

DIN 6809-6

DIN

ICS 11.040.50; 17.240

**Klinische Dosimetrie –
Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und
Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie**

Clinical dosimetry –

Part 6: Application of high energy photon and electron radiation in percutaneous radiotherapy

Dosimétrie clinique –

Partie 6: Application des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie en radiothérapie percutanée

Gesamtumfang 36 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Inhalt

	Seite
Vorwort.....	4
Einleitung.....	4
1 Anwendungsbereich.....	5
2 Normative Verweisungen	5
3 Begriffe.....	6
4 REFERENZBEDINGUNGEN und Berechnungen	11
4.1 Allgemeines	11
4.2 REFERENZBEDINGUNGEN	12
4.2.1 PHOTONENSTRAHLUNG	12
4.2.2 ELEKTRONENSTRAHLUNG.....	12
4.3 Umrechnungen.....	12
4.3.1 Zusammenhang zwischen RELATIVER TIEFENDOSIS P und dem GEWEBE-PHANTOM- VERHÄLTNIS T	12
4.3.2 Berechnung der RELATIVEN TIEFENDOSIS P für geänderte FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTÄNDE	13
4.4 Berechnung von DOSISMONITORWERTEN	13
4.4.1 Berechnung des DOSISMONITORWERTS bei FHA-EINSTELLTECHNIK	13
4.4.2 Berechnung des DOSISMONITORWERTS bei ISOZENTRISCHER EINSTELLTECHNIK	14
5 Ermittlung dosimetrischer BASISDATEN	14
5.1 Allgemeines	14
5.2 Ermittlung der BESTRAHLUNGSZEIT bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN	15
5.3 Ermittlung der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOREN bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN	15
5.4 BASISDATEN für BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME	16
5.4.1 Allgemeines	16
5.4.2 Messbedingungen zur Ermittlung der dosimetrischen BASISDATEN	16
5.4.3 Dosimetrische BASISDATEN für PHOTONENSTRAHLUNG	17
5.4.4 Dosimetrische BASISDATEN für ELEKTRONENSTRAHLUNG.....	19
5.5 BESTRAHLUNGSTABELLE	21
5.5.1 Allgemeines	21
5.5.2 BASISDATEN für BESTRAHLUNGSTABELLEN	22
5.5.3 Aufbereitung der BESTRAHLUNGSTABELLEN	23
5.6 BASISDATEN für dosismodifizierende Maßnahmen	23
5.6.1 Allgemeines	23
5.6.2 KEILFILTER	23
5.6.3 LAMELLENBLENDE	24
5.6.4 SATELLITENBLENDEN für PHOTONENSTRAHLUNG	25
5.6.5 SATELLITENBLENDEN für ELEKTRONENSTRAHLUNG.....	25
5.6.6 KOMPENSATOR und BOLUS.....	25
5.7 BASISDATEN für spezielle STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODEN und BESTRAHLUNGSTECHNIKEN.....	25
5.8 BASISDATEN für dynamische BESTRAHLUNGSTECHNIKEN.....	26
6 Verifikation der BASISDATEN.....	26
6.1 Allgemeines	26
6.2 Verifikation der Basisdatenerzeugung	26
6.3 Verifikation der Basisdateneingabe	26
6.4 Indirekte Verifikation der BASISDATEN.....	27
6.4.1 Allgemeines	27
6.4.2 Indirekte Verifikation durch Reproduktion der Basisdatenmessungen	27
6.4.3 Erweiterte indirekte Verifikation	27
6.4.4 Indirekte Verifikation durch Ergebnisvergleich	27

7	Messungen zur Konstanzprüfung.....	27
8	Messungen an Phantomen zur Prüfung von Patientenbestrahlungen	28
9	Messungen während der Patientenbestrahlung	29
9.1	Allgemeines.....	29
9.2	IN-VIVO-DOSIMETRIE bei PHOTONENSTRAHLUNG.....	29
9.3	IN-VIVO-DOSIMETRIE bei ELEKTRONENSTRAHLUNG	29
9.4	IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Halbleitersonden	30
9.5	IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Thermolumineszenzdosimetern	30
9.6	IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Ionisationsdosimetern	30
10	Apparative Voraussetzungen	31
10.1	Anforderungen an die BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN.....	31
10.2	Anforderungen an die Ausstattung	31
	Literaturhinweise	33
	Stichwortverzeichnis	34

Vorwort

Für den Anwendungsbereich dieser Norm bestehen keine entsprechenden regionalen oder Internationalen Normen.

Diese Norm wurde vom Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik und der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie erarbeitet.

In Übereinstimmung mit dem Verfahren in Publikationen der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) wurden Benennungen von Begriffen in KAPITÄLCHEN gedruckt. Dadurch soll es dem Anwender der Norm erleichtert werden, ohne zusätzliche Querverweise Zusammenhänge mit anderen Begriffen zu erkennen und zu nutzen.

DIN 6809, *Klinische Dosimetrie* besteht aus:

- *Teil 1: Therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung*
- *Teil 2: Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen*
- *Teil 3: Röntgendiagnostik*
- *Teil 4: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik*
- *Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie*
- *Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie*
- *Teil 7: Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik*

Einleitung

In Ergänzung zu DIN 6814-8 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 Abschnitt 4 behandelt. Weiterhin werden in dieser Norm Verfahren zur Ermittlung dosimetrischer BASISDATEN für BESTRAHLUNGSTABELLEN und BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME (Abschnitt 5), für die Verifikation von BASISDATEN (Abschnitt 6), für Konstanzprüfungen (Abschnitt 7), für Messungen an PHANTOMEN (Abschnitt 8) sowie für die IN-VIVO-DOSIMETRIE (Abschnitt 9) angegeben. In Abschnitt 10 werden die apparativen Voraussetzungen der klinischen Dosimetrie festgelegt.

1 Anwendungsbereich

Diese Norm definiert Begriffe und legt Regeln für die klinische Dosimetrie in der PERKUTANEN STRAHLENTHERAPIE mit hochenergetischer PHOTONENSTRAHLUNG und ELEKTRONENSTRAHLUNG fest.

2 Normative Verweisungen

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

DIN 6800-2, *Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung — Teil 2: Ionisationsdosimetrie.*

DIN 6800-5, *Dosismessverfahren in der radiologischen Technik — Thermolumineszenzdosimetrie.*

DIN 6814-2:2000-07, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 2: Strahlenphysik.*

DIN 6814-3:2001-01, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 3: Dosisgrößen und Dosiseinheiten.*

DIN 6814-8:2000-12, *Begriffe in der radiologischen Technik — Teil 8: Strahlentherapie.*

DIN 6817, *Dosimeter mit Ionisationskammern für Photonen- und Elektronenstrahlung zur Verwendung in der Strahlentherapie — Regeln für die Herstellung.*

DIN 6846-5, *Medizinische Gammabestrahlungsanlagen — Konstanzprüfungen apparativer Qualitätsmerkmale.*

DIN 6847-4, *Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen — Apparative Qualitätsmerkmale; Identisch mit IEC 60976:1989.*

DIN 6847-5, *Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen — Teil 5: Konstanzprüfungen von Kennmerkmalen.*

DIN EN 60601-2-9, *Medizinische elektrische Geräte — Teil 2-9: Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Dosimetern mit Patientenkontakt, die in der Strahlentherapie mit elektrisch verbundenen Strahlungsdetektoren verwendet werden. (IEC 60601-2-9:1996); Deutsche Fassung EN 60601-2-9:1996.*

DIN EN 60601-2-11, *Medizinische elektrische Geräte — Teil 2-11: Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Gamma-Bestrahlungseinrichtungen. (IEC 60601-2-11:1997); Deutsche Fassung EN 60601-2-11:1997.*

IEC 60731, *Medical electrical equipment — Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy.*

Strahlenschutz in der Medizin, *Richtlinie nach der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlung (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV), vom 24. Juni 2002.*

Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlung (Strahlenschutzverordnung — StrlSchV), BGBl. Teil I, Nr. 38 vom 20. Juli 2001.

3 Begriffe

Für die Anwendung dieser Norm gelten die in den Normen der Reihe DIN 6814, insbesondere DIN 6814-2, DIN 6814-3 und DIN 6814-8, angegebenen Begriffe und die folgenden. Aufgrund des komplexen Sachzusammenhangs wurde auf eine alphabetische Reihenfolge verzichtet.

3.1 Referenzbedingungen
aus REFERENZTIEFE z_R , REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R und REFERENZFELDGRÖSSE v_R bestehender Parametersatz

ANMERKUNG Die in der klinischen Dosimetrie anzuwendenden Zahlenwerte der Größen z_R , F_R und v_R werden in Abschnitt 4 festgelegt.

3.1.1 Referenzpunkt
Punkt auf dem ZENTRALSTRAHL in einer festgelegten wasseräquivalenten Tiefe

3.1.2 Referenztiefe
 z_R
wasseräquivalente Tiefe des REFERENZPUNKTES

3.1.3 Referenz-Fokus-Oberflächen-Abstand
 F_R
festgelegter FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND

3.1.4 Referenzfeldgröße
 v_R
festgelegte GEOMETRISCHE FELDGRÖSSE, gemessen im REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R

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

[DIN 6814-8:2000-12]

ANMERKUNG 1 TIEFENDOSISVERTEILUNGEN werden bei festem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F und festem FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR die PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$ in Abhängigkeit von der Tiefe z im PHANTOM gemessen.

ANMERKUNG 2 In der Regel werden TIEFENDOSISVERTEILUNGEN bei einem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND gemessen, der gleich dem FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND ist.

3.3 relative Tiefendosis
 P
Quotient der WASSER-ENERGIEDOSEN in einer beliebigen Tiefe auf der STRAHLENFELDACHSE und am REFERENZPUNKT bei festem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F und festem FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$:

$$P(z, \{v_{p,i}\}, F) = \frac{D(z, \{v_{p,i}\}, F)}{D(z_R, \{v_{p,i}\}, F)} \quad (1)$$

ANMERKUNG 1 Der in Gleichung (1) auftretende FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$ bezieht sich unabhängig vom tatsächlichen FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND stets auf den FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND (siehe 3.10).

ANMERKUNG 2 Die Normierung auf die 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 auszuschließen.

ANMERKUNG 3 Meist ist es zweckmäßig, die RELATIVE TIEFENDOSIS P in Abhängigkeit von der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{p,aq}$ (siehe 3.11.2) anzugeben.

ANMERKUNG 4 In Tiefen ab dem Dosismaximum ist der STRAHLERKOPFSTREUFAKTOR S_k in guter Näherung tiefenunabhängig. Daher ist die RELATIVE TIEFENDOSIS P ebenfalls in guter Näherung unabhängig vom FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE STRAHLERKOPFSTREUUNG $\{v_{k,i}\}$.

3.4

Gewebe-Phantom-Verhältnis

T

von der Tiefe z abhängiger Quotient der jeweils auf dem ZENTRALSTRAHL gemessenen WASSER-ENERGIEDOSEN $D(z, \{v_{p,i}\})$ und $D(z_R, \{v_{p,i}\})$ bei konstant gehaltenem Fokus-Messort-Abstand F und festem FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$:

$$T(z, \{v_{p,i}\}) = \frac{D(z, \{v_{p,i}\})}{D(z_R, \{v_{p,i}\})} \quad (2)$$

ANMERKUNG 1 Unter der Voraussetzung gleicher FELDGRÖSSE am Messort ist das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS T 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 Der in Gleichung (2) auftretende FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$ bezieht sich stets auf den FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND (siehe 3.10).

ANMERKUNG 3 Meist ist es zweckmäßig, das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS T in Abhängigkeit von der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{p,aq}$ (siehe 3.11.2) anzugeben.

ANMERKUNG 4 In Tiefen ab dem Dosismaximum ist der STRAHLERKOPFSTREUFAKTOR S_k in guter Näherung tiefenunabhängig. Daher ist das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS T ebenfalls in guter Näherung unabhängig vom FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE STRAHLERKOPFSTREUUNG $\{v_{k,i}\}$.

3.5

Dosisquerprofil

Dosisprofil auf einer FELD-MITTELLINIE

[DIN 6814-8:2000-12]

ANMERKUNG Oft werden nicht nur DOSISQUERPROFILE benötigt, sondern DOSISPROFILE entlang anderer (z. B. sternförmig angeordneter) Geraden in einer FELDEBENE.

3.6

spezifische Dosis

D_M

Quotient D durch M_W , dabei ist D die ENERGIEDOSIS, die in einem interessierenden Punkt in einem STRAHLENFELD bei dem DOSISMONITORWERT M_W erreicht wird:

$$D_M = \frac{D}{M_W} \quad (3)$$

[DIN 6814-8:2000-12]

ANMERKUNG 1 Die SPEZIFISCHE DOSIS hat die Einheit Gy/ M_E , dabei ist M_E die MONITOREINHEIT.

ANMERKUNG 2 In dieser Norm ist im Falle von GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN M_W durch die BESTRAHLUNGSZEIT zu ersetzen. Die SPEZIFISCHE DOSIS wird dann als Dosisleistung in der Einheit Gy/s angegeben.

3.7

Dosismonitor-Kalibrierfaktor

D_M^0

SPEZIFISCHE DOSIS unter den Kalibrierbedingungen des DOSISMONITORS

[DIN 6814-8:2000-12]

ANMERKUNG 1 Der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR stellt eine Beziehung zwischen dem DOSISMONITORWERT M_W der im STRAHLERKOPF eines Beschleunigers eingebauten Ionisationskammer und der WASSER-ENERGIEDOSIS D am REFERENZ-PUNKT unter REFERENZBEDINGUNGEN her:

$$D_M^0 = \frac{D(z_R, v_R, F_R)}{M_W} \quad (4)$$

ANMERKUNG 2 Der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR hat die Einheit Gy/ M_E , dabei ist M_E die DOSISMONITOREINHEIT.

ANMERKUNG 3 In dieser Norm ist im Fall von GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN M_W durch die BESTRAHLUNGSZEIT zu ersetzen. Der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR wird dann als Dosisleistung in der Einheit Gy/s angegeben.

3.8

Mini-Phantom

Kreiszyylinder aus wasseräquivalentem Material oder PMMA (Polymethylmethacrylat) von 25 cm Länge und 4 cm Durchmesser zur Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS in 10 cm wasseräquivalenter Tiefe

ANMERKUNG 1 Das MINI-PHANTOM [17] ist quasi-unendlich lang. Der Durchmesser ist so gewählt, dass einerseits laterales SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT sichergestellt ist, und dass andererseits der Dosisbeitrag seitlich eingestreuter, im PHANTOM erzeugter Photonen vernachlässigt werden kann.

ANMERKUNG 2 Das MINI-PHANTOM dient der Messung von Relativwerten der Strahlerkopfstreuung, wobei das MINI-PHANTOM immer vollständig von STRAHLUNG erfasst sein muss, um die durch das MINI-PHANTOM verursachte Phantomstreuung konstant halten zu können.

3.9

Feldgrößenparametersatz für die Strahlerkopfstreuung

$\{v_{k,i}\}$

Zusammenfassung aller feldgrößenbestimmenden, linearen Abmessungen, die die Strahlerkopfstreuung beeinflussen

ANMERKUNG 1 Die Abmessungen beziehen sich jeweils auf den FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND.

ANMERKUNG 2 Die FELDFLÄCHE allein genügt zur Charakterisierung nicht, da z. B. fokusferne und fokusnahe BETRIEBSBLENDEN die Strahlerkopfstreuung unterschiedlich beeinflussen (siehe aber 3.11.1).

3.10

Feldgrößenparametersatz für die Phantomstreuung

$\{v_{p,i}\}$

Zusammenfassung aller feldgrößenbestimmenden, linearen Abmessungen, die die Phantomstreuung beeinflussen

ANMERKUNG 1 Die Abmessungen beziehen sich jeweils auf den FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND.

ANMERKUNG 2 $\{v_{p,i}\}$ wird durch alle feldformenden Elemente mitbestimmt.

ANMERKUNG 3 Die FELDFLÄCHE allein genügt zur Charakterisierung nicht, da FELDFLÄCHEN gleicher geometrischer Größe aber unterschiedlicher Form unterschiedlich zur Phantomstreuung beitragen (siehe aber 3.11.2).

3.11

äquivalente Feldgröße

GEOMETRISCHE FELDGRÖSSE, bei der bei gleichem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND die TIEFENDOSISVERTEILUNG und die SPEZIFISCHE DOSIS im interessierenden DOSISPUNKT in genügender Näherung gleich sind wie bei einer gegebenen GEOMETRISCHEN FELDGRÖSSE

ANMERKUNG 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 identisch ist. Dies gilt jedoch nicht automatisch auch für SPEZIFISCHE DOSEN oder TOTALE STREUFAKTOREN, da diese Werte kritisch von den Streuverhältnissen im STRAHLERKOPF abhängen.

Um die Verhältnisse genauer beschreiben zu können, ist es deshalb in Erweiterung von DIN 6814-8 sinnvoll, zwei Arten von ÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSEN (siehe 3.11.1 und 3.11.2) einzuführen:

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

3.11.1

strahlerkopf-streuäquivalente Feldgröße

$v_{k,äq}$

Größe desjenigen quadratischen REGULÄREN FELDES im FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND, dessen STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR gleich demjenigen eines gegebenen rechteckigen oder IRREGULÄREN FELDES mit dem FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE STRAHLERKOPFSTREUUNG $\{v_{k,i}\}$ ist

ANMERKUNG 1 Für den häufig vorkommenden Fall eines rechteckigen FELDES $\{v_{k,i}\} = \{v_{k,x}, v_{k,y}\}$ mit den Einstellungen der BETRIEBSBLENDE $v_{k,x}$ und $v_{k,y}$ ergibt sich die STRAHLERKOPF-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖSSE $v_{k,äq}(v_{k,x}, v_{k,y})$ durch diejenige quadratische Einstellung der BETRIEBSBLENDE, für die die jeweiligen STRAHLERKOPF-STREUFAKTOREN gleich sind:

$$S_k(v_{k,x}, v_{k,y}) = S_k(v_{k,äq}(v_{k,x}, v_{k,y})) \quad (5)$$

ANMERKUNG 2 Im Allgemeinen ist $S_k(v_{k,x}, v_{k,y})$ und damit $v_{k,äq}(v_{k,x}, v_{k,y})$ nicht kommutativ, d. h. $v_{k,äq}(v_{k,x}, v_{k,y}) \neq v_{k,äq}(v_{k,y}, v_{k,x})$.

ANMERKUNG 3 $v_{k,äq}$ hängt von der STRAHLUNGSQUALITÄT und vom Strahlerkopfdesign des verwendeten BESTRAHLUNGSGERÄTES ab.

ANMERKUNG 4 In [16] wird folgende Näherungsgleichung für $v_{k,äq}(v_{k,x}, v_{k,y})$ angegeben:

$$v_{k,äq}(v_{k,x}, v_{k,y}) = \left\{ (\alpha + 1) \cdot \frac{v_{k,x} \cdot v_{k,y}}{\alpha \cdot v_{k,x} + v_{k,y}} \right\}^2 \quad (6)$$

Der Parameter α muss dabei für jedes BESTRAHLUNGSGERÄT und jede STRAHLUNGSQUALITÄT experimentell bestimmt werden.

3.11.2

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 FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$ ist

ANMERKUNG 1 Für den häufig vorkommenden Fall eines rechteckigen FELDES $\{v_{p,i}\} = \{v_{p,x}, v_{p,y}\}$ mit den Feldabmessungen $v_{p,x}$ und $v_{p,y}$ an der Phantomoberfläche ergibt sich die PHANTOM-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖSSE $v_{p,äq}(v_{p,x}, v_{p,y})$ durch

diejenige quadratische FELDGRÖSSE an der Phantomboberfläche, für die die jeweiligen PHANTOM-STREUFAKTOREN identisch sind:

$$S_p(v_{p,x}, v_{p,y}) = S_p(v_{p,\text{äq}}(v_{p,x}, v_{p,y})) \quad (7)$$

ANMERKUNG 2 $S_p(v_{p,x}, v_{p,y})$ und damit $v_{p,\text{äq}}(v_{p,x}, v_{p,y})$ ist kommutativ, d. h. $v_{p,\text{äq}}(v_{p,x}, v_{p,y}) = v_{p,\text{äq}}(v_{p,y}, v_{p,x})$.

ANMERKUNG 3 $v_{p,\text{äq}}$ hängt nur schwach von der STRAHLUNGSQUALITÄT ab, für Rechteckfelder mit $\frac{1}{2} < v_{p,x}/v_{p,y} < 2$ und $v_{p,x}$ und $v_{p,y} < 20$ cm gilt in guter Näherung die Sterling-Gleichung [14]:

$$v_{p,\text{äq}}(v_{p,x}, v_{p,y}) = \left(\frac{2 \cdot v_{p,x} \cdot v_{p,y}}{v_{p,x} + v_{p,y}} \right)^2 \quad (8)$$

ANMERKUNG 4 Genauere Werte der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE sind in Brit. J. Radiol., Suppl. 17 [3] tabelliert.

3.12

totaler Streufaktor

S_t
Quotient aus der ENERGIEDOSIS für vorgegebene FELDGRÖSSENPARAMETERSÄTZE FÜR STRAHLERKOPFSTREUUNG $\{v_{k,i}\}$ und PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$ und der ENERGIEDOSIS für die REFERENZFELDGRÖSSE v_R , jeweils gemessen am REFERENZPUNKT im HOMOGENEN, QUASI-UNENDLICHEN PHANTOM im REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R

$$S_t(z_R, \{v_{k,i}\}, \{v_{p,i}\}) = \frac{D(z_R, \{v_{k,i}\}, \{v_{p,i}\})}{D(z_R, v_R)} \quad (9)$$

ANMERKUNG 1 Der TOTALE STREUFAKTOR $S_t(z_R, \{v_{k,i}\}, \{v_{p,i}\})$ 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_R gewählt wird.

ANMERKUNG 2 Meist ist es zweckmäßig, den TOTALEN STREUFAKTOR S_t in Abhängigkeit von der STRAHLERKOPF-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{k,\text{äq}}$ und der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{p,\text{äq}}$ anzugeben.

ANMERKUNG 3 Die Feldgrößenabhängigkeit des TOTALEN STREUFAKTORS S_t ist zum einen durch die mit der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{p,\text{äq}}$ zunehmende ENERGIEDOSIS am Messort durch Phantomstreuung bedingt und zum anderen durch Streubeiträge aus dem STRAHLERKOPF, die sich sowohl auf die ENERGIEDOSIS am Messort im PHANTOM als auch — im Fall von ELEKTROENBESCHLEUNIGERN — am DOSISMONITORSYSTEM auswirken. Letzteres wird im Wesentlichen von der Einstellung der fokushnahen BETRIEBSBLENDE bestimmt (siehe auch Anmerkung 3 in 3.13). Für klinische Zwecke ausreichend ist die Annahme, dass der TOTALE STREUFAKTOR S_t sich als Produkt aus STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR $S_k(\{v_{k,i}\})$ und PHANTOM-STREUFAKTOR $S_p(z_R, \{v_{p,i}\})$ darstellen lässt:

$$S_t(z_R, \{v_{k,i}\}, \{v_{p,i}\}) = S_k(\{v_{k,i}\}) \cdot S_p(z_R, \{v_{p,i}\}) \quad (10)$$

3.13

Strahlerkopf-Streufaktor

S_k
Quotient aus der ENERGIEDOSIS $D^{\text{Mini}}(z_R, \{v_{k,i}\})$ für einen gegebenen FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE STRAHLERKOPFSTREUUNG $\{v_{k,i}\}$ und der ENERGIEDOSIS $D^{\text{Mini}}(z_R, v_R)$ für die REFERENZFELDGRÖSSE v_R , jeweils gemessen am REFERENZPUNKT in einem MINI-PHANTOM im REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R

$$S_k(\{v_{k,i}\}) = \frac{D^{\text{Mini}}(z_R, \{v_{k,i}\})}{D^{\text{Mini}}(z_R, v_R)} \quad (11)$$

ANMERKUNG 1 Der STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_k ist in sehr guter Näherung unabhängig von der Tiefe z (siehe auch 3.3, Anmerkung 4) und dem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F [17].

ANMERKUNG 2 Meist ist es zweckmäßig, den STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_k in Abhängigkeit von der STRAHLERKOPF-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{k,eq}$ anzugeben.

ANMERKUNG 3 Die wichtigsten Komponenten der Strahlerkopfstreuung bei Beschleunigern sind die zum DOSISMONITORWERT beitragende Rückstreuung aus dem BLENDENSYSTEM und die partielle Abschattung des Ausgleichskörpers durch die Einblendung des STRAHLENFELDES.

3.14

Phantom-Streufaktor

S_p

Quotient aus TOTALEM STREUFAKTOR S_t und STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_k

ANMERKUNG 1 Der PHANTOM-STREUFAKTOR S_p kann nicht direkt gemessen werden, da die Phantomstreuung nicht unabhängig von der Strahlerkopfstreuung variiert werden kann. Mit Hilfe von Gleichung (12) ergibt er sich zu:

$$S_p(z_R, \{v_{p,i}\}) = \frac{S_t(z_R, \{v_{k,i}\}, \{v_{p,i}\})}{S_k(\{v_{k,i}\})} \quad (12)$$

ANMERKUNG 2 Der PHANTOM-STREUFAKTOR $S_p(z_R, \{v_{p,i}\})$ hängt bei gegebener Messtiefe und FELDGRÖSSE in guter Näherung nur von der STRAHLUNGSQUALITÄT und dem Phantommaterial ab. Für die REFERENZTIEFE z_R liegen tabellierte PHANTOM-STREUFAKTOREN S_p für verschiedene PHANTOM-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖSSEN und STRAHLUNGSQUALITÄTEN in Wasser vor [15].

ANMERKUNG 3 Meist ist es zweckmäßig, den PHANTOM-STREUFAKTOR S_p in Abhängigkeit von der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{p,eq}$ anzugeben.

3.15

Bestrahlungstabelle

Tabelle der BESTRAHLUNGSZEIT bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN bzw. der DOSISMONITORVORWAHL bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN zum Erreichen einer gewünschten ENERGIEDOSIS für definierte geometrische Bedingungen

ANMERKUNG Eine BESTRAHLUNGSTABELLE kann in schriftlicher Form oder elektronisch vorliegen.

4 REFERENZBEDINGUNGEN und Berechnungen

4.1 Allgemeines

In Abschnitt 4 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 (siehe auch 3.8, Anmerkung 2).