

Klinische Dosimetrie

Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden
radioaktiven Stoffen**DIN**
6809
Teil 2

Clinical dosimetry; Brachytherapy with sealed gamma sources

Ersatz für Ausgabe 06.78

Aufgestellt vom Normenausschuß Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e.V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft e.V. und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik e.V.

Inhalt

	Seite		Seite
1 Anwendungsbereich und Zweck	1	4.2 Berechnung von Dosisverteilungen aus der Kenndosisleistung für Punktstrahler	6
2 Größen und Einheiten	1	4.3 Berechnung von Dosisverteilungen aus der Kenndosisleistung für Linienstrahler	6
3 Ermittlung der Kenndosisleistung von umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen	2	4.4 Das Verhältnis der Massen-Energieabsorptions- koeffizienten von Wasser und Luft, $t_{w/a}^{en}$	7
3.1 Kenndosisleistung	2	4.5 Die Korrektionsfunktion $k_{as,w}(r)$ für das Umgebungsmedium Wasser	7
3.1.1 Ermittlung der Kenndosisleistung aus Dosisleistungsmessungen	2	5 Darstellung von Dosisverteilungen	7
3.1.1.1 Meßbedingungen	2	6 Dosimetrische Qualitätskontrollen	9
3.1.1.2 Berechnung der Kenndosisleistung aus dem Meßwert	2	6.1 Prüfung der Kenndosisleistung	9
3.1.2 Ermittlung der Kenndosisleistung mit Hilfe einer Schacht-Ionisationskammer	3	6.2 Prüfung der Positionen eines oder mehrerer Einzelstrahler oder eines Kombinationsstrahlers in einem Applikator	9
3.1.3 Kalibrierung einer Schacht-Ionisationskammer zur Anzeige der Kenndosisleistung	4	6.3 Prüfung von Isodosen-Diagrammen auf Richtigkeit	9
3.2 Ermittlung des lokalen Wertes der längenbezo- genen Kenndosisleistung bei Linienstrahlern	4	6.4 Prüfung der Gleichförmigkeit des lokalen Wertes der längenbezogenen Kenndosisleistung bei Linienstrahlern	10
4 Ermittlung der Dosisleistung und Dosisverteilung im Phantom	4	6.5 Prüfung der Aktivitätsverteilung in ^{125}I -Seeds ..	10
4.1 Messungen im Wasser- oder wasseräquivalenten Phantom	4	7 Bestrahlungsplanung	10
4.1.1 Meßverfahren und Anforderungen an die Sonden	4	7.1 Strahler- bzw. Applikator-Lokalisation	10
4.1.2 Phantome und geometrische Meßbedingungen	4	7.2 Ermittlung der Bestrahlungsparameter bei permanenter Applikation	10
4.1.3 Anwendung von Ionisationskammern	5	7.3 Ermittlung der Bestrahlungsparameter bei temporärer Bestrahlung	11
		8 In-vivo-Dosimetrie	11

1 Anwendungsbereich und Zweck

Diese Norm legt Verfahren zur Bestimmung der Kenndosisleistung von umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen zur Anwendung in der Brachytherapie sowie Verfahren zur Ermittlung von Dosisverteilungen in Wasser oder Gewebe um Punktstrahler, Linienstrahler und linear in „Seeds“ aufgereihten Einzelstrahlern fest. Sie enthält außerdem Regeln für dosimetrische Qualitätskontrollen, zur Bestrahlungsplanung und zur In-vivo-Dosimetrie.

Die Brachytherapie umfaßt die Methoden der interstitiellen und der intrakavitären Bestrahlung sowie die Oberflächen-Kontaktbestrahlung und schließt sowohl Bestrahlungen mit hoher Dosisleistung (Kenndosisleistung¹⁾ > 10 mGy/h), mittlerer Dosisleistung (Kenndosisleistung 1 mGy/h bis 10 mGy/h) als auch niedriger Dosisleistung (Kenndosisleistung < 1 mGy/h) ein (Begriffe siehe DIN 6614 Teil 3 und Teil 8).

Die Normung bestimmter Verfahren im Rahmen der klinischen Dosimetrie dient der zuverlässigen Anwendung

strahlentherapeutischer Mittel. Die vorliegende Norm erfaßt das physikalische Vorgehen bei der Vorbereitung, Planung und Durchführung der Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen. Die Norm gibt Empfehlungen zur Meß- und Berechnungstechnik von Dosisleistungen und Dosen bzw. räumlichen Dosisverteilungen im Patienten sowie für Qualitätskontrollen.

Die Norm enthält Meß- und Berechnungsverfahren, die sich an den klinischen Genauigkeitsforderungen orientieren. Sie schließt nicht aus, daß mit anderen Verfahren die gleiche oder eine höhere Genauigkeit erreicht werden kann.

2 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).

¹⁾ Siehe Abschnitt 3.1

Fortsetzung Seite 2 bis 13

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

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).

Für Dosimeter, die noch nach dem bisherigen Verfahren zur Anzeige der Standard-Ionendosis kalibriert sind, ist 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 besitzen, dürfen nach § 8 des Gesetzes über Einheiten im Meßwesen weiterhin benutzt werden. Nach DIN 6814 Teil 3 gilt $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$.

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

3 Ermittlung der Kenndosisleistung von umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen

3.1 Kenndosisleistung

Bei Gammastrahlern für die Brachytherapie ist die Kenndosisleistung die Luftkermaleistung $\dot{K}_{a,100}$ frei in Luft in 100 cm Abstand vom Schwerpunkt der Aktivitätsverteilung des Strahlers. Wird der Strahler in einem Applikator verwendet, so ist bei der Ermittlung der Kenndosisleistung ein gleicher Applikator zu verwenden.

Die Bedingung „frei in Luft“ bedeutet: In Luftumgebung unter Ausschaltung vermeidbarer Photonen-Streustrahlung. Die Einflüsse der Schwächung und Streuung der Strahlung im Strahler und gegebenenfalls im Applikator sind im Wert der Kenndosisleistung jedoch enthalten.

ANMERKUNG: Wird ein bestimmter Strahler in verschiedenen Applikatoren verwendet, so sind dementsprechend u. U. verschiedene Kenndosisleistungen anzugeben.

Die Kenndosisleistung ersetzt als Kenngröße für Gammastrahler in der Brachytherapie die früher hierfür verwendete Aktivität. Sie dient außerdem als Ausgangsgröße für Berechnungen der Energiedosis in der Umgebung von Strahlern.

In der bisherigen Terminologie diente das Produkt „Aktivität mal Dosisleistungskonstante“ dem gleichen Zweck wie jetzt die Kenndosisleistung. Die Einflüsse der Schwächung und Streuung der Strahlung im Strahler und gegebenenfalls im Applikator wurden hierfür häufig, jedoch nicht immer durch Verwendung einer „effektiven Aktivität“ berücksichtigt.

Die Kenndosisleistung ist in der Regel nach Abschnitt 3.1.1 aus einer Dosisleistungsmessung mit Hilfe einer Kompakt- oder Flachkammer zu ermitteln. Sie kann nach Abschnitt 3.1.2 auch mit Hilfe einer Schacht-Ionisationskammer (z. B. eines Aktivimeters nach DIN 6852) bestimmt werden, die zur Anzeige der Kenndosisleistung kalibriert ist. Wenn wegen zu geringer Aktivität des Strahlers eine Dosisleistungsmessung nach Abschnitt 3.1.1 nur mit großer Meßunsicherheit möglich ist, muß die Kenndosisleistung mit Hilfe einer Schachtkammer ermittelt werden. Verfahren zur Kalibrierung einer Schachtkammer zur Anzeige der Kenndosisleistung sind in Abschnitt 3.1.2 angegeben.

3.1.1 Ermittlung der Kenndosisleistung aus Dosisleistungsmessungen

Die in diesem Abschnitt aufgestellten Regeln setzen die Anwendung von Kompakt- oder Flachkammern nach DIN 6800 Teil 1 und Teil 2 voraus. Die Kammern dürfen jedoch ein größeres Volumen als 1 cm^3 haben. Die Messun-

gen erfolgen frei in Luft (siehe Abschnitt 3.1). Zur Verwendung von Wandverstärkungskappen siehe DIN 6800 Teil 2 und [38].

3.1.1.1 Meßbedingungen

Der Meßabstand r_M zwischen Strahler und Ionisationskammer zählt vom Schwerpunkt der Aktivitätsverteilung des Strahlers bis zum Meßort frei in Luft; der Bezugspunkt der Ionisationskammer ist an den Meßort zu bringen. Der Meßort liegt auf einer Geraden, die durch den Schwerpunkt der Aktivitätsverteilung verläuft und senkrecht auf der Richtung der größten Längsausdehnung des Strahlers, bei gekrümmten Strahlern senkrecht auf der Krümmungsebene steht. Die Richtungen der größten Ausdehnung von Strahler und Kammer müssen parallel zueinander sein.

In der Regel wird der Meßabstand bei der Bestimmung der Kenndosisleistung kleiner als 100 cm gewählt, obwohl die Kenndosisleistung für 100 cm Abstand definiert ist. Der Meßabstand soll jedoch nicht kleiner sein als das fünffache der größten Ausdehnung der Ionisationskammer bzw. des aktiven Teils des Strahlers, und er soll mindestens 5 cm betragen. Die Meßunsicherheit durch eine Unsicherheit der Abstandsbestimmung muß berücksichtigt werden.

ANMERKUNG 1: Ist der Meßabstand zu groß, darf der Beitrag durch Streustrahlung aus der Umgebung zum Meßwert gegenüber dem abstandsabhängigen Beitrag der Primärstrahlung nicht mehr vernachlässigt werden. — Ist der Meßabstand zu klein, so ist die Meßunsicherheit, die durch Fehler bei der Abstandsbestimmung oder durch die räumliche Ausdehnung des Strahlers oder der Ionisationskammer bedingt ist, zu groß.

ANMERKUNG 2: Die durch die räumliche Ausdehnung der Ionisationskammer bedingte systematische Meßabweichung ist bei Kompaktkammern nicht vom Kammerdurchmesser, sondern vom Verhältnis Durchmesser zu Länge des luftgefüllten Innenraumes der Ionisationskammer abhängig [1]. Sie erreicht bei Punktstrahlern und Messung frei in Luft sowie einem Winkel von 90° zwischen der Kammer-Längsachse und der Verbindungslinie zwischen dem Strahler und dem Bezugspunkt der Kammer ein Minimum, wenn dieses Verhältnis etwa 0,73 beträgt. In diesem Fall ist die systematische Meßabweichung kleiner als 2%, sofern der Abstand zwischen dem Strahler und dem Bezugspunkt der Ionisationskammer größer ist als $\frac{2}{3}$ des Kammer-Innendurchmessers. (Zahlenangaben aus [1] entnommen.)

Für jede Meßanordnung muß durch Verifizierung des Abstandsquadrat-Gesetzes gesichert werden, daß die Messung im vorgesehenen Meßabstand nicht durch die Strahler- oder Kammerdimensionen oder durch Streustrahlung aus der Umgebung verfälscht wird. Weiterhin muß sichergestellt sein, daß der Einfluß von Streustrahlung aus einer Applikator- oder Kammerhalterung vernachlässigt werden kann.

ANMERKUNG 3: Es kann davon ausgegangen werden, daß der Einfluß der Streustrahlung aus der Umgebung dann vernachlässigt werden kann, wenn die Abstände größerer Streukörper von Strahler und Ionisationskammer mindestens 100 cm betragen und der Meßabstand nicht größer ist als 30 cm.

3.1.1.2 Berechnung der Kenndosisleistung aus dem Meßwert

Bei Verwendung einer zur Anzeige der Luftkerma frei in Luft kalibrierten Ionisationskammer gilt

$$\dot{K}_{a,100} = M \cdot N_K \cdot k \cdot k_V \cdot k_{as,a} \left(\frac{r_M}{r_0} \right)^2 \quad (1)$$



Documents

Document Sharing Hub

Hierin bedeuten:

- M Anzeige des Dosimeters
- N_K Kalibrierfaktor zur Anzeige der Luftkermaleistung frei in Luft
- k Produkt der Korrekturfaktoren für Abweichungen von den Bezugsbedingungen der Kalibrierung
- k_V Korrekturfaktor für den Einfluß der räumlichen Ausdehnung der Sonde (siehe Anmerkung 2 zu Abschnitt 3.1.1.1)
- $k_{as,a}$ Korrekturfaktor zur Berücksichtigung der Schwächung (en: attenuation) und Streuung (en: scattering) der Strahlung im Umgebungsmaterial, hier Luft (en: air). – Wird $k_{as,a} = 1$ gesetzt, so ist bei allen in der Brachytherapie verwendeten Radionukliden und bis zum Meßabstand $r_M = 100$ cm (bei ^{125}I bis 20 cm) die dadurch bedingte Meßunsicherheit kleiner als 0,05 %.
- r_M Meßabstand
- r_O Bezugsabstand für die Kenndosisleistung ($r_O = 100$ cm)

Die wichtigsten Korrekturfaktoren für Abweichungen von den Bezugsbedingungen der Kalibrierung sind:

- k_Q Korrekturfaktor für die Luftdichte:
- $$k_Q = \frac{p_O}{p} \cdot \frac{T}{T_O} \quad \text{mit } p_O = 101,3 \text{ hPa und } T_O = 293,2 \text{ K}$$
- Dieser Faktor wird in der Regel mit Hilfe einer radioaktiven Kontrollvorrichtung ermittelt.
- k_Q Korrekturfaktor für eine von der Bezugs-Strahlenqualität der Kalibrierung abweichende Strahlenqualität

Weitere Korrekturfaktoren siehe DIN 6800 Teil 2.

Bei Verwendung einer zur Anzeige der Wasser-Energiedosis D_w in Wasser kalibrierten Ionisationskammer gilt:

$$\dot{K}_{a,100} = M \cdot N_D \cdot k \cdot k_V \cdot k_{as,a} \cdot \left(\frac{1}{1 - g_a} \right) \cdot k_{w \rightarrow a} \cdot \left(\frac{r_M}{r_O} \right)^2 \cdot \frac{1}{t_{w/a}^{en}} \quad (2)$$

Hierin bedeuten:

- $M, k, k_V, k_{as,a}, r_M, r_O$ nach Gleichung 1
- N_D Kalibrierfaktor zur Anzeige der Wasser-Energiedosis in Wasser
- g_a Bruchteil der kinetischen Anfangsenergien der Sekundärteilchen, der in Luft als Bremsstrahlung abgegeben wird. Für ^{60}Co -Gammastrahlung gilt $g_a = 0,0032$. Für alle anderen in der Brachytherapie verwendeten Radionuklide kann g_a vernachlässigt werden.
- $k_{w \rightarrow a}$ Korrekturfaktor für den Übergang vom Umgebungsmaterial Wasser zum Umgebungsmaterial Luft; bis zum Vorliegen genauerer Werte wird mit $k_{w \rightarrow a} = 1$ gerechnet.
- $t_{w/a}^{en}$ Verhältnis der über die Energieverteilung am Meßort gemittelten Massen-Energieabsorptionskoeffizienten von Wasser und Luft, siehe Abschnitt 4.4 und Tabelle 1

Bei Verwendung einer zur Anzeige der Standard-Ionendosis J_s frei in Luft in der Einheit Röntgen kalibrierten Ionisationskammer gilt

$$\dot{K}_{a,100} = M \cdot N_J \cdot k \cdot k_V \cdot k_{as,a} \cdot \left(\frac{1}{1 - g_a} \right) \cdot \left(\frac{r_M}{r_O} \right)^2 \cdot c_a \quad (3)$$

Hierin bedeuten:

- $M, k, k_V, k_{as,a}, r_M, r_O, g_a$ nach Gleichungen 1 und 2
- N_J Kalibrierfaktor zur Anzeige der Standard-Ionendosis
- c_a Faktor zur Umrechnung der Standard-Ionendosis in die Luftkerma, $c_a = 3,397 \text{ mGy} \cdot \text{kg/C}$

Tabelle 1:
Dosimetrische Daten zu in der Brachytherapie verwendeten gammastrahlenden Radionuklide

Radionuklid	Halbwertszeit in Tagen ¹⁾	mittlere Photonen-Energie in keV ²⁾	$t_{w/a}^{en}$	$f_w \text{ mGy} \cdot \text{kg/C}$ (siehe Gleichung 7.2)
^{60}Co	1 925,5	1 253	1,11	$3,76 \cdot 10^4$
^{75}Se	119,76	214,7	1,11	$3,76 \cdot 10^4$
^{125}I	59,3	28,4	1,01	$3,43 \cdot 10^4$
^{137}Cs	10 958	614,1	1,11	$3,76 \cdot 10^4$
^{182}Ta	114,43	558,5	1,11	$3,76 \cdot 10^4$
^{192}Ir	73,831	370,7	1,11	$3,76 \cdot 10^4$
^{198}Au	2,696	405,0	1,11	$3,76 \cdot 10^4$
^{226}Ra	584 400	737,9	1,11	$3,76 \cdot 10^4$

1) Nach PTB-Bericht PTB-Ra-16/2 [24]
2) Berechnet unter Verwendung der Daten in [24] und [31]

3.1.2 Ermittlung der Kenndosisleistung mit Hilfe einer Schacht-Ionisationskammer

Die Ermittlung der Kenndosisleistung nach Abschnitt 3.1.1 ist in der Regel aufwendig und zeitraubend, insbesondere bei Strahlern geringer Kenndosisleistung. Hierfür und für den Fall, daß häufiger Messungen an gleichartigen Strahlern durchzuführen sind, kann es zweckmäßig sein, zur Bestimmung der Kenndosisleistung eine Schacht-Ionisationskammer zu verwenden. Die Schacht-Ionisationskammer muß vorher zur Anzeige der Kenndosisleistung für das entsprechende Nuklid, den Strahlertyp und gegebenenfalls unter Einbeziehung des Applikators kalibriert werden.

ANMERKUNG: Ist das Ansprechvermögen der verwendeten Schacht-Ionisationskammer zu hoch, so kann dieses mit Hilfe eines im allgemeinen als Zubehör zur Kammer lieferbaren Bleieinsatzes vermindert werden. Der Einfluß von Rekombinationsverlusten auf das Meßergebnis ist zu beachten.

3.1.3 Kalibrierung einer Schacht-Ionisationskammer zur Anzeige der Kenndosisleistung

Zur Kalibrierung der Kammer wird zunächst die Kenndosisleistung eines Strahlers nach Abschnitt 3.1.1 ermittelt, oder es wird ein Strahler mit bekannter Kenndosisleistung verwendet (Standard- oder Referenzstrahler mit Zertifikat). Der zur Kalibrierung verwendete Strahler muß hinsichtlich Bauart und Größe den Strahlern gleichen, für die die Kammer kalibriert werden soll. Soll der Strahler mit einem Applikator verwendet werden, so muß ein Applikator des entsprechenden Typs auch bei der Kalibrierung verwendet werden. Der Strahler wird an den Ort in der Schachtkammer gebracht, an dem die Abhängigkeit des Ansprechvermögens vom Ort des Strahlers in der Kammer minimal ist; wenn erforderlich, ist die Abhängigkeit des Ansprechvermögens von der Länge des Strahlers festzustellen und zu berücksichtigen. Bei Linienstrahlern ist deren Längsachse mit der Längsachse der Schacht-Ionisationskammer zur Deckung zu bringen.

Der Kalibrierfaktor N_K der Schachtkammer für den betreffenden Strahlertyp ist gleich dem Quotienten aus der Kenndosisleistung $\dot{K}_{a,100}$ und der Anzeige M der Schachtkammer bei der Kalibrierung.

Im Zusammenhang mit der Kalibrierung ist die Anzeige des Meßgerätes bei Einwirkung einer radioaktiven Kontrollvorrichtung auf die Schacht-Ionisationskammer festzustellen (siehe DIN 6852). Diese Anzeige dient im weiteren zur Konstanzprüfung der Meßeinrichtung. Die Kenndosisleistung weiterer gleichartiger Strahler, gegebenenfalls in gleichartigen Applikatoren, ergibt sich aus

$$\dot{K}_{a,100} = M \cdot N_K. \quad (4)$$

Ist die Kenndosisleistung eines einzelnen Strahlers für eine hinreichend genaue Messung nach Abschnitt 3.1.1 zu gering, so wird die Luftkermaleistung $\dot{K}_{a,100,n}$ bestimmt, die eine größere Anzahl n gleichartiger Strahler erzeugt. Dazu sind die Strahler auf einer Unterlage mit möglichst geringer Rückstreuung, z. B. einer straff gespannten, dünnen Kunststoffolie, anzuordnen. Der gegenüber den Verhältnissen beim Einzelstrahler durch Streuung in den Nachbarstrahlern erhöhte Streustrahlenanteil muß z. B. mit Hilfe von inaktiven Strahler-Nachbildungen – abgeschätzt und berücksichtigt werden.

Anschließend werden die Strahler einzeln unter Beachtung der im ersten Abschnitt dieses Absatzes aufgeführten Grundsätze in die Schacht-Ionisationskammer gebracht. Wird dabei eine Halterung verwendet, so muß sichergestellt sein, daß der Einfluß von Schwächung und Streuung der Strahlung durch diese Halterung auf das Meßergebnis vernachlässigt werden kann. Ist M_i die Anzeige des mit der Schachtkammer verwendeten Anzeigeegerätes für den i -ten Strahler, so ergibt sich der Kalibrierfaktor N_K der Schacht-Ionisationskammer zur Anzeige der Kenndosisleistung aus

$$N_K = \frac{\dot{K}_{a,100,n}}{\sum_{i=1}^n M_i} \quad (5)$$

Zur Ermittlung der Kenndosisleistung weiterer gleichartiger Strahler gilt Gleichung 4.

3.2 Ermittlung des lokalen Wertes der längenbezogenen Kenndosisleistung bei Linienstrahlern

Zur Ermittlung des lokalen Wertes der längenbezogenen Kenndosisleistung bei Linienstrahlern³⁾ können ringförmige Ionisationskammern verwendet werden, die von außen hinreichend abgeschirmt sind, und in deren Innerem ein Kollimator dafür sorgt, daß vorwiegend nur die von einem 5 bis 10 mm langen Längenelement ΔL des Strahlers

emittierte Strahlung in die Ionisationskammer gelangt. Der Linienstrahler wird zur Prüfung der längenbezogenen Kenndosisleistung an der Kollimatoröffnung vorbeibewegt [14]. Anstelle der ringförmigen Ionisationskammer haben sich auch Geiger-Müller-Zählrohre und Szintillationsdetektoren bewährt, die über der Öffnung eines Kollimators angebracht werden [15], [16].

4 Ermittlung der Dosisleistung und Dosisverteilung im Phantom

4.1 Messungen im Wasser- oder wasser-äquivalenten Phantom

4.1.1 Meßverfahren und Anforderungen an die Sonden

Zur Messung von Absolutwerten der Wasser-Energiedosis bzw. Energiedosisleistung wird die Sondenmethode, vorwiegend die Ionisationsdosimetrie mit Kompaktkammern, angewendet (siehe DIN 6800 Teil 1 und Teil 2). Es werden – besonders zur Ermittlung relativer Dosisverteilungen – auch andere Meßverfahren, z. B. die Thermolumineszenz-Dosimetrie nach DIN 6800 Teil 5, angewandt. Die relative Meßunsicherheit ε nach Korrektur bekannter systematischer Abweichungen darf jedoch nicht größer als 0,05 sein (Vertrauensniveau 92 %; siehe DIN 6817 und DIN 1319 Teil 3).

Systematische Abweichungen sind z. B. durch eine Energieabhängigkeit des Kalibrierfaktors und die Unsicherheit der Abstandsbestimmung gegeben. Bei Verwendung von Kompaktkammern ist außerdem der Einfluß der räumlichen Ausdehnung der Sonde zu berücksichtigen (siehe Abschnitt 3.1.1.1, Anmerkung 2).

4.1.2 Phantome und geometrische Meßbedingungen

In der Brachytherapie wird vorwiegend die Wasser-Energiedosis in Wasser angegeben. Zur Ermittlung dieser Größen sind Wasser- oder wasseräquivalente Festkörperphantome zu verwenden. Ein geeignetes⁴⁾ Festkörper-Phantommaterial ist z. B. „RW-1“ [2], [33].

Soll die Energiedosis bzw. Dosisleistung für und in einem anderen Material, z. B. Muskelgewebe oder Fettgewebe, bestimmt werden, so müssen hierfür geeignete Phantommaterialien verwendet werden, und als Wasser-Energiedosen in diesen Materialien gemessene Dosiswerte müssen in die Energiedosen für diese Materialien umgerechnet werden.

Geeignete⁴⁾ Phantommaterialien sind z. B.

- für Muskelgewebe und Haut: RM-1 [3], [33]; M3 [4], [33]
- für Fettgewebe: RF-1 [3], [33]; Polyethylen [33]; Triolein [5], [35]
- für Augengewebe: RE-1 [34]

³⁾ Der lokale Wert der längenbezogenen Kenndosisleistung bei Linienstrahlern b_L ist der Quotient aus der Kenndosisleistung $\Delta \dot{K}_{a,100}$ eines Längenelementes ΔL des Strahlers und diesem Längenelement:

$$b_L = \frac{\Delta \dot{K}_{a,100}}{\Delta L}$$

(Siehe DIN 6814 Teil 8, wo noch die längenbezogene Aktivität eines Linienstrahlers definiert ist.)

⁴⁾ Soll ein in eine Phantomschubstanz als Sonde eingebrachtes Dosimeter an jedem Raumpunkt den gleichen Meßwert liefern wie bei gleichartiger Anordnung innerhalb des zu ersetzenden Originalmaterials, und sollen die relativen Verteilungen dieser Meßwerte für beide Stoffe übereinstimmen, so muß die Phantomschubstanz im betrachteten Bereich der Strahlenqualitäten lediglich die gleichen linearen Wechselwirkungskoeffizienten, jedoch nicht die gleiche Dichte wie das zu ersetzende Originalmaterial besitzen [2], [3], [33]; siehe auch DIN 6809 Teil 4.

Für die Umrechnung in die Energiedosen für das betreffende Material g sind die nach Abschnitt 4.1.3 bestimmten Wasser-Energiedosen D_w mit dem Faktor $t_{g/w}^{en}$, dem Verhältnis der Massen-Energieabsorptionskoeffizienten des Gewebes g und Wasser, zu multiplizieren. Zahlenwerte für verschiedene Gewebe siehe Tabelle 2.

Für die Ermittlung von Standardwerten der Energiedosis bzw. Dosisleistung und deren Verteilungen soll das Phantom eine solche Größe haben, die für jeden interessierenden Punkt der Dosisverteilung der Strahler und der Detektor allseits von mindestens 12,5 cm Phantommaterial umgeben sind.

ANMERKUNG: Ist bei einer strahlentherapeutischen Behandlung der Strahler nicht allseitig von einer entsprechend dicken Gewebesicht umgeben, so muß die Dosisverteilung dann entsprechend korrigiert oder unter den interessierenden geometrischen Bedingungen neu ermittelt werden, wenn der durch das geringere Streuvolumen um Strahler und interessierenden Punkt verringerte Streuanteil zu einer klinisch relevanten Abweichung des tatsächlichen von dem nach der Standardverteilung erwarteten Dosiswert führt.

Bei ^{192}Ir Iridium kann die Dosis(-leistung) z.B. bei einer Phantomgröße von $7\text{ cm} \times 7\text{ cm} \times 7\text{ cm}$ und einem Abstand von 5 cm zwischen Strahler und Meßort um 10 % gegenüber dem im ausgedehnten Phantom gewonnenen Standardwert verringert sein. (Siehe auch [37]).

4.1.3 Anwendung von Ionisationskammern

Bei Verwendung einer zur Anzeige der Wasser-Energiedosis D_w in Wasser kalibrierten Ionisationskammer⁵⁾ gilt

$$D_w = M \cdot N_D \cdot k \cdot k_V \cdot k_T \quad (6)$$

Hierin bedeuten:

- D_w Wasser-Energiedosis
- M Anzeige des Dosimeters
- N_D Kalibrierfaktor zur Anzeige der Wasser-Energiedosis in Wasser
- k Produkt der Korrekturfaktoren für Abweichungen von den Bezugsbedingungen der Kalibrierung
- k_V Korrekturfaktor für den Einfluß der räumlichen Ausdehnung der Sonde (siehe Abschnitt 3.1.1.1, Anmerkung 2, das dort angegebene Korrektungsverfahren bezieht sich jedoch auf Messungen frei in Luft)
- k_T Korrekturfaktor für den Verdrängungseffekt (siehe DIN 6800 Teil 2 (z. Z. Entwurf)); für Ionisationskammern mit einem Innendurchmesser von etwa 6 mm gilt für ^{125}I $k_T = 0,96$, für alle anderen der in Tabelle 1 aufgeführten Radionuklide $k_T = 1,00$.

Die wichtigsten Korrekturfaktoren für Abweichungen von den Bezugsbedingungen der Kalibrierung sind:

- k_Q Korrekturfaktor für die Luftdichte (siehe Abschnitt 3.1.1.2)
- k_Q Korrekturfaktor für Abweichung der Strahlenqualität der Primärstrahlung von der Strahlenqualität der Bezugsstrahlung der Kalibrierung; k_Q ist den Angaben des Herstellers zu entnehmen.

ANMERKUNG: Der Einfluß einer Abweichung der Strahlenqualität am Meßort von dem der Primärstrahlung, verursacht durch ortsabhängig unterschiedliche Streustrahlungsanteile, ist gering und kann vernachlässigt werden.

Weitere Korrekturfaktoren siehe DIN 6800 Teil 2.

Tabelle 2: Verhältnis der Massen-Energieabsorptionskoeffizienten $t_{m/w}^{en}$ von Muskelgewebe und Wasser, $t_{f/w}^{en}$ von Fettgewebe und Wasser sowie $t_{s/w}^{en}$ von Weichteilgewebe und Wasser für in der Brachytherapie verwendete gammastrahlende Nuklide, berechnet für die Gewebe-Zusammensetzungen nach dem angegebenen Schrifttum unter Verwendung der Emmissionswahrscheinlichkeiten nach [24] und der Wechselwirkungskoeffizienten nach [31]

Radio-nuklid	Muskelgewebe		Fettgewebe		Weichteil-gewebe
	[29]	[33]	[30]	[33]	[29, 33]
	$t_{m/w}^{en}$		$t_{f/w}^{en}$		$t_{s/w}^{en}$
^{60}Co	0,99	0,99	1,01	1,00	0,99
^{75}Se	0,99	0,98	0,99	0,99	0,99
^{125}I	1,04	0,89	0,58	0,58	0,93
^{137}Cs	1,00	0,97	0,98	0,97	0,99
^{182}Ta	1,00	0,97	0,93	0,93	0,99
^{192}Ir	0,99	0,98	0,99	0,99	0,99
^{198}Au	0,99	0,98	1,00	0,99	0,99
^{226}Ra	0,99	0,98	0,99	0,98	0,99

Bei Verwendung einer zur Anzeige der Standard-Ionendosis J_s frei in Luft kalibrierten Ionisationskammern gilt⁶⁾

$$D_w = M \cdot N_J \cdot k \cdot k_V \cdot k_{a \rightarrow w} \cdot f_w \cdot k_T \quad (7)$$

Hierin bedeuten:

- D_w, M, k, k_V, k_T nach Gleichung 6
- N_J Kalibrierfaktor zur Anzeige der Standard-Ionendosis frei in Luft
- $k_{a \rightarrow w}$ Korrekturfaktor für den Übergang von der Kalibrierung frei in Luft zur Messung im Wasser- oder wasseräquivalenten Phantom. Für Kompaktkammern mit einem Innendurchmesser von etwa 6 mm und einem Volumen von 0,1 bis 0,3 cm³ gilt für ^{125}I $k_{a \rightarrow w} = 1,03$; für alle anderen der in Tabelle 1 aufgeführten Radionuklide gilt $k_{a \rightarrow w} = 1$
- f_w Konversionsfaktor, Zahlenwerte siehe Tabelle 1 (siehe auch Abschnitt 4.4)

Die wichtigsten Korrekturfaktoren für Abweichungen von der Kalibrierung sind k_Q, k_Q und k_V (siehe Gleichung 6). Weitere Korrekturfaktoren siehe DIN 6800 Teil 2.

⁵⁾ Entsprechend dem Vorgehen bei der Kalibrierung werden wasserdichte Ionisationskammern ohne Wandverstärkungskappe, nicht wasserdichte Kammern mit einer wasserdichten Hülse nach den Angaben des Herstellers verwendet.

⁶⁾ Im Gegensatz zum Vorgehen bei der Kalibrierung der Ionisationskammer zur Anzeige der Standard-Ionendosis ist bei Dosismessungen im Phantom keine Wandverstärkungskappe anzuwenden, jedoch muß bei Benutzung nicht wasserdichter Kammern im Wasserphantom eine wasserdichte Hülse nach den Angaben des Herstellers benutzt werden.