenpaares in Luft, geteilt durch die elektrische Elementarladung.

$\bar{\mu}_{en}/\rho$ Mittlerer Massen-Energieabsorptionskoeffizient. Zahlenwerte siehe [7].

Für die Berechnung des Mittelwertes ist die Kenntnis des Photonenspektrums am Meßort erforderlich. Ein im Rahmen dieser Norm meist ausreichendes Verfahren ist im Abschnitt 6.4 angegeben. Ein aufwendigeres, graphisches Verfahren siehe [10].

*) Siehe Erläuterungen

Tabelle 2. Konversionsfaktor f_w zur Berechnung der Wasser-Energiedosis aus der Standard-Ionendosis⁴⁾

Röhrenspannung kV	Eigenfilterwert		Zusatzfilterwert		Halbwertdicke		f_w mGy/R
	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	
10	1,5	Be	—	—	0,03	Al	9,23
15	1,5	Be	0,05	Al	0,07		9,18
20	1,5	Be	0,15	Al	0,11		9,13
30	1,5	Be	0,50	Al	0,36		9,01
40	1,5	Be	0,80	Al	0,71		8,96
50	1,5	Be	1,0	Al	0,94		8,93
70	4,0	Al	—	—	2,8		8,93
100	4,0	Al	0,5	Al	4,4		9,01

Anmerkung: Konversionsfaktor f_w unter Berücksichtigung des Spektrums berechnet mit den Zahlenwerten von $f_{w/a}^{en}$ aus Tabelle 5 und $W/e = 33,97$ V.

Bei vorgegebener Strahlenqualität kann $k_{a \rightarrow w}$ für eine bestimmte Kammer experimentell ermittelt werden, wenn der Rückstreuungsfaktor B_w für Wasser bekannt ist (siehe [2] und [14]). Tabelle 3 enthält Rückstreuungsfaktoren für Wasser, PMMA und M 3. In Tabelle 4 werden $k_{a \rightarrow w}$ -Werte für häufig benutzte Flachkammern angegeben.

Tabelle 3. Rückstreuungsfaktoren B für verschiedene Phantommaterialien

Röhrenspannung kV	Eigenfilterwert		Zusatzfilterwert		Halbwertdicke		Rückstreuungsfaktor B für		
	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	Wasser	PMMA	M 3
15	1,5	Be	0,05	Al	0,07	Al	1,00	1,005	1,00
20	1,5	Be	0,15	Al	0,11		1,01	1,02	1,005
30	1,5	Be	0,50	Al	0,36		1,045	1,065	1,045
40	1,5	Be	0,80	Al	0,71		1,08	1,105	1,075
50	1,5	Be	1,0	Al	0,94		1,10	1,12	1,10
70	4,0	Al	—	—	2,8		1,16	1,185	1,16
100	4,0	Al	0,5	Al	4,4		1,17	1,195	1,17

Anmerkung: Der Rückstreuungsfaktor B_i für das Material i wurde errechnet als Verhältnis $B_i = K_{w,i}^i / K_w^0$ der Wasserkerna mit Phantom $K_{w,i}^i$ zur Wasserkerna ohne Phantom K_w^0 für $z = 0$. Die Werte gelten für eine Feldgröße von 3 cm Durchmesser und für einen Fokus-Kammer-Abstand (FKA) von 100 cm, siehe [4].

Tabelle 4. Korrekturfaktor $k_{a \rightarrow w}$ nach Gleichung (2) für den Übergang von der Kalibrierung frei in Luft zur Verwendung im PMMA-Phantom mit wasseräquivalenten Phantomschichten. Richtwerte für häufig benutzte Flachkammern

Röhrenspannung kV	Eigenfilterwert		Zusatzfilterwert		Halbwertdicke		Korrekturfaktor $k_{a \rightarrow w}$	
	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	M 23 344 (PTW) NE 2536	M 23 342 (PTW) NE 2532
15	1,5	Be	0,05	Al	0,07	Al	1,00	1,00
20	1,5	Be	0,15	Al	0,11		1,01	1,01
30	1,5	Be	0,50	Al	0,36		1,04	1,03
40	1,5	Be	0,80	Al	0,71		1,065	1,05
50	1,5	Be	1,0	Al	0,94		1,075	1,06
70	4,0	Al	—	—	2,8		1,10	1,075
100	4,0	Al	0,5	Al	4,4		1,105	1,08

Anmerkung: Abmessungen der Meßvolumina:
M 23 344 und NE 2536: Plattenabstand 1,5 mm; Durchmesser 16 mm
M 23 342 und NE 2532: Plattenabstand 1,0 mm; Durchmesser 5,2 mm.
Die Werte gelten für eine Feldgröße von 3 cm Durchmesser. FKA 30 cm, ab 70 kV 100 cm (siehe [2] und [21]).

Die Bestimmung der Energiedosis in anderen Wassertiefen erfolgt nach Abschnitt 3.3.1.

Bei Benutzung anderer Flachkammern muß $k_{a \rightarrow w}$ gesondert ermittelt werden.

⁴⁾ Mit Rücksicht auf Dosimeter, die eine Ersteinheit zur Messung der Standard-Ionendosis in der Einheit „Röntgen“ besitzen und nach § 8 des Einheitengesetzes weiterhin benutzt werden dürfen, wird in Tabelle 2 diese Einheit für die Ionendosis verwendet. $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$

Tabelle 5 enthält Zahlenwerte von $t_{w/a}^{en}$ für eine Auswahl der im Anwendungsbereich dieser Norm benutzten Strahlenqualitäten.

Tabelle 5. **Faktor $t_{w/a}^{en}$ zur Umrechnung der angezeigten Luftkerma in die Wasser-Energiedosis D_w unter den Meßbedingungen gemäß Abschnitt 3.3.1 (siehe [21])**

Röhrenspannung kV	Eigenfilterwert		Zusatzfilterwert		Halbwertsdicke		$t_{w/a}^{en}$
	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	mm	Werkstoff	
10	1,5	Be	—	—	0,03	Al	1,053
15	1,5	Be	0,05	Al	0,07		1,048
20	1,5	Be	0,15	Al	0,11		1,041
30	1,5	Be	0,50	Al	0,36		1,028
40	1,5	Be	0,80	Al	0,71		1,023
50	1,5	Be	1,0	Al	0,94		1,019
70	4,0	Al	—	—	2,8		1,019
100	4,0	Al	0,5	Al	4,4		1,029

3.3.3 Benutzung einer frei in Luft zur Anzeige der Luftkerma K_a kalibrierten Flachkammer

Zur Bestimmung der Energiedosis D_w in der Bezugsstiefe z_0 muß sich die Kammer oberflächenbündig in einem PMMA-Phantom befinden.

Es gilt dann

$$D_w = t_{w/a}^{en} \cdot k_{a \rightarrow w} \cdot N_{K_a} \cdot k_M \quad (4)$$

N_{K_a} Kalibrierfaktor für Luftkerma K_a bei der Bezugs-Strahlenqualität

$$t_{w/a}^{en} = (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{\text{Wasser}} / (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{\text{Luft}}$$

Die Bremsstrahlkorrektur g (siehe DIN 6814 Teil 3) ist im Weichstrahlbereich zu vernachlässigen.

4 Nichtionometrische Methoden zur Bestimmung der Energiedosis

4.1 Filmdosimetrie

Im Anwendungsbereich dieser Norm sind Filme wegen der erheblichen Unterschiede der atomaren Zusammensetzung zwischen Filmemulsion und Wasser für Dosismessungen ungeeignet. Für Relativmessungen, z. B. zur Überprüfung der Homogenität des Strahlenfeldes oder zur Kontrolle von Filtern, dürfen Filme jedoch benutzt werden.

4.2 Thermolumineszenzdosimetrie

Thermolumineszenzdosimeter dürfen mit Einschränkungen benutzt werden. Die Energieabhängigkeit von Thermolumineszenzdosimetern im Anwendungsbereich der vorliegenden Norm ist bedingt durch die Abweichung des Dosimetermaterials bezüglich der Gewebeäquivalenz. Die Sonden werden nach DIN 6800 Teil 5 kalibriert. Bei Sondenmaterial mit relativ guter Gewebeäquivalenz (z. B. $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ im Vergleich mit Muskelgewebe) wird der Kalibrierfaktor im wesentlichen nur von der Absorption im Detektor beeinflusst. Sind derartige Sonden ausreichend dünn in Strahlrichtung ($< 0,1$ mm), so variiert der Kalibrierfaktor im Bereich von 10 keV bis 50 keV Photonenenergie beispielsweise für $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ weniger als $\pm 5\%$, für LiF weniger als $\pm 10\%$.

Hinreichend dünne Schichten sind auch bei Sondenmaterial höherer atomarer Ordnungszahlen (z. B. CaF_2 und CaSO_4) ausreichend energieunabhängig, wenn das Verhältnis der Massenenergieabsorptionskoeffizienten von Sondenmaterial zu Wasser ausreichend konstant ist. Im Bereich von 10 keV Photonenenergie ist z. B. für CaSO_4 : Tm bei einer Sondenstärke von 10 μm der Kalibrierfaktor auf $\pm 5\%$ konstant. Werte der Massenschwächungs- und der Massenenergieabsorptionskoeffizienten für die hier genannten Sondenmaterialien siehe [7].

5 Phantomsubstanzen

5.1 Anforderungen

- Einheitliches, chemisch definiertes Material mit reproduzierbarer Zusammensetzung.
- Gewebeäquivalenz in Bezug auf das zu ersetzende Gewebe im Bereich der benutzten Strahlenqualität.
- Das Material muß geeignet sein, reproduzierbare Meßanordnungen sicherzustellen und soll möglichst einfach zu handhaben sein (Herstellung, Bearbeitbarkeit, Haltbarkeit).

Anmerkung 1: Verschiedene, als Phantomsubstanzen im Weichstrahlbereich gelegentlich verwendete Materialien, die in den Tabellen nicht aufgeführt sind, bedürfen vor Gebrauch einer individuellen Prüfung hinsichtlich der Erfüllung der Anforderungen (siehe [12]).

Anmerkung 2: Für das zu ersetzende Gewebe muß in der Regel eine mittlere Zusammensetzung und eine mittlere Dichte angenommen werden. Einzelne Gewebeproben können hiervon nicht unerheblich abweichen (siehe [3] und [24]).

5.2 Gewebeäquivalenz und Phantomsubstanzen

Soll einer Phantomschubstanz unter der Einwirkung der Strahlung einer bestimmten Strahlenqualität an jedem Raumpunkt die gleiche Energiedosis zugeführt werden wie dem zu ersetzenden Gewebe, und sollen die relativen Verteilungen der Energiedosis für beide Stoffe übereinstimmen, so muß die Phantomschubstanz im betrachteten Bereich der Strahlenqualität die gleichen linearen und die gleichen massenbezogenen Wechselwirkungskoeffizienten und somit auch die gleiche Dichte besitzen wie das zu ersetzende Gewebe (siehe [12]). Soll ein in die Phantomschubstanz als Sonde eingebrachtes Dosimeter an jedem Raumpunkt den gleichen Meßwert liefern wie bei gleichartiger Anordnung innerhalb des zu ersetzenden Gewebes, und sollen die relativen Verteilungen dieser Meßwerte für beide Stoffe übereinstimmen, so muß die Phantomschubstanz im betrachteten Bereich der Strahlenqualität lediglich die gleichen linearen Wechselwirkungskoeffizienten, jedoch nicht die gleiche Dichte wie das zu ersetzende Gewebe besitzen (siehe [5] und [6]). Im Bereich der Strahlenqualitäten dieser Norm erfolgt die Beurteilung der Gewebeäquivalenz durch Vergleich der linearen Schwächungskoeffizienten.

Anmerkung: Bei höheren Ansprüchen an den Grad der Annäherung an die Gewebeäquivalenz wird empfohlen, Phantomschubstanz und Gewebe durch Messung zu vergleichen (siehe [5] und [6]).