

Begriffe in der radiologischen Technik

Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten

DIN
6814-3

ICS 01.040.11; 01.040.17; 11.040.50; 17.240

Ersatz für
DIN 6814-3:1985-12Terms in the field of radiological technique –
Part 3: Dose quantities and unitsNotations dans la technique radiologique –
Partie 3: Quantités et unités de la dosimétrie**Inhalt**

	Seite
Vorwort	2
Änderungen	2
1 Anwendungsbereich	3
2 Normative Verweisungen	3
3 Allgemeine Dosisbegriffe	3
3.1 Auf ein Material übertragene Energie ϵ	3
3.2 Energiedosis und Energiedosisleistung	3
3.3 Kerma und Kermaleistung	4
3.4 Ionendosis und Ionendosisleistung	5
3.5 Sekundärelektronengleichgewicht	5
3.6 Bragg-Gray-Bedingungen	6
4 Dosisbegriffe zur Kennzeichnung von Strahlungsquellen und Strahlungsfeldern	6
4.1 Kennndosisleistung	6
4.2 Dosisleistungskonstante	7
4.3 Dosisflächenprodukt und Dosisflächenproduktleistung	7
4.4 Dosislängenprodukt P_L	8
4.5 Physikalische Dosisverteilung	8
5 Dosisbegriffe für den Strahlenschutz	8
5.1 Gliederung	8
5.2 Äquivalentdosis und zugehörige Begriffe	8
5.3 Ortsdosis und Ortsdosisleistung	10
5.4 Messgrößen der Ortsdosimetrie	10
5.5 Personendosis und Personendosisleistung	11
5.6 Messgrößen der Personendosimetrie	12
5.7 Photonen-Äquivalentdosis und Photonen-Äquivalentdosisleistung	12
5.8 Körperdosis	13
5.9 Organdosis $H_{T,R}$ und H_T	13
5.10 Effektive Dosis E	14
Anhang A (informativ)	15
Erläuterungen zu verschiedenen Abschnitten	15
Literaturhinweise	22
Stichwortverzeichnis	23

Fortsetzung Seite 2 bis 27

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

Vorwort

Diese Norm wurde vom Normenausschuss Radiologie im DIN Deutsches Institut für Normung e.V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, dem Fachverband für Strahlenschutz, der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin, der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie und der Gesellschaft für Biologische Strahlungsforschung erarbeitet.

Grundlage für die allgemeinen Dosisbegriffe ist in der vorliegenden Neufassung von DIN 6814-3 der ICRU-Bericht 60 [9]. Die Dosisbegriffe zur Kennzeichnung von Strahlungsquellen und Strahlungsfeldern wurden gegenüber der Ausgabe DIN 6814-3:1985-12 durch das Dosislängenprodukt und die physikalische Dosisverteilung ergänzt. Die Dosisbegriffe für den Strahlenschutz sind seit 1976 in internationaler Zusammenarbeit weiterentwickelt worden (ICRP-Veröffentlichung 26 [1], ICRU-Berichte 39 [5], 43 [6], 47 [7] und Richtlinien der Europäischen Gemeinschaften [10]). Zum Teil haben sie bereits vor 1990 Eingang in das Strahlenschutzrecht der Bundesrepublik Deutschland gefunden (Strahlenschutzverordnung [12] und Röntgenverordnung [13]). Vorschläge für eine aktualisierte deutschsprachige Fassung dieser Begriffe nach dem Stand von ICRP-Veröffentlichung 60 [2], ICRU-Bericht 51 [8] und Richtlinien der Europäischen Gemeinschaften [11] wurden als DIN 6814-3/A1, DIN 6814-3/A2 und DIN 6814-3 vorgelegt. In der vorliegenden Neufassung von DIN 6814-3 wird mit den übergeordneten Begriffen Äquivalentdosis (für Strahlenschutzmessungen) und Körperdosis (für die Festlegung von Dosisgrenzwerten und Schutzmaßnahmen) dieser internationalen Entwicklung Rechnung getragen. In zeitlicher Abstimmung mit der Novellierung der Strahlenschutzverordnung und der Röntgenverordnung tritt die vorliegende Norm im Jahre 2000 in Kraft.

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 angegeben.

Änderungen

Gegenüber DIN 6814-3:1985-12 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Die Norm wurde inhaltlich und redaktionell überarbeitet.
- b) Dosisbegriffe zur Kennzeichnung von Strahlungsquellen und -feldern sowie Dosisbegriffe für den Strahlenschutz wurden ergänzt.

Frühere Ausgaben

DIN 6814: 1943-12, 1956-10
DIN 6814-3: 1972-06, 1985-12

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 Normative Verweisungen

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

DIN 6814-2, *Begriffe in der radiologischen Technik – Strahlungsphysik.*

DIN 6814-4, *Begriffe in der radiologischen Technik – Radioaktivität.*

DIN 6814-5, *Begriffe in der radiologischen Technik – Strahlenschutz.*

DIN 6814-8, *Begriffe in der radiologischen Technik – Strahlentherapie.*

3 Allgemeine Dosisbegriffe

3.1 Auf ein Material übertragene Energie ε

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

$$\varepsilon = R_{\text{in}} - R_{\text{ex}} + \Sigma Q \quad (1)$$

ANMERKUNG 1 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.

ANMERKUNG 2 Der Begriff „auf ein Material übertragene Energie“ ist identisch mit dem häufig gebrauchten Begriff „integrale Energiedosis“ oder „INTEGRALDOSIS“ $\bar{\varepsilon} = \int D \, dm$ (D siehe 3.2.1). Beispiel: auf ein Gewebe, ein Organ, ein Körperteil oder den gesamten Körper übertragene Energie.

3.2 Energiedosis und Energiedosisleistung

3.2.1 Energiedosis D

Differentialquotient $d\bar{\varepsilon}$ durch dm ; dabei ist $d\bar{\varepsilon}$ die mittlere Energie, die durch IONISIERENDE STRAHLUNG auf das Material in einem Volumenelement dV übertragen wird, und $dm = \rho dV$ die Masse des Materials mit der Dichte ρ in diesem Volumenelement:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} = \frac{1}{\rho} \times \frac{d\bar{\varepsilon}}{dV} \quad (2)$$

Einheit der ENERGIEDOSIS: „Gray“ (Einheitenzeichen Gy)

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (3)$$

ANMERKUNG 1 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 STRAHLENTHERAPIE wird in der Regel die Wasser-Energiedosis D_{W} verwendet.

ANMERKUNG 2 Ist ein Dosimeter zur Messung der ENERGIEDOSIS für ein bestimmtes Bezugsmaterial kalibriert und wird es in einem davon verschiedenen Umgebungsmaterial verwendet, so werden Bezugs- und Umgebungsmaterial genannt. Beispiel: Wasser-Energiedosis an einem Punkt in einem gewebeäquivalenten Phantom.

ANMERKUNG 3 Der Quotient $z = \Delta\varepsilon/\Delta m$ wird als „spezifische Energie“ bezeichnet. Sie ist eine stochastische Größe, d. h. eine Größe, deren Wert im Einzelfall zufallsbedingten örtlichen und zeitlichen Schwankungen unterliegt. Bei wiederholten Messungen von $\Delta\varepsilon$ in einer kleinen Masse Δm wird die Werteverteilung von z 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

$$D = \lim_{\Delta m \rightarrow 0} \langle z \rangle \quad (4)$$

D ist eine nicht-stochastische Größe. Durch diesen Zusammenhang wird der in diesem Abschnitt verwendete Differentialquotient näher erläutert. Entsprechendes gilt für die als Differentialquotienten definierten Begriffe KERMA und IONENDOSIS.

3.2.2 Energiedosisleistung $\dot{D}$

Differentialquotient dD durch dt ; dabei ist dD die ENERGIEDOSIS, die in der Zeit dt erzeugt wird:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (5)$$

Einheit der ENERGIEDOSISLEISTUNG: „Gray durch Sekunde“ (Einheitenzeichen Gy/s)

$$1 \frac{\text{Gy}}{\text{s}} = 1 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \quad (6)$$

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

Anmerkung Die Anmerkungen 1 bis 3 von 3.2.1 gelten sinngemäß.

3.3 Kerma und Kermaleistung

3.3.1 Kerma K

Differentialquotient dE_{tr} durch dm ; dabei ist dE_{tr} die Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladenen TEILCHEN, die von INDIRECT IONISIERENDER STRAHLUNG aus dem Material in einem Volumenelement dV freigesetzt werden, und $dm = \rho dV$ die Masse des Materials mit der Dichte ρ in diesem Volumenelement:

$$K = \frac{dE_{\text{tr}}}{dm} = \frac{1}{\rho} \times \frac{dE_{\text{tr}}}{dV} \quad (7)$$

Einheit der KERMA: „Gray“ (Einheitenzeichen Gy)

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (8)$$

ANMERKUNG 1 Die KERMA ist eine Dosisgröße. Das Wort „KERMA“ ist aus den Anfangsbuchstaben von „Kinetic energy released per unit mass“ abgeleitet.

ANMERKUNG 2 Die Angabe einer KERMA schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von dm , ein. Beispiele: LUFTKERMA K_{a} , WASSERKERMA K_{w} . Ist ein Dosimeter zur Messung der KERMA für ein bestimmtes Bezugsmaterial kalibriert und wird es in einem davon verschiedenen Umgebungsmaterial verwendet, so werden Bezugs- und Umgebungsmaterial genannt.

ANMERKUNG 3 Zum Zusammenhang zwischen der LUFTKERMA und der STANDARD-IONENDOSIS siehe Erläuterungen zu 3.4.1.

3.3.2 Kermaleistung $\dot{K}$

Differentialquotient dK durch dt ; dabei ist dK die KERMA, die in der Zeit dt erzeugt wird:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (9)$$

Einheit der KERMALEISTUNG: „Gray durch Sekunde“ (Einheitenzeichen Gy/s)

$$1 \frac{\text{Gy}}{\text{s}} = 1 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \quad (10)$$

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

ANMERKUNG 1 Die Angabe einer KERMALEISTUNG schließt die Nennung des Bezugsmaterials, das heißt des Materials von dm , ein.

ANMERKUNG 2 Als Messung FREI IN LUFT bezeichnet man die Messung einer Dosisgröße, z. B. der LUFTKERMALEISTUNG, an einem Messort in Luftumgebung unter Ausschaltung vermeidbarer Photonen-Streustrahlung.

3.4 Ionendosis und Ionendosisleistung

3.4.1 Ionendosis J

Differentialquotient dQ durch dm_a ; dabei ist dQ der Betrag der elektrischen Ladung der Ionen eines Vorzeichens, die in Luft in einem Volumenelement dV durch IONISIERENDE STRAHLUNG unmittelbar oder mittelbar gebildet werden, und $dm_a = \rho_a dV$ die Masse der Luft mit der Dichte ρ_a in diesem Volumenelement:

$$J = \frac{dQ}{dm_a} = \frac{1}{\rho_a} \times \frac{dQ}{dV} \quad (11)$$

Einheit der IONENDOSIS: „Coulomb durch Kilogramm“ (Einheitenzeichen C/kg)

ANMERKUNG 1 Unter Luft im Sinne dieser Norm ist trockene Luft zu verstehen.

ANMERKUNG 2 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 3 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 [9] 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“ [9]. 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 4 Die HOHLRAUM-IONENDOSIS J_c ist die in einem luftgefüllten, von beliebigem Material umgebenen Hohlraum unter BRAGG-GRAY-BEDINGUNGEN erzeugte IONENDOSIS.

ANMERKUNG 5 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.

3.4.2 Ionendosisleistung $\dot{J}$

Differentialquotient dJ durch dt ; dabei ist dJ die IONENDOSIS, die in der Zeit dt erzeugt wird:

$$\dot{J} = \frac{dJ}{dt} \quad (12)$$

Einheit der IONENDOSISLEISTUNG: „Ampere durch Kilogramm“ (Einheitenzeichen A/kg)

3.5 Sekundärelektronengleichgewicht

Idealisierter Zustand des STRAHLUNGSFELDES einer PHOTONENSTRAHLUNG an einem Punkt innerhalb eines Materials; er besteht dann, wenn die in einem kleinen Volumenelement von PHOTONEN an SEKUNDÄRELEKTRONEN abgegebene Energie, soweit sie von diesen aus dem Volumenelement heraustransportiert und nicht danach in BREMSSTRAHLUNG umgewandelt wird, gleich der von SEKUNDÄRELEKTRONEN in das Volumenelement hineintransportierten und darin verbleibenden Energie ist.

ANMERKUNG 1 Die Energiedosis ergibt sich nach 3.1 aus einer Bilanz der in ein Volumenelement hinein- und aus ihm heraustransportierten Energien von Photonen und Elektronen. Bei Sekundärelektronengleichgewicht stehen die in zwei verschiedenen Stoffen bei gleicher spektraler Teilchenflussdichte der Photonen erzeugten Energiedosen entsprechend dieser Bilanz im Verhältnis der Massen-Energieabsorptionskoeffizienten.

ANMERKUNG 2 Bei Sekundärelektronengleichgewicht an einem Punkt in einem Material ist die spektrale Teilchenflussdichte der Sekundärelektronen an diesem Punkt gleich derjenigen, die dort vorhanden wäre, wenn in diesem Material bis zu Entfernungen gleich der Reichweite der Sekundärelektronen die gleiche spektrale Teilchenflussdichte der Photonen wie am interessierenden Punkt bestünde.

3.6 Bragg-Gray-Bedingungen

Idealisierter Zustand des STRAHLUNGSFELDES einer PHOTONEN- ODER ELEKTRONENSTRAHLUNG in einem Hohlraum innerhalb eines Materials A, der mit einem Material B gefüllt ist; er besteht dann, wenn

- a) die SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTe der den Hohlraum durchlaufenden Elektronen der ersten Generation sowie ihre Energie- und 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 TEILCHENFLUSSDICHTe der Elektronen aller Generationen innerhalb des Materials B ortsunabhängig ist.

ANMERKUNG 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 Grunde 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).

4 Dosisbegriffe zur Kennzeichnung von Strahlungsquellen und Strahlungsfeldern

4.1 Kenndosisleistung

Unter Einhaltung vereinbarter Bezugsbedingungen ermittelte Dosisleistung als Kenngröße für einen STRAHLER.

4.1.1 Kenndosisleistung $\dot{K}_{a,100}$ (bei Röntgendiagnostikeinrichtungen)

Luftkermaleistung frei in Luft in 100 cm Fokusabstand auf dem Zentralstrahl.

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

4.1.2 Kenndosisleistung $\dot{D}_{w,100}$ (bei Elektronenbeschleunigern, Gammabestrahlungseinrichtungen und Röntgenbestrahlungseinrichtungen)

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 FELDRÖSSE von 10 cm × 10 cm in 100 cm Fokus-Abstand.

ANMERKUNG 1 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 2 Bei GAMMABESTRAHLUNGS-EINRICHTUNGEN wird die KENNDOSISLEISTUNG für den Fokus-Messort-Abstand 80 cm angegeben.

ANMERKUNG 3 Bei RÖNTGEN-OBERFLÄCHENTHERAPIE-EINRICHTUNGEN ist es zweckmäßig, eine ENERGIEDOSISLEISTUNG in kleinerem Abstand als 100 cm und bei kleinerer GEOMETRISCHER FELDRÖSSE als 10 cm × 10 cm als KENNDOSISLEISTUNG zu benutzen. Die Angabe der KENNDOSISLEISTUNG wird in diesem Fall durch die Bezugsbedingungen ergänzt.

ANMERKUNG 4 Eine wichtige Kenngröße einer RÖNTGEN-BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG ist der Quotient aus KENNDOSISLEISTUNG und RÖHRENSTROM.

4.1.3 Kenndosisleistung $\dot{K}_{a,100}$ (bei UMSCHLOSSENEN STRAHLUNGSQUELLEN für die BRACHYTHERAPIE, die ausschließlich GAMMASTRAHLUNG emittieren)

LUFTKERMALEISTUNG FREI IN LUFT in 100 cm Abstand vom Schwerpunkt der Aktivitätsverteilung des STRAHLERS.

ANMERKUNG Der Einfluss der Schwächung und Streuung der Strahlung in der Luft, im Strahler und gegebenenfalls im Applikator ist in der Kenndosisleistung $\dot{K}_{a,100}$ enthalten.

4.1.4 Kenndosisleistung $\dot{D}_{m,100}$ (bei Neutronenbestrahlungseinrichtungen)

Maximalwert der Summe der auf ICRU-MUSKELGEWEBE bezogenen ENERGIEDOSISLEISTUNGEN für NEUTRONENSTRAHLUNG und begleitende PHOTONENSTRAHLUNG, gemessen auf dem ZENTRALSTRAHL in einem QUASI-HALBUNENDLICHEN weichteil-

gewebeäquivalenten PHANTOM bei 100 cm Fokus-Messort-Abstand und einer GEOMETRISCHEN FELDGRÖSSE von 10 cm × 10 cm in 100 cm Fokus-Abstand; zusätzlich wird für den gleichen Messort die auf ICRU-MUSKELGEWEBE bezogene Energiedosisleistung der begleitenden PHOTONENSTRAHLUNG angegeben.

ANMERKUNG Zusammensetzung von Muskelgewebe: Norm in Vorbereitung

4.2 Dosisleistungskonstante

Kenngroße eines PHOTONEN emittierenden RADIONUKLIDS, in die eine im Abstand r von einer punktförmigen STRAHLUNGSQUELLE gemessene Dosisleistung sowie das Quadrat dieses Abstandes und die AKTIVITÄT A des RADIONUKLIDS eingehen.

4.2.1 Dosisleistungskonstante Γ_δ

Quotient aus dem Produkt $\dot{K}_\delta \times r^2$ und der AKTIVITÄT A eines PHOTONEN emittierenden RADIONUKLIDS; dabei ist $\dot{K}_\delta$ die LUFTKERMALEISTUNG, die durch alle PHOTONEN mit Energien $E \geq \delta$ 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.

$$\Gamma_\delta = \frac{\dot{K}_\delta \times r^2}{A} \quad (13)$$

Einheit der DOSISLEISTUNGSKONSTANTE Γ_δ : „Gray-Quadratmeter durch Becquerel-Sekunde“ (Einheitenzeichen ist das Gy m² s⁻¹ Bq⁻¹). Vielfach wird die Einheit mGy m² h⁻¹ GBq⁻¹ benutzt.

ANMERKUNG 1 Die Wahl der GRENZENERGIE δ hängt von der Anwendung ab. Ihr Zahlenwert wird in keV angegeben. Γ_{50} ist demnach die DOSISLEISTUNGSKONSTANTE eines RADIONUKLIDS, wenn alle PHOTONEN mit $E \geq 50$ keV berücksichtigt werden. Die Dosisleistungskonstante Γ_δ enthält neben dem Beitrag der GAMMASTRAHLUNG auch die Beiträge der VERNICHTUNGSSTRAHLUNG bei β^+ -Strahlern sowie der CHARAKTERISTISCHEN RÖNTGENSTRAHLUNG infolge von ELEKTRONENEINFANG und INNERER KONVERSION bei Photonenenergien $E \geq \delta$.

ANMERKUNG 2 Da die DOSISLEISTUNGSKONSTANTE Γ_δ den Einfluss der ABSORPTION und STREUUNG der STRAHLUNG im STRAHLER nicht wiedergibt, ist in der BRACHYTHERAPIE die KENNDOSISLEISTUNG $\dot{K}_{a,100}$ weitgehend an ihre Stelle getreten.

4.2.2 Dosisleistungskonstante Γ_{H^*}

Quotient aus dem Produkt $\dot{H}^*(10) \times r^2$ und der AKTIVITÄT A eines PHOTONEN emittierenden RADIONUKLIDS; dabei ist $\dot{H}^*(10)$ die UMGEBUNGS-ÄQUIVALENTDOSISLEISTUNG, die durch alle PHOTONEN mit Energien $E \geq 20$ keV 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.

$$\Gamma_{H^*} = \frac{\dot{H}^*(10) \times r^2}{A} \quad (14)$$

Einheit der DOSISLEISTUNGSKONSTANTE Γ_{H^*} : „Sievert-Quadratmeter durch Becquerel-Sekunde“ (Einheitenzeichen Sv m² s⁻¹ Bq⁻¹). Vielfach wird die Einheit mSv m² h⁻¹ GBq⁻¹ benutzt.

ANMERKUNG 1 Die DOSISLEISTUNGSKONSTANTE Γ_{H^*} findet Anwendung im STRAHLENSCHUTZ. Die GRENZENERGIE 20 keV gilt einheitlich für alle RADIONUKLIDE. Sollte es im Einzelfall erforderlich sein, PHOTONENSTRAHLUNG mit Energien unter 20 keV zu berücksichtigen, so ist deren Beitrag zur DOSISLEISTUNGSKONSTANTEN Γ_{H^*} gesondert zu ermitteln.

ANMERKUNG 2 Die früher verwendete, auf die PHOTONEN-ÄQUIVALENTDOSISLEISTUNG $\dot{H}_X$ bezogene Dosisleistungskonstante Γ_H ist von der in 4.2.2 definierten DOSISLEISTUNGSKONSTANTEN Γ_{H^*} zu unterscheiden.

4.3 Dosisflächenprodukt und Dosisflächenproduktleistung

4.3.1 Dosisflächenprodukt P_F

Flächenintegral der LUFTKERMA K_a über eine Schnittebene E durch das STRAHLENFELD:

$$P_F = \int_E K_a dA \quad (15)$$

Einheit des DOSISFLÄCHENPRODUKTS: „Gray-Quadratmeter“ (Einheitenzeichen Gy m²)

ANMERKUNG Das DOSISFLÄCHENPRODUKT dient in der Röntgendiagnostik zur Kontrolle der STRAHLENEXPOSITION von Patienten.

4.3.2 Dosisflächenprodukt-Leistung $\dot{P}_F$

Differentialquotient dP_F durch dt ; dabei ist dP_F das DOSISFLÄCHENPRODUKT, das in der Zeit dt erzeugt wird:

$$\dot{P}_F = \frac{dP_F}{dt} \quad (16)$$

Einheit der DOSISFLÄCHENPRODUKTLEISTUNG: „Gray-Quadratmeter durch Sekunde“ (Einheitenzeichen $\text{Gy m}^2 \text{s}^{-1}$)

4.4 Dosislängenprodukt P_L

Linienintegral der LUFTKERMA K_a längs der Systemachse des Computertomographen (Z-Achse) für eine Tomographie-Schicht:

$$P_L = \int_Z K_a ds \quad (17)$$

Einheit des DOSISLÄNGENPRODUKTS: „Gray-Meter“ (Einheitenzeichen Gy m)

ANMERKUNG Das DOSISLÄNGENPRODUKT wird als Messgröße zur Ermittlung der STRAHLENEXPOSITION des Patienten bei der Computer-Tomographie verwendet. Der Quotient aus dem DOSISLÄNGENPRODUKT einer Einzelschicht und der nominellen Schichtbreite ergibt bei Messung FREI IN LUFT die mittlere Dosis in der Schicht, bei Messung im Phantom die maximale Dosis einer Schichtserie am Messort im Phantom.

4.5 Physikalische Dosisverteilung

Zuordnung von Werten einer Dosisgröße zu interessierenden Punkten im STRAHLUNGSFELD.

ANMERKUNG 1 Physikalische Dosisverteilungen sind Verteilungen der Energiedosis, der Ionendosis oder der Kerma bzw. der Energiedosisleistung, der Ionendosisleistung oder der Kermaleistung.

ANMERKUNG 2 Die physikalische Dosisverteilung enthält keine klinisch-strahlenbiologischen oder im Strahlenschutz verwendeten Wichtungsfaktoren.

5 Dosisbegriffe für den Strahlenschutz

5.1 Gliederung

Die Dosisbegriffe für den Strahlenschutz gliedern sich in zwei Anwendungsbereiche:

- a) Dosisgrößen für die Orts- und Personendosimetrie, sogenannte operative Größen (siehe 5.2 bis 5.7). Gemeinsame Größenart der operativen Größen ist die Äquivalentdosis.
- b) Unmittelbar auf den Körper und einzelne Organe bezogene Dosisgrößen zur Festlegung von Dosisgrenzwerten und daraus abgeleiteten Schutzmaßnahmen, sogenannte Schutzgrößen (siehe 5.8 bis 5.10). Sammelbegriff für die Schutzgrößen ist die Körperdosis.

Operative Größen und Schutzgrößen sind als Produkte aus ENERGIEDOSEN und strahlenbiologischen Wichtungsfaktoren definiert. Die gemeinsame Einheit dieser Größen ist das „Sievert“ (Einheitenzeichen Sv).

5.2 Äquivalentdosis und zugehörige Begriffe

5.2.1 Äquivalentdosis H

Produkt aus der ENERGIEDOSIS für ICRU-WEICHTEILGEWEBE, D , und dem QUALITÄTSFAKTOR Q an einem Punkt im STRAHLUNGSFELD:

$$H = Q \times D \quad (18)$$

Einheit der ÄQUIVALENTDOSIS: „Sievert“ (Einheitenzeichen Sv)

$$1 \text{ Sv} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (19)$$

ANMERKUNG Durch den Bezug der ENERGIEDOSIS auf ICRU-WEICHTEILGEWEBE wird der in der ICRU-Definition der ÄQUIVALENTDOSIS [8] verwendete Begriff „Gewebe“ für die Zwecke der Strahlenschutzdosimetrie eindeutig festgelegt. Die Bezeichnung dieser Größe mit dem Symbol D darf nur verwendet werden, wenn keine Verwechslung mit dem allgemeinen Begriff ENERGIEDOSIS vorkommen kann.

5.2.2 Äquivalentdosisleistung $\dot{H}$

Differentialquotient dH durch dt , dabei ist dH die ÄQUIVALENTDOSIS, die in der Zeit dt erzeugt wird:

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt} \quad (20)$$

Einheit der ÄQUIVALENTDOSISLEISTUNG: „Sievert durch Sekunde“ (Einheitenzeichen Sv/s)

$$1 \frac{\text{Sv}}{\text{s}} = 1 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \quad (21)$$

Weitere Einheiten der ÄQUIVALENTDOSISLEISTUNG sind das „Sievert durch Minute“ (Sv/min) und das „Sievert durch Stunde“ (Sv/h).

5.2.3 Qualitätsfaktor Q

Wichtungsfaktor zur Ermittlung der ÄQUIVALENTDOSIS, der die Einflüsse der STRAHLUNGSART und -ENERGIE (STRAHLUNGSQUALITÄT) auf die biologische Wirksamkeit der STRAHLUNG berücksichtigt.

Der QUALITÄTSFAKTOR hat die Dimension 1.

ANMERKUNG 1 Die STRAHLUNGSQUALITÄT wird bei der Festlegung von Zahlenwerten des QUALITÄTSFAKTORS durch das UNBESCHRÄNKTE LINEARE ENERGIEÜBERTRAGUNGSVERMÖGEN in Wasser, L , gekennzeichnet (siehe Tabelle 1).

ANMERKUNG 2 Die Funktion $Q(L)$ bezeichnet die festgelegte Abhängigkeit des QUALITÄTSFAKTORS vom UNBESCHRÄNKTEN LINEAREN ENERGIEÜBERTRAGUNGSVERMÖGEN (siehe Tabelle 1). Für PHOTONEN und ELEKTRONEN aller ENERGIEEN hat der QUALITÄTSFAKTOR den Wert $Q = 1$.

Tabelle 1 – Zahlenwerte des QUALITÄTSFAKTORS $Q(L)$ als Funktion des UNBESCHRÄNKTEN LINEAREN ENERGIE-ÜBERTRAGUNGSVERMÖGENS in Wasser, L (nach [2], [8] und [11])

L in keV/ μm	$Q(L)$
< 10	1
10 bis 100	$0,32 L^{-2,2}$
> 100	$300 / \sqrt{L}$

5.2.4 Mittlerer Qualitätsfaktor $\bar{Q}$

Mittelwert des QUALITÄTSFAKTORS Q an einem Punkt im STRAHLUNGSFELD, wenn an diesem Punkt eine STRAHLUNG mit einer spektralen Verteilung des UNBESCHRÄNKTEN LINEAREN ENERGIEÜBERTRAGUNGSVERMÖGENS in Wasser, L , vorliegt:

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q(L) D_L(L) dL \quad (22)$$

Dabei ist $D_L(L)dL$ die GEWEBE-ENERGIEDOSIS am interessierenden Punkt im Intervall L bis $L + dL$.

5.2.5 ICRU-Weichteilgewebe

Gewebeäquivalentes Material der Dichte 1 g cm^{-3} mit der Zusammensetzung (Massenanteile) 76,2 % Sauerstoff, 11,1 % Kohlenstoff, 10,1 % Wasserstoff und 2,6 % Stickstoff.

5.2.6 ICRU-Kugel

Kugel von 30 cm Durchmesser, bestehend aus ICRU-Weichteilgewebe.

ANMERKUNG Die ICRU-KUGEL wurde von der ICRU [8] als vereinfacht anthropomorphes PHANTOM eingeführt. Die Dosisbegriffe UMGEBUNGS- und RICHTUNGS-ÄQUIVALENTDOSIS sind auf dieses PHANTOM bezogen, so dass sie als Schätzwerte für die durch äußere Strahleneinwirkung erzeugten KÖRPERDOSEN angesehen werden können.

5.2.7 Durchdringende Strahlung

STRAHLUNG, bei der die Überwachung der durch externe STRAHLENEXPOSITION erzeugten KÖRPERDOSEN unter Berücksichtigung der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG auf die EFFEKTIVE DOSIS erstreckt werden muss.