

DIN 6802-6**DIN**

ICS 17.240

**Neutronendosimetrie –
Teil 6: Verfahren zur Bestimmung der Energiedosis mit
Ionisationskammern**

Neutron dosimetry –

Part 6: Methods for determination of absorbed dose using ionisation chambers

Dosimétrie neutronique –

Partie 6: Procédure de détermination de la dose d'énergie avec des chambres d'ionisation

Gesamtumfang 40 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Inhalt

Seite

Vorwort	5
1 Anwendungsbereich und Zweck	6
1.1 Klinische Anwendungsbereiche	6
1.2 Zweck	6
2 Normative Verweisungen	6
3 Begriffe, Symbole und Abkürzungen	7
3.1 Begriffe	7
3.2 Symbole und Abkürzungen	7
4 Kurzbeschreibung des Verfahrens und des Messprinzips	8
4.1 Ionisationskammermethode	8
4.2 IONISATIONSKAMMER im gemischten STRAHLUNGSFELD	9
4.3 Zweikammermethode	9
4.4 Bestimmung der Dosiskomponenten	10
5 IONISATIONSDOSIMETER	10
5.1 Aufbau eines IONISATIONSDOSIMETERS für NEUTRONEN	10
5.2 Bauarten von IONISATIONSKAMMERN	11
5.2.1 Geometrische und konstruktive Eigenschaften	11
5.2.2 KAMMERN mit hoher Neutronenempfindlichkeit	11
5.2.3 KAMMERN mit geringer Neutronenempfindlichkeit	11
5.2.4 KAMMERN für spezielle Anwendungen	11
6 Methode zur Bestimmung der ENERGIEDOSIS mit IONISATIONSKAMMERN	12
6.1 Grundlagen	12
6.2 Gewebeäquivalente IONISATIONSKAMMER	12
6.2.1 Allgemeines	12
6.2.2 Gleichgewichtskammer im reinen Neutronenstrahlungsfeld	12
6.2.3 Hohlraumkammer im reinen Neutronenstrahlungsfeld	13
6.2.4 Korrekturen der Anzeige	13
6.2.5 Kalibrierung im Photonen-Referenzstrahlungsfeld	13
6.3 Bestimmung der ENERGIEDOSIS in einem reinen Neutronenstrahlungsfeld	14
7 Gewebeäquivalente Materialien	14
7.1 Allgemeines	14
7.2 Phantommaterial	14
7.3 Kammermaterial	15
8 Physikalische Grundlagen zur Berechnung der ENERGIEDOSIS	15
8.1 Allgemeines	15
8.2 W -Werte für geladene SEKUNDÄRTEILCHEN in gewebeäquivalentem Gas	16
8.3 Energiedosis-Konversionsfaktoren	17
8.4 Verhältnis der Kerma-faktoren- und der MASSEN-ENERGIEABSORPTIONSKOEFFIZIENTEN	17
8.5 Relatives ANSPRECHVERMÖGEN der Messsonden	18
8.5.1 Neutronenansprechvermögen	18
8.5.2 Photonenansprechvermögen	19
8.5.3 Neutronenunempfindliche Sonde	19
9 Korrektionsfaktoren für die Bestimmung der Gewebekerma und -dosis frei in Luft und im Phantom	20
9.1 Allgemeines	20
9.2 Korrektionsfaktor f_p für die Dichte des Kammergases	20
9.3 Korrektionsfaktor f_w für die Wandeffekte	21
9.4 Korrektionsfaktor f_S für das Nichterreichen der Sättigung	21
9.5 Korrektion f_V für den Verdrängungseffekt	21
9.6 Korrektionsfaktor f_σ für Streuung durch den Kammerstiel	22

9.7	Korrektionsfaktor f_T für die Temperatureffekte	22
10	Zu prüfende Eigenschaften des Messsystems	22
10.1	Anzeige bei Änderung der Polarität der Kammerspannung	22
10.2	LECK- und OFFSETSTROM	22
10.3	Strahlungsempfindlichkeit der elektrischen Zuleitungen und der Steckverbindungen	23
10.4	Zusammensetzung des Kammergases	23
11	DOSISMONITORE	24
11.1	Monitorsystem	24
11.2	PRIMÄRER DOSISMONITOR	24
11.3	SEKUNDÄRER DOSISMONITOR	24
12	Kalibrierung	24
12.1	Kalibrierung der KAMMERN im Photonenstrahl	24
12.2	Kalibrierung der DOSISMONITORE des Neutronenstrahls	25
13	Kontrollvorrichtungen	25
13.1	Allgemeines	25
13.2	Kontrollvorrichtung mit radioaktivem Prüfstrahler	25
13.3	Elektrische Kontrollvorrichtung	25
14	UNSICHERHEITEN der Dosisangabe	25
14.1	Allgemeines	25
14.2	Bestimmung der UNSICHERHEIT	26
15	Phantome	27
15.1	Allgemeines	27
15.2	Primärphantom	27
15.3	Sekundärphantom	27
15.4	MOULAGE	28
Anhang A (normativ) Zusammenfassung des Verfahrens zur Kalibrierung der Strahlmonitore eines Neutronenstrahles (Kurzanleitung)		29
Anhang B (normativ) Basisdaten und UNSICHERHEITEN		30
Anhang C (informativ) Berechnungsbeispiel zur Bestimmung der UNSICHERHEIT der Neutronendosis mit der Zweikammermethode		32
C.1	Allgemeines	32
C.2	Berechnungsmodell	32
C.3	Bestimmung der Größe X und der UNSICHERHEIT $u(X)$	33
C.4	Bestimmung der Größe Y und der UNSICHERHEIT $u(Y)$	34
C.5	Bestimmung von D_n und $u(D_n)$	35
Anhang D (informativ) Übersicht über typische Neutronenquellen für medizinische Anwendungen		36
Literaturhinweise		37
Stichwortverzeichnis		40
 Bilder		
Bild 1 — $\overline{W}_n$ - und $\overline{W}_n/\overline{W}_c$ -Werte für TE-Gas (auf Methan-Basis) als Funktion der Neutronenenergie E		16
Bild 2 — Kermaverhältnis R von ICRU-Muskelgewebe zu A150-Plastik als Funktion der Neutronenenergie E		18
Bild 3 — Relatives Neutronenansprechvermögen k_U von Geiger-Müller-Zählrohren als Funktion der Neutronenenergie E		20

Tabellen

Tabelle 1 — Relative Zusammensetzung und Dichte von Gewebematerial sowie von in der Dosimetrie üblichen Materialien und Gasen.....	15
Tabelle 2 — Zahlenwerte k_{Φ} des Kermafaktors für Wasserstoff, Kohlenstoff und Sauerstoff sowie des Verhältnisses R_k der Kermafaktoren für Kohlenstoff und Sauerstoff für einige Neutronenenergien.....	17
Tabelle 3 — Empfohlene Zahlenwerte des Korrektionsfaktors f_V für den Verdrängungseffekt	22
Tabelle 4 — Verhältnis der Anzeigen M bei Füllung mit Luft bzw. Kammergas von gewebe-äquivalenten IONISATIONSKAMMERN und neutronenunempfindlichen KAMMERN unter sonst gleichen Bedingungen bei Bestrahlung mit ^{90}Sr (in einer Testvorrichtung), ^{60}Co und 14-MeV-Neutronen	23
Tabelle B.1 — Basisdaten und UNSICHERHEITEN bei der Bestimmung der ENERGIEDOSIS im ^{60}Co -Referenzstrahlungsfeld frei in Luft	30
Tabelle B.2 — Basisgrößen und UNSICHERHEITEN für die Bestimmung der Gesamtenergiedosis im Gewebe.....	30
Tabelle B.3 — UNSICHERHEITEN von Kerma-Fluenz-Konversionsfaktoren	31
Tabelle B.4 — UNSICHERHEIT der Kermaverhältnisse von A150-Plastik zu Gewebe	31
Tabelle C.1 — Verwendete Korrelationskoeffizienten.....	34
Tabelle D.1 — Kennzeichnende Eigenschaften einiger Neutronentherapieanlagen, die in Deutschland benutzt werden oder wurden [24], [30]	36

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. Als Anmerkung gekennzeichnete Informationen dienen als Anleitung zum Verständnis oder zur Erläuterung der zugehörigen Anforderung.

Zur Beschreibung der Verfahren zur Bestimmung der ENERGIEDOSIS werden in dieser Norm überwiegend Formelzeichen aus der englischsprachigen Literatur und Normung verwendet. In einzelnen Fällen sind diese nicht in Übereinstimmung mit der Zeichenbenutzung in anderen Normen.

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.

DIN 6802, *Neutronendosimetrie* besteht aus:

- *Teil 1: Spezielle Begriffe und Benennungen*
- *Teil 2: Konversionsfaktoren zur Berechnung der Orts- und Personendosis aus der Neutronenfluenz und Korrekturfaktoren für Strahlenschutzdosimeter*
- *Teil 3: Neutronenmessverfahren im Strahlenschutz*
- *Teil 4: Verfahren zur Personendosimetrie mit Albedodosimetern*
- *Teil 6: Verfahren zur Bestimmung der Energiedosis mit Ionisationskammern*

1 Anwendungsbereich und Zweck

1.1 Klinische Anwendungsbereiche

Diese Norm enthält Festlegungen zur Bestimmung der ENERGIEDOSIS bei der therapeutischen Anwendung von NEUTRONENSTRAHLUNG mit einer mittleren Energie zwischen etwa 1 MeV und 50 MeV. Die vorliegende Norm beschreibt das grundsätzliche Verfahren zur Bestimmung der Energiedosis-Anteile der NEUTRONEN sowie der begleitenden primären und sekundären PHOTONENSTRAHLUNG mithilfe zweier Detektoren, deren Neutronenansprechvermögen sich stark unterscheiden. Weiterhin werden die erforderlichen Daten bereitgestellt und das praktische Vorgehen beschrieben.

Als primäre STRAHLUNGSQUELLEN für die perkutane Tiefentherapie kommen eine Reaktorspaltneutronenquelle oder ein Targetsystem eines Teilchenbeschleunigers in Frage. Die NEUTRONEN sind je nach Quelle mono-energetisch oder besitzen eine spektrale Verteilung der FLUENZ über einen endlichen Energiebereich.

1.2 Zweck

Diese Norm beschreibt Verfahren zur:

- Ermittlung der GEWEBE-ENERGIEDOSIS im Phantom oder ggf. frei in Luft;
- Bestimmung der räumlichen Dosisverteilung in Phantomen sowie die Auswahl
 - a) geeigneter Monitor- und Testeinrichtungen und
 - b) geeigneter Phantomschubstanzen.

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 1319-3:1996-05, *Grundlagen der Messtechnik — Teil 3: Auswertung von Messungen einer einzelnen Messgröße, Messunsicherheit*

DIN EN 60601-2-1, *Medizinische elektrische Geräte — Teil 2-1: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Elektronenbeschleunigern im Bereich von 1 MeV bis 50 MeV*

Caswell, R. S., Coyne, J. J. and Randolph, M. L. (1980): *Kerma factors of elements and compounds for neutron energies below 30 MeV*, Int. J. Appl. Radiat. Isot. 33, 1227 – 1262¹⁾

Hubbell, J. H. (1982): *Photon Mass Attenuation and Energy-absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV*. Int. J. Appl. Radiat. Isot. 33, 1269 – 1290²⁾

¹⁾ Zu beziehen bei: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0020708X82902484>

²⁾ Zu beziehen bei: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0020708X82902460>

3 Begriffe, Symbole und Abkürzungen

3.1 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe im Stichwortverzeichnis sowie folgender Begriff.

3.1.1

Offsetstrom

Eingangsstrom, der dem Elektrometer des IONISATIONSDOSIMETERS zugeführt werden muss, damit im signallosen Zustand das Ausgangssignal gleich Null wird

3.2 Symbole und Abkürzungen

a	Neutronenansprechvermögen unter Messbedingungen
b	Photonenansprechvermögen unter Messbedingungen
$\Phi_E(E)$	Spektrale NEUTRONENFLUENZ
$(\mu_{\text{en}}/\rho)_t$	MASSEN-ENERGIEABSORPTIONSKOEFFIZIENT für Gewebe
$(\mu_{\text{en}}/\rho)_w$	MASSEN-ENERGIEABSORPTIONSKOEFFIZIENT für das Wandmaterial
$(s/\rho)_g$	MASSENBREMSVERMÖGEN im Kammergas
$(s/\rho)_w$	MASSENBREMSVERMÖGEN im Material der Kammerwand
$(s_{w,g})_c$	Verhältnis der MASSENBREMSVERMÖGEN Wand zu Gas unter Photonenkalibrierbedingungen
A	Unkorrigierte Ladungsanzeige des IONISATIONSDOSIMETERS
Al/Ar	Bezeichnung für Aluminiumkammer mit Argongas-Füllung
c	Index für Photonen-Referenzstrahlungsfeld
C/CO ₂	Bezeichnung für Kohlenstoffkammer mit Kohlendioxidgas-Füllung
D	ENERGIEDOSIS (in dieser Norm auch als Dosis bezeichnet)
D_γ	ENERGIEDOSIS in ICRU-Muskelgewebe des Photonenanteils
D_c	ENERGIEDOSIS in ICRU-Muskelgewebe im Referenzstrahlungsfeld unter Kalibrierbedingungen
D_g	ENERGIEDOSIS im Kammergas
D_n	ENERGIEDOSIS in ICRU-Muskelgewebe des Neutronenanteils
D_{tot}	Gesamte ENERGIEDOSIS in ICRU-Muskelgewebe
D_w	ENERGIEDOSIS in der Kammerwand
D'	ENERGIEDOSIS der Photonen-Referenzstrahlung, die der Ladungsanzeige M des IONISATIONSDOSIMETERS formal zugeordnet ist
D'_T	ENERGIEDOSIS der Photonen-Referenzstrahlung, die der Ladungsanzeige M_T des IONISATIONSDOSIMETERS formal zugeordnet ist (Messsonde: gewebeäquivalente KAMMER)
D'_U	ENERGIEDOSIS der Photonen-Referenzstrahlung, die der Ladungsanzeige M_U des IONISATIONSDOSIMETERS formal zugeordnet ist (Messsonde mit geringer Neutronenempfindlichkeit)
e	Elementarladung
E	Neutronenenergie
$\overline{E}_k$	Mittlere Neutronenenergie, gewichtet mit den Fluenz-Kerma-Konversionsfaktoren
E_{min}	Minimale Energie des Neutronenstrahlungsfeldes
E_{max}	Maximale Energie des Neutronenstrahlungsfeldes
FHA	Fokus-Hautabstand
f_i	Korrektionsfaktoren
h	Relatives Photonenansprechvermögen
h_T	Relatives Photonenansprechvermögen einer gewebeäquivalenten Messsonde
h_U	Relatives Photonenansprechvermögen einer Messsonde mit geringer Neutronenempfindlichkeit
k	Relatives Neutronenansprechvermögen
$k_\phi(E)$	Fluenz-Kerma-Konversionsfaktoren

K_g	KERMA im Gas
K_W	KERMA im Material der Kammerwand
K_t	KERMA (en: kinetic energy released in material) in Gewebe
$\bar{k}_\phi$	Kerma-Konversionsfaktor gemittelt über alle Neutronenenergien
k_T	Relatives Neutronenansprechvermögen einer gewebeäquivalenten Messsonde
k_U	Relatives Neutronenansprechvermögen einer Messsonde mit geringer Neutronenempfindlichkeit
M	Korrigierte Ladungsanzeige des IONISATIONSDOSIMETERS
M_T	Korrigierte Ladungsanzeige des IONISATIONSDOSIMETERS mit gewebeäquivalenter Messsonde
M_U	Korrigierte Ladungsanzeige des IONISATIONSDOSIMETERS mit Messsonde mit geringer Neutronenempfindlichkeit
m	Masse des Kammergases
Mg/Ar	Bezeichnung für Magnesiumkammer mit Argongas-Füllung
M_c	Korrigierte Anzeige des IONISATIONSDOSIMETERS im Photonen-Referenzstrahlungsfeld
M_{mon}	Korrigierte Anzeige der Monitorkammer
N_c	KALIBRIERFAKTOR des IONISATIONSDOSIMETERS unter Photonen-Kalibrierbedingungen
N_{mon}	KALIBRIERFAKTOR der Monitorkammer
N_N	KALIBRIERFAKTOR des Normaldosimeters
p	Luftdruck
p_0	Bezugswert des Luftdrucks
$P_{80/20}$	Halbschattenbreite
Q	In der IONISATIONSKAMMER freigesetzte Ladung eines Vorzeichens
Q_c	In der IONISATIONSKAMMER freigesetzte Ladung eines Vorzeichens unter Photonen-Kalibrierbedingungen
R	Kermaverhältnis
$r_{w,g}$	Konversionsfaktor zur Umrechnung der Dosis in der Wand zur Dosis im Gas
$(r_{w,g})_n$	Konversionsfaktor zur Umrechnung der Neutronendosis in der Wand zur Dosis im Gas
$s_{w,g}$	Verhältnis der MASSENBREMSVERMÖGEN Wand zu Gas
$(s_{w,g})_c$	Verhältnis der MASSENBREMSVERMÖGEN Wand zu Gas für die von der Strahlung des Kalibrierfeldes ausgelösten Elektronen
T	Temperatur
T_0	Bezugswert für die Temperatur
TE/TE	Bezeichnung für homogene gewebeäquivalente KAMMER
$u(y)$	Standardunsicherheit der ERGEBNISGRÖSSE y
$\bar{W}$	Mittlere Energie zur Freisetzung eines Ionenpaares
$\bar{W}_c$	Mittlere Energie zur Freisetzung eines Ionenpaares, gemittelt über alle durch PHOTONEN des Kalibrierstrahlungsfeldes erzeugte Elektronen
$\bar{W}_n(E)$	Mittlere Energie zur Freisetzung eines Ionenpaares, gemittelt über alle durch NEUTRONEN der Energie erzeugten geladenen Teilchen
$\bar{W}_n$	Mittlere Energie zur Freisetzung eines Ionenpaares, gemittelt über alle durch NEUTRONEN erzeugten geladenen Teilchen
Z_{50}	Halbwerttiefe

4 Kurzbeschreibung des Verfahrens und des Messprinzips

4.1 Ionisationskammermethode

In einem gemischten STRAHLUNGSFELD aus NEUTRONEN und PHOTONEN werden in der Kammerwand und im Gasvolumen der IONISATIONSKAMMER geladene Teilchen erzeugt. Diese setzen im Gasvolumen Ionen frei, die durch ein elektrisches Feld ausreichender Stärke getrennt und gesammelt werden, und deren Ladung eines Vorzeichens in einer äußeren Messeinrichtung bestimmt wird.

Für ein IONISATIONSDOSIMETER (IONISATIONSKAMMER mit äußerer Messeinrichtung) wird der KALIBRIERFAKTOR N_c in einem Photonen-Referenzstrahlungsfeld bestimmt (siehe 6.2.5 und 12.1). Die Ermittlung der Dosis für Referenzgewebe (ICRU-Muskelgewebe) aus der Anzeige des IONISATIONSDOSIMETERS erfolgt unter Verwendung dieses KALIBRIERFAKTORS sowie einer Reihe von Korrekptions- und Umrechnungsfaktoren (siehe Abschnitt 9).

ANMERKUNG Siehe auch [14].

4.2 IONISATIONSKAMMER im gemischten STRAHLUNGSFELD

Wird eine IONISATIONSKAMMER, die sowohl für NEUTRONEN- als auch für PHOTONENSTRAHLUNG empfindlich ist, in einem gemischten STRAHLUNGSFELD exponiert, so ist die nach 6.2.4 korrigierte Ladungsanzeige M die Summe:

$$M = a \cdot D_n + b \cdot D_\gamma \quad (1)$$

Dabei sind

- D_n und D_γ die dem ungestörten Umgebungsmaterial am Messort der KAMMER zugeführten ENERGIEDOSEN der NEUTRONEN- bzw. PHOTONENSTRAHLUNG;
- a und b die zugehörigen ANSPRECHVERMÖGEN unter den vorliegenden Messbedingungen, insbesondere den vorliegenden Spektren der NEUTRONEN- bzw. PHOTONENSTRAHLUNG. Die Größen a bzw. b werden im Folgenden als Neutronen- bzw. Photonenansprechvermögen bezeichnet.

Wurde das IONISATIONSDOSIMETER unter Kalibrierbedingungen mit PHOTONENSTRAHLUNG kalibriert, so kann der unter Messbedingungen erhaltenen Anzeige M formal die ENERGIEDOSIS

$$D' = N_c \cdot M \quad (2)$$

der Kalibrierstrahlung zugeordnet werden.

Dabei ist

N_c der KALIBRIERFAKTOR.

In einem gemischten STRAHLUNGSFELD gilt dann mit Gleichung (1) und Gleichung (2):

$$D' = k \cdot D_n + h \cdot D_\gamma \quad (3)$$

Dabei ist

$k = N_c \cdot a$ das relative Neutronenansprechvermögen;

$h = N_c \cdot b$ das relative Photonenansprechvermögen;

beide bezogen auf das Photonenansprechvermögen $1/N_c$ unter Kalibrierbedingungen.

4.3 Zweikammermethode

Die Zweikammermethode ist ein Verfahren zur Bestimmung der ENERGIEDOSIS der Neutronen- und Photonenkomponente in gemischten STRAHLUNGSFELDERN durch Verwendung von zwei IONISATIONSKAMMERN, deren relative Neutronenansprechvermögen (bezogen auf das ANSPRECHVERMÖGEN für PHOTONEN unter Kalibrierbedingungen) sich möglichst stark voneinander unterscheiden.

Unter Verwendung zweier IONISATIONSKAMMERN im gemischten STRahlungsfeld mit stark unterschiedlichem ANSPRECHVERMÖGEN für NEUTRONEN ergeben sich aus den zwei Gleichungen

$$D'_T = k_T \cdot D_n + h_T \cdot D_\gamma \quad (4)$$

$$D'_U = k_U \cdot D_n + h_U \cdot D_\gamma \quad (5)$$

die Bestimmungsgleichungen für die Neutronen- und die Photonendosis. Der Index T steht für eine gewebeäquivalente (en: tissue equivalent, TE) KAMMER mit $k_T \approx 1$ und der Index U für eine KAMMER mit geringer Neutronenempfindlichkeit (zur Berechnung von k und h siehe 8.5).

ANMERKUNG In der Regel besteht eine der beiden KAMMERN aus gewebeäquivalentem Material, gefüllt mit gewebeäquivalentem Gas. Sie misst annähernd die Gesamtdosis der beiden Strahlungskomponenten. Die zweite KAMMER mit möglichst geringem Neutronenansprechvermögen kann auch durch einen Detektor mit einem anderen physikalischen Messprinzip ersetzt werden, z. B. durch ein Geiger-Müller-Zählrohr.

4.4 Bestimmung der Dosiskomponenten

Die Auflösung der Gleichungen (4) und (5) ergibt die Bestimmungsgleichungen für die Energiedosis-komponenten der NEUTRONEN- und GAMMASTRAHLUNG:

$$D_n = \frac{h_U \cdot D'_T - h_T \cdot D'_U}{h_U \cdot k_T - h_T \cdot k_U} \quad (6)$$

$$D_\gamma = \frac{k_T \cdot D'_U - k_U \cdot D'_T}{h_U \cdot k_T - h_T \cdot k_U} \quad (7)$$

Für $h_T = h_U$ vereinfachen sich die Gleichungen zu:

$$D_n = \frac{(D'_T - D'_U)}{(k_T - k_U)} \quad (8)$$

$$D_\gamma = \frac{(D'_U - k_U \cdot D_n)}{h_U} \quad (9)$$

5 IONISATIONSDOSIMETER

5.1 Aufbau eines IONISATIONSDOSIMETERS für NEUTRONEN

Ein IONISATIONSDOSIMETER für den angegebenen Anwendungsbereich besteht aus folgenden Komponenten:

- IONISATIONSKAMMER (Messsonde) aus gewebeäquivalentem Material mit einem Satz von Aufbaukappen aus dem gleichen Material und einer Vorrichtung zur Durchspülung des Kammervolumens mit einem gewebeäquivalenten Gas;
- IONISATIONSKAMMER aus einem Material ohne Wasserstoff (beispielsweise Mg oder C) mit einem Satz von Aufbaukappen aus dem gleichen Material und einer Vorrichtung zur Durchspülung des Kammervolumens mit einem nicht wasserstoffhaltigen Gas (beispielsweise Ar oder CO₂);
- je einer Gasversorgungseinrichtung mit genauer Durchflusskontrolle (typisch 1 cm³/min bis 100 cm³/min) unter atmosphärischen Bedingungen;
- Anzeigeeinheit zur Anzeige des Ladungsmesswertes für die IONISATIONSKAMMERN, Spannungsversorgung, Zeitmesseinrichtung möglichst mit Vorwahlmöglichkeit, kapazitätsarmer, gegen elektromagnetische Störfelder abgeschirmte Verbindungsleitung mit Schutzleiter zwischen Messsonde und Anzeigeeinheit (Triaxial-Kabel), sowie ggf. einer Datenschnittstelle zu einem externen Datenendgerät;

- Vorrichtungen zur Konstanzprüfung des gesamten Dosimeters;
- Mess- und Kalibriervorschrift.

5.2 Bauarten von IONISATIONSKAMMERN

5.2.1 Geometrische und konstruktive Eigenschaften

Die geometrischen und konstruktiven Eigenschaften sind gekennzeichnet durch Form und Größe des Ionisationsvolumens und der Sammelelektrode, durch Dicke von Kammerwand und Sammelelektrode sowie durch die Ausführung von Basisplatte, Schutzelektrode und Gaszuführung.

Für die Messaufgaben der klinischen Dosimetrie sind besonders KAMMERN mit einem Messvolumen bis etwa 1 cm^3 geeignet. Es werden vorwiegend kugelförmige, zylinderförmige oder fingerhutförmige KAMMERN verwendet.

ANMERKUNG Siehe auch [25].

Messvolumen und Ausführung der Sonde müssen dabei so gewählt sein, dass eine möglichst geringe Störung des STRAHLUNGSFELDES verursacht wird und die erforderliche Ortsauflösung bei Messungen im Phantom gewährleistet ist. Die KAMMERN müssen mit einem ausreichend großen Satz von Aufbaukappen mit gleichen physikalischen Eigenschaften wie das Wandmaterial ausgestattet sein. Mithilfe der Aufbaukappen kann bei Messungen frei in Luft die KERMA in Gewebe in guter Näherung durch Extrapolation nach verschwindender (effektiver) Wandstärke bestimmt werden. Bei der Extrapolation dürfen nur die Messpunkte solcher Wandstärken berücksichtigt werden, die größer sind als die höchste Protonenreichweite.

Die Sammelelektrode muss aus dem gleichen Material wie die Kammerwand bestehen. Eine einfache Bestimmung der effektiven Wanddicke der KAMMER wird möglich, wenn die Mittelelektrode innen hohl ausgebildet ist.

Die KAMMERN müssen mit einem Gaszuführungssystem ausgerüstet sein, das einen kontrollierten Gasdurchfluss durch das Messvolumen gestattet.

Besteht die Kammerwand aus leitendem Material und liegt sie auf dem Potential der Kammerspannung, dann müssen Vorkehrungen gegen Berührung sowie gegen elektrischen Kurzschluss bei Verwendung in einem Phantom getroffen werden.

5.2.2 KAMMERN mit hoher Neutronenempfindlichkeit

KAMMERN mit hoher Neutronenempfindlichkeit sind solche, deren Wand und Sammelelektrode aus gewebeäquivalentem Material bestehen, und deren Messvolumen mit einer gewebeäquivalenten Gasmischung gefüllt ist (siehe 7.1).

5.2.3 KAMMERN mit geringer Neutronenempfindlichkeit

KAMMERN mit geringer Neutronenempfindlichkeit sind solche, deren Wandmaterial und Füllgas einen möglichst niedrigen Wirkungsquerschnitt für Neutronenreaktionen jeder Art besitzen und insbesondere keinen Wasserstoff enthalten.

5.2.4 KAMMERN für spezielle Anwendungen

Als Monitorkammern oder als KAMMERN zur Messung des Aufbaueffekts durch SEKUNDÄRTEILCHEN werden flache Ausführungen verwendet, deren Elektroden planparallel zueinander angeordnet sind, und deren Abmessungen in Strahleneinfallsrichtung wesentlich kleiner sind als in der dazu senkrechten Richtung.

ANMERKUNG Näheres dazu siehe [36].

6 Methode zur Bestimmung der ENERGIEDOSIS mit IONISATIONSKAMMERN

6.1 Grundlagen

Wird eine IONISATIONSKAMMER in ein STRAHLUNGSFELD gebracht, so werden in der Kammerwand und im Gasvolumen geladene Teilchen erzeugt, die im Gasraum der KAMMER eine messbare Ladung freisetzen. Die ENERGIEDOSIS im Gas beträgt:

$$D_g = \frac{Q}{m} \cdot \frac{\overline{W}}{e} \quad (10)$$

Dabei ist

m die Masse des Gases;

Q die Ladung eines Vorzeichens;

e die Elementarladung und

$\overline{W}$ die mittlere Energie zur Freisetzung eines Ionenpaares (Mittelwert über alle geladenen Teilchen und Energien bei einer speziellen Gaszusammensetzung).

Der Anteil der geladenen Teilchen, der jeweils in der Kammerwand und im Gas erzeugt wird, hängt von Art und Energie der Primärstrahlung ab.

Dabei unterscheidet man zwei Grenzfälle:

- a) Gleichgewichtsbedingung, bei der alle im Gas erzeugten geladenen Teilchen nachgewiesen werden, der Gasraum also viel größer ist als die Reichweite der geladenen Teilchen;
- b) Hohlraumbedingung (Bragg-Gray-Bedingung), bei der alle geladenen Teilchen in der ausreichend dicken Kammerwand erzeugt werden, und die nur einen kleinen Teil ihrer Gesamtenergie im Gasraum abgeben.

Für praktische Anwendungen muss geprüft werden, welche der beiden Näherung für eine Gleichgewichtskammer (Gleichung (11)) oder für eine Hohlraumkammer (Gleichung (13)) verwendet werden kann.

6.2 Gewebeäquivalente IONISATIONSKAMMER

6.2.1 Allgemeines

Zur Dosimetrie gemischter Neutronen-/Photonenfelder ist international als Referenzgewebe ICRU-Muskelgewebe festgelegt. Daher werden zur Bestimmung der Gesamtdosis gewebeäquivalente KAMMERN verwendet, deren Wandmaterial und Gasfüllung dem Referenzgewebe bezüglich der atomaren Zusammensetzung möglichst nahe kommen. Besondere Bedeutung kommt dabei der genauen Einhaltung des Wasserstoffanteils zu (siehe 14.2).

6.2.2 Gleichgewichtskammer im reinen Neutronenstrahlungsfeld

Für eine KAMMER, für die in guter Näherung die Gleichgewichtsbedingung erfüllt ist (Gleichgewichtskammer), ergibt sich die Neutronendosis D_n in ICRU-Muskelgewebe (Index t) in einem reinen Neutronenstrahlungsfeld aus Gleichung (10):

$$D_n = \frac{K_t}{K_g} \cdot \frac{Q}{m} \cdot \frac{\overline{W}_n}{e} \quad (11)$$