

DIN 6803-2

ICS 11.040.50; 11.040.60

Einsprüche bis 2019-09-10
Vorgesehen als Ersatz für
DIN 6809-2:1993-11

Entwurf**Dosimetrie für die Photonen-Brachytherapie –
Teil 2: Strahler, Strahlerkalibrierung, Strahlerprüfung und
Dosisberechnung**

Dosimetry for Photon Brachytherapy –

Part 2: Radiation sources, source calibration, source test and dose calculation

Dosimétrie pour la curiethérapie par photons –

Partie 2: Source radioactive, calibration de la source, essai de la source et calcul de la dose

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2019-05-10 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und
Stellungnahme vorgelegt.

Weil die beabsichtigte Norm von der vorliegenden Fassung abweichen kann, ist die Anwendung dieses Entwurfs
besonders zu vereinbaren.

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal von DIN unter www.din.de/go/entwuerfe bzw. für Norm-Entwürfe der DKE auch im Norm-Entwurfs-Portal der DKE unter www.entwuerfe.normenbibliothek.de, sofern dort wiedergegeben;
- oder als Datei per E-Mail an nar@din.de möglichst in Form einer Tabelle. Die Vorlage dieser Tabelle kann im Internet unter www.din.de/go/stellungnahmen-norm-entwuerfe oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR), Stresemannallee 15, 60596 Frankfurt am Main.

Die Empfänger dieses Norm-Entwurfs werden gebeten, mit ihren Kommentaren jegliche relevanten
Patentrechte, die sie kennen, mitzuteilen und unterstützende Dokumentationen zur Verfügung zu stellen.

Gesamtumfang 71 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Inhalt

	Seite
Vorwort	6
Einleitung	7
1 Anwendungsbereich	8
2 Normative Verweisungen	9
3 Begriffe	9
4 Größen und Einheiten	9
5 Strahler	10
5.1 Charakteristika von Strahlern	10
5.2 Strahlenphysikalische Charakteristika von Photonen-Brachytherapie-Strahlungsfeldern	12
5.2.1 Emissions-Spektren hypothetischer punktförmiger BT-Strahler	12
5.2.2 Spektren der Primärstrahlung an der Strahler-Oberfläche	13
5.2.3 Spektren der Gesamtstrahlung an einem Dosis-Berechnungspunkt	13
6 Strahler-Kalibrierung	14
6.1 Allgemeines	14
6.2 Strahler-Kalibriergröße	14
6.3 Strahler-Referenzdaten	15
6.3.1 Allgemeines	15
6.3.2 Strahler-Referenzdaten	15
6.4 Strahler-Kalibrierdaten	16
7 Strahlerprüfung	16
7.1 Allgemeines	16
7.2 HE-Brachytherapie-Photonenstrahler	17
7.2.1 Allgemeines	17
7.2.2 Messung der Kenn-Luftkermaleistung mit einer rückführbar kalibrierten Schachtionisationskammer	17
7.2.3 Messung der Kenn-Luftkermaleistung mit einer rückführbar kalibrierten Detektor- Phantom-Anordnung	18
7.3 LE-Brachytherapie-Photonenstrahler	19
7.3.1 Allgemeines	19
7.3.2 Messung der Kenn-Luftkermaleistung mit einer rückführbar kalibrierten Schachtionisationskammer	20
8 Dosisberechnung	21
8.1 Allgemeines zur TG-43 Dosisberechnung	21
8.2 Anforderungen an die zur Berechnung der Wasser-Energiedosis eines Brachytherapie- Strahlers verwendeten Strahlerdaten	22
8.3 Daten für TG-43 Dosisberechnungen zur Berechnung der Wasser-Energiedosisleistung eines Brachytherapie-Strahlers	23
8.4 Beschränkungen und Nachteile der TG-43 Dosisberechnung	23
8.5 Berechnung der Wasser-Energiedosisleistung eines Brachytherapie-Strahlers	23
8.5.1 Allgemeines	23
8.5.2 TG-43 Dosisberechnung für zylinderförmige Brachytherapie-Photonen-Strahler-in Polarkoordinaten	24
8.5.3 Kugelsymmetrische TG-43 Dosisberechnung für LE-Brachytherapie-Photonenstrahler	26

8.5.4	TG-43 Dosisberechnung für zylinderförmige LE- und HE-Brachytherapie-Photonen-Strahler in Zylinderkoordinaten (QA ALONG-AWAY Dosis-Daten).....	27
8.5.5	Interpolation	28
8.6	Berechnung der Wasser-Energiedosis für temporäre und permanente Bestrahlung.....	29
8.6.1	Temporäre Bestrahlung mit einem Strahler	29
8.6.2	Permanente Bestrahlung mit einem Strahler	30
8.6.3	Superpositionsrechnungen	30
8.7	Berechnung der Wasser-Energiedosisverteilung nach anderen Verfahren.....	31
Anhang A (informativ) Emissions-Spektren hypothetischer punktförmiger BT-Strahler		32
Anhang B (informativ) Abstandsabhängigkeit der Photonen-Spektren und der mittleren Energie in Wasser.....		34
Anhang C (informativ) Exemplarische TG-43 Strahler-Referenzdaten für die Photonen Brachytherapie.....		46
Anhang D (informativ) Bestimmung von $x_{\max}$ durch Beschreibung der Messwerte des Elektrometers in Abhängigkeit von der Position des Strahlers in der Schachtionisationskammer durch ein Polynom 2. oder 3. Grades		50
Anhang E (informativ) Abhängigkeit des Verlaufs der radialen Dosisfunktion $g(r)$ von der Phantomgröße.....		51
Anhang F (informativ) Abhängigkeit der Wasser-Energiedosisleistung verschiedener Strahler vom Abstand r im Wasser.....		52
Anhang G (informativ) Beispiel für die Berechnung der Kenn-Wasser-Energiedosisleistung aus der Kenn-Luftkermaleistung im TG-43 Referenzpunkt $P_{\text{Ref}}(r_0, \theta_0)$		54
Anhang H (informativ) Beispiel einer TG-43-Dosisberechnung für einen zylinderförmigen HE-Brachytherapie-Photonen-Strahler in Polarkoordinaten.....		55
Anhang I (informativ) Beispiel einer TG-43 Dosisberechnung für einen zylinderförmigen HE-Brachytherapie-Photonen-Strahler in Zylinderkoordinaten (QA ALONG-AWAY Dosis-Daten)		58
Anhang J (informativ) Beispiel zur Berechnung der erforderlichen Anfangsdosisleistung bei permanenter Bestrahlung.....		60
Anhang K (informativ) Beispiel zur kugelsymmetrischen TG-43 Dosisberechnung für Punktstrahler		61
Anhang L (informativ) Dosisunsicherheiten in der Photonen-Brachytherapie.....		64
Literaturhinweise.....		65
Stichwortverzeichnis		68

Bilder

Bild 1 — Polarkoordinatensystem eines zylinderförmigen Strahlers (nach Per12a [30])	25
Bild 2 — Zuordnung eines Einzelstrahlers zum Zylinderkoordinatensystem der auf die Luft-Kermastärke normierten Wasser-Energiedosisleistungstabellen (QA along-away Dosis-Daten)	27
Bild A.1 — Emissions-Spektrum eines punktförmigen ^{125}I -Strahlers (Bal06 [4])	32
Bild A.2 — Emissions-Spektrum eines punktförmigen ^{192}Ir -Strahlers (Bal06 [4])	33

Bild A.3 — Emissions-Spektrum eines punktförmigen ^{60}Co -Strahlers (Bal06 [4])	33
Bild B.1 — Relative spektrale Photonenfluenz eines punktförmigen ^{125}I -Strahlers für verschiedene Abstände (0,015 cm, 1 cm und 5 cm) vom Strahler-Mittelpunkt (Cho15a [11])	37
Bild B.2 — Relative spektrale Photonenfluenz eines ^{192}Ir -Strahlers für verschiedene Abstände (0,0475 cm, 1 cm und 5 cm) vom Strahler-Mittelpunkt (Cho15a [11])	40
Bild B.3 — Relative spektrale Photonenfluenz eines punktförmigen ^{60}Co -Strahlers für verschiedene Abstände (0,015 cm, 1 cm und 5 cm) vom Strahler-Mittelpunkt (Cho15a [11])	43
Bild B.4 — Änderung der mittleren Photonenenergie E_F mit dem Abstand r des interessierenden Punktes von der Achse eines Brachytherapie Photonenstrahlers für verschiedene Nuklide (Cho15b [12] modifiziert)	45
Bild C.1 — Primär- und Streustrahlungsseparierte (PSS) Dosisdaten und Gesamtdosis eines exemplarischen ^{125}I Strahlertyps (Tay08 [39])	47
Bild C.2 — Primär- und Streustrahlungsseparierte (PSS) Dosisdaten und Gesamtdosis eines exemplarischen ^{192}Ir Strahlertyps (Tay08 [39])	48
Bild C.3 — Primär- und Streustrahlungs-separierte (PSS) Dosisdaten und Gesamtdosis eines exemplarischen ^{60}Co Strahlertyps (Vij12 [40])	49
Bild D.1 — Messwerte der Ladung pro 15 s Messzeit in Abhängigkeit von der Position des Strahlers auf der Mittelachse einer Schachtionisationskammer in 1 mm Inkrementen	50
Bild E.1 — Radiale Dosisfunktion $g_L(r)$ für einen exemplarischen HE ^{192}Ir -Photonenstrahler in Wasser bei verschiedenen Phantomradien (Sch15 [37])	51
Bild F.1 — Abhängigkeit der auf die Luftkermastärke normierten Wasser-Energiedosisleistung vom Abstand r in der Strahler-Transversalebene für verschiedene Brachytherapie-Strahlertypen in Wasser	52
Bild F.2 — Abstandsabhängigkeit der mit dem Quadrat des radialen Abstandes r multiplizierten und auf die Luftkerma-Stärke normierte Wasser-Energiedosisleistungswerte für verschiedene Brachytherapie-Strahlertypen in Wasser	53
Bild I.1 — Dosis-Berechnungspunkt $P(r = 2\text{ cm}, \theta = 40^\circ)$ in Polarkoordinaten	58
Bild I.2 — Dosis-Berechnungspunkt $P(Y = 1,29\text{ cm}, Z = 1,53\text{ cm})$ in Zylinderkoordinaten	59

Tabellen

Tabelle 1 — Zuordnung der wichtigsten Anforderungen und Regeln dieser Norm an Hersteller und Anwender von Strahlern, Bestrahlungseinrichtungen und Bestrahlungs-Planungssystemen für die Brachytherapie mit Photonenstrahlung	8
Tabelle 2 — Einheiten nach TG-43 und Umrechnung in SI-Einheiten	10
Tabelle 3 — Radionuklidspezifische Charakteristika von drei Radionukliden, die in der Photonen-Brachytherapie häufig verwendet werden Bal06 [4]	11
Tabelle 4 — Einige Charakteristika von drei exemplarischen Strahlertypen, die in der Photonen-Brachytherapie häufig verwendet werden (z. B. ESTRO TG43 [16] und Bal06 [4])	12

Tabelle 5 — QA along-away Dosis-Daten, d. h. die auf die Luftkerma-Stärke normierten Wasser-Energiedosisleistungswerte in cGy/(hU) für einen exemplarischen ^{192}Ir -HE Strahlertyp.....	28
Tabelle H.1 — Abhängigkeit des Radialfunktion $g_L(r)$ vom Abstand r in der Strahler-Transversalebene für den exemplarischen ^{192}Ir -HDR Strahlertyp in Wasser	55
Tabelle H.2 — Anisotropiefunktion $F(r, \theta)$ für den exemplarischen ^{192}Ir -HDR Strahlertyp	56
Tabelle H.3 — Exemplarische TG-43 Dosisberechnung der Wasser-Energiedosisleistung im Dosis-Berechnungspunkt $P(r = 2 \text{ cm}, \theta = 40^\circ)$ zum Zeitpunkt t_0 für einen exemplarischen ^{192}Ir -HDR Strahlertyp	57
Tabelle K.1 — Auf die Luftkerma-Stärke normierte Wasser-Energiedosisleistung als Funktion des Abstandes r für den exemplarischen Strahlertyp	61
Tabelle K.2° — Koordinaten der Mittelpunkte Q_i der 47 Seeds, deren Abstände zum Dosisberechnungspunkt $P(x = 6,25 \text{ cm}, y = 3,3 \text{ cm}, z = 1,5 \text{ cm})$ und die jeweiligen Dosisbeiträge der 47 Seeds im Dosisberechnungspunkt P	62
Tabelle L.1° — Relative Unsicherheiten der der Photonen-Brachytherapie für LE- und HE-Strahler (DeW11 [13])	64

Vorwort

Dieses Dokument wurde vom Arbeitsausschuss 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.

Definierte Begriffe werden in Übereinstimmung mit dem Verfahren bei IEC in KAPITÄLCHEN geschrieben, außer in Benennungen, im Inhaltsverzeichnis, im Stichwortverzeichnis, in Überschriften, in Bildunterschriften und in Literaturhinweisen. Ein Stichwortverzeichnis am Ende der Norm enthält alle definierten Begriffe einschließlich Ursprungsangabe und englischer Benennung.

Die vorliegende Norm ist eine Verfahrensnorm für Dosisberechnungen in der PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE, die sich an Hersteller und Anwender richtet. Sie enthält Anforderungen an die Dokumentation der STRAHLER-REFERENZDATEN und die Durchführung der STRAHLER-KALIBRIERUNG und -Prüfung sowie Regeln zur DOSISBERECHNUNG für die BRACHYTHERAPIE mit HOCHENERGETISCHEN (HE-) PHOTONEN radioaktiver STRAHLER, z. B. ^{192}Ir und ^{60}Co , und mit NIEDERENERGETISCHEN (LE-) PHOTONEN radioaktiver STRAHLER, z. B. ^{125}I und ^{103}Pd . Die Zuordnung der Anforderungen und Regeln dieser Norm zu Herstellern und Anwendern von STRAHLERN, Einrichtungen und Bestrahlungs-Planungssystemen für die BRACHYTHERAPIE mit Photonenstrahlung ist in Tabelle 1 im Abschnitt 1 (Anwendungsbereich) dargestellt.

Die vorliegende Norm enthält Daten, die zu Dosisberechnungen in dem wenige Zentimeter durchmessenden therapeutischen Zielvolumen benötigt werden. Zusätzlich enthält sie Hintergrundinformationen, die sich auf größere Abstände vom STRAHLER z. T. bis zu 30 cm beziehen. Diese Daten dienen zur Abschätzung der in den Nachbarorganen erzeugten Dosen, aber auch zur allgemeinen physikalischen Orientierung, z. B. über die erzeugte Streustrahlung. Verfahren zur KALIBRIERUNG, Dosisberechnung und Dosismessung bei ELEKTRONISCHEN BRACHYTHERAPIE-RÖNTGENSTRAHLERN sollen in einem weiteren Teil der Reihe DIN 6803 festgelegt werden.

Die Normenreihe DIN 6803, *Dosimetrie für die Photonen-Brachytherapie*, besteht zurzeit aus:

- Teil 1: Begriffe
- Teil 2: Strahler, Strahlerkalibrierung, Strahlerprüfung und Dosisberechnung
- Teil 3: Dosismessverfahren, Verifikationsmessungen und In-vivo-Dosimetrie

Änderungen

Gegenüber DIN 6809-2:1993-11 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) grundsätzliche Neukonzeption;
- b) Einführung von Anforderungen an die STRAHLER-KALIBRIERUNG und Strahlerprüfung;
- c) normative Regeln für die Dosisberechnung nach TG-43 einschließlich einer Übersicht über die verwendeten Größen und Einheiten und einiger Berechnungsbeispiele;
- d) ausführliche informative Angaben.

Einleitung

Aufgabe der Norm ist die Festlegung von empfehlenswerten Verfahren zur Messung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG an einem STRAHLER und zur rechnerischen Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS an DOSIS-BERECHNUNGSPUNKTEN in einem quasi-unendlich großen Wasserphantom für die Praxis der PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE (BT) mit HOCHENERGETISCHEN (HE) und NIEDERENERGETISCHEN (LE)-PHOTONEN.

Die erste Teilaufgabe betrifft die Festlegung von Anforderungen an die KALIBRIERUNG eines STRAHLERS für die PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE durch den Hersteller sowie an die VERIFIKATIONSMESSUNG zur Überprüfung der KALIBRIERUNG des STRAHLERS durch den Anwender. Hierzu gibt der Hersteller für den gelieferten STRAHLER in einem Kalibrierschein die KENN-LUFTKERMALEISTUNG an und dokumentiert die REFERENZDATEN für den gelieferten Strahler, und der Anwender überprüft die Angabe der KENN-LUFTKERMALEISTUNG bei LE-PHOTONEN-STRAHLERN mithilfe einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN SCHACHTIONISATIONSKAMMER und bei HE-PHOTONEN-STRAHLERN mithilfe einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN SCHACHTIONISATIONSKAMMER oder einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG.

ANMERKUNG 1 Wünschenswert wäre es, wenn an die Stelle der KENN-LUFTKERMALEISTUNG die KENN-WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG in Wasser treten würde, da bei der Strahlenbehandlung die verordnete WASSER-ENERGIEDOSIS appliziert werden muss. Nach dem gegenwärtigen Stand der Technik kann die WASSER-ENERGIEDOSIS durch die Physikalisch-Technische Bundesanstalt und andere Standardlabors dargestellt werden (Bam11 [5], Sch12 [36]). Für niederenergetische PHOTONEN-STRAHLER befindet sich ein Kalibrierservice im Aufbau, während das Verfahren für hochenergetische PHOTONEN-STRAHLER dazu noch zu aufwändig ist (Kra07 [25]). Für einige ^{192}Ir -STRAHLER hat die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB08 [32]) ein PRIMÄRNORMAL auf der Basis eines Wasserkalimeters entwickelt, mit dem die WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG jedoch nicht direkt am TG43-REFERENZPUNKT in $r = 1\text{ cm}$ Abstand vom STRAHLER-MITTELPUNKT in der STRAHLER-TRANSVERSALEBENE in Wasser, sondern nur in Abständen $r \geq 24,35\text{ mm}$ bestimmt werden kann. Auch andere nationale Metrologische Institute haben PRIMÄRNORMALE für LE- und HE-STRAHLER entwickelt (z. B. EURAMET-Projekt).

Die zweite Teilaufgabe der Norm ist es, Regeln für die Dosisberechnung für die PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE mit HOCHENERGETISCHEN und NIEDERENERGETISCHEN PHOTONEN bei bekannter KENN-LUFTKERMALEISTUNG festzulegen. Die Regeln dieser Norm für die Dosisberechnung gelten zum einen für Bestrahlungsplanungssysteme, die von Dosisberechnungen nach TG-43 Gebrauch machen, und richten sich somit an die Hersteller. Die Grenzen der TG-43 DOSISBERECHNUNG (z. B. quasi-unendlich großes Wasserphantom) sind zu beachten und zu dokumentieren (Nat95 [28], Riv04 [34], Riv07 [35], Per12a [30], Per12b [31], Bea12 [7]). Diese Regeln gelten zum anderen für die Dosisberechnungen durch den Anwender im Rahmen von Akzeptanz- und Kontrollmessungen ebenso wie im Rahmen der individuellen Bestrahlungsplanung.

Der grundlegende Formalismus für die Dosisberechnung ist die Superposition von Dosisleistungsbeiträgen sämtlicher STRAHLER oder aus sämtlichen STRAHLER-POSITIONEN einer BRACHYTHERAPIE-Anwendung, wobei die dazu benötigten Dosisleistungsbeiträge mit dem jeweils aktuellen Formalismus der Task Group 43 der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) berechnet werden (TG-43 Formalismus, Nat95 [28], Riv04 [34], Riv07 [35], Per12a [30], Per12b [31]). Der TG-43 Formalismus und seine Folgeversionen basieren auf MONTE-CARLO-SIMULATIONS-Rechnungen. In die vollständige Dosisberechnung gehen sowohl die mit dem TG-43 Formalismus berechnete WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG als auch das Zeit-Dosis-Muster der BESTRAHLUNG ein. Berechnungen der WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG nach dem TG-43 Formalismus werden im folgenden Text der Kürze halber TG-43 DOSISBERECHNUNGEN genannt.

ANMERKUNG 2 In einigen Bestrahlungsplanungssystemen werden zum Teil auch andere Algorithmen verwendet, die den klinischen Genauigkeitsanforderungen entsprechen, jedoch nicht Gegenstand dieser Norm sind. Zum Teil handelt es sich dabei um Abwandlungen der TG-43 DOSISBERECHNUNG, die z. B. zur Inter- oder Extrapolation von TG-43 Basisdaten oder zur Verbesserung der Rechenleistung des Bestrahlungsplanungssystems verwendet werden. Auch die in manchen Bestrahlungsplanungssystemen verwendeten modellbasierten Algorithmen wie z. B. diskrete Lösungen der Boltzmannschen Transportgleichung oder Separations-Superpositions-Algorithmen (z. B. Collapsed Cone Algorithmen) sind nicht Gegenstand dieser Norm. Die in dieser Norm gegebenen Empfehlungen zur TG-43 DOSISBERECHNUNG beschreiben den Stand der Technik und sollen den Anwendern der BRACHYTHERAPIE im Sinne einer Verfahrensregel dienen, sollen aber die Möglichkeiten zur Weiterentwicklung und Qualifizierung der Bestrahlungsplanungssysteme nicht einschränken.

1 Anwendungsbereich

Diese Norm legt zum einen die KALIBRIERUNG von BRACHYTHERAPIE-PHOTONEN-STRAHLERN und die Verifikation dieser KALIBRIERUNG durch den Anwender fest.

Diese Norm gilt zum anderen für die Dosisberechnung in allen Dosisleistungsbereichen, für die TG-43 Daten vorliegen. Sie gilt damit für DOSISBERECHNUNGEN in der HDR-BRACHYTHERAPIE (hoher REFERENZDOSISLEISTUNG $< 12 \frac{\text{Gy}}{\text{h}}$ nach ICRU 89 [18]) mit radioaktiven HE-PHOTONEN-STRAHLERN zur TEMPORÄREN INTERSTITIELLEN, INTRAKAVITÄREN, INTRALUMINALEN, ENDOVASKULÄREN (INTRAVASALEN) BRACHYTHERAPIE oder zur KONTAKTTHERAPIE sowie in der PERMANENTEN LDR-BRACHYTHERAPIE (niedriger Referenzdosisleistung $< 1 \frac{\text{Gy}}{\text{h}}$ nach ICRU 89 [18]) mit radioaktiven SEEDS zur INTERSTITIELLEN LE-BESTRAHLUNG, bei der STRAHLER mittels geeigneter STRAHLERFÜHRUNGEN und APPLIKATOREN in der Nähe des zu bestrahlenden Gewebes oder direkt in diesem positioniert werden. Diese Norm gilt außerdem für Dosisberechnungen in der MDR-BRACHYTHERAPIE (Referenz-Dosisleistung 1 bis $12 \frac{\text{Gy}}{\text{h}}$ nach ICRU 89 [18]) und in der PDR-BRACHYTHERAPIE nach ICRU 89 [18].

Diese Norm gilt für die Dosimetrie in der PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE mit PHOTONEN-STRAHLUNG oberhalb einer ABSCHNEIDEENERGIE δ (typischerweise 5 keV oder 10 keV) bis zu 1,5 MeV (d. h. einschließlich ^{60}Co Gammastrahlung). Die Norm gilt nicht für ELEKTRONISCHE BRACHYTHERAPIE-RÖNTGENSTRAHLER zur LE HDR-BRACHYTHERAPIE. Strahlenbiologische Betrachtungen sind nicht Gegenstand dieser Norm. Die klinische Dosimetrie der BRACHYTHERAPIE mit Betastrahlung ist in ISO 21439 [19] geregelt.

Adressaten der in dieser Norm festgelegten Anforderungen und Regeln sind die Hersteller und Anwender von STRAHLERN, Einrichtungen und Bestrahlungsplanungssystemen für die BRACHYTHERAPIE mit PHOTONENSTRAHLUNG. Tabelle 1 gibt einen Überblick über die Zuordnung der wichtigsten Anforderungen und Regeln an Hersteller und Anwender sowie über die Abschnitte dieser Norm, in denen die Anforderungen und Regeln formuliert sind.

Tabelle 1 — Zuordnung der wichtigsten Anforderungen und Regeln dieser Norm an Hersteller und Anwender von Strahlern, Bestrahlungseinrichtungen und Bestrahlungs-Planungssystemen für die Brachytherapie mit Photonenstrahlung

Anforderung oder Regel	Abschnitt dieser Norm, in dem die Anforderung oder Regel formuliert ist	Adressat der Anforderung oder Regel
STRAHLER-KALIBRIERUNG	Abschnitt 6	Hersteller
Dokumentation der STRAHLER-REFERENZDATEN	Abschnitt 6.3	Hersteller
STRAHLER-Prüfung	Abschnitt 7	Anwender
Planungssysteme zur Durchführung von Dosisberechnungen nach dem TG-43 Formalismus	Abschnitt 8	Hersteller
Überprüfung der implementierten Daten sowie Abnahme- und Konstanzprüfungen an Bestrahlungsplanungssystemen zur Dosisberechnung nach dem TG-43 Formalismus	Abschnitt 8.1	Anwender

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente werden im Text in solcher Weise in Bezug genommen, dass einige Teile davon oder ihr gesamter Inhalt Anforderungen des vorliegenden Dokuments darstellen. 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 6803-1:2019-05, *Dosimetrie für die Photonen-Brachytherapie — Begriffe* ([43])

DIN EN 62467-1, *Medizinische elektrische Geräte — Dosimetriegeräte zur Anwendung in der Brachytherapie — Teil 1: Messgeräte mit Schachtkionisationskammern* ([41])

ISO 21439, *Clinical dosimetry — Beta radiation sources for brachytherapy* (ISO 21439 [19])

ICRU 89, ICRU REPORT 89: *Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix*. 2013 Apr; 13(1-2): NP (ICRU 89 [18])

AAPM Report No. 51, auch erhältlich als: Nath, L. L. Anderson, G. Luxton, K. A. Weaver, J. F. Williamson, and A. S. Meigooni. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. American Association of Physicists in Medicine." *Med Phys* 22(2):209–234 (1995) (Nat95 [28]).

AAPM Report No. 84, auch erhältlich als: Rivard, M.J., Coursey, B.M., DeWerd, L.A., Hanson, W.F., Hug, M.S., Ibbott, G.S., Mitch, M.G., Nath, R., Williamson, J.F., *Update of AAPM Task Group No. 43 report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations*, *Med Phys*. 2004 Mar;31(3):633-74 (Riv04 [34]).

AAPM Report No. 84S, auch erhältlich als: Rivard MJ, Butler WM, DeWerd LA, Huq MS, Ibbott GS, Meigooni AS, Melhus CS, Mitch MG, Nath R, Williamson JF; Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report. American Association of Physicists in Medicine, *Med Phys*. 2007 Jun;34(6):2187-205 (Riv07 [35]).

AAPM Report No. 229, auch erhältlich als: Perez-Calatayud J, Ballester F, Das RK, Dewerd LA, Ibbott GS, Meigooni AS, Ouhib Z, Rivard MJ, Sloboda RS, Williamson JF., Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO, *Med Phys*. 2012 May;39(5):2904-29 (Per12b [31]).

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe nach DIN 6803-1 [43] sowie die im Stichwortverzeichnis zusätzlich angegebenen und mit Herkunftsangaben versehenen Begriffe.

DIN und DKE stellen terminologische Datenbanken für die Verwendung in der Normung unter den folgenden Adressen bereit:

— DIN-TERMinologieportal: verfügbar unter <https://www.din.de/go/din-term>

— DKE-IEV: verfügbar unter <http://www.dke.de/DKE-IEV>

4 Größen und Einheiten

Zur Vermeidung von Missverständnissen bei STRAHLER-KALIBRIERUNG, Strahlerprüfung und Dosisberechnungen werden in dieser Norm die gleichen Einheiten verwendet, die vom Radiation Therapy Committee Task Group 43 (TG-43) der American Association of Physicists in Medicine (AAPM) empfohlen wurden, siehe Nat95 [28], und in Riv04 [34] teilweise modifiziert wurden. Tabelle 2 enthält Einheiten nach TG-43 und ihre Umrechnungen in SI-Einheiten.

Tabelle 2 — Einheiten nach TG-43 und Umrechnung in SI-Einheiten

Größenname	Größensymbol	Verwendete Einheit nach TG-43	Umrechnung in SI-Einheiten
KENN-LUFTKERMALEISTUNG	$\dot{K}_{S,100}$	$1 \frac{\text{cGy}}{\text{h}}$	$1 \frac{\text{cGy}}{\text{h}} = 10^4 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}}$
LUFTKERMA-STÄRKE	S_K	$1\text{U} = \frac{\text{cGy}}{\text{h}} \cdot \text{cm}^2$	$1\text{U} = \frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}} \cdot \text{m}^2$
WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG	$\dot{D}_w(r, \theta)$	$1 \frac{\text{cGy}}{\text{h}}$	$1 \frac{\text{cGy}}{\text{h}} = 10^4 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}}$
DOSISLEISTUNGSKONSTANTE	Λ	$1 \frac{\text{cGy}}{\text{h} \cdot \text{U}} = \frac{1}{\text{cm}^2}$	$1 \frac{\text{cGy}}{\text{h} \cdot \text{U}} = 10^4 \frac{1}{\text{m}^2}$

5 Strahler

5.1 Charakteristika von Strahlern

Die zur BRACHYTHERAPIE mit PHOTONEN-STRAHLUNG verwendeten RADIONUKLIDE der PHOTONEN-STRAHLER können GAMMASTRAHLUNG und CHARAKTERISTISCHE RÖNTGENSTRAHLUNG emittieren. Betastrahlung sowie emittierte Konversions-Elektronen oder Auger-Elektronen werden in der Regel von der STRAHLER-Umhüllung absorbiert. Bei hohen Energien der Betastrahlung (z. B. bei ^{170}Tm) und bei Umhüllungsmaterial hoher Ordnungszahl (z. B. Gold) kann BREMSSTRAHLUNG emittiert werden, deren Energie größer sein kann als die der emittierten GAMMASTRAHLUNG oder CHARAKTERISTISCHEN RÖNTGENSTRAHLUNG.

ANMERKUNG 1 Siehe dazu Eng11 [15].

ANMERKUNG 2 Die FLUORESZENZSTRAHLUNG aus einem ophthalmologischen ^{125}I -APPLIKATOR, mit einer niedrigeren Energie als die von ^{125}I -STRAHLERN emittierte CHARAKTERISTISCHE RÖNTGENSTRAHLUNG, wird z. B. bei der BRACHYTHERAPIE von Augentumoren verwendet (Bam99 [6]).

Die Energiespektren der PHOTONEN-STRAHLUNG für die BRACHYTHERAPIE sind in der Regel bereits an der STRAHLER-Oberfläche sehr breit und ändern sich mit der Tiefe im PHANTOM bzw. Gewebe durch energieabhängige Schwächung sowie durch das Hinzukommen der STREUSTRAHLUNG aus dem APPLIKATOR und dem PHANTOM bzw. GEWEBE sowie der FLUORESZENZSTRAHLUNG des APPLIKATORS.

In die KALIBRIERUNG eines STRAHLERS geht das SPEKTRUM der GESAMTSTRAHLUNG des STRAHLERS unter KALIBRIER-BEDINGUNGEN ein. In die TG-43 DOSISBERECHNUNG für einen beliebigen DOSIS-BERECHNUNGSPUNKT gehen die Dosisbeiträge aller spektralen Anteile der GESAMTSTRAHLUNG an diesem Punkt ein. Die TG-43 DOSISBERECHNUNG gilt nur für ein quasi-unendliches Wasserphantom. Gewebeinhomogenitäten, gebogene STRAHLER (z. B. ^{192}Ir -Drähte) und die gegenseitige Absorption bei Nutzung mehrerer STRAHLER werden in der TG-43 DOSISBERECHNUNG nicht berücksichtigt.

Tabelle 3 zeigt radionuklidspezifische Charakteristika der zurzeit am häufigsten genutzten STRAHLER zur PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE, ^{192}Ir und ^{125}I . Wegen der längeren Halbwertszeit werden in zunehmendem Maße auch ^{60}Co -STRAHLER zur HE-AFTERLOADING BRACHYTHERAPIE eingesetzt.

ANMERKUNG 3 Siehe dazu Bal06 [4].

Tabelle 3 — Radionuklidspezifische Charakteristika von drei Radionukliden, die in der Photonen-Brachytherapie häufig verwendet werden Bal06 [4]

Eigenschaften \ Radionuklid	$^{125}_{53}\text{I}_{72}$	$^{192}_{77}\text{Ir}_{115}$	$^{60}_{27}\text{Co}_{33}$
Herstellung	$^{124}\text{Xe}(n,\gamma)^{125}\text{Xe}$ $^{125}\text{Xe} \rightarrow ^{125}\text{I}$	$^{191}\text{Ir}(n,\gamma)^{192}\text{Ir}$	$^{59}\text{Co}(n,\gamma)^{60}\text{Co}$
Zerfall	EC, X	β^- , [EX], γ	β^- , γ
Halbwertszeit $t_{1/2}$	59,49 d	73,827 d	5,27 a
Dichte in g/cm ³	4,93	22,42	8,90
PHOTONEN-Energiebereich in MeV	0,027 – 0,035	0,061 – 1,378	0,347 – 2,159
Mittlere Photonenenergie* eines PUNKTSTRAHLERS im Vakuum in MeV	0,028	0,355	1,253
Halbwertschicht in mm Pb	0,025	3,0	12,0
Maximale spezifische Aktivität in $\frac{\text{GBq}}{\text{mg}}$	650	341	42
Bestrahlungsdauer	permanent** / temporär***	temporär	temporär
* Berechnet aus der Energieverteilung der Photonenanzahl ** z. B. Monotherapie des Prostata-Karzinoms oder interstitielle Bestrahlung von Hirntumoren *** z. B. Bestrahlung von malignen Augentumoren mit Augenapplikatoren oder interstitielle Bestrahlung von Hirntumoren.			

Tabelle 4 zeigt einige Charakteristika für exemplarische STRAHLERTYPEN zur PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE für ^{125}I , ^{192}Ir und ^{60}Co .

ANMERKUNG 4 Siehe dazu ESTRO TG43 [16].

Tabelle 4 — Einige Charakteristika von drei exemplarischen Strahlertypen, die in der Photonen-Brachytherapie häufig verwendet werden (z. B. ESTRO TG43 [16] und Bal06 [4])

Eigenschaften	^{125}I	^{192}Ir	^{60}Co
Abmessungen der aktiven Teile (Durchmesser · Länge)	0,5 mm · 3 mm	0,6 mm · 3,5 mm	0,5 mm · 3,5 mm
Abmessungen der Strahlerumhüllung (Durchmesser · Länge)	0,8 mm · 4,5 mm	0,9 mm · 4,57 mm	1 mm · 5 mm
AKTIVITÄT	3,7 MBq bis 37 MBq	$\leq 555 \text{ GBq}$	$\leq 81,4 \text{ GBq}$
KENN-LUFTKERMALEISTUNG	$0,1288 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{h}}$ bis $1,288$	$\leq 6,105 \frac{\text{cGy}}{\text{h}}$	$\geq 2,491 \frac{\text{cGy}}{\text{h}}$
DOSISLEISTUNGSKONSTANTE Λ	$0,965 \frac{\text{cGy}}{\text{h} \cdot \text{U}}$	$1,117 \frac{\text{cGy}}{\text{h} \cdot \text{U}}$	$1,087 \frac{\text{cGy}}{\text{h} \cdot \text{U}}$
ANMERKUNG Die DOSISLEISTUNGSKONSTANTE Λ ist der Quotient aus der WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG $\dot{D}_{w,1}(r_0, \theta_0)$ am TG-43 REFERENZPUNKT $P_{\text{Ref}}(r_0, \theta_0)$ und der LUFTKERMA-STÄRKE S_K eines STRAHLERS (verwendete Einheiten siehe Tabelle 2).			

5.2 Strahlenphysikalische Charakteristika von Photonen-Brachytherapie-Strahlungsfeldern

In der BRACHYTHERAPIE wird unterschieden zwischen

- dem unmittelbar durch die Kernumwandlung und ihre Folgeprozesse entstehenden PHOTONEN-SPEKTRUM („EMISSIONS-SPEKTRUM“),
- dem durch Wechselwirkungen innerhalb des STRAHLERS beeinflussten PHOTONEN-SPEKTRUM an der STRAHLER-OBERFLÄCHE,
- dem PHOTONEN-SPEKTRUM an einem DOSIS-BERECHNUNGSPUNKT innerhalb des Umgebungsmaterials.

Diese SPEKTREN und ihre MITTLEREN ENERGIEEN sind in DIN 6803-1 [43] definiert und werden dort an Beispielen erläutert.

5.2.1 Emissions-Spektren hypothetischer punktförmiger BT-Strahler

Bei BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERN entstehen unmittelbar durch die Kernumwandlung und ihre Folgeprozesse PHOTONENSPEKTREN, die EMISSIONS-SPEKTREN. Die EMISSIONS-SPEKTREN der primär ausgesendeten Betastrahlung und der Auger-Elektronen werden hier nicht betrachtet, da diese infolge der Selbstabsorption im STRAHLER, d. h. im RADIONUKLID, im TRÄGER, im MARKER und in der Strahlerhülle, sowie der Absorption in den ersten Millimetern der Wasserschicht nicht von therapeutischer und dosimetrischer Bedeutung sind. Bei Messungen der KENNDOSISLEISTUNG frei in Luft muss ein möglicher Beitrag von hochenergetischen Elektronen korrigiert werden.

ANMERKUNG Im Anhang A sind für die drei Radionuklide ^{125}I , ^{192}Ir , und ^{60}Co die Emissionswahrscheinlichkeiten der beim Zerfall auftretenden GAMMASTRAHLUNG und der CHARAKTERISTISCHEN RÖNTGENSTRAHLUNG der Tochter-RADIONUKLIDE dargestellt.

5.2.2 Spektren der Primärstrahlung an der Strahler-Oberfläche

Das SPEKTRUM der PRIMÄRSTRAHLUNG eines PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE-STRAHLERS an der STRAHLER-OBERFLÄCHE wird durch seine SPEKTRALE TEILCHENZAHL

$$N_E = \frac{dN}{dE} \quad (1)$$

und seine SPEKTRALE STRAHLUNGSENERGIE

$$R_E = \frac{dR}{dE} \quad (2)$$

beschrieben.

Dabei ist

- dN die Anzahl aller aus der STRAHLER-OBERFLÄCHE austretenden PHOTONEN mit Energien zwischen E und $E + dE$;
- dE die Breite des Energieintervalls;
- dR die gesamte Strahlungsenergie aller aus der STRAHLER-OBERFLÄCHE austretenden PHOTONEN mit Energien zwischen E und $E + dE$,

ANMERKUNG 1 Anhang B zeigt Diagramme als Beispiele der SPEKTRALEN TEILCHENZAHL der PRIMÄRSTRAHLUNG an der Oberfläche von BRACHYTHERAPIE-STRAHLERN für die RADIONUKLIDE ^{125}I , ^{192}Ir und ^{60}Co .

Die MITTLERE ENERGIE $\bar{E}_N$ der aus der STRAHLER-OBERFLÄCHE austretenden PRIMÄRSTRAHLUNGS-PHOTONEN ist der Mittelwert der mit der relativen SPEKTRALEN TEILCHENZAHL N_E gewichteten PHOTONEN-Energie:

$$\bar{E}_N = \frac{\int E \cdot N_E dE}{\int N_E dE} = \frac{\int R_E dE}{\int (R_E/E) dE} \quad (3)$$

Dabei ist

- E die PHOTONEN-Energie;
- R_E die SPEKTRALE TEILCHENZAHL;
- $R_E = E \cdot N_E$ die SPEKTRALE STRAHLUNGSENERGIE.

Komponenten des SPEKTRUMS mit vernachlässigbarem Dosisbeitrag werden hierbei nicht berücksichtigt.

ANMERKUNG 2 Die Funktion $R_E = E \cdot N_E$ ist z. B. in der Carleton Datenbank (Tay08 [39]) enthalten.

5.2.3 Spektren der Gesamtstrahlung an einem Dosis-Berechnungspunkt

Die SPEKTREN der PHOTONEN im Wasser ändern sich mit zunehmendem Abstand von dem BRACHYTHERAPIE-STRAHLER durch die Schwächung der PRIMÄRSTRAHLUNG sowie durch die Erzeugung und den Transport von STREUSTRahlung und FLUORESZENZSTRAHLUNG in dem bestrahlten Medium. Die SPEKTRALE PHOTONENFLUENZ Φ_E beschreibt das gesamte SPEKTRUM der PHOTONENSTRAHLUNG (PRIMÄR-, STREU- und FLUORESZENZSTRAHLUNG) an einem DOSIS-BERECHNUNGSPUNKT. Die MITTLERE ENERGIE $\bar{E}_F$ der PHOTONENSTRAHLUNG an einem DOSIS-BERECHNUNGSPUNKT ist der Mittelwert, der sich durch Wichtung mit der relativen SPEKTRALEN PHOTONENFLUENZ Φ_E am interessierenden RAUMPUNKT ergibt:

$$\bar{E}_F = \frac{\int E \cdot \Phi_E dE}{\int \Phi_E dE} \quad (4)$$

Dabei ist

E	die PHOTONEN-Energie;
$\bar{E}_F$	die MITTLERE ENERGIE der PHOTONENSTRAHLUNG
Φ_E	die SPEKTRALE PHOTONENFLUENZ.

ANMERKUNG 1 Diagramme der relativen SPEKTRALEN PHOTONENFLUENZ der GESAMTSTRAHLUNG in verschiedenen Abständen von BRACHYTHERAPIE-STRAHLERN in Wasser werden im Anhang B für die RADIONUKLIDE ^{125}I (Bild 3), ^{192}Ir (Bild 4) und ^{60}Co (Bild 5) gezeigt.

Das Bild 6 enthält zur allgemeinen Information für die RADIONUKLIDE ^{125}I , ^{192}Ir und ^{60}Co die MITTLEREN PHOTONEN-ENERGIEN bis zu großen Abständen. Der Anstieg der MITTLEREN ENERGIE bei ^{125}I entsteht in größeren Abständen durch Aufhärtung des PRIMÄRSPEKTRUMS mit zunehmendem radialen Abstand; die Abnahme der MITTLEREN ENERGIE bei ^{192}Ir und ^{60}Co entsteht in größeren Abständen durch Zunahme des Streustrahlungsanteils mit zunehmendem radialen Abstand. Der Anstieg dieser Kurven am Außenrand des PHANTOMS entsteht durch das Fehlen der Rückstreuung niederenergetischer PHOTONEN aus dem Außenraum. Die relativen Fluenzanteile der PRIMÄRSTRAHLUNG und STREUSTRAHLUNG sind vom radialen Abstand abhängig; dies erklärt auch ihre unterschiedlichen Anteile an der MITTLEREN PHOTONEN-ENERGIE (siehe Anhang C).

Die resultierenden Dosisverteilungen der PRIMÄRSTRAHLUNG, der STREUSTRAHLUNG und der GESAMTSTRAHLUNG sind für die Strahlenbehandlung von Bedeutung. PRIMÄRDOSIS- UND STREUDOSIS-SEPARIERTE DOSISDATEN (PSS-DOSISDATEN) lassen sich durch MC-SIMULATION ermitteln

ANMERKUNG 2 Siehe dazu Tay08 [39].

Die STREUDOSIS erreicht die gleichen Zahlenwerte wie die PRIMÄRDOSIS bei $r = 2\text{ cm}$ für ^{125}I -BRACHYTHERAPIE-STRAHLER, bei $r = 6\text{ cm}$ für ^{192}Ir -BRACHYTHERAPIE-STRAHLER und bei $r = 16\text{ cm}$ für ^{60}Co -BRACHYTHERAPIE-STRAHLER, siehe PRIMÄRSTRAHLUNGS- UND STREUSTRAHLUNGSSEPARIERTE DOSISDATEN im Anhang C.

6 Strahler-Kalibrierung

6.1 Allgemeines

Die STRAHLER-KALIBRIERUNG jedes einzelnen BRACHYTHERAPIE-PHOTONEN-STRAHLERS besteht aus der Messung und Dokumentation der von ihm erzeugten KENN-LUFTKERMALEISTUNG. Die MESSUNSICHERHEITEN ($k = 2$) müssen immer angegeben werden. Diese KALIBRIERUNG muss durch eine ununterbrochene Kette von Vergleichen auf ein PRIMÄRNORMAL eines nationalen Metrologieinstitutes RÜCKFÜHRBAR sein. Glieder der RÜCKFÜHRBARKEITSKETTE sind SEKUNDÄRNORMALE und TRANSFERNORMALE, die unmittelbar oder mittelbar gegen ein PRIMÄRNORMAL kalibriert wurden. Die KENN-LUFTKERMALEISTUNG wird vom Hersteller gemessen und muss vom Anwender vor der ersten Anwendung am Patienten überprüft werden.

6.2 Strahler-Kalibriergröße

Die STRAHLER-KALIBRIERGRÖÖE für BRACHYTHERAPIE-PHOTONEN-STRAHLER ist die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ im Vakuum an einem MESSORT auf der STRAHLER-TRANSVERSALEBENE im Abstand $d_0 = 100\text{ cm}$ vom STRAHLER-MITTELPUNKT, erzeugt durch PHOTONEN mit Energien größer als die ABSCHNEIDEENERGIE δ . In der TG-43 DOSISBERECHNUNG wird die daraus abgeleitete, vom Abstand d des MESSORTES zum STRAHLER-MITTELPUNKT unabhängige, LUFTKERMA-STÄRKE nach Gleichung 5 verwendet:

$$S_K = \dot{K}_{\delta}(d) \cdot d^2 = \dot{K}_{\delta}(d_0) \cdot d_0^2 = \dot{K}_{\delta,100} \cdot (100\text{ cm})^2 \quad (5)$$

Dabei ist

S_K	die LUFTKERMA-STÄRKE;
δ	die ABSCHNEIDEENERGIE bezüglich der PHOTONENENERGIE;

$\dot{K}_\delta(d)$	die LUFTKERMALEISTUNG im Abstand d des MESSORTES zum STRAHLER-MITTELPUNKT;
d	der bei Messungen verwendete Abstand des MESSORTES zum STRAHLER-MITTELPUNKT;
$\dot{K}_\delta(d_0)$	die LUFTKERMALEISTUNG im Abstand d_0 des MESSORTES zum STRAHLER-MITTELPUNKT;
d_0	der Abstand 100 cm des MESSORTES zum STRAHLER-MITTELPUNKT;
$\dot{K}_{\delta,100}$	die KENN-LUFTKERMALEISTUNG.

Zu den bei Anwendung von Gleichung (5) gebräuchlichen Einheiten siehe Tabelle 2. Nach TG-43 wird die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ als Vielfaches der Einheit $1 \frac{\text{cGy}}{\text{h}}$ angegeben, und daraus wird nach Gleichung (5) die LUFTKERMA-STÄRKE S_K als Vielfaches der Einheit $1 \text{U} = \frac{\text{cGy}}{\text{h}} \cdot \text{cm}^2$ berechnet. Beispiel siehe Anhang H.

6.3 Strahler-Referenzdaten

6.3.1 Allgemeines

Der Hersteller umschlossener radioaktiver PHOTONEN-STRAHLER für die PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE muss für jeden STRAHLERTYP die STRAHLER-REFERENZDATEN spezifizieren. Die STRAHLER-REFERENZDATEN müssen dem Stand der Technik entsprechen. Die Unsicherheiten der STRAHLER-REFERENZDATEN sind anzugeben.

ANMERKUNG Die STRAHLER-REFERENZDATEN sind in der Regel im Strahler-Zertifikat (Source Certificate, SC, ISO 2919 [20]) bzw. in der Gebrauchsanweisung enthalten.

STRAHLER-REFERENZDATEN der relativen WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNGEN werden sowohl für die einfache manuelle Berechnung von Punktdosen als auch für die Berechnung der PHYSIKALISCHEN DOSISVERTEILUNG mit Bestrahlungsplanungssoftware verwendet.

6.3.2 Strahler-Referenzdaten

Die vom Hersteller für jeden Typ eines BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS mitzuliefernden STRAHLER-REFERENZDATEN müssen mindestens die nachfolgenden Angaben enthalten. Bei physikalischen Größen müssen immer sowohl die Einheiten als auch die Unsicherheiten ($k = 2$) angegeben werden.

STRAHLER-REFERENZDATEN (Minimalforderungen) für einen bestimmten STRAHLERTYP:

- Hersteller, Name, Adresse (einschließlich Telefonnummer und E-Mail-Adresse);
- RADIONUKLID, Halbwertszeit;
- STRAHLERTYP, Identifikation des STRAHLERTYPS;
- technischer Aufbau des STRAHLERS: Maße, geometrische Struktur und Materialzusammensetzung (radioaktives Material, TRÄGER, MARKER, Umhüllung) sowie die AKTIVE LÄNGE L bzw. EFFEKTIVE AKTIVE LÄNGE L_{eff} ;
- STRAHLER-MITTELPUNKT;
- MITTLERE ENERGIE $\bar{E}_N$ der PRIMÄRSTRAHLUNGS-PHOTONEN;
- DOSISLEISTUNGSKONSTANTE A , RADIALE DOSISFUNKTION $g(r)$ und 2D-ANISOTROPIEFUNKTION $F(r, \theta)$ sowie die nur vom Abstand r abhängige kugelsymmetrische ANISOTROPIEFUNKTION $\phi_{\text{an}}(r)$.

Weitere wünschenswerte STRAHLER-REFERENZDATEN sind:

- Darlegung der RADIONUKLID-REINHEIT;

- Darlegung der durch RADIONUKLID-Verunreinigungen möglichen Einflüsse auf die WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG;
- PHOTONEN-SPEKTRUM an der STRAHLER-OBERFLÄCHE in Vakuum;

ANMERKUNG Das PHOTONEN-SPEKTRUM an der STRAHLER-OBERFLÄCHE ist ohne weitere Umrechnung in MC-Rechnungen verwendbar.

- Maximalenergie der PRIMÄRSTRAHLUNGS-PHOTONEN $E_{\max}$;
- KENN-WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG $\dot{D}_{W,1}$ am TG-43 REFERENZPUNKT $P_{\text{Ref}}(r_0, \theta_0)$ in Wasser.

6.4 Strahler-Kalibrierdaten

Der Hersteller umschlossener radioaktiver PHOTONEN-STRAHLER für die PHOTONEN-BRACHYTHERAPIE muss für jeden gelieferten STRAHLER die STRAHLER-KALIBRIERDATEN (CD) mitliefern. Die STRAHLER-KALIBRIERDATEN müssen dem Stand der Technik entsprechen. Die Unsicherheiten der STRAHLER-KALIBRIERDATEN sind anzugeben.

Die STRAHLER-KALIBRIERDATEN eines BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS müssen mindestens die folgenden Charakteristika enthalten. Bei der Angabe physikalischer Größen müssen immer auch die Einheiten sowie die Messunsicherheiten ($k = 2$) angegeben werden.

Anzugebende KALIBRIERDATEN für einen EINZELSTRAHLER:

- Datum und Uhrzeit (und Zeitzone) der STRAHLER-KALIBRIERUNG, Methode der STRAHLER-KALIBRIERUNG (z. B. mit einer SCHACHTIONISATIONSKAMMER) und Darlegung der RÜCKFÜHRBARKEIT zu einem PRIMÄRNORMAL;
- KALIBRIER-BEZUGSBEDINGUNGEN;
- KENN-LUFTKERMALEISTUNG oder LUFTKERMA-STÄRKE;
- STRAHLER-Kennzeichnung;
- Aktivität (nur für Strahlenschutzbelange).

KALIBRIERDATEN für eine Liefercharge von LE-STRAHLERN (SEEDS):

- Datum und Uhrzeit (und Zeitzone) der STRAHLER-KALIBRIERUNG, Methode der STRAHLER-KALIBRIERUNG (z. B. mit einer SCHACHTIONISATIONSKAMMER) und Darlegung der RÜCKFÜHRBARKEIT zu einem PRIMÄRNORMAL;
- Referenzwert der mittleren KENN-LUFTKERMALEISTUNG oder der mittleren LUFTKERMA-STÄRKE der STRAHLER der Liefercharge mit Angabe der Exemplarstreuung;
- mittlere AKTIVITÄT der STRAHLER der Liefercharge (nur für Strahlenschutzbelange).

7 Strahlerprüfung

7.1 Allgemeines

Der Anwender muss die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ oder die LUFTKERMA-STÄRKE S_K von BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERN wie im Folgenden beschrieben vor der ersten Anwendung an einem Patienten überprüfen.

ANMERKUNG Eine unabhängige Überprüfung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ oder der LUFTKERMA-STÄRKE S_K von BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERN durch den Anwender wird auch z. B. von der AAPM (Nat97 [29] Kut88 [26]), der IAEA (IAEA-1274 [17]) und vielen Herstellern empfohlen. Die LUFTKERMA-STÄRKE S_K wird nach Gleichung (5) aus der KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ berechnet.

7.2 HE-Brachytherapie-Photonenstrahler

7.2.1 Allgemeines

Die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS muss durch den Anwender vor der ersten Anwendung an einem Patienten durch Messung mit einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN SCHACHTIONISATIONSKAMMER oder einer geeigneten DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG überprüft werden.

ANMERKUNG Geeignete DOSIMETRIE-DETEKTOREN bzw. Messanordnungen für HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLER sind RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTE SCHACHTIONISATIONSKAMMERN nach DIN EN 62467-1 [41] und RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTE DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNGEN nach Kau12 [23].

Die KALIBRIERUNGEN müssen auf ein PRIMÄRNORMAL eines metrologischen Staatsinstitutes (z. B. Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) oder National Institute of Standards and Technology (NIST)) RÜCKFÜHRBAR sein.

7.2.2 Messung der Kenn-Luftkermaleistung mit einer rückführbar kalibrierten Schachtionisationskammer

Die Überprüfung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS mit einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN SCHACHTIONISATIONSKAMMER erfolgt unter Zuhilfenahme eines RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Elektrometers sowie eines RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Thermometers und eines RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Barometers.

SCHACHTIONISATIONSKAMMERN (DIN EN 62467-1 [41]) sind großvolumige luftgefüllte Ionisationskammern (etwa 200 cm³ Luftvolumen), die für verschiedene HE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLERTYPEN kalibriert werden können. Der BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLER wird zur Messung innerhalb der SCHACHTIONISATIONSKAMMER positioniert. Die SCHACHTIONISATIONSKAMMER muss auf einem Stativ montiert sein und so im Bestrahlungsraum positioniert werden, dass die Rückstreuung von Wänden, Boden oder Mobiliar minimiert wird (DGMP Bericht 13[14]).

Eine SCHACHTIONISATIONSKAMMER muss alle zwei Jahre oder, falls durch eine radioaktive Kontrollvorrichtung oder einen kalibrierten STRAHLER die Konstanz des ANSPRECHVERMÖGENS gesichert ist, maximal alle fünf Jahre RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERT werden.

Die Überprüfung kommerziell erhältlicher HE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLER erfolgt in einem für den STRAHLERTYP zugelassenen Adapter, welcher die Positionierung des STRAHLERS auf der Mittelachse der SCHACHTIONISATIONSKAMMER gewährleisten muss.

Die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines HE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLERS wird aus dem Messwert einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN SCHACHTIONISATIONSKAMMER nach der Gleichung (6) bestimmt.

$$\dot{K}_{\delta,100} = N_K \cdot M_{\max} \cdot k_{\rho} \cdot \prod_{i=1}^n k_i \quad (6)$$

Dabei ist

- | | |
|------------------------|--|
| $\dot{K}_{\delta,100}$ | die KENN-LUFTKERMALEISTUNG; |
| N_K | der RÜCKFÜHRBARE KALIBRIERFAKTOR der SCHACHTIONISATIONSKAMMER für die KENN-LUFTKERMALEISTUNG des HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS; |
| $M_{\max}$ | der durch Variation der Strahlerposition ermittelte größte Kammerstrom oder die größte Ladung pro Zeitintervall Δt der SCHACHTIONISATIONSKAMMER; |
| k_{ρ} | der Luftdichte-Korrektionsfaktor nach Gleichung (7); |
| k_i | weitere Korrektionsfaktoren wie z. B. der Sättigungs-Korrektionsfaktor k_{ion} . |

Bei Variation der Position x des HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS entlang der Mittelachse der SCHACHTIONISATIONSKAMMER variiert der Kammerstrom. Die Position $x_{\max}$ des BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS zur Bestimmung des Maximalwertes $M_{\max}$ wird vom Anwender experimentell bestimmt, indem er die Position des STRAHLERS entlang der Mittelachse der SCHACHTIONISATIONSKAMMER in einem Katheter oder Adapter variiert. Die Bestimmung der Position $x_{\max}$ des höchsten Messwertes $M_{\max}$ durch Beschreibung der Messwerte einer SCHACHTIONISATIONSKAMMER in Abhängigkeit von der Messposition im Adapter durch ein Polynom 2. oder 3. Grades wird im Anhang D beschrieben.

Als Elektrometer für die SCHACHTIONISATIONSKAMMER eignet sich z. B. das Elektrometer eines REFERENZ-THERAPIEDOSIMETERS, das RÜCKFÜHRBAR in elektrischen Einheiten KALIBRIERT ist.

Die Einflüsse des Luftdrucks p und der Temperatur T auf den LUFTDICHT-KORREKTIONSFAKTOR k_p werden bei Messungen mit offenen SCHACHTIONISATIONSKAMMERN an HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERN nach Gleichung (7) berücksichtigt:

$$k_p = \frac{p_0}{p} \cdot \frac{T}{T_0} \quad (7)$$

Dabei ist

p_0	der BEZUGSWERT des Luftdrucks;
p	der Luftdruck;
T	die Temperatur;
T_0	der BEZUGSWERT der Temperatur.

Die BEZUGSWERTE von Luftdruck und Temperatur sind $p_0 = 101,325 \text{ kPa}$ und $T_0 = 293,15 \text{ K}$ (20°C). Der Luftdruck p wird mit einem RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Barometer und die Temperatur T mit einem RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Thermometer gemessen.

ANMERKUNG Bei der Berechnung von k_p nach Gleichung (7) ist die Temperatur T in der Einheit Kelvin (K) anzugeben.

Die Faktoren k_i in Gleichung (6) sind weitere Korrekturen. Dazu gehören die im Kalibrierschein angegebenen Korrekturen, der POLARITÄTS-KORREKTIONSFAKTOR k_p , der SÄTTIGUNGS-KORREKTIONSFAKTOR k_{ion} und der APPLIKATOR-KORREKTIONSFAKTOR k_{app} zur Korrektur der SCHWÄCHUNG im APPLIKATOR bzw. im Katheter.

7.2.3 Messung der Kenn-Luftkermaleistung mit einer rückführbar kalibrierten Detektor-Phantom-Anordnung

Zur Messung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines HE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLERS ist auch eine RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTE DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG geeignet (Kau12 [23]).

Als DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG kann z. B. eine Kombination aus einer IONISATIONSKAMMER und einem kommerziell erhältlichen PMMA-Zylinderphantom verwendet werden. Das PMMA-Zylinderphantom, mit einem Durchmesser von 20 cm und einer Höhe von 12 cm, hat in der Mitte eine zentrale Bohrung für spezielle Adapter zur Fixierung eines 5 F-Katheters oder eines Metallkatheters zur Positionierung des HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS in der Zylindermitte. In vier peripheren Bohrungen – auf einem Radius von 8 cm und unter den Azimutwinkeln 0° , 90° , 180° oder 270° – kann mit einem Adapter eine IONISATIONSKAMMER positioniert werden.

Die DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG muss auf einem Stativ montiert sein und so im Bestrahlungsraum positioniert werden, dass die Rückstreuung von Wänden, Boden oder Mobiliar minimiert wird (DGMP Bericht 13 [14]).

Die gesamte DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG, d.h. die IONISATIONSKAMMER **und** das kommerziell erhältliche zylinderförmige PMMA-PHANTOM **sowie** der Adapter zur Positionierung des BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS **und** der Adapter zur exakten Positionierung der IONISATIONSKAMMER müssen RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERT werden. Zur Messung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines HE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLERS dürfen nur diese gemeinsam kalibrierten Komponenten der DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG verwendet werden.

Eine DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG muss alle zwei Jahre oder, falls durch eine radioaktive Kontrollvorrichtung oder einen kalibrierten STRAHLER die Konstanz des ANSPRECHVERMÖGENS gesichert ist, maximal alle fünf Jahre RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERT werden.

ANMERKUNG Nach dieser Norm ist es nicht zulässig, eine DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG zu verwenden, wenn lediglich die Ionisationskammer einen KALIBRIERFAKTOR besitzt und für die gesamte Anordnung ein nicht durch KALIBRIERUNG gesicherter Umrechnungsfaktor zur Berechnung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG oder LUFTKERMA-STÄRKE des STRAHLERS aus dem Messwert der Ionisationskammer verwendet wird.

Die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS wird mit einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG sowie einem RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Elektrometer, einem RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Thermometer und einem RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Barometer unter Verwendung der Gleichung (8) gemessen.

Für die exemplarische DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG erhält man die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS nach:

$$\dot{K}_{\delta,100} = N_K \cdot \bar{M}_{\max} \cdot k_{\rho} \cdot k_s \quad (8)$$

Dabei ist

$\dot{K}_{\delta,100}$	die KENN-LUFTKERMALEISTUNG
N_K	der RÜCKFÜHRBARE KALIBRIERFAKTOR der DETEKTOR-PHANTOM-ANORDNUNG für die KENN-LUFTKERMALEISTUNG des BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS;
$\bar{M}_{\max}$	der Mittelwert der Messwerte der Ionisationskammer im PMMA-Zylinderphantom unter 0°, 90°, 180° und 270°, wobei sich der STRAHLER in der Position $x_{\max}$ befindet;
k_{ρ}	der LUFTDICHT-KORREKTIONSFAKTOR nach Gleichung (7);
k_s	der SÄTTIGUNGS-KORREKTIONSFAKTOR, der im Kalibrierschein angegeben ist.

Die Position $x_{\max}$ des BRACHYTHERAPIE-STRAHLERS im Zylinderphantom muss vom Anwender experimentell bestimmt werden. Hierzu wird die Ionisationskammer in die Position 0° gebracht und die Position des STRAHLERS entlang der Mittelachse des PMMA-PHANTOMS in einem Katheter oder APPLIKATOR variiert. Der Strahler befindet sich in der Position $x_{\max}$, wenn der größte Kammerstrom oder die größte Ladung pro Zeitintervall Δt der IONISATIONSKAMMER gemessen wird. Der STRAHLER-MITTELPUNKT hat dann den kleinsten Abstand vom EFFEKTIVEN MESSPUNKT des Detektors. Bei festgehaltener Strahlerposition $x_{\max}$ wird danach durch Mittelung über die vier Kammerpositionen 0°, 90°, 180° und 270° der Mittelwert $\bar{M}_{\max}$ bestimmt.

7.3 LE-Brachytherapie-Photonenstrahler

7.3.1 Allgemeines

Die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS muss durch den Anwender vor der ersten Anwendung an einem Patienten durch Messung mit einem geeigneten RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN DOSIMETRIE-DETEKTOR überprüft werden.

Bei steril verpackten LE SEEDS, für die vom Hersteller keine KALIBRIERUNG jedes einzelnen STRAHLERS, sondern nur eine Angabe der mittleren KENN-LUFTKERMALEISTUNG oder der mittleren LUFTKERMA-STÄRKE der Liefercharge mitgeliefert wird, muss vor der Anwendung am Patienten zumindest eine repräsentative Stichprobe der Charge durch Messung der KENN-LUFTKERMALEISTUNGEN $\dot{K}_{\delta,100}$ mit einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN DOSIMETRIE-DETEKTOR überprüft werden. Eine repräsentative Stichprobe einer Charge bedeutet: 10 % der STRAHLER oder zehn STRAHLER, je nachdem, was größer ist, ist zu überprüfen.

ANMERKUNG 1 Nach But08 [8].

ANMERKUNG 2 Die AAPM Empfehlungen zur Verantwortung des klinisch tätigen Medizinphysikers bei der Überprüfung von LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERN sind im Dokument But08 [8] enthalten.

Geeignete DOSIMETRIE-DETEKTOREN für LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLER sind RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTE SCHACHTIONISATIONSKAMMERN (DIN EN 62467-1 [41]).

Die KALIBRIERUNG muss auf ein PRIMÄRNORMAL eines metrologischen Staatsinstitutes (z. B. Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) oder National Institute of Standards and Technology (NIST)) RÜCKFÜHRBAR sein.

7.3.2 Messung der Kenn-Luftkermaleistung mit einer rückführbar kalibrierten Schachtionisationskammer

Die Überprüfung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS mit einer RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN SCHACHTIONISATIONSKAMMER erfolgt unter Zuhilfenahme eines RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Elektrometers sowie eines RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Thermometers und eines RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERTEN Barometers bestimmt.

Eine SCHACHTIONISATIONSKAMMER muss alle zwei Jahre oder, falls durch eine radioaktive Kontrollvorrichtung oder einen kalibrierten STRAHLER die Konstanz des ANSPRECHVERMÖGENS gesichert ist, maximal alle fünf Jahre RÜCKFÜHRBAR KALIBRIERT werden.

Die KENN-LUFTKERMALEISTUNG $\dot{K}_{\delta,100}$ eines LE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLERS wird aus dem Messwert einer RÜCKFÜHRBAR kalibrierten SCHACHTIONISATIONSKAMMER nach der Gleichung (9) bestimmt.

$$\dot{K}_{\delta,100} = N_K \cdot M \cdot k'_p \cdot \prod_{i=1}^n k_i \quad (9)$$

Dabei ist

$\dot{K}_{\delta,100}$ die KENN-LUFTKERMALEISTUNG;
 N_K der RÜCKFÜHRBARE KALIBRIERFAKTOR der SCHACHTIONISATIONSKAMMER für die KENN-LUFTKERMALEISTUNG eines LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERTYPs;
 M der Kammerstrom oder die Ladung pro Zeitintervall Δt der SCHACHTIONISATIONSKAMMER;

ANMERKUNG Bei LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERN ist, wegen der geringen Dosisleistung, bei der Messung von M eine Messung der Ladung mit ausreichend langer Integrationszeit Δt zweckmäßig.

k'_p ein modifizierter LUFTDICHT-KORREKTIONSFAKTOR, der bei offenen SCHACHTIONISATIONSKAMMERN die Einflüsse des Luftdrucks p und der Temperatur T bei LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERN, wie z. B. für ^{125}I oder ^{103}Pd berücksichtigt;
 k_i weitere Korrekturfaktoren wie z. B. der SÄTTIGUNGS-KORREKTIONSFAKTOR k_{ion} .

ANMERKUNG 1 Für LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLER, wie z. B. für ^{125}I -STRAHLER oder ^{103}Pd -STRAHLER wird bei der Messung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG mit einer SCHACHTIONISATIONSKAMMER oftmals ein modifizierter LUFTDICHT-KORREKTIONSFAKTOR k'_p benötigt, dessen Berechnungsformel von der Gleichung (7) abweicht. Die korrekte Berechnungsformel ist in der Bedienungsanleitung der verwendeten SCHACHTIONISATIONSKAMMER angegeben.

ANMERKUNG 2 Bei der Messung von LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERN kann der SÄTTIGUNGS-KORREKTIONSFAKTOR k_{ion} wegen der geringen Dosisleistung gleich eins gesetzt werden.

Das ANSPRECHVERMÖGEN von SCHACHTIONISATIONSKAMMERN hängt von der Position des LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONENSTRAHLERS in der SCHACHTIONISATIONSKAMMER ab. Die Überprüfung kommerziell erhältlicher LE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLER erfolgt mit Hilfe von speziellen Adaptern, welche die exakte Positionierung eines STRAHLERS oder mehrerer STRAHLER in der SCHACHTIONISATIONSKAMMER gewährleisten.

Zur Messung eines einzelnen LE-BRACHYTHERAPIE-SEEDS ist der dafür vorgesehene SEED-Adapter zu verwenden, mit dem das SEED auf der Mittelachse der SCHACHTIONISATIONSKAMMER so positioniert wird, dass der Messwert M den größten Kammerstrom oder die größte Ladung pro Zeitintervall Δt der SCHACHTIONISATIONSKAMMER ergibt.

SEEDS werden entweder einzeln ausgeliefert oder als sogenannter STRAND. Die einzeln gelieferten SEEDS sind sterilisiert und meist gebrauchsfertig in „cartridges“ (Kassetten) verpackt. Der Begriff STRAND bezeichnet äquidistant angeordnete SEEDS, die linear in einem sterilen bioresorbierbaren Material fixiert sind oder durch ein bioresorbierbares Material verbunden sind. Kommerziell erhältliche STRANDS enthalten z. B. jeweils 10 SEEDS, die der Anwender konfektionieren kann.

Bei der Messung von STRANDS, d. h. bei der simultanen Messung von mehreren LE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLERN, sind die dafür vorgesehenen STRAND-Adapter zu verwenden. Die Hersteller von SCHACHTIONISATIONSKAMMERN müssen Korrekturfaktoren für einen ganzen STRAND zur Verfügung stellen.

ANMERKUNG 3 Für STRAND-Teile werden von manchen Herstellern Korrekturfaktoren geliefert, die sowohl von der Anzahl der SEEDS des STRAND-Teils als auch von der Position des STRAND-Teils in der SCHACHTIONISATIONSKAMMER abhängen.

Die Sterilität von SEEDS, STRANDS und STRAND-Abschnitten muss bei der Messung der KENN-LUFTKERMALEISTUNG mit einer SCHACHTIONISATIONSKAMMER erhalten bleiben, wenn diese SEEDS später implantiert werden sollen. Die entsprechenden Adapter müssen deshalb vor Verwendung sterilisiert werden.

8 Dosisberechnung

8.1 Allgemeines zur TG-43 Dosisberechnung

Die Berechnung der von einem LE- oder HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONEN-STRAHLER erzeugten WASSER-ENERGIEDOSIS aus seiner KENN-LUFTKERMALEISTUNG und dem Zeit-Dosis-Muster erfolgt nach den im Bericht der AAPM Task Group 43 (TG-43 DOSISBERECHNUNG) zusammengefassten Regeln.

ANMERKUNG Aktuelle Gültigkeit haben für die LE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONEN-STRAHLER Riv04 [34] und Riv07 [35] und für die HE-BRACHYTHERAPIE-STRAHLER Per12a [30] sowie ESTRO TG43 [16] oder Tay08 [38].

Bei TG-43 DOSISBERECHNUNGEN sind die in 6.3 genannten Daten zu verwenden. Bei der Bestimmung der TG-43 STRAHLER-REFERENZDATEN und bei der DOSISBERECHNUNG mit allen anderen Verfahren sind die in 6.3 genannten Anforderungen an die STRAHLER-REFERENZDATEN und die in 6.4 genannten Anforderungen an die STRAHLER-KALIBRIERDATEN einzuhalten.

Bei klinisch genutzten Bestrahlungsplanungssystemen für die LE- oder HE-BRACHYTHERAPIE, die auf TG-43 DOSISBERECHNUNGEN basieren, muss der Anwender vor der ersten Anwendung am Patienten die implementierten TG-43 Daten mithilfe der publizierten Daten (Riv04 [34], Riv07 [35] oder Per12a [30]) oder mithilfe einer Datenbank (ESTRO TG43 [16] oder Tay08 [38]) überprüfen. Es gibt auch Bestrahlungsplanungssysteme, bei denen vom Anwender selbst zusätzliche BRACHYTHERAPIE-PHOTONEN-STRAHLER implementiert werden können. In diesem Fall dürfen Anwender nur BRACHYTHERAPIE-PHOTONEN-STRAHLERTYPEN implementieren, die in Riv04 [34], Riv07 [35], Per12a [30], ESTRO TG43 [16] oder Tay08 [38] dokumentiert sind.

Der Anwender eines TG-43 basierten Bestrahlungsplanungssystems muss regelmäßig oder bei Bedarf Dosisberechnungen des Bestrahlungsplanungssystems unabhängig verifizieren. Dazu können z. B. die QA ALONG-AWAY DOSIS DATEN verwendet werden (siehe 8.5.4 und exemplarische Berechnung im Anhang K). Dabei ist auch die Berechnung des radioaktiven Zerfalls des EINZELSTRAHLERS oder der SEEDS zu kontrollieren.

Einen neu entwickelten LE- oder HE-BRACHYTHERAPIE-PHOTONEN-STRAHLERTYP darf der Anwender eines TG-43 basierten Bestrahlungsplanungssystems klinisch erst dann verwenden oder implementieren, wenn dieser STRAHLERTYP in die Datenbank (ESTRO TG43 [16]) aufgenommen wurde.

Bei klinisch genutzten Bestrahlungsplanungssystemen für die LE- oder HE-BRACHYTHERAPIE, die auf anderen Berechnungsverfahren basieren (siehe 8.5.4 und Anhang K), kann der Anwender z. B. die QA ALONG-AWAY DOSIS DATEN zur einer Plausibilitätskontrolle verwenden.

8.2 Anforderungen an die zur Berechnung der Wasser-Energiedosis eines Brachytherapie-Strahlers verwendeten Strahlerdaten

Die Details von Dosisberechnungen, die für die Strahlentherapie relevant sind, müssen so dokumentiert werden, dass für Anwender der Ergebnisse dieser Dosisberechnungen hinreichend Information gegeben ist, um die Ergebnisse reproduzieren zu können.

ANMERKUNG 1 Beispiele für die Dokumentation von Dosisberechnungen: Riv04 [34], Riv07 [35], Per12a [30], Per12b [31]. In der Praxis bedeutet dies eine detaillierte Beschreibung der Fragestellung und der Grundannahmen, des verwendeten Rechencodes bzw. Algorithmus und aller für die Rechnung relevanten Parameter (z. B. der Transportparameter).

Bei der rechnerischen Bestimmung der TG-43 STRAHLER-REFERENZDATEN (z. B. mit MONTE-CARLO-SIMULATION) sind die verwendeten TG-43 Datenbanken zu dokumentieren.

Bei der Mitteilung von TG-43 STRAHLER-REFERENZDATEN bzw. der Ergebnisse von Dosisberechnungen für die Strahlentherapie mit der MONTE-CARLO-SIMULATION sind anzugeben:

- Strahlen-Transportcode, Name, Versionsnummer, Plattform, und Installations-Optionen;
- Art der Teilchen und berücksichtigte Wechselwirkungen, Wechselwirkungsprozesse;
- physikalisches Modell (Transportalgorithmus), Elektronentransport (verwendet oder nicht), alle ABSCHNEIDEENERGIEN;
- Wirkungsquerschnittsbibliothek, Name, Version, Nutzeränderungen (falls durchgeführt);
- STRAHLERGEOMETRIE, PHANTOMGEOMETRIE, MATERIALZUSAMMENSETZUNG, und Dichte;
- physikalische Verteilung der RADIOAKTIVITÄT im STRAHLER;
- erfasste räumliche Phantombereiche (tallies scored), räumliche Geometrie (scoring geometry) und Volumenelemente der Dosisberechnung (sampling space) im PHANTOM;
- EMISSIONS-SPEKTRUM nach 5.2.1, SPEKTRUM an der STRAHLEROBERFLÄCHE nach 5.2.2;
- Profil der PRIMÄRDOSIS, SEKUNDÄRDOSIS und GESAMTDOSIS als Funktion des in der Mittelebene des STRAHLERS gemessenen Abstandes vom Strahler-Mittelpunkt aus;
- Beschreibung aller Varianzreduzierenden Maßnahmen;
- verwendete physikalische Einheiten in allen berichteten Ergebnissen;
- Zeitpunktangabe unter Berücksichtigung des radioaktiven Zerfalls (timing results) mit vollständiger Spezifikation der Geometrie und der benutzten Hardware;
- Unsicherheiten aller Ergebnisse und Vergleich mit veröffentlichten Ergebnissen;
- Vergleich mit Messergebnissen, falls sie existieren, mit Angabe der Referenz.