

DIN 6814-3

ICS 01.040.11; 11.040.50

Ersatz für
DIN 6814-3:2001-01 und
DIN 6814-3
Berichtigung 1:2001-02

**Begriffe in der radiologischen Technik –
Teil 3: Dosimetrie**

Terms in the field of radiological technique –
Part 3: Dosimetry

Termes dans la technique radiologique –
Partie 3: Dosimétrie

Gesamtumfang 40 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Inhalt

	Seite
Vorwort	2
1 Anwendungsbereich	5
2 Allgemeine Dosisbegriffe	5
3 Dosisbegriffe zur Kennzeichnung von Strahlungsquellen	9
4 *Dosisbegriffe für den Strahlenschutz – Allgemeine Grundlagen	12
4.1 Der Begriff Äquivalentdosis	12
4.2 Der Einheitenname Sievert	12
5 *Dosisbegriffe für den Strahlenschutz – Körperbezogene Dosisbegriffe	12
6 Dosisbegriffe für den Strahlenschutz – Messgrößen	18
6.1 Mess-Äquivalentdosis und zugehörige Begriffe	18
6.2 Ortsdosis und zugehörige Begriffe	21
6.3 Personendosis und zugehörige Begriffe	23
6.4 Photonen-Äquivalentdosis und zugehörige Begriffe	25
Anhang A (informativ) Erläuterungen zu verschiedenen Begriffen	27
Literaturhinweise	34
Stichwortverzeichnis	36

Bilder

Bild 1 — Graphische Darstellung der Funktion (E) für Neutronen, nach ICRP 103 [4]	14
Bild 2 — Graphische Darstellung des Qualitätsfaktors Q für Neutronen als Funktion des linearen Energieübertragungsvermögens in Wasser, nach ICRP 60 [10]	18
Bild A.1 — Zusammenhang zwischen den Dosisbegriffen im Strahlenschutz	33

Tabellen

Tabelle 1a — Zahlenwerte des Strahlungs-Wichtungsfaktors w_R nach ICRP 103 [4]	13
Tabelle 1b — Zahlenwerte des Strahlungs-Wichtungsfaktors w_R nach ICRP 60 [10] und StrlSchV [2]	13
Tabelle 2a — Zahlenwerte des Gewebe-Wichtungsfaktors w_T nach ICRP 103 [4]	14
Tabelle 2b — Zahlenwerte des Gewebe-Wichtungsfaktors w_T nach ICRP 60 [10] und StrlSchV [2]	15
Tabelle 3 — Zahlenwerte des Qualitätsfaktors $Q(L)$ als Funktion des unbeschränkten linearen Energie-Übertragungsvermögens in Wasser, L (nach [12] und [13])	18
Tabelle A.1 — Bremsstrahlungsausbeute für Photonenstrahlung	29

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.

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Elemente dieses Dokuments Patentrechte berühren können. Das DIN [und/oder die DKE] sind nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren.

In der vorliegenden Neufassung von DIN 6814-3 bildet der ICRU-Bericht 85a [1] die Grundlage für die allgemeinen Dosisbegriffe.

Für die STRAHLUNGS-WICHTUNGSFAKTOREN w_R und GEWEBE-WICHTUNGSFAKTOREN w_T werden in dieser Ausgabe der Norm wie bisher die Werte nach der gegenwärtig gültigen Strahlenschutzverordnung [2] und Röntgenverordnung [3] angegeben sowie daneben auch die auf neueren strahlenbiologischen Erkenntnissen basierenden Werte nach den Empfehlungen in der Veröffentlichung 103 der Internationalen Strahlenschutzkommission [4].

Begriffe und Abschnitte, zu denen es Erläuterungen in Anhang A gibt, sind an der Benennung mit einem Stern (*) gekennzeichnet.

In Übereinstimmung mit dem Verfahren in Publikationen der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) sind Benennungen von Begriffen außer in den Überschriften der Begriffsdefinitionen in KAPITÄLCHEN gedruckt. Dadurch soll es dem Anwender der Norm erleichtert werden, die Zusammenhänge zwischen den Begriffen zu erkennen und zu nutzen. Im Stichwortverzeichnis ist die Herkunft der in Kapitälchen gedruckten Benennungen und der zugehörigen Begriffsdefinitionen angegeben.

Die Reihe DIN 6814, *Begriffe in der radiologischen Technik* besteht aus:

- Teil 1: Anwendungsgebiete
- Teil 2: Strahlungsphysik
- Teil 3: Dosimetrie
- Teil 4: Radioaktivität
- Teil 5: Strahlenschutz
- Teil 6: Diagnostische Anwendung von Röntgenstrahlung in der Medizin
- Teil 8: Strahlentherapie

Änderungen

Gegenüber DIN 6814-3:2001-01 und DIN 6814-3 Berichtigung 1:2001-02 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Die Norm wurde inhaltlich und redaktionell überarbeitet.
- b) Der Untertitel der Norm wurde von „Dosisgrößen und Dosiseinheiten“ in „Dosimetrie“ geändert.
- c) Der Begriff „physikalische Dosisverteilung“ wurde durch Begriff „räumliche Dosisverteilung“ ersetzt und in den Abschnitt 2 „Allgemeine Dosisbegriffe“ eingeordnet. Auch der Begriff „frei in Luft“ wurde in den Abschnitt 2 „Allgemeine Dosisbegriffe“ verlagert.
- d) Abschnitt 3 hat den Titel „Dosisbegriffe zur Kennzeichnung von Strahlungsquellen“ erhalten. Die in der Dosimetrie für die PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE als Kalibriergrößen von Strahlern wichtigen Begriffe „Kenn-Wasser-Energiedosisleistung“, „Kenn-Luftkermaleistung“ und „Luftkermastärke“ wurden in den Abschnitt 3 aufgenommen. Die in der PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE für Dosisberechnungen verwendete „Brachytherapie-Dosisleistungskonstante“ wurde in einer eigenen Begriffsnorm für die Dosimetrie in der PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE definiert.
- e) Die Dosisbegriffe für den Strahlenschutz wurden grundlegend überarbeitet. DIN 6814-03:2001-01, Abschnitt 5, wurde durch die Abschnitte 4 bis 6 ersetzt. Im Abschnitt 4 wird der allgemeine Begriff „Äquivalentdosis“, die mit einem strahlenbiologisch begründeten Wichtungsfaktor bewertete Energiedosis, als Oberbegriff aller im Strahlenschutz gebräuchlichen Dosisgrößen eingeführt. Abschnitt 5 ist den körperbezogenen Dosisbegriffen, der „Körper-Äquivalentdosis“ und den darin zusammenfassten Begriffen „Organ-Äquivalentdosis“ und „effektive Dosis“, gewidmet. Abschnitt 6 enthält die für die Orts- und Personendosimetrie verwendeten Messgrößen, deren Grundbegriff $H = Q \cdot D$ zur Unterscheidung von dem Oberbegriff „Äquivalentdosis“ als „Mess-Äquivalentdosis“ bezeichnet wird.
- f) Der Begriff „Körperdosis“ wurde durch den Begriff „Körper-Äquivalentdosis“ ersetzt und die „Organdosis“ aus DIN 6814-03:2001-01 in „Organ-Äquivalentdosis“ umbenannt.
- g) Die Begriffe „Folge-Organ-Äquivalentdosis“ sowie „effektive Folgedosis“ wurden aufgenommen.
- h) Im Anhang A wird der Zusammenhang zwischen den im Strahlenschutz gebräuchlichen Dosisbegriffen dargestellt. Die jetzt klarere Unterscheidung zwischen Körper- und Mess-Äquivalentdosisgrößen soll dem besseren Verständnis der Zusammenhänge zwischen den im Strahlenschutz gebräuchlichen Dosisgrößen dienen.

Frühere Ausgaben

DIN 6814: 1943-12, 1956-10
DIN 6814-3: 1972-06, 1985-12, 2001-01
DIN 6814-3 Berichtigung 1: 2001-02

1 Anwendungsbereich

Diese Norm gilt für die Dosimetrie im Rahmen der therapeutischen und diagnostischen Anwendungen IONISIERENDER STRAHLUNG sowie des STRAHLENSCHUTZES. Die Dosimetrie nicht-ionisierender Strahlungen gehört nicht zum Anwendungsbereich dieser Norm.

2 Allgemeine Dosisbegriffe

2.1

*auf ein Material übertragene Energie

ε

Summe E_{in} der Energien (ohne Ruheenergien) aller direkt und indirekt ionisierenden TEILCHEN, die in ein Volumen eines anzugebenden Materials eintreten, vermindert um die Summe E_{ex} der Energien (ohne Ruheenergien) aller direkt und indirekt ionisierenden TEILCHEN, die aus dem Volumen austreten, vermehrt um die Summe $\sum Q$ der Reaktions- und Umwandlungsenergien aller Kern- und Elementarteilchenprozesse, die in diesem Volumen stattfinden

$$\varepsilon = E_{\text{in}} - E_{\text{ex}} + \sum Q$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Diese Definition enthält alle Möglichkeiten der Energieübertragung durch ionisierende TEILCHEN wie IONISATION, Anregung oder Änderung von Bindungsenergien in Molekülen oder Kristallgittern. Der Begriff „TEILCHEN“ umfasst KORPUSKELN (TEILCHEN mit Ruhemasse) und PHOTONEN (TEILCHEN ohne Ruhemasse). DIREKT und INDIREKT IONISIERENDE STRAHLUNG siehe DIN 6814-2 [5]. Ist Q größer null, so liegt ein exothermer Prozess vor.

Anmerkung 2 zum Begriff: ε ist eine stochastische Größe, d.h. eine Größe, deren Wert zufallsbedingten Schwankungen unterliegt. Der für eine große Anzahl beteiligter TEILCHEN gültige Mittelwert $\bar{\varepsilon}$ ist eine nicht-stochastische Größe. Für diese gilt die Beziehung $\bar{\varepsilon} = \bar{E}_{\text{in}} - \bar{E}_{\text{ex}} + \sum Q$, wobei $\bar{E}_{\text{in}}$ und $\bar{E}_{\text{ex}}$ die Mittelwerte der Energien (ohne Ruheenergien) der in ein Volumen eines anzugebenden Materials eintretenden bzw. aus ihm austretenden direkt und indirekt ionisierenden TEILCHEN und $\sum Q$ den zugehörigen Mittelwert der Summe der Reaktions- und Umwandlungsenergien aller Kern- und Elementarteilchenprozesse in diesem Volumen darstellen.

Anmerkung 3 zum Begriff: Der Mittelwert der „AUF EIN MATERIAL ÜBERTRAGENE ENERGIE“ ist identisch mit dem häufig gebrauchten Begriff „integrale ENERGIEDOSIS“ oder „Integraldosis“ $\bar{\varepsilon} = \int D dm$ (D siehe 2.2). Beispiel: auf ein GEWEBE, ein ORGAN, ein Körperteil oder den gesamten Körper übertragene Energie.

2.2

Energiedosis

D

Differentialquotient aus der mittleren Energie $d\bar{\varepsilon}$, die durch IONISIERENDE STRAHLUNG auf ein Material in einem Volumenelement dV übertragen wird, und der Masse dm des Materials mit der Dichte ρ in diesem Volumenelement

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{d\bar{\varepsilon}}{dV}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der ENERGIEDOSIS ist J/kg mit dem Namen „Gray“ und dem Einheitenzeichen Gy; es gilt:

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

Anmerkung 2 zum Begriff: Die ENERGIEDOSIS ist eine nicht-stochastische Größe.

Anmerkung 3 zum Begriff: Die Angabe einer ENERGIEDOSIS schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von dm , ein. Beispiele: WASSER-ENERGIEDOSIS D_{W} , LUFT-ENERGIEDOSIS D_{a} (Index „a“ für „air“). In der STRAHLEN-THERAPIE wird in der Regel die WASSER-ENERGIEDOSIS D_{W} verwendet.

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

und Umgebungsmaterial genannt. Beispiel: WASSER-ENERGIEDOSIS an einem Punkt in einem gewebeäquivalenten PHANTOM.

Anmerkung 5 zum Begriff: Der Quotient $z = \Delta\varepsilon/\Delta m$ wird als „spezifische Energie“ bezeichnet. Sie ist eine stochastische Größe, d. h. eine Größe, deren Wert zufallsbedingten Schwankungen unterliegt. Die Werteverteilung von z bei wiederholten Ermittlungen unter identischen Bestrahlungsbedingungen wird durch eine Verteilungsfunktion beschrieben. Der Mittelwert der z -Werte stellt eine Schätzung des Erwartungswertes $\langle z \rangle$ dar, der sich als Mittelwert der Verteilung bei unendlich vielen Messungen ergeben würde. Es gilt der Zusammenhang:

$$D = \lim_{\Delta m \rightarrow 0} \langle z \rangle$$

Durch diesen Zusammenhang wird der in diesem Abschnitt verwendete Differentialquotient näher erläutert. Entsprechendes gilt für die als Differentialquotienten definierten Begriffe KERMA und IONENDOSIS.

2.3

Energiedosisleistung

$\dot{D}$

Differentialquotient aus der ENERGIEDOSIS dD und dem Zeitintervall dt , in dem die ENERGIEDOSIS dD erzeugt wird

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der ENERGIEDOSISLEISTUNG ist „Gray durch Sekunde“ mit dem Einheitenzeichen Gy/s; es gilt:

$$1 \frac{\text{Gy}}{\text{s}} = 1 \frac{\text{W}}{\text{kg}}$$

Weitere Einheiten der ENERGIEDOSISLEISTUNG sind „Gray durch Minute“ (Gy/min) und „Gray durch Stunde“ (Gy/h).

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Anmerkungen 3 bis 5 von 2.2 gelten sinngemäß.

2.4

*Kerma

K

Differentialquotient aus der Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien dE_{tr} aller geladenen TEILCHEN, die im Mittel von INDIREKT 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 Relased 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: Man spricht auch von der STÖßKERMA $K_{m, \text{coll}} = K_m (1 - g_m)$ und der STRAHLUNGSKERMA $K_{m, \text{rad}} = K_m g_m$; dabei bezeichnet der Index m das Bezugsmaterial und g den Bruchteil der Summe der im Bezugsmaterial auf SEKUNDÄRELEKTRONEN übertragenen kinetischen Anfangsenergien, der in diesem Material in BREMSSTRAHLUNG umgesetzt wird (s. Tabelle A.1). Beispielsweise beträgt die STÖß-LUFTKERMA $K_{a, \text{coll}} = K_a (1 - g_a)$, siehe Anhänge zu 2.4 und 2.6. Die Summe aus STÖß- und STRAHLUNGSKERMA kann zur Verdeutlichung als GESAMTKERMA bezeichnet werden.

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

2.5

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.

2.6

*Ionendosis

J

Differentialquotient aus dem Betrag der elektrischen Ladung der Ionen eines Vorzeichens dQ , die in einem mit Luft gefüllten Volumenelement dV durch IONISIERENDE STRAHLUNG unmittelbar oder mittelbar gebildet werden, und der Masse dm_a dieses Volumenelementes der Luft mit der Dichte ρ_a

$$J = \frac{dQ}{dm_a} = \frac{1}{\rho_a} \cdot \frac{dQ}{dV}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der IONENDOSIS ist „Coulomb durch Kilogramm“ (Einheitenzeichen C/kg).

Anmerkung 2 zum Begriff: Die praktische Bedeutung der früher in der Dosimetrie häufig verwendeten Größen IONENDOSIS und STANDARD-IONENDOSIS ist stark zurückgegangen. An ihre Stelle sind die Größen ENERGIEDOSIS und KERMA getreten.

Anmerkung 3 zum Begriff: Unter Luft ist trockene Luft zu verstehen.

Anmerkung 4 zum Begriff: Die STANDARD-IONENDOSIS J_s an einem Punkt in einem beliebigen Material ist diejenige IONENDOSIS, die von der dort vorhandenen PHOTONENSTRAHLUNG gegebener SPEKTRALER TEILCHENFLUSSDICHTEN bei SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT in Luft erzeugt würde.

Anmerkung 5 zum Begriff: Die STANDARD-IONENDOSIS J_s hat wegen der in der Definition enthaltenen Bedingung des SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHTS in Luft stets die gleichen Zahlenwerte wie die von der ICRU [1] festgelegte Größe „exposure“. Beide Größen sind auf Photonenfelder in beliebigen Materialien anwendbar, z. B. spricht man von der „exposure in free space“ oder von der „exposure at a point inside a material different from air“. Man stellt sich hierbei vor, dass eine kleine Luftmenge an den interessierenden Ort innerhalb des Materials gebracht wird. Die Bedingungen, unter denen die STANDARD-IONENDOSIS ermittelt wird, müssen daher eindeutig gekennzeichnet werden.

Anmerkung 6 zum Begriff: Die HOHLRAUM-IONENDOSIS J_c ist die in einem luftgefüllten, von beliebigem Material umgebenen Hohlraum unter BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN erzeugte IONENDOSIS.

Anmerkung 7 zum Begriff: Die IONENDOSIS ist ausschließlich für das Material Luft definiert; deshalb entfällt die Angabe eines Bezugsmaterials.

2.7

Ionendosisleistung**j**

Differentialquotient aus der IONENDOSIS dJ und dem Zeitintervall dt , in dem die IONENDOSIS dJ erzeugt wird

$$j = \frac{dJ}{dt}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der IONENDOSISLEISTUNG ist „Ampere durch Kilogramm“ (Einheitenzeichen A/kg).

2.8

***Sekundärelektronengleichgewicht**

idealisierte Zustand des STRAHLUNGSFELDES einer PHOTONENSTRAHLUNG an einem Punkt innerhalb eines Materials

Anmerkung 1 zum Begriff: SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT besteht dann, wenn die in einem kleinen Volumenelement von PHOTONEN an SEKUNDÄRELEKTRONEN abgegebene Energie, soweit sie von diesen aus dem Volumenelement heraus transportiert und nicht danach in BREMSSTRAHLUNG umgewandelt wird, gleich der von SEKUNDÄRELEKTRONEN in das Volumenelement hineintransportierten und darin verbleibenden Energie ist.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die ENERGIEDOSIS ergibt sich nach 2.2 aus einer Bilanz der in ein Volumenelement hinein- und aus ihm heraus-transportierten Energien von Photonen und Elektronen. Bei SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT stehen die in zwei verschiedenen Stoffen bei gleicher SPEKTRALER TEILCHENFLUSSDICHTEN der PHOTONEN erzeugten ENERGIEDOSEN entsprechend dieser Bilanz im Verhältnis der MASSEN-ENERGIEABSORPTIONSKOEFFIZIENTEN.

Anmerkung 3 zum Begriff: Bei SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT an einem Punkt in einem Material ist die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN der SEKUNDÄRELEKTRONEN an diesem Punkt gleich derjenigen, die dort vorhanden wäre, wenn in diesem Material bis zu Entfernungen gleich der maximalen Reichweite der SEKUNDÄRELEKTRONEN die gleiche SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN der Photonen wie am interessierenden Punkt bestünde.

Anmerkung 4 zum Begriff: Der Begriff SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT lässt sich auch auf andere PRIMÄRSTRAHLUNGSARTEN und andere SEKUNDÄRTEILCHEN erweitern; in diesem Fall spricht man von SEKUNDÄRTEILCHENGLEICHGEWICHT. Beispiel ist das Rückstoßprotonen-Gleichgewicht in einem Neutronenstrahlungsfeld.

2.9

***Bragg-Gray-Bedingungen**

idealisierte Zustand des STRAHLUNGSFELDES einer PHOTONEN- oder ELEKTRONENSTRAHLUNG in einem Hohlraum innerhalb eines Materials A, der mit einem Material B gefüllt ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Dieser Zustand besteht dann, wenn

- a) die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN der den Hohlraum durchlaufenden Elektronen der ersten Generation sowie ihre Richtungsverteilung durch den mit dem Material B gefüllten Hohlraum nicht verändert wird,
- b) die Energie, die von den im Material B durch PHOTONEN ausgelösten SEKUNDÄRELEKTRONEN auf dieses Material übertragen wird, im Verhältnis zu der insgesamt auf das Material B ÜBERTRAGENEN ENERGIE verschwindend klein ist,
- c) die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTEN der Elektronen aller Generationen innerhalb des Materials B ortsunabhängig ist.

Anmerkung 2 zum Begriff: Diese Bedingungen bedeuten, dass die am interessierenden Punkt im Material B erzeugte ENERGIEDOSIS allein durch die Energiebilanz der in das Material B ein- und aus ihm austretenden ELEKTRONENSTRAHLUNG der ersten Generation bestimmt wird. (Bei PHOTONENSTRAHLUNG sind dies die Photoelektronen, Comptonelektronen und Elektron-Positron-Paare. Die von ihnen durch Elektron-Elektron-Streuung erzeugten SEKUNDÄRELEKTRONEN werden als Elektronen der zweiten Generation bezeichnet.) Aus diesem Grund stehen die in den Materialien A und B erzeugten ENERGIEDOSEN unter BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN im Verhältnis der MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN der Elektronen der ersten Generation. Bei ELEKTRONENSTRAHLUNG entfällt Bedingung b).

2.10

frei in Luft

in Luftumgebung unter Ausschaltung der vermeidbaren STREUSTRAHLUNG und der Änderung des STRAHLUNGSFELDES durch den Detektor

Anmerkung 1 zum Begriff: Der Begriff dient zur Beschreibung einer Messanordnung, z. B. zur Bestimmung der KENNDOSISLEISTUNG $\dot{K}_{a,100}$ oder der EINFALLSDOSIS in der Röntgendiagnostik.

Anmerkung 2 zum Begriff: Als unvermeidbar gilt die aus der STRAHLUNGSQUELLE und aus der Luft stammende STREUSTRAHLUNG. STREUSTRAHLUNG von den Raumwänden und von der Messanordnung gilt grundsätzlich als vermeidbar. Im Einzelfall ist zu prüfen, ob deren Auswirkung vernachlässigbar ist.

2.11

räumliche Dosisverteilung

Zuordnung von Werten einer Dosisgröße zu Punkten im STRAHLUNGSFELD

3 Dosisbegriffe zur Kennzeichnung von Strahlungsquellen

3.1

Kenndosisleistung

$\dot{K}_{a,100}$

<Röntgendiagnostik> LUFTKERMALEISTUNG FREI IN LUFT in 100 cm Abstand vom FOKUS auf dem ZENTRALSTRAHL

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der KENNDOSISLEISTUNG ist „Gray durch Sekunde“ (Gy/s); (siehe auch Anmerkung 1 zu 2.3).

Anmerkung 2 zum Begriff: In der KENNDOSISLEISTUNG $\dot{K}_{a,100}$ ist der Einfluss der SCHWÄCHUNG und STREUUNG der STRAHLUNG im STRAHLER und in Luft enthalten.

3.2

Kenndosisleistung

$\dot{D}_{w,100}$

<Teletherapie> Maximalwert der WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG, gemessen auf dem ZENTRALSTRAHL in einem quasi-halbunendlichen Wasser- oder wasseräquivalenten PHANTOM bei 100 cm Fokus-Messort-Abstand und einer GEOMETRISCHEN FELDGRÖÖE von 10 cm × 10 cm in 100 cm Fokus-Abstand

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der KENNDOSISLEISTUNG ist „Gray durch Sekunde“ (Gy/s); (siehe auch Anmerkung 1 zu 2.3).

Anmerkung 2 zum Begriff: Der Abstand zwischen dem FOKUS und der Phantomoberfläche wird so gewählt, dass sich am Messort die höchstmögliche ENERGIEDOSISLEISTUNG ergibt. Die Phantomgröße wird so gewählt, dass eine weitere Vergrößerung des PHANTOMS den Messwert $\dot{D}_{w,100}$ nicht mehr verändert.

Anmerkung 3 zum Begriff: Bei GAMMABESTRAHLUNGS-EINRICHTUNGEN wird die KENNDOSISLEISTUNG für den Fokus-Messort-Abstand von 80 cm angegeben.

Anmerkung 4 zum Begriff: Bei RÖNTGEN-OBERFLÄCHENTHERAPIEEINRICHTUNGEN ist es zweckmäßig, eine ENERGIEDOSISLEISTUNG in kleinerem Abstand als 100 cm und bei kleinerer GEOMETRISCHER FELDGRÖÖE als 10 cm × 10 cm als KENNDOSISLEISTUNG und RÖHRENSTROM zu benutzen. Die Angabe der KENNDOSISLEISTUNG wird in diesem Fall durch die BEZUGSBEDINGUNGEN ergänzt.

Anmerkung 5 zum Begriff: Eine wichtige Kenngröße einer Röntgen-Bestrahlungseinrichtung ist der Quotient aus der KENNDOSISLEISTUNG und dem RÖNTGENRÖHRENSTROM.

3.3 Kenndosisleistung

$\dot{D}_{M,100}$

<Neutronenbestrahlungseinrichtungen> Maximalwert der Summe der auf ICRU-Muskelgewebe bezogenen ENERGIEDOSISLEISTUNGEN für NEUTRONENSTRAHLUNG und begleitende PHOTONENSTRAHLUNG, gemessen auf dem ZENTRALSTRAHL in einem QUASI-HALBUNENDLICHEN weichteilgewebeäquivalenten PHANTOM bei 100 cm Fokus-Messort-Abstand und einer GEOMETRISCHEN FELDDGRÖÖE von 10 cm × 10 cm in 100 cm Fokus-Abstand

Anmerkung 1 zum Begriff: Zusätzlich wird für den gleichen Messort die auf ICRU-Muskelgewebe bezogene ENERGIEDOSISLEISTUNG der begleitenden PHOTONENSTRAHLUNG angegeben

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Einheit der KENNDOSISLEISTUNG ist „Gray durch Sekunde“ (Gy/s); (siehe auch Anmerkung 1 zum Begriff ENERGIEDOSISLEISTUNG).

Anmerkung 3 zum Begriff: Zusammensetzung von Muskelgewebe nach ICRU-Bericht 45 [6].

3.4

Kenn-Wasser-Energiedosisleistung

$\dot{D}_{W,1}$

<PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE> WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG in Wasser an einem Punkt in der STRAHLER-TRANSVERSALEBENE im Abstand $r=1$ cm vom STRAHLER-MITTELPUNKT

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der KENN-WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG ist „Gray durch Sekunde“ (Gy/s). In der Praxis werden auch mGy/h und μ Gy/h verwendet.

Anmerkung 2 zum Begriff: Der Begriff KENN-WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG dient in der PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE zur Kennzeichnung der QUELLSTÄRKE eines STRAHLERS und wird als STRAHLER-KALIBRIERGRÖÖE verwendet.

Anmerkung 3 zum Begriff: Die Einflüsse der SCHWÄCHUNG und STREUUNG der STRAHLUNG im STRAHLER und im Medium sind in der KENN-WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG enthalten.

3.5

Kenn-Luftkermaleistung

$\dot{K}_{\delta,100}$

<PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE> LUFTKERMALEISTUNG im Vakuum an einem Punkt auf der STRAHLER-TRANSVERSALEBENE im Abstand $d_0 = 100$ cm vom STRAHLER-MITTELPUNKT, erzeugt durch PHOTONEN mit Energien größer als die ABSCHNEIDEENERGIE δ

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der KENN-LUFTKERMALEISTUNG ist „Gray durch Sekunde“ (Gy/s). In der Praxis werden auch die Einheiten mGy/h und μ Gy/h verwendet.

Anmerkung 2 zum Begriff: Der Begriff KENN-LUFTKERMALEISTUNG dient in der PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE zur Kennzeichnung der QUELLSTÄRKE eines STRAHLERS und wird als STRAHLER-KALIBRIERGRÖÖE verwendet.

Anmerkung 3 zum Begriff: Der Einfluss der SCHWÄCHUNG der PRIMÄRSTRAHLUNG und der STREUUNG im STRAHLER ist in der KENN-LUFTKERMALEISTUNG enthalten. Mit der Formulierung „im Vakuum“ ist gemeint, dass die Einflüsse der SCHWÄCHUNG der STRAHLUNG in der STRAHLERFÜHRUNG und in Luft sowie der Rückstreuung von Wand, Boden und Geräten durch Korrekturen kompensiert werden.

3.6

Luftkerma-Stärke

S_K

<PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE> Produkt aus der in der STRAHLER-TRANSVERSALEBENE) im Abstand d vom STRAHLER-MITTELPUNKT durch PHOTONEN mit Energien oberhalb der ABSCHNEIDEENERGIE δ erzeugten LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta}(d)$ im Vakuum und dem Faktor d^2

$$S_K = \dot{K}_{\delta}(d) \cdot d^2$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der LUFTKERMA-STÄRKE ist „Gray-Quadratmeter durch Sekunde“ ($\text{Gy} \cdot \text{m}^2/\text{s}$). In der Praxis wird oft die Einheit $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2/\text{h}$ verwendet. Für $1 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2/\text{h} = 1 \text{cGy} \cdot \text{cm}^2/\text{h}$ ist auch das Symbol U im Gebrauch.

Anmerkung 2 zum Begriff: Der Begriff LUFTKERMA-STÄRKE dient in der PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE zur Kennzeichnung der QUELLSTÄRKE eines STRAHLERS und wird als STRAHLER-KALIBRIERGRÖÖE verwendet

Anmerkung 3 zum Begriff: Mit der Formulierung „im Vakuum“ ist gemeint, dass die Einflüsse der SCHWÄCHUNG der STRAHLUNG in der STRAHLERFÜHRUNG und in Luft sowie der Rückstreuung von Wand, Boden und Geräten durch Korrekturen kompensiert werden.

Anmerkung 4 zum Begriff: Der Messortabstand d wird groß im Verhältnis zu der größten Linearabmessung des STRAHLERS gewählt, so dass sich in sehr guter Näherung ein vom Abstand d unabhängiges Produkt $\dot{K}_s(d) \cdot d^2$ ergibt.

3.7

Dosisleistungskonstante

$\Gamma_{\dot{H}^*}$

<STRAHLENSCHUTZ> Quotient aus dem Produkt $\dot{H}^*(10) \cdot r^2$ und der AKTIVITÄT A eines PHOTONEN emittierenden RADIONUKLIDS; dabei ist $\dot{H}^*(10)$ die UMGEBUNGS-ÄQUIVALENTDOSISLEISTUNG, die durch PHOTONEN im Abstand r von einer punktförmigen STRAHLUNGSQUELLE der AKTIVITÄT A erzeugt würde, wenn die STRAHLUNG weder in der Quelle noch in einem anderen Material absorbiert oder gestreut würde

$$\Gamma_{\dot{H}^*} = \frac{\dot{H}^*(10) \cdot r^2}{A}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der DOSISLEISTUNGSKONSTANTE $\Gamma_{\dot{H}^*}$ ist „Sievert-Quadratmeter durch Becquerel-Sekunde“ ($\text{Sv m}^2 \text{s}^{-1} \text{Bq}^{-1}$). Vielfach wird die Einheit $\text{mSv m}^2 \text{h}^{-1} \text{GBq}^{-1}$ benutzt. Zur Einheit Sievert siehe 4.2.

3.8

Dosisflächenprodukt

P_F

Flächenintegral der LUFTKERMA K_a über eine Schnittebene E durch das STRAHLENFELD

$$P_F = \int_E K_a dA$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit des DOSISFLÄCHENPRODUKTS ist „Gray-Quadratmeter“ (Gy m^2).

Anmerkung 2 zum Begriff: Das DOSISFLÄCHENPRODUKT dient in der Röntgendiagnostik zur Kontrolle der STRAHLEN-EXPOSITION von Patienten.

3.9

Dosisflächenprodukt-Leistung

$\dot{P}_F$

Differentialquotient aus dem DOSISFLÄCHENPRODUKT dP_F und dem Zeitintervall dt , in dem das DOSIS-FLÄCHENPRODUKT dP_F erzeugt wird

$$\dot{P}_F = \frac{dP_F}{dt}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit der DOSISFLÄCHENPRODUKT-LEISTUNG ist „Gray-Quadratmeter durch Sekunde“ ($\text{Gy m}^2 \text{s}^{-1}$).

3.10

Dosislängenprodukt P_L

Linienintegral der LUFTKERMA K_a längs der Systemachse des Computertomographen (Z-Achse)

$$P_L = \int_Z K_a ds$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit des DOSISLÄNGENPRODUKTS ist „Gray-Meter“ (Gy m).

Anmerkung 2 zum Begriff: Das DOSISLÄNGENPRODUKT wird als Messgröße zur Ermittlung der STRAHLENEXPOSITION des Patienten bei der Computertomographie verwendet. Man unterscheidet zwischen dem DOSISLÄNGENPRODUKT bei einer Strahlerrotation, bei einer sequentiellen CT-Serie und bei einem Spiral-CT-Scan (siehe DIN 6809-3 [9]).

4 *Dosisbegriffe für den Strahlenschutz – Allgemeine Grundlagen

4.1 Der Begriff Äquivalentdosis

ICRP und ICRU haben für Strahlenschutzzwecke *Wichtungsfaktoren* festgesetzt, welche es erlauben, die unterschiedliche biologische Wirksamkeit verschiedener STRAHLUNGSARTEN und -ENERGIEN und die unterschiedliche Strahlungsempfindlichkeit der verschiedenen Körperorgane und -gewebe bereits in der Dosisangabe zu berücksichtigen. Diese festgelegten und strahlenbiologisch begründeten Wichtungsfaktoren w_R , w_T und Q sind in 5.1, 5.2 und 6.1.1 beschrieben. Dementsprechend hat der im STRAHLENSCHUTZ verwendete Dosisbegriff „Äquivalentdosis“ die allgemeine Bedeutung eines *Produktes aus einer ENERGIEDOSIS und einem oder mehreren Wichtungsfaktoren*. Von dem Begriff „Äquivalentdosis“ wird sowohl bei den von der ICRP definierten, *auf den Körper bezogenen Dosisgrößen* (siehe Abschnitt 5) als auch bei den von der ICRU definierten *Messgrößen* der ORTS- und Personendosimetrie (siehe Abschnitt 6) Gebrauch gemacht.

4.2 Der Einheitenname Sievert

Die im STRAHLENSCHUTZ verwendeten Wichtungsfaktoren w_R , w_T und Q haben die Dimension Eins, d. h. sie sind reine Zahlenwerte. Als Produkt aus einer ENERGIEDOSIS und einem oder mehreren Wichtungsfaktoren hat daher die Äquivalentdosis die gleiche physikalische Einheit (SI-Einheit) wie die ENERGIEDOSIS, das Joule/Kilogramm (J/kg). Die Einheit der ENERGIEDOSIS hat den speziellen Namen Gray (Gy). Um eine einfache Unterscheidung zur ENERGIEDOSIS zu ermöglichen, wurde von der ICRU für die Äquivalentdosis der spezielle Einheitenname Sievert (Sv) eingeführt. Es gilt $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ und $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$.

BEISPIEL Wird die ENERGIEDOSIS 1 mGy mit einem Wichtungsfaktor $w_R = 20$ multipliziert, so ergibt sich die Äquivalentdosis 20 mSv.

5 *Dosisbegriffe für den Strahlenschutz – Körperbezogene Dosisbegriffe

5.1

Strahlungs-Wichtungsfaktor w_R

Wichtungsfaktor zur Berücksichtigung der unterschiedlichen biologischen Wirksamkeit verschiedener STRAHLUNGSARTEN und -ENERGIEN bei der Ermittlung der ORGAN-ÄQUIVALENTDOSIS

Anmerkung 1 zum Begriff: Der STRAHLUNGS-WICHTUNGSFAKTOR hat die Dimension Eins. Zahlenwerte ergeben sich aus dem Stand der Wissenschaft, sie basieren auf Empfehlungen der ICRP. Zahlenwerte nach ICRP 103 [4] sind in Tabelle 1a sowie nach ICRP 60 [10] und derzeit gültiger StrlSchV [2] in Tabelle 1b enthalten.