

DIN 6809-6



ICS 17.240

Einsprüche bis 2019-12-30
Vorgesehen als Ersatz für
DIN 6809-6:2004-02

Entwurf

Klinische Dosimetrie – Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der Teletherapie

Clinical dosimetry –
Part 6: Application of high energy photon and electron radiation in teleradiotherapy
Dosimétrie clinique –
Partie 6: Application des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie en
teleradiothérapie

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2019-08-30 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 44 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Inhalt

	Seite
Vorwort	4
1 Anwendungsbereich	5
2 Normative Verweisungen	5
3 Begriffe	5
4 Referenzbedingungen	10
4.1 Referenzbedingungen für Photonen- und Elektronenstrahlung	10
4.1.1 Allgemeines	10
4.1.2 Photonenstrahlung	11
4.1.3 Elektronenstrahlung	11
4.2 Maschinenspezifische Referenzbedingungen	12
4.2.1 Allgemeines	12
4.2.2 Tomotherapie	12
4.2.3 Robotergestützte Teletherapie	13
5 Umrechnungen	13
5.1 Allgemeines	13
5.2 Zusammenhang zwischen relativer Tiefendosis P und Gewebe-Phantom-Verhältnis TPR	13
5.3 Berechnung der relativen Tiefendosis P für geänderte Fokus-Oberflächen-Abstände	14
5.4 Berechnung von Dosismonitorwerten	14
5.4.1 Allgemeines	14
5.4.2 Berechnung des Dosismonitorwerts bei FHA-Einstelltechnik	14
5.4.3 Berechnung des Dosismonitorwerts bei isozentrischer Einstelltechnik	16
6 Für Dosismessungen geeignete Dosimetersonden	17
7 Ermittlung von dosimetrischen Basisdaten für Bestrahlungsplanungssysteme	18
7.1 Allgemeines	18
7.2 Photonenstrahlung	19
7.2.1 Ermittlung des Dosismonitor-Kalibrierfaktors	19
7.2.2 Tiefendosisverteilungen	19
7.2.3 Gewebe-Phantom-Verhältnis	20
7.2.4 Dosisprofile in einer Feldebene	21
7.2.5 Streufaktoren	21
7.2.6 Totale Streufaktoren	22
7.2.7 Phantom- und Strahlerkopf-Streufaktoren	23
7.2.8 Basisdaten dosismodifizierender Maßnahmen	25
7.2.9 Keilfilter	25
7.2.10 Lamellenblende	27
7.2.11 Transmissionswerte des Blendensystems	27
7.2.12 Satellitenblenden für Photonenstrahlung	27
7.2.13 Kompensator und Bolus	28
7.3 Elektronenstrahlung	28
7.3.1 Ermittlung des Dosismonitor-Kalibrierfaktors	28
7.3.2 Modellparameter	29
7.3.3 Virtueller Quellpunkt	29
7.3.4 Tiefendosisverteilungen	29
7.3.5 Dosisprofile in einer Feldebene	30
7.3.6 Spezifische Dosis	30

7.3.7	Satellitenblenden für Elektronenstrahlung	30
7.3.8	Bolus und Abschirmung.....	31
7.4	Bestrahlungstabelle.....	31
7.4.1	Allgemeines	31
7.4.2	Basisdaten für Bestrahlungstabellen.....	32
7.4.3	Aufbereitung der Bestrahlungstabellen	33
7.5	Basisdaten für spezielle strahlentherapeutische Methoden und Bestrahlungstechniken	33
7.6	Basisdaten für dynamische Bestrahlungstechniken	33
7.7	Tomotherapie	33
8	Verifikation der Basisdaten.....	34
8.1	Allgemeines	34
8.2	Verifikation der Basisdatenerzeugung.....	34
8.3	Verifikation der Basisdateneingabe.....	34
8.4	Indirekte Verifikation der Basisdaten.....	34
8.4.1	Allgemeines	34
8.4.2	Indirekte Verifikation durch Reproduktion der Basisdatenmessungen.....	35
8.4.3	Erweiterte indirekte Verifikation	35
8.4.4	Indirekte Verifikation durch Ergebnisvergleich	35
8.4.5	Indirekte Verifikation durch Systemtest.....	36
9	Verwendung von Festkörperphantomen	36
9.1	Allgemeines	36
9.2	Materialien.....	36
9.3	Messungen in Festkörperphantomen	36
9.4	Dichtekorrekturen in Bestrahlungsplanungssystemen.....	37
9.4.1	Allgemeines	37
9.4.2	Dichtekorrektur im Planungssystem	37
9.4.3	Berechnungskorrektur im Bestrahlungsplanungssystem	38
	Literaturhinweise.....	39
	Stichwortverzeichnis	41

Tabellen

Tabelle 1 — Referenzbedingungen für die Dosismessung in hochenergetischen Photonenstrahlungsfeldern.....	11
Tabelle 2 — Referenzbedingungen für die Dosismessung in hochenergetischen Elektronenstrahlungsfeldern.....	11
Tabelle 3 — Abweichende Referenzbedingungen für die Dosismessung an Tomotherapie Geräten	12
Tabelle 4 — Abweichende Referenzbedingungen für die Dosismessung an Geräten für die robotergestützte Teletherapie	13

Vorwort

Diese Norm 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.

In Ergänzung zu DIN 6814-8 [20] werden für die klinische Dosimetrie in Abschnitt 3 neue Begriffe definiert. Festlegungen hierzu sowie Umrechnungen zwischen verschiedenen Größen bzw. Bestrahlungsbedingungen und die Berechnung von DOSISMONITORWERTEN werden in den Abschnitten 4 und 5 behandelt. In Abschnitt 6 werden die Eigenschaften der für diese Norm in Frage kommenden Dosimetersonden besprochen. Weiterhin werden in dieser Norm Verfahren zur Ermittlung dosimetrischer BASISDATEN für BESTRAHLUNGSTABELLEN und BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME (Abschnitt 7), für die Verifikation von BASISDATEN (Abschnitt 8), sowie für Messungen in Festkörperphantomen (Abschnitt 9) angegeben.

Definierte Begriffe werden in Übereinstimmung mit dem Verfahren bei IEC in KAPITÄLCHEN geschrieben. Ein Stichwortverzeichnis am Ende der Norm enthält alle definierten Begriffe einschließlich Quellenangabe und englischer Übersetzung.

Die Reihe DIN 6809, *Klinische Dosimetrie*, besteht aus:

- Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung
- Teil 2: Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen
- Teil 3: Röntgendiagnostik
- Teil 4: Röntgentherapie mit Röntgenröhrenspannungen zwischen 10 kV und 300 kV
- Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie
- Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der Teletherapie
- Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder

Änderungen

Gegenüber DIN 6809-6:2004-02 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) der Titel wurde geändert;
- b) der Anwendungsbereich wurde hinsichtlich der Bestrahlungsverfahren eingeschränkt;
- c) es werden auch robotergestützte und tomografische Bestrahlungsverfahren berücksichtigt;
- d) die Begriffsdefinitionen wurden überarbeitet und erweitert;
- e) die Schreibweise der Begriffssymbole wurde angepasst. In der Vorgängerversion dieser Norm waren z. B. Feldgröße-Parametersätze durch geschweifte Klammern gekennzeichnet. In dieser Norm wird darauf verzichtet, um die Lesbarkeit zu verbessern;
- f) die Kapitel wurden neu eingeteilt. Neu hinzugekommen sind die Kapitel über geeignete Dosimetersonden und die Verwendung von Festkörperphantomen. Entfallen sind die bisherigen Kapitel über Konstanzprüfungen, Messungen während der Patientenbestrahlung und über apparative Voraussetzungen.

1 Anwendungsbereich

Diese Norm legt Regeln für die klinische Dosimetrie hochenergetischer PHOTONEN- und ELEKTRONENSTRAHLUNG in der TELETHERAPIE mit Linearbeschleunigern fest.

Die Norm gilt nicht für intraoperative Bestrahlungsverfahren, GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN sowie die DOSIMETRIE von Kegelstrahl-Computertomographen mit hochenergetischer PHOTONENSTRAHLUNG.

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 6800-1, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 1: Allgemeines*

DIN 6800-2, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern*

DIN 6809-8, *Klinische Dosimetrie — Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Strahlenfelder*

DIN 6873-5, *Bestrahlungsplanungssysteme — Teil 5: Konstanzprüfungen von Kennmerkmalen*

DIN EN 60731, *Medizinische elektrische Geräte — Dosimeter mit Ionisationskammern zur Anwendung in der Strahlentherapie*

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe nach DIN 6814 (ganze Reihe), die Begriffe im Stichwortverzeichnis und die folgenden 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>

3.1

Bestrahlungstabelle

Tabelle der DOSISMONITORVORWAHL für hochenergetische ionisierende Strahlung aus einem Beschleuniger zum Erreichen einer gewünschten WASSER-ENERGIEDOSIS für definierte geometrische Bedingungen

Anmerkung 1 zum Begriff: Eine BESTRAHLUNGSTABELLE kann schriftlich oder elektronisch vorliegen.

3.2

Dosismonitor-Kalibrierfaktor

D_M

SPEZIFISCHE DOSIS unter den Kalibrierbedingungen des DOSISMONITORS

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08, Begriff 25.5]

3.3

Dosisquerprofil

DOSISPROFIL auf einer FELDACHSE

Anmerkung 1 zum Begriff: Oft werden nicht nur DOSISQUERPROFILE benötigt, sondern DOSISPROFILE entlang anderer (z. B. sternförmig angeordneter) Geraden in einer FELDEBENE.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08, Begriff 6.10, modifiziert, Anmerkung 1 zum Begriff ergänzt]

3.4

äquivalente Feldgröße

DOSIMETRISCHE FELDGRÖßE, für die bei gleichem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND die TIEFENDOSISVERTEILUNG und die WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG bzw. die SPEZIFISCHE DOSIS im interessierenden DOSISPUNKT in genügender Näherung die gleichen sind wie bei einer gegebenen DOSIMETRISCHEN FELDGRÖßE

Anmerkung 1 zum Begriff: Von besonderer Bedeutung ist die ÄQUIVALENTE FELDGRÖßE des STRAHLENFELDES mit quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE.

Anmerkung 2 zum Begriff: Bei der ÄQUIVALENTEN FELDGRÖßE liefert die Streustrahlung den gleichen Beitrag zur DOSIS am MESSORT wie bei der tatsächlichen FELDGRÖßE.

Anmerkung 3 zum Begriff: Obige Festlegung stellt in dem Sinne eine Näherung dar, dass zwar mit guter Näherung zu jedem REGULÄREN FELD ein FELD mit ÄQUIVALENTER FELDGRÖßE gefunden werden kann, für das die TIEFENDOSISVERTEILUNG näherungsweise identisch ist. Dies gilt jedoch nicht automatisch auch für SPEZIFISCHE DOSEN, die kritisch von der Strahlerkopfstreuung und der Phantomstreuung abhängen. Um die Verhältnisse genauer beschreiben zu können, ist es deshalb in Erweiterung von DIN 6814-8 sinnvoll, zusätzlich zwei Arten von ÄQUIVALENTEN FELDGRÖßEN (siehe 3.6 und 3.8) einzuführen:

- eine PHANTOM-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖßE $v_{p,äq}$, die in allen Größen verwendet werden muss, die von den Streuverhältnissen im Phantom abhängen;
- eine STRAHLERKOPF-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖßE $v_{c,äq}$, die in allen Größen verwendet werden muss, die von den Streuverhältnissen im Strahlerkopf abhängen.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08, Begriff 3.8.5, modifiziert, Anmerkung 3 zum Begriff ergänzt]

3.5

Feldgröße-Parametersatz

v_i

Zusammenstellung aller feldgrößebestimmenden, linearen Abmessungen, die das STRAHLENFELD beeinflussen

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Abmessungen beziehen sich jeweils auf den FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die FELDFLÄCHE allein genügt zur Charakterisierung nicht, da z.B. fokusferne und fokusnahe BETRIEBSBLENDEn die dosimetrischen Eigenschaften des STRAHLENFELDES beeinflussen (siehe aber 3.4).

Anmerkung 3 zum Begriff: In der Vorgängerversion dieser Norm waren FELDGRÖßE-PARAMETERSÄTZE durch geschweifte Klammern gekennzeichnet. In dieser Norm wird darauf verzichtet, um die Lesbarkeit zu verbessern.

Anmerkung 4 zum Begriff: In der Vorgängerversion waren getrennte FELDGRÖßE-PARAMETERSÄTZE für die Strahlerkopfstreuung sowie für die Phantomstreuung definiert. In der Praxis wird aber überwiegend mit ÄQUIVALENTEN FELDGRÖßEN (siehe 3.6 und 3.8) gearbeitet, weshalb in dieser Norm auf diese Aufspaltung verzichtet wird.

3.6

phantom-streuäquivalente Feldgröße

$v_{p,äq}$

Größe desjenigen quadratischen REGULÄREN FELDES im FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND, dessen PHANTOM-STREUFAKTOR gleich demjenigen eines gegebenen rechteckigen oder IRREGULÄREN FELDES mit dem FELDGRÖßE-PARAMETERSATZ v_i ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Für den häufig vorkommenden Fall eines rechteckigen FELDES $v_i = (v_x, v_y)$ mit den FELDABMESSUNGEN v_x und v_y an der Phantomoberfläche ergibt sich die PHANTOM-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖßE $v_{p,äq}(v_x, v_y)$ durch diejenige quadratische FELDGRÖßE an der Phantomoberfläche, für die die jeweiligen PHANTOM-STREUFAKTOREN identisch sind:

$$S_p(v_x, v_y) = S_p(v_{p,äq}(v_x, v_y))$$

Anmerkung 2 zum Begriff: $S_p(v_x, v_y)$ und damit $v_{p,äq}(v_x, v_y)$ sind kommutativ, d. h. $v_{p,äq}(v_x, v_y) = v_{p,äq}(v_y, v_x)$

Anmerkung 3 zum Begriff: $v_{p,äq}$ hängt nur schwach von der STRAHLUNGSQUALITÄT ab. Für Rechteckfelder mit $\frac{1}{2} < \frac{v_x}{v_y} < 2$ und v_x und $v_y < 20$ cm gilt in guter Näherung die Sterling-Gleichung [13]:

$$v_{p,äq}(v_x, v_y) = \left(\frac{2 \cdot v_x \cdot v_y}{v_x + v_y} \right)^2$$

Anmerkung 4 zum Begriff: Genauere Werte der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖßE sind in Brit. J. Radiol., Suppl. 25 [3] tabelliert.

Anmerkung 5 zum Begriff: Für die PHANTOM-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖßE bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHSFILTER siehe [12] und [15].

3.7

Referenzfeldgröße

v_{ref}

festgelegte DOSIMETRISCHE FELDGRÖßE, gemessen im REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_{ref} und festgelegtem FELDGRÖßE-PARAMETERSATZ

3.8

strahlerkopf-streuäquivalente Feldgröße

$v_{c,äq}$

Größe desjenigen quadratischen REGULÄREN FELDES im FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND, dessen STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR gleich demjenigen eines gegebenen rechteckigen oder IRREGULÄREN FELDES mit dem FELDGRÖßE-PARAMETERSATZ v_i ist

3.9

Gewebe-Phantom-Verhältnis

TPR (en:tissue phantom ratio)

von der Tiefe z abhängiger Quotient der jeweils auf dem ZENTRALSTRAHL gemessenen WASSER-ENERGIEDOSEN $D(z, v_i)$ und $D(z_{ref}, v_i)$ bei konstant gehaltenem FOKUS-MESSORT-ABSTAND F und festem FELDGRÖßE-PARAMETERSATZ v_i

$$TPR(z, v_i) = \frac{D(z, v_i)}{D(z_{ref}, v_i)}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Unter der Voraussetzung gleicher FELDGRÖßE am MESSORT ist das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS TPR mit für klinische Zwecke genügender Genauigkeit unabhängig vom FOKUS-MESSORT-ABSTAND [9]. Deshalb kann man sich auf einen festen FOKUS-MESSORT-ABSTAND beschränken, der dann sinnvollerweise gleich dem FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND gewählt wird.

Anmerkung 2 zum Begriff: Meist ist es zweckmäßig, das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS TPR in Abhängigkeit von der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGROÖE $v_{p\ddot{a}q}$ (siehe 3.6) anzugeben.

Anmerkung 3 zum Begriff: In Tiefen ab dem Dosismaximum ist der STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_c in guter Näherung tiefenunabhängig. Daher ist das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS TPR ebenfalls in guter Näherung unabhängig von der STRAHLERKOPF-STREUÄQUIVALENTEN FELDGROÖE $v_{c\ddot{a}q}$.

Anmerkung 4 zum Begriff: Hervorzuheben ist das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS in 20 cm und 10 cm Wassertiefe bei einem 10 cm × 10 cm FELD zur Bestimmung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX, häufig auch als $TPR_{20,10}$ bezeichnet.

3.10

Mini-Phantom

Kreiszyylinder zur Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS in 10 cm wasseräquivalenter Tiefe

Anmerkung 1 zum Begriff: Das MINI-PHANTOM hat eine wasseräquivalente Länge von mindestens 20 cm. Der Durchmesser muss so gewählt werden, dass einerseits SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT sichergestellt ist, und dass andererseits der Dosisbeitrag seitlich eingestreuter, im PHANTOM erzeugter Photonen möglichst gering ist. Ein MINI-PHANTOM aus PMMA muss daher einen Durchmesser von mindestens 4 cm haben [18]. Da das MINI-PHANTOM immer vollständig von STRAHLUNG erfasst sein muss, begrenzt der Durchmesser des MINI-PHANTOMS die kleinste mit dem MINI-PHANTOM messbare FELDGROÖE. Geeignete Materialien für das MINI-PHANTOM sind z. B.: PMMA, Graphit, Kupfer, Messing und Blei.

3.11

Referenzbedingungen

aus REFERENZTIEFE z_{ref} , REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_{ref} und REFERENZFELDGROÖE v_{ref} bestehender Parametersatz

Anmerkung 1 zum Begriff: Die in der klinischen Dosimetrie anzuwendenden Zahlenwerte der Größen z_{ref} , F_{ref} und v_{ref} werden in Abschnitt 4 festgelegt.

3.12

Referenzpunkt

Punkt auf dem ZENTRALSTRAHL in einer festgelegten wasseräquivalenten Tiefe

3.13

Referenztiefe

z_{ref}

wasseräquivalente Tiefe des REFERENZPUNKTES

3.14

Referenz-Fokus-Oberflächen-Abstand

F_{ref}

festgelegter FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND

3.15

relative Tiefendosis

P

Quotient der WASSER-ENERGIEDOSEN in einer beliebigen Tiefe z auf der STRAHLENFELDACHSE und am REFERENZPUNKT bei festem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F und festem FELDGROÖE-PARAMETERSATZ v_i :

$$P(z, v_i, F) = \frac{D(z, v_i, F)}{D(z_{ref}, v_i, F)}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Der FELDGROÖE-PARAMETERSATZ v_i bezieht sich unabhängig vom tatsächlichen FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND stets auf den FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND (siehe 3.5).

Anmerkung 2 zum Begriff: Die Normierung auf die WASSER-ENERGIEDOSIS in der REFERENZTIEFE weicht von der oft üblichen Normierung auf das Dosismaximum ab und wurde gewählt, um das Problem der Feldgrößenabhängigkeit der Tiefe des Dosismaximums zu umgehen und um einen Einfluss von Kontaminationselektronen aus dem Strahlerkopf auszuschließen.

Anmerkung 3 zum Begriff: Meist ist es zweckmäßig, die RELATIVE TIEFENDOSIS P in Abhängigkeit von der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖÖE $v_{p\ddot{a}q}$ (siehe 3.6) anzugeben.

3.16

spezifische Dosis

D_M

Quotient aus der WASSER-ENERGIEDOSIS D , die bei dem DOSISMONITORWERT MW in einem interessierenden Punkt in einem STRAHLENFELD erreicht wird und dem DOSISMONITORWERT MW

$$D_M = \frac{D}{MW}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Einheit ist „Gray durch Monitoreinheit“ (Einheitenzeichen Gy/ME).

Anmerkung 2 zum Begriff: Von besonderer Bedeutung sind die SPEZIFISCHE DOSIS unter den Kalibrierbedingungen des DOSISMONITORS und die SPEZIFISCHE DOSIS im Referenzpunkt.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08, Begriff 25.7, modifiziert, Energiedosis ersetzt durch Wasser-Energiedosis, in Anmerkung 2 zum Begriff den Zusatz „und in anderen Dosispunkten“ gelöscht]

3.17

Phantom-Streufaktor

S_p

Quotient aus TOTALEM STREUFAKTOR S_{cp} und STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_c

Anmerkung 1 zum Begriff: Der PHANTOM-STREUFAKTOR $S_p(z_{ref}, v_i)$ hängt bei gegebener Messtiefe und FELDGRÖÖE in guter Näherung nur von der STRAHLUNGSQUALITÄT und dem Phantommaterial ab. Für die REFERENZTIEFE z_{ref} liegen tabellierte PHANTOM-STREUFAKTOREN S_p für verschiedene PHANTOM-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖÖEN und STRAHLUNGSQUALITÄTEN in Wasser vor [14].

3.18

Strahlerkopf-Streufaktor

S_c

Quotient der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE eines DOSIMETERS $M(z_{ref}, v_i)$ mit FELDGRÖÖE-PARAMETERSATZ v_i und der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE eines DOSIMETERS $M(z_{ref}, v_{ref})$ bei der REFERENZFELDGRÖÖE v_{ref} unter Berücksichtigung der Nullanzeigen M_0 , beide gemessen auf der FELDACHSE im REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_{ref} in der REFERENZTIEFE z_{ref} im MINI-PHANTOM frei in Luft

Anmerkung 1 zum Begriff: Der Outputfaktor in Luft ist ein Synonym für den STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR.

Anmerkung 2 zum Begriff: Der STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_c ist in sehr guter Näherung unabhängig von der Tiefe z und dem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F .

Anmerkung 3 zum Begriff: Die der Komponenten der Strahlerkopfstreuung bei Beschleunigern sind die STREUSTRAHLUNG von Elektronen und Photonen aus dem STRAHLERKOPF, die zum DOSISMONITORWERT beitragende Rückstreuung aus dem BLENDENSYSTEM in den Dosismonitor und die partielle Abschattung von AUSGLEICHSKÖRPER und FOKUS durch die Einblendung des STRAHLENFELDES.

3.19

totaler Streufaktor

S_{cp}

Quotient der WASSER-ENERGIEDOSIS $D(z_{ref}, v_i)$ für einen beliebigen FELDGRÖßE-PARAMETERSATZ v_i und der WASSER-ENERGIEDOSIS $D(z_{ref}, v_{ref})$ in der REFERENZTIEFE z_{ref} bei einer REFERENZFELDGRÖßE v_{ref} im HOMOGENEN, QUASI-UNENDLICHEN PHANTOM im REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_{ref}

Anmerkung 1 zum Begriff: Die REFERENZBEDINGUNGEN für die Messung des TOTALEN STREUFAKTORS KLEINER FELDER [8] können von den in dieser Norm verwendeten REFERENZBEDINGUNGEN abweichen.

Anmerkung 2 zum Begriff: Der Outputfaktor in Wasser ist ein Synonym für den TOTALEN STREUFAKTOR.

Anmerkung 3 zum Begriff: Der TOTALE STREUFAKTOR $S_{cp}(z_{ref}, v_i)$ kann unter klinischen Bedingungen in ausreichender Näherung als unabhängig vom FOKUS-MESSORT-ABSTAND angesehen werden. Deshalb kann man sich auf einen festen FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND beschränken, der dann sinnvollerweise gleich dem REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_{ref} gewählt wird.

3.20

physikalische Dosisverteilung

Zuordnung einer in der STRAHLENTHERAPIE verwendeten physikalischen Dosisgröße zu Punkten im bestrahlten Körper oder PHANTOM

Anmerkung 1 zum Begriff: PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNGEN sind Verteilungen der ENERGIEDOSIS, der IONENDOSIS oder der KERMA bzw. der ENERGIEDOSISLEISTUNG, der IONENDOSISLEISTUNG oder der KERMALEISTUNG.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG enthält keine klinisch-strahlenbiologischen oder im STRAHLENSCHUTZ verwendeten Bewertungsfaktoren.

Anmerkung 3 zum Begriff: In der STRAHLENTHERAPIE werden vorwiegend Verteilungen der WASSER-ENERGIEDOSIS und der WASSER-ENERGIEDOSISLEISTUNG angewendet, jedoch sind auch andere Bezugsmaterialien üblich.

Anmerkung 4 zum Begriff: Im Folgenden wird nur auf Verteilungen der ENERGIEDOSIS Bezug genommen. Alle Definitionen gelten für die ENERGIEDOSISLEISTUNG entsprechend.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08, Begriff 6.1]

3.21

Tiefendosisverteilung

PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG auf der STRAHLENFELDACHSE, ersatzweise auf einer Hilfsgeraden, innerhalb eines bestrahlten Körpers

Anmerkung 1 zum Begriff: TIEFENDOSISVERTEILUNGEN werden bei festem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F und festem FELDGRÖßE-PARAMETERSATZ v_i in Abhängigkeit von der Tiefe z im PHANTOM gemessen.

Anmerkung 2 zum Begriff: In der Regel werden TIEFENDOSISVERTEILUNGEN bei einem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND gemessen, der gleich dem FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND ist.

4 Referenzbedingungen

4.1 Referenzbedingungen für Photonen- und Elektronenstrahlung

4.1.1 Allgemeines

Es gelten die Festlegungen in DIN 6800-2 [7].

4.1.2 Photonenstrahlung

Die REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNG in hochenergetischen Photonenfeldern sind in Tabelle 1 angegeben. Bei Messungen unter REFERENZBEDINGUNGEN ist der Einfluss der STRAHLUNGSQUALITÄT durch den KORREKTIONSFAKTOR $k_{Q,R}$ zu berücksichtigen; der KORREKTIONSFAKTOR $k_{NR,Q}$ hat in diesem Fall den Wert 1.

Tabelle 1 — Referenzbedingungen für die Dosismessung in hochenergetischen Photonenstrahlungsfeldern

Einflussgröße	Referenzwert
Strahlungseinfallrichtung	Festgelegte Vorzugsrichtung
Dosisleistung	Keine Sättigungsverluste
Homogenität der radialen Dosisverteilung	Konstante Dosis
Phantommaterial	Wasser
Phantomabmessungen	Quasi-unendlicher Halbraum ^a
Temperatur	293,15 K ^b
Druck	101,325 kPa
Luftfeuchte	Relative Luftfeuchte 50 %
Kammerspannung	Wie bei der Kalibrierung
Polarität der Kammerspannung	Wie bei der Kalibrierung
Nullanzeige	Vernachlässigbar
MESSTIEFE	10 cm
Positionierung der IONISATIONSKAMMER	Nach der Positionierungsvorschrift [7] auf dem Zentralstrahl
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND	100 cm
FELDGRÖÖE an der Phantomoberfläche	10 cm × 10 cm
^a Das heißt so groß, dass eine weitere Vergrößerung keine Änderung des MESSWERTES zur Folge hat.	
^b wurde bei der KALIBRIERUNG eine andere Temperatur benutzt, so ist der KALIBRIERFAKTOR wie folgt zu korrigieren: $N=N_x \cdot (293,15 \text{ K}/T_x)$ mit T_x =Temperatur bei der KALIBRIERUNG in Kelvin	

4.1.3 Elektronenstrahlung

Die REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNGEN in hochenergetischen Elektronenfeldern sind in Tabelle 2 angegeben. Bei Messungen unter REFERENZBEDINGUNGEN ist der Einfluss der STRAHLUNGSQUALITÄT durch den KORREKTIONSFAKTOR $k_{E,R}$ zu berücksichtigen; der KORREKTIONSFAKTOR $k_{NR,E}$ hat in diesem Fall den Wert 1.

Tabelle 2 — Referenzbedingungen für die Dosismessung in hochenergetischen Elektronenstrahlungsfeldern

Einflussgröße	Referenzwert
Strahlungseinfallrichtung	Festgelegte Vorzugsrichtung
Dosisleistung	Keine Sättigungsverluste
Homogenität der radialen Dosisverteilung	Konstante Dosis
Phantommaterial	Wasser
Phantomabmessungen	Quasi-unendlicher Halbraum ^a
Temperatur	293,15 K ^b

Einflussgröße	Referenzwert
Druck	101,325 kPa
Luftfeuchte	Relative Luftfeuchte 50 %
Kammerspannung	Wie bei der Kalibrierung
Polarität der Kammerspannung	Wie bei der Kalibrierung
Nullanzeige	Vernachlässigbar
MESSTIEFE	z_{ref} nach DIN 6800-2
Positionierung der IONISATIONSKAMMER	Nach der Positionierungsvorschrift [7] auf dem Zentralstrahl
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND	100 cm
FELDGRÖÖE an der Phantomoberfläche	10 cm × 10 cm bei $R_{50} \leq 7$ cm 20 cm × 20 cm bei $R_{50} > 7$ cm
^a Das heißt so groß, dass eine weitere Vergrößerung keine Änderung des MESSWERTES zur Folge hat. ^b wurde bei der KALIBRIERUNG eine andere Temperatur benutzt, so ist der KALIBRIERFAKTOR wie folgt zu korrigieren: $N = N_x \cdot (293,15 \text{ K} / T_x)$ mit T_x=Temperatur bei der KALIBRIERUNG in Kelvin	

4.2 Maschinenspezifische Referenzbedingungen

4.2.1 Allgemeines

Bei manchen Geräten sind Messungen unter REFERENZBEDINGUNGEN nach DIN 6800-2 nicht möglich, da einzelne Einflussgrößen nicht die Referenzwerte nach DIN 6800-2 annehmen können. Für solche Geräte werden maschinenspezifische Referenzwerte für diese Einflussgrößen festgelegt

Bei Anwendung der maschinenspezifischen Referenzbedingungen muss in der Dosisberechnung der KORREKTIONSFAKTOR $k_{\text{NR},Q}$ nach DIN 6800-2 berücksichtigt werden, da von den REFERENZBEDINGUNGEN nach DIN 6800-2 abgewichen wird.

Wird im Folgenden nicht explizit auf die REFERENZBEDINGUNGEN gemäß DIN 6800-2 hingewiesen, so sind auch die maschinenspezifischen Referenzbedingungen gemeint.

4.2.2 Tomotherapie

In Tabelle 3 sind abweichende REFERENZBEDINGUNGEN für die DOSISMESSUNG an Tomotherapie Geräten enthalten.

Tabelle 3 — Abweichende Referenzbedingungen für die Dosismessung an Tomotherapie Geräten

Einflussgröße	Referenzwert
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND	85 cm
FELDGRÖÖE an der Phantomoberfläche	5 cm × 10 cm

ANMERKUNG Das definierte gerätetypische Standardfeld dient nur zur Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS zur Konstanzprüfung. Die KALIBRIERUNG des Tomotherapie-Gerätes erfolgt über planspezifische Referenzfelder (siehe Alfonso [2]).

4.2.3 Robotergestützte Teletherapie

In Tabelle 4 sind abweichende REFERENZBEDINGUNGEN FÜR DIE DOSISMESSUNG an Geräten für die robotergestützte Teletherapie enthalten.

Tabelle 4 — Abweichende Referenzbedingungen für die Dosismessung an Geräten für die robotergestützte Teletherapie

Einflussgröße	Referenzwert
MESSTIEFE	1,5 cm
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND	78,5 cm
FELDGRÖÖE an der Phantomoberfläche	Kreisrunder Kollimator mit 6 cm Durchmesser

5 Umrechnungen

5.1 Allgemeines

In diesem Abschnitt sind einige nützliche Umrechnungsgleichungen zusammengestellt. Bei allen Gleichungen muss beachtet werden, dass sich alle Feldgrößenangaben stets auf den FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND beziehen (siehe auch 3.5).

In Abschnitt 5 wird vorausgesetzt, dass das zu untersuchende STRAHLENFELD im Bereich des ZENTRALSTRAHLS nicht ausgeblendet ist und dass bei den entsprechenden Messungen das MINI-PHANTOM immer vollständig von STRAHLUNG erfasst wird.

5.2 Zusammenhang zwischen relativer Tiefendosis P und Gewebe-Phantom-Verhältnis TPR

Zwischen der RELATIVEN TIEFENDOSIS P und dem GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS TPR besteht bei jeweils gleicher FELDGRÖÖE am Messort der Zusammenhang nach Gleichung (1).

$$TPR(z, v_i) = P(z, v_i', F_{\text{ref}}) \cdot \frac{S_P(z_{\text{ref}}, v_i')}{S_P(z_{\text{ref}}, v_i'')} \cdot \left(\frac{F_{\text{ref}} + z}{F_{\text{ref}} + z_{\text{ref}}} \right)^2 \quad (1)$$

Der FELDGRÖÖE-PARAMETERSATZ v_i' ergibt sich aus Gleichung (2)

$$v_i' = v_i \cdot \frac{F_{\text{ref}}}{(F_{\text{ref}} + z)} \quad (2)$$

und der FELDGRÖÖE-PARAMETERSATZ v_i'' aus Gleichung (3).

$$v_i'' = v_i \cdot \frac{F_{\text{ref}}}{(F_{\text{ref}} + z_{\text{ref}})} \quad (3)$$

Dabei ist

TPR	das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS;
P	die RELATIVE TIEFENDOSIS;
z	die Tiefe;
F_{ref}	der REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND;
S_P	der PHANTOM-STREUFAKTOR;
z_{ref}	die REFERENZTIEFE;
v_i, v_i', v_i''	die FELDGRÖÖE-PARAMETERSÄTZE.

Da es sich bei den FELDGRÖßE-PARAMETERSÄTZEN um lineare Abmessungen handelt, gehen Abstandsänderungen gemäß dem Strahlensatz auch nur linear ein.

5.3 Berechnung der relativen Tiefendosis P für geänderte Fokus-Oberflächen-Abstände

Bei bekannter RELATIVER TIEFENDOSIS $P(z, v_i, F_{\text{ref}})$ kann auf die für einen anderen FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F gültige RELATIVE TIEFENDOSIS $P'(z, v'_i, F)$ bei jeweils gleicher FELDGRÖßE an der Oberfläche nach Gleichung (4) umgerechnet werden.

$$P'(z, v'_i, F) = P(z, v_i, F_{\text{ref}}) \cdot \left\{ \left(\frac{F + z_{\text{ref}}}{F + z} \right) \cdot \left(\frac{F_{\text{ref}} + z}{F_{\text{ref}} + z_{\text{ref}}} \right) \right\}^2 \quad (4)$$

Der FELDGRÖßE-PARAMETERSATZ v'_i ergibt sich aus Gleichung (5).

$$v'_i = v_i \cdot \frac{F_{\text{ref}}}{F} \quad (5)$$

Dabei ist

P	die RELATIVE TIEFENDOSIS;
z	die Tiefe;
F	der Fokus-Oberflächen-Abstand;
F_{ref}	der REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND;
S_p	der PHANTOM-STREUFAKTOR;
z_{ref}	die REFERENZTIEFE;
v_i, v'_i, v''_i	die FELDGRÖßE-PARAMETERSÄTZE.

ANMERKUNG Gleichung (4) vernachlässigt die sich ändernden Streuverhältnisse aufgrund unterschiedlicher Divergenz, berücksichtigt also nur das Abstandsquadratgesetz. Die Ungenauigkeit dieser Näherung liegt im FOA-Bereich von 80 cm bis 150 cm in der Regel unter 1 % (siehe [9], eine genauere Umrechnung findet sich ebenfalls dort).

5.4 Berechnung von Dosismonitorwerten

5.4.1 Allgemeines

In 5.4.2 und 5.4.3 sind einige nützliche Gleichungen zur Berechnung von DOSISMONITORWERTEN unter verschiedenen Bestrahlungsbedingungen zusammengestellt.

5.4.2 Berechnung des Dosismonitorwerts bei FHA-Einstelltechnik

Unter Bedingungen der FHA-EINSTELLTECHNIK mit FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_{ref} berechnet sich der DOSISMONITORWERT MW zur Erzielung einer WASSER-ENERGIEDOSIS D in der Tiefe z bei den ÄQUIVALENTEN FELDGRÖßEN $v_{p,\text{äq}}$ und $v_{c,\text{äq}}$ nach Gleichung (6).