

Klinische Dosimetrie

Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie

DIN**6809-6**

ICS 11.040.50; 17.240

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

Inhalt

	Seite
Vorwort	3
Einleitung.....	3
1 Anwendungsbereich	4
2 Normative Verweisungen.....	4
3 Begriffe	5
4 REFERENZBEDINGUNGEN und Berechnungen	10
4.1 Allgemeines.....	10
4.2 REFERENZBEDINGUNGEN	10
4.2.1 PHOTONENSTRAHLUNG	10
4.2.2 ELEKTRONENSTRAHLUNG	11
4.3 Umrechnungen.....	11
4.3.1 Zusammenhang zwischen relativer Tiefendosis P und dem GEWEBE-PHANTOM- VERHÄLTNIS T	11
4.3.2 Berechnung der relativen Tiefendosis P für geänderte FOKUS-OBERFLÄCHEN- ABSTÄNDE.....	11
4.4 Berechnung von DOSISMONITORWERTEN.....	12
4.4.1 Berechnung des DOSISMONITORWERTS bei FHA-EINSTELLTECHNIK.....	12
4.4.2 Berechnung des DOSISMONITORWERTS bei ISOZENTRISCHER EINSTELLTECHNIK	12

Fortsetzung Seite 2 bis 35

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

5	Ermittlung dosimetrischer BASISDATEN	13
5.1	Allgemeines	13
5.2	Ermittlung der BESTRAHLUNGSZEIT bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN	14
5.3	Ermittlung der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOREN bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN	14
5.4	BASISDATEN für BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME.....	15
5.4.1	Allgemeines	15
5.4.2	Messbedingungen zur Ermittlung der dosimetrischen BASISDATEN	15
5.4.3	Dosimetrische BASISDATEN für PHOTONENSTRAHLUNG	15
5.4.4	Dosimetrische BASISDATEN für ELEKTRONENSTRAHLUNG.....	18
5.5	BESTRAHLUNGSTABELLE	20
5.5.1	Allgemeines	20
5.5.2	BASISDATEN für BESTRAHLUNGSTABELLEN	21
5.5.3	Aufbereitung der BESTRAHLUNGSTABELLEN	22
5.6	BASISDATEN für dosismodifizierende Maßnahmen	22
5.6.1	Allgemeines	22
5.6.2	KEILFILTER	22
5.6.3	LAMELLENBLENDE	23
5.6.4	SATELLITENBLENDE für PHOTONENSTRAHLUNG	23
5.6.5	Satellitenblenden für Elektronenstrahlung	23
5.6.6	KOMPENSATOR und BOLUS.....	24
5.7	BASISDATEN für spezielle STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODEN und BESTRAHLUNGSTECHNIKEN.....	24
5.8	BASISDATEN für dynamische BESTRAHLUNGSTECHNIKEN.....	24
6	Verifikation der BASISDATEN.....	25
6.1	Allgemeines	25
6.2	Verifikation der Basisdatenerzeugung	25
6.3	Verifikation der Basisdateneingabe	25
6.4	Indirekte Verifikation der BASISDATEN.....	25
6.4.1	Allgemeines	25
6.4.2	Indirekte Verifikation durch Reproduktion der Basisdatenmessungen	26
6.4.3	Erweiterte indirekte Verifikation	26
6.4.4	Indirekte Verifikation durch Ergebnisvergleich	26
7	Messungen zur Konstanzprüfung	26
8	Messungen an Phantomen zur Prüfung von Patientenbestrahlungen.....	27
9	Messungen während der Patientenbestrahlung	27
9.1	Allgemeines	27
9.2	IN-VIVO-DOSIMETRIE bei PHOTONENSTRAHLUNG	28
9.3	IN-VIVO-DOSIMETRIE bei ELEKTRONENSTRAHLUNG.....	28
9.4	IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Halbleitersonden.....	28
9.5	IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Thermolumineszenzdosimetern.....	29
9.6	IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Ionisationsdosimeter.....	29
10	Apparative Voraussetzungen.....	29
10.1	Anforderungen an die BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN	29
10.2	Anforderungen an die Ausstattung.....	29
	Literaturhinweise.....	32
	Stichwortverzeichnis	33

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 Leitlinien für die klinische Dosimetrie in der PERKUTANEN STRAHLEN-THERAPIE 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

Verlauf der WASSER-ENERGIEDOSIS eines STRAHLENFELDES auf der STRAHLENFELDACHSE bei festem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F und festem FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG $\{v_{p,i}\}$ in Abhängigkeit von der Tiefe z im PHANTOM (siehe DIN 6814-8)

ANMERKUNG 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 sinnvoller Weise 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

Verlauf der ENERGIEDOSIS eines Einzelfeldes entlang einer FELD-MITTELLINIE (siehe DIN 6814-8)

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]

ANMERKUNG1 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, die eine Beziehung zwischen dem DOSISMONITORWERT M_W , der im STRAHLERKOPF eines Beschleunigers eingebauten Ionisationskammer und der WASSER-ENERGIEDOSIS D am REFERENZPUNKT unter REFERENZBEDINGUNGEN herstellt:

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

ANMERKUNG 1 Der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR hat die Einheit Gy/ M_E , dabei ist M_E die DOSISMONITOREINHEIT.

ANMERKUNG 2 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**

Kreiszylinder 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 BETRIEBSLENDEN 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 FELDGROSSE, 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 FELDGROSSE

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 Phantomoberfläche, für die die jeweiligen PHANTOM-STREUFAKTOREN identisch sind:

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

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

ANMERKUNG 3 $v_{p,äq}$ 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]:

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

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 $v_{k,äq}$ und der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{p,äq}$ anzugeben.

ANMERKUNG 3 Die Feldgrößenabhängigkeit des TOTALEN STREUFAKTORS S_t ist zum einen durch die mit der PHANTOM-STREUÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE $v_{p,äq}$ 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 ELEKTROKENNENBESCHLEUNIGERN — am DOSISMONITORSYSTEM auswirken. Letzteres wird im Wesentlichen von der Einstellung der fokushen 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 $D^{Mini}(z_R, \{v_{k,i}\})$ für einen gegebenen FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE STRAHLERKOPFSTREUUNG $\{v_{k,i}\}$ und der ENERGIEDOSIS $D^{Mini}(z_R, v_R)$ für die REFERENZFELDGRÖSSE v_R , jeweils gemessen am REFERENZPUNKT in einem MINI-PHANTOM im REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R

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

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 $v_{k,äq}$ anzugeben.

Anmerkung 3 Die wichtigsten Komponenten der Strahlerkopfstreuung bei Beschleunigern sind die zum DOSISMONITORWERT beitragende Rückstreuung aus dem BLENDSYSTEM 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 $v_{p,aq}$ 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).

4.2 REFERENZBEDINGUNGEN

4.2.1 PHOTONENSTRAHLUNG

In dieser Norm werden für die klinische Dosimetrie hochenergetischer PHOTONENSTRAHLUNG folgende REFERENZBEDINGUNGEN¹⁾ festgelegt:

- der REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R ist gleich dem FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND;
- die REFERENZTIEFE z_R beträgt 10 cm;
- die REFERENZFELDGRÖSSE v_R beträgt 10 cm × 10 cm.

Ferner wird vorausgesetzt, dass bei der Messung relativer Dosiswerte die DOSISMONITORWERTE (bzw. die BESTRAHLUNGSZEITEN bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN) jeweils konstant gehalten werden.

¹⁾ Die in dieser Norm für die klinische Dosimetrie festgelegten REFERENZBEDINGUNGEN für FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND, Tiefe und FELDGRÖSSE sind von den in DIN 6800-2 und in [7] verwendeten entsprechenden Bezugsbedingungen zu unterscheiden. In Anlehnung an jüngste internationale Empfehlungen [9], [18] werden für die klinische Dosimetrie für alle Photonenenergien einheitliche REFERENZBEDINGUNGEN festgelegt.

4.2.2 ELEKTRONENSTRAHLUNG

In dieser Norm werden für die klinische Dosimetrie von ELEKTRONENSTRAHLUNG folgende REFERENZ-BEDINGUNGEN²⁾ festgelegt:

- Der REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R ist gleich dem NORMALEN BESTRAHLUNGSABSTAND.
- Die REFERENZTIEFE z_R entspricht der Tiefe des Wasser-Energiedosismaximums.
- Die REFERENZFELDGRÖSSE v_R beträgt $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$.

Ferner wird vorausgesetzt, dass bei der Messung relativer Dosiswerte die DOSISMONITORWERTE jeweils konstant gehalten werden.

4.3 Umrechnungen

ANMERKUNG In diesem Abschnitt sind einige nützliche Umrechnungsgleichungen zusammengestellt. Bei allen Gleichungen sollte beachtet werden, dass sich alle Feldgrößenangaben stets auf den FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND beziehen (siehe auch 3.9 und 3.10).

4.3.1 Zusammenhang zwischen relativer Tiefendosis P und dem GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS T

Zwischen der RELATIVEN TIEFENDOSIS P und dem GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS T besteht bei jeweils gleicher FELDGRÖSSE am Messort folgender Zusammenhang:

$$T(z, \{v_{p,i}\}) = P(z, \{v'_{p,i}\}, F_R) \cdot \frac{S_P(z_R, \{v'_{p,i}\})}{S_P(z_R, \{v''_{p,i}\})} \cdot \left(\frac{F_R + z}{F_R + z_R} \right)^2 \quad (13)$$

Dabei ist

$$v'_{p,i} = v_{p,i} \cdot \frac{F_R}{(F_R + z)} \quad (13a)$$

und

$$v''_{p,i} = v_{p,i} \cdot \frac{F_R}{(F_R + z_R)} \quad (13b)$$

4.3.2 Berechnung der relativen Tiefendosis P für geänderte FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTÄNDE

Bei bekannter RELATIVER TIEFENDOSIS $P(z, \{v_{p,i}\}, F_R)$ kann mit Hilfe von Gleichung (13) auf die für einen anderen FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F gültige RELATIVE TIEFENDOSIS $P'(z, \{v'_{p,i}\}, F)$ bei jeweils gleicher FELDGRÖSSE an der Oberfläche umgerechnet werden:

$$P'(z, \{v'_{p,i}\}, F) = P(z, \{v_{p,i}\}, F_R) \cdot \left\{ \left(\frac{F + z_R}{F + z} \right) \cdot \left(\frac{F_R + z}{F_R + z_R} \right) \right\}^2 \quad (14)$$

²⁾ Die in dieser Norm für die klinische Dosimetrie festgelegten REFERENZBEDINGUNGEN für FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND, Tiefe und FELDGRÖSSE sind von den in DIN 6800-2 verwendeten entsprechenden Bezugsbedingungen zu unterscheiden. Für die klinische Dosimetrie werden für alle ELEKTRONENENERGIEN einheitliche REFERENZBEDINGUNGEN festgelegt.

Dabei ist

$$v'_{p,i} = v_{p,i} \cdot \frac{F_R}{F} \quad (14a)$$

ANMERKUNG Gleichung (14) 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).

4.4 Berechnung von DOSISMONITORWERTEN

ANMERKUNG In 4.4.1 und 4.4.2 sind einige nützliche Gleichungen zur Berechnung von DOSISMONITORWERTEN unter verschiedenen Bestrahlungsbedingungen zusammengestellt.

4.4.1 Berechnung des DOSISMONITORWERTS bei FHA-EINSTELLTECHNIK

Unter Bedingungen der FHA-EINSTELLTECHNIK mit FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R berechnet sich der DOSISMONITORWERT M_W zur Erzielung einer ENERGIEDOSIS D in der Tiefe z bei den ÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSEN $v_{p,\text{äq}}$ und $v_{k,\text{äq}}$ wie folgt:

$$M_W(z, v_{k,\text{äq}}, v_{p,\text{äq}}, D, F_R) = \frac{D}{D_M^0} \cdot \frac{1}{S_t(z_R, v_{k,\text{äq}}, v_{p,\text{äq}})} \cdot \frac{1}{P(z, v_{p,\text{äq}}, F_R)} \quad (15)$$

Ändert sich der FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND von F_R auf F , so wird aus Gleichung (15) mit Hilfe von Gleichung (14) und den dort gemachten Näherungen sowie unter Beachtung des Abstandsquadratgesetzes zur Erzielung der gleichen Dosis der neue DOSISMONITORWERT M_W^F

$$M_W^F(z, v'_{k,\text{äq}}, v'_{p,\text{äq}}, D, F) = M_W(z, v_{k,\text{äq}}, v_{p,\text{äq}}, D, F_R) \cdot \left(\frac{F + z}{F_R + z} \right)^2 \cdot \frac{S_k(z_R, v_{k,\text{äq}})}{S_k(z_R, v'_{k,\text{äq}})} \quad (16)$$

Dabei ist

$$v'_{k,\text{äq}} = v_{k,\text{äq}} \cdot \left(\frac{F_R}{F} \right)^2 \quad (16a)$$

und

$$v'_{p,\text{äq}} = v_{p,\text{äq}} \cdot \left(\frac{F_R}{F} \right)^2 \quad (16b)$$

Sind die Änderungen des FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTANDES nicht zu groß und die FELDGRÖSSEN nicht zu klein, so sind in guter Näherung die STRAHLERKOPF-STREUFAKTOREN unverändert. Dann kann die Umrechnung der DOSISMONITORWERTE allein mit dem Abstandsquadratgesetz erfolgen:

$$M_W^F = M_W \cdot \left(\frac{F + z}{F_R + z} \right)^2 \quad (17)$$

Da es sich bei den ÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSEN im Gegensatz zu den FELDGRÖSSENPARAMETERSÄTZEN um Flächen handelt, müssen in den Gleichungen (16a) bzw. (16b) die Abstandsskalierungen quadriert werden

4.4.2 Berechnung des DOSISMONITORWERTS bei ISOZENTRISCHER EINSTELLTECHNIK

Beim Übergang von der FHA-EINSTELLTECHNIK mit FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_R und ÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSEN $v_{k,\text{äq}}$ und $v_{p,\text{äq}}$ zur ISOZENTRISCHEN EINSTELLTECHNIK bei jeweils gleicher FELDGRÖSSE an der Oberfläche berechnet sich der DOSISMONITORWERT M_W^{iso} zur Erzielung einer ENERGIEDOSIS D in der Phantomtiefte z nach Gleichung (16) mit $F = F_R - z$ wie folgt:

$$M_W^{\text{iso}}(z, v'_{k,\text{äq}}, v'_{p,\text{äq}}, D, F) = M_W(z, v_{k,\text{äq}}, v_{p,\text{äq}}, D, F_R) \cdot \left(\frac{F_R}{F_R + z} \right)^2 \cdot \frac{S_k(z_R, v_{k,\text{äq}})}{S_k(z_R, v'_{k,\text{äq}})} \quad (18)$$

Dabei ist (siehe Gleichungen (16a) und (16b))

$$v'_{k,\text{äq}} = v_{k,\text{äq}} \cdot \left(\frac{F_R}{F_R - z} \right)^2 \quad (18a)$$

und

$$v'_{p,\text{äq}} = v_{p,\text{äq}} \cdot \left(\frac{F_R}{F_R - z} \right)^2 \quad (18b)$$

5 Ermittlung dosimetrischer BASISDATEN

5.1 Allgemeines

Die Ermittlung dosimetrischer BASISDATEN kann in mehrere, zunächst voneinander unabhängige Schritte unterteilt werden. Für jede STRAHLUNGSART und STRAHLUNGSQUALITÄT werden unter definierten geometrischen Bedingungen

- die dreidimensionale Verteilung der Relativwerte der WASSER-ENERGIEDOSIS;
- die SPEZIFISCHE DOSIS an einem Punkt innerhalb des STRAHLENFELDES

benötigt.

Bei Kenntnis dieser BASISDATEN ist die dreidimensionale Wasser-Energiedosisverteilung bekannt. Die Messung beider Größen erfolgt in einem Wasserphantom. Aufgrund der Wasserverdunstung kann die Temperatur des Wassers einige Grad unter der Umgebungstemperatur liegen. Dies spielt keine Rolle bei Relativmessungen, sofern die Temperatur während der Messung konstant bleibt. Für die Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS bzw. der SPEZIFISCHEN DOSIS mit Ionisationskammern muss dies Beachtung finden. Insbesondere bei Verwendung einer radioaktiven Kontrollvorrichtung zur Luftdichtekorrektur muss die möglicherweise unterschiedliche Temperatur der Ionisationskammer bei der Messung in der radioaktiven Kontrollvorrichtung bzw. in Wasser berücksichtigt werden, wobei jeweils sichergestellt sein muss, dass die Ionisationskammer sich im Temperaturgleichgewicht mit ihrer jeweiligen Umgebung befindet. Die Praxis hat gezeigt, dass die Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS in einem Wasserphantom (Messung unter Kalibrierbedingung) größeren Schwankungen unterliegen kann als die Messung in einem Festkörperphantom (Messung unter Konstanzprüfungsbedingung). Da die Wasseräquivalenz von Festkörpermaterialeen jedoch immer nur näherungsweise gegeben ist, muss für jede STRAHLUNGSART und STRAHLUNGSENERGIE eine Beziehung zwischen beiden Phantommaterialeen hergestellt werden [2], [4], [10]. Mit Hilfe dieser Beziehung kann dann die Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS auch im Festkörperphantom erfolgen.

Zur Berechnung von Energiedosisverteilungen bei veränderten geometrischen Bedingungen durch ein BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM benötigt dieses je nach verwendetem Algorithmus unterschiedliche BASISDATEN, die ermittelt und in das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM eingegeben werden müssen.

Für genormte BESTRAHLUNGSTECHNIKEN genügen in vielen Fällen BESTRAHLUNGSTABELLEN, die in der Regel auf der Basis entsprechender Messungen erstellt werden.

Wird die Dosis bzw. Dosisverteilung durch weitere Maßnahmen absichtlich verändert, so muss auch deren Einfluss durch Ermittlung weiterer BASISDATEN berücksichtigt werden.

In den Abschnitten 5.2 bis 5.8 werden die verschiedenen Schritte zur Ermittlung von BASISDATEN im Detail beschrieben.

5.2 Ermittlung der BESTRAHLUNGSZEIT bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN

Unter definierten geometrischen Bedingungen (den REFERENZBEDINGUNGEN, siehe 4.2.1) wird eine Beziehung zwischen der an der GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG vorzuwählenden BESTRAHLUNGSZEIT und der WASSER-ENERGIEDOSIS im REFERENZPUNKT (siehe 3.1.1) hergestellt.

Die Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS mit Hilfe einer Ionisationskammer ist in DIN 6800-2 bzw. in [7] beschrieben. Besteht eine gesicherte Beziehung zwischen den Bedingungen der Kalibrierung und denen der Konstanzprüfung und sind Änderungen des DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTORS jeweils mit vergleichbarer Genauigkeit zu erfassen, so kann die Ermittlung der BESTRAHLUNGSZEIT auch unter den Bedingungen der Konstanzprüfung durchgeführt werden.

Wegen des nicht zu vernachlässigenden Einflusses der VERSCHLUSSZEIT auf die SPEZIFISCHE DOSIS sollten bei der Basisdosimetrie vergleichbare BESTRAHLUNGSZEITEN wie bei der späteren Patientenbestrahlung gewählt werden. Der Einfluss der VERSCHLUSSZEIT muss sowohl in den BASISDATEN von BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN, als auch in BESTRAHLUNGSTABELLEN berücksichtigt werden.

5.3 Ermittlung der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOREN bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN

Bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN ist für jede STRAHLUNGSART und jede STRAHLUNGSQUALITÄT (bei manchen Beschleunigertypen auch für jede einstellbare Monitorrate) ein DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR einstellbar. Die Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS mit Hilfe einer Ionisationskammer ist in DIN 6800-2 bzw. in [6] und [7] beschrieben.

Das ANSPRECHVERMÖGEN DES DOSISMONITORS sollte möglichst hoch gewählt werden (falls technisch möglich), um auch kleine Einzeldosen genügend genau applizieren zu können.

Um die Kontrolle durchgeführter BESTRAHLUNGEN zu erleichtern, sollte (falls technisch möglich) eine möglichst einfache Beziehung zwischen WASSER-ENERGIEDOSIS und DOSISMONITOREINHEITEN für typische klinische Bedingungen (z.B. den REFERENZBEDINGUNGEN) hergestellt werden (z. B. 100 ME für 1,0 Gy).

Die Messung des DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTORS unterliegt – auch unter unveränderten Bedingungen – Schwankungen in der Größenordnung $\pm 0,5\%$. Daher sollte die Einstellung des DOSISMONITORS anhand eines Mittelwertes aus mehreren Einzelmessungen erfolgen. Besteht eine gesicherte Beziehung zwischen den Bedingungen der Kalibrierung des DOSISMONITORS und den Bedingungen der Konstanzprüfung und sind Änderungen des DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTORS jeweils mit vergleichbarer Genauigkeit zu erfassen, so kann die Einstellung des DOSISMONITORS auch unter den Bedingungen der Konstanzprüfung durchgeführt werden. Auch hierbei sollte wiederum der Mittelwert mehrerer Einzelmessungen zugrunde gelegt werden.

Ein einmal vereinbarter Wert des DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTORS sollte möglichst beibehalten werden, um eine zeitaufwendige und fehlerträchtige Änderung von BESTRAHLUNGSTABELLEN bzw. der BASISDATEN der BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME zu vermeiden.

Bei ELEKTRONENSTRAHLUNG kann der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR in der Regel nicht für jeden ELEKTRONENTUBUS separat eingestellt werden. In diesem Fall wird der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR bei der REFERENZFELDGRÖSSE eingestellt und die SPEZIFISCHE DOSIS in der REFERENZTIEFE für jeden ELEKTRONENTUBUS und jede Elektronenenergie durch Messung ermittelt. Bei Umrechnungen auf andere Tiefen ist zu beachten, dass die TIEFEDOSISVERTEILUNG, insbesondere bei kleinen Elektronenfeldern, mit der Tubusgröße variieren kann.

Die DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOREN müssen nach DIN 6847-5 vierzehntäglich für jede NENN-ENERGIE bei RÖNTGEN- und ELEKTRONENSTRAHLUNG überprüft werden.

5.4 BASISDATEN für BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME

5.4.1 Allgemeines

Alle derzeit in BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN eingesetzten Algorithmen zur Berechnung von räumlichen Energiedosisverteilungen im Patienten benötigen neben der von Fall zu Fall wechselnden Patienteninformation auch einmalig einzugebende BASISDATEN. Diese dienen zum einen der Beschreibung des STRAHLERKOPFES und der Geometrie des BESTRAHLUNGSGERÄTES (gerätetechnische BASISDATEN) und zum anderen der Charakterisierung der von ihm abgegebenen STRAHLUNG (dosimetrische BASISDATEN).

Die Art und der Umfang der zur Verfügung zu stellenden BASISDATEN variiert mit dem verwendeten Algorithmus und der Art seiner Implementierung. Mit zunehmendem Einsatz echter physikalischer Dosisberechnungsverfahren (z. B. nach dem MONTE-CARLO-VERFAHREN) werden die dosimetrischen BASISDATEN an Bedeutung verlieren und der Schwerpunkt eher auf einer möglichst genauen Beschreibung des STRAHLERKOPFES liegen.

Alle derzeit auf dem Markt befindlichen BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME benötigen jedoch immer noch eine umfangreiche Sammlung dosimetrisch zu ermittelnder BASISDATEN.

Die gemessenen dosimetrischen BASISDATEN werden entweder direkt oder in modifizierter Form dem Algorithmus zur Verfügung gestellt (z. B. bei Matrix- und Dekrementlinienverfahren), oder sie werden dazu verwendet, die eigentlich vom Algorithmus benötigten BASISDATEN zu erstellen (z. B. bei analytischen und bei den so genannten kernebasierten Verfahren).

5.4.2 Messbedingungen zur Ermittlung der dosimetrischen BASISDATEN

Die Ermittlung der dosimetrischen BASISDATEN für BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME erfolgt unter genormten Bedingungen.

Der technische Zustand des BESTRAHLUNGSGERÄTES muss repräsentativ für den späteren bestimmungsgemäßen Betrieb sein.

Messungen der räumlichen Dosisverteilung erfolgen in einem Wasserphantom mit einer geeigneten kleinvolumigen DOSIMETERSONDE. Das Dosimeter muss eine Linearität von besser als $\pm 1\%$ besitzen und einen genügend großen Nenngebrauchsbereich für Dosisleistung aufweisen, um alle Signale der DOSIMETERSONDE korrekt verarbeiten zu können.

Die Messungen sollten so geplant werden, dass nicht nur die für die Inbetriebnahme erforderlichen BASISDATEN, sondern auch zusätzliche, für die spätere Verifikation der Ergebnisse des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS benötigte Datensätze aufgenommen werden.

5.4.3 Dosimetrische BASISDATEN für PHOTONENSTRAHLUNG

5.4.3.1 TIEFENDOSISVERTEILUNGEN

TIEFENDOSISVERTEILUNGEN sollten bis zu Tiefen von mindestens 30 cm aufgenommen werden. Einige BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME extrapolieren die gemessenen TIEFENDOSISVERTEILUNGEN während der Datenaufbereitung bis zu wesentlich größeren Tiefen. Da die hier verwendeten Algorithmen teilweise inadäquat sind, muss der Anwender die vom BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM erzeugten Ergebnisse kritisch prüfen und eventuell korrigieren.

Die Anzahl und Lage der Messpunkte ist so zu wählen, dass zum einen die TIEFENDOSISVERTEILUNG adäquat wiedergegeben wird und zum anderen die spezifischen Anforderungen des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS erfüllt werden.

TIEFENDOSISVERTEILUNGEN sind meist für verschiedene FELDGRÖSSEN zu messen. Je nach verwendetem Algorithmus muss auch bei sehr kleinen FELDGRÖSSEN gemessen werden.

Einige Algorithmen reagieren kritisch auf Messungenauigkeiten in oberflächennahen Bereichen der TIEFENDOSISVERTEILUNGEN. Deshalb empfiehlt sich generell, TIEFENDOSISVERTEILUNGEN jeweils in Richtung abnehmender Wassertiefe zu messen. Aus dem gleichen Grund ist es auch sinnvoll, die TIEFENDOSISVERTEILUNGEN für verschiedene FELDGRÖSSEN unmittelbar hintereinander zu messen und nicht die zu einer FELDGRÖSSE gehörenden TIEFENDOSISVERTEILUNGEN und DOSISPROFILE in einer FELDEBENE.

Werden KEILFILTER eingesetzt, so muss bei einigen BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN die Messung der TIEFENDOSISVERTEILUNGEN für alle eingesetzten KEILFILTER wiederholt werden, um der keilfilterbedingten Veränderung der TIEFENDOSISVERTEILUNGEN Rechnung zu tragen.

5.4.3.2 GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS

Aufgrund des höheren Messaufwands und der messtechnischen Schwierigkeiten bei der Messung von GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNISSEN sollte zur Basisdatenerstellung, wenn möglich, auf die Messung von TIEFENDOSISVERTEILUNGEN zurückgegriffen werden. Gegebenenfalls können mit Hilfe von Gleichung (13) TIEFENDOSISVERTEILUNGEN in GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNISSE umgerechnet werden.

5.4.3.3 DOSISPROFILE in einer FELDEBENE

DOSISPROFILE in einer FELDEBENE sind meist für verschiedene FELDGRÖSSEN und für verschiedene Phantomtiefen zu messen. Je nach Art des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS werden drei Arten von DOSISPROFILIEN benötigt:

- a) DOSISPROFILE auf einer oder beiden Feld-Mittellinien (Dosisquerprofile);
- b) DOSISPROFILE in einer FELDEBENE auf einer oder beiden Feld-Diagonalen (meist bei maximaler FELDGRÖSSE);
- c) DOSISPROFILE auf sternförmig in der FELDEBENE angeordneten Feldlinien.

Für große FELDGRÖSSEN und Messtiefen kann die Bedingung eines QUASI-UNENDLICHEN PHANTOMS oft nicht mehr realisiert werden. Hier muss die Messung auf die Aufnahme von Halbprofilen beschränkt werden.

Die Anzahl und Lage der Messpunkte ist so zu wählen, dass zum einen der Verlauf des DOSISPROFILS adäquat wiedergegeben wird und zum anderen die spezifischen Anforderungen des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS erfüllt werden. Bei einigen BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN muss insbesondere darauf geachtet werden, dass weit genug über die GEOMETRISCHE FELDGRÖSSE hinaus gemessen wird.

Je nach BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM sind Messungen der DOSISQUERPROFILE entlang einer oder beider FELD-MITTELLINIEN durchzuführen. Falls nur eine solche Messserie notwendig ist, ist darauf zu achten, dass für alle Messungen stets die gleiche BETRIEBSBLENDE verwendet wird. Aufgrund des kleineren Halbschattens wird dabei in der Regel die fokusfernere BETRIEBSBLENDE verwendet. Bei der BESTRAHLUNGSPLANUNG muss dann berücksichtigt werden, dass für die fokusnahe BETRIEBSBLENDE eine zu geringe Halbschattenbreite gerechnet wird. Es ist deshalb in diesem Fall bei der BESTRAHLUNGSPLANUNG darauf zu achten, dass RISIKOBEREICHE in unmittelbarer Nähe des ZIELVOLUMENS, wenn möglich, durch die fokusferne BETRIEBSBLENDE abgedeckt werden.

Einige BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME verwenden die gemessenen DOSISPROFILE in einer oder mehreren FELDEBENEN nur zur Extraktion von Modellparametern zur Modellierung des Halbschattenbereiches. Diese Parameter können nachträglich oft noch durch den Benutzer modifiziert werden.

Es ist darauf zu achten, dass der Einfluss des verwendeten Messsystems auf den Halbschatten vernachlässigbar ist (kleinvolumige Kammer, korrekte Orientierung der Kammer relativ zur Messlinie).

Einige BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME benötigen zur Ermittlung der Fluenzverteilung des Beschleunigers Messungen von DOSISPROFILIEN in einer FELDEBENE ohne Phantomstreuteil. Hierzu wird die Dosis frei in Luft mit Aufbaukappe gemessen. Die Aufbaukappe muss so dimensioniert sein, dass Kontaminationselektronen

aus STRAHLERKOPF und Luft darin vollständig absorbiert werden. Als Abschätzung für die notwendige Materialdicke d der Aufbaukappe gilt die Zahlenwertgleichung:

$$d = \frac{1}{3} \cdot \frac{E_{\text{gr}}}{\rho} \quad (19)$$

Dabei ist E_{gr} die Grenzenergie in MeV und ρ die Dichte des Materials der Aufbaukappe in g/cm^3 . Die notwendige Materialdicke d der Aufbaukappe ergibt sich dann in cm. Die Aufbaukappe sollte einerseits geringe Abmessungen haben, andererseits aber aus Materialien mit geringen Ordnungszahlen bestehen, um Bremsstrahlungserzeugung durch Elektronen gering zu halten. Deshalb werden Materialien mittlerer Ordnungszahl mit hoher Dichte (z. B. Messing) empfohlen.

Neben Messungen von DOSISPROFILIEN im offenen FELD sind entsprechende Messungen für alle KEILFILTER durchzuführen.

5.4.3.4 DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR

Der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR ist für jede STRAHLUNGSQUALITÄT zu bestimmen. Benötigt das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM die SPEZIFISCHE DOSIS unter anderen Bedingungen als den REFERENZBEDINGUNGEN, so muss sie für diese Bedingungen bestimmt und verwendet werden. Wird die SPEZIFISCHE DOSIS in der Tiefe des Dosismaximums benötigt, so sollte diese mittels der RELATIVEN TIEFENDOSIS aus dem DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR bzw. aus einer Messung der SPEZIFISCHEN DOSIS in größerer Tiefe errechnet werden, um Störeinflüsse z. B. von Kontaminationselektronen zu vermeiden.

ANMERKUNG Es ist sinnvoll, einen einmalig festgelegten DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR beizubehalten, um fehlerträchtige Änderungen von BESTRAHLUNGSTABELLEN und der BASISDATEN des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS zu vermeiden.

5.4.3.5 TOTALE STREUFAKTOREN

TOTALE STREUFAKTOREN sind nach 3.12 im HOMOGENEN, QUASI-UNENDLICHEN PHANTOM unter REFERENZBEDINGUNGEN (4.2.1) zu messen.

Einige BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME benötigen abweichend von der Definition in 3.12 TOTALE STREUFAKTOREN im Dosismaximum. Um Störeinflüsse durch Kontaminationselektronen usw. zu vermeiden, sollten die notwendigen Messungen dennoch nach 3.12 durchgeführt werden. Eine Umrechnung auf die benötigten Werte ist anschließend leicht mit Hilfe der RELATIVEN TIEFENDOSIS für die entsprechende FELDGRÖSSE und Tiefe aus den, wie oben beschrieben, gemessenen TOTALEN STREUFAKTOREN möglich.

TOTALE STREUFAKTOREN müssen oft bis zu sehr kleinen FELDGRÖSSEN gemessen werden. Hier sind besondere Anforderungen an das verwendete Messsystem zu stellen, insbesondere muss die DOSIMETERSONDE klein gegen die FELDGRÖSSE am Messort sein. Die DOSIMETERSONDE sollte in der zum ZENTRALSTRAHL senkrechten Ebene ein rotationssymmetrisches Ansprechvermögen aufweisen. TOTALE STREUFAKTOREN sollten nicht nur für quadratische, sondern auch für rechteckige FELDER gemessen werden. Insbesondere müssen die TOTALEN STREUFAKTOREN von Rechteckfeldern mit gleicher Fläche verglichen werden, bei denen Feldlänge und -breite vertauscht wird. Falls das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM die vollständige Eingabe einer Matrix TOTALER STREUFAKTOREN verlangt, ist es nicht notwendig, alle Punkte zu messen, vielmehr kann interpoliert werden.

5.4.3.6 SPEZIFISCHE DOSEN

Benötigt das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM SPEZIFISCHE DOSEN in Abhängigkeit von der FELDGRÖSSE, so können diese aus dem DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR und den TOTALEN STREUFAKTOREN nach 5.4.3.4 und 5.4.3.5 errechnet werden.

5.4.3.7 PHANTOM- und STRAHLERKOPF-STREUFAKTOREN

Einige BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME benötigen nicht nur die TOTALEN STREUFAKTOREN als Ganzes, sondern die STRAHLERKOPF-STREUFAKTOREN S_k (3.13) und PHANTOM-STREUFAKTOREN S_p (3.14) jeweils separat.

Der STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_k kann nach [17] für alle klinisch relevanten STRAHLUNGSQUALITÄTEN mit Hilfe eines zylindrischen MINI-PHANTOMS (3.8) bestimmt werden. Das MINI-PHANTOM ist so im STRAHLENFELD zu positionieren, dass seine Längsachse mit dem ZENTRALSTRAHL zusammenfällt. Eine entsprechende Bohrung erlaubt die Aufnahme der DOSIMETERSONDE in der Weise, dass der Messort auf dem ZENTRALSTRAHL in der REFERENZTIEFE z_R liegt (4.2.1). Die DOSIMETERSONDE sollte in der zum ZENTRALSTRAHL senkrechten Ebene ein rotationssymmetrisches Ansprechvermögen aufweisen. Die Messung des STRAHLERKOPF-STREUFAKTORS $S_k(\{v_{k,i}\})$ in Abhängigkeit vom FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE STRAHLERKOPFSTREUUNG $\{v_{k,i}\}$ erfolgt dann nach Gleichung (11).

Die direkte Messung des PHANTOM-STREUFAKTORS S_p ist schwierig. S_p kann aber leicht mit Hilfe von Gleichung (12) berechnet werden.

5.4.3.8 KEILFILTERFAKTOR

Der KEILFILTERFAKTOR $k_K(z_R, v_R, F_R)$ unter Referenzbedingungen ist der Quotient aus $D_K(z_R, v_R, F_R)$ und $D(z_R, v_R, F_R)$, wobei $D_K(z_R, v_R, F_R)$ und $D(z_R, v_R, F_R)$ die jeweils unter REFERENZBEDINGUNGEN gemessenen ENERGIEDOSEN mit und ohne KEILFILTER sind:

$$k_K(z_R, v_R, F_R) = \frac{D_K(z_R, v_R, F_R)}{D(z_R, v_R, F_R)} \quad (20)$$

Die Anwendung des KEILFILTERS verändert die relativen TIEFENDOSISVERTEILUNGEN, die GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNISSE sowie die Streufaktoren. Diese Größen müssen deshalb für jeden KEILFILTER neu gemessen werden.

ANMERKUNG 1 Die teilweise übliche Verwendung von feldgrößen- und tiefenabhängigen KEILFILTERFAKTOREN entfällt bei dieser Vorgehensweise.

ANMERKUNG 2 Nach dieser Definition ist der KEILFILTERFAKTOR stets kleiner als 1. Einige BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME verlangen als Eingabe den Kehrwert.

ANMERKUNG 3 Bei der Verwendung von DYNAMISCHEN KEILFILTERN kann der KEILFILTERFAKTOR in bestimmten Fällen zu 1 gesetzt werden (siehe 5.6.2).

5.4.4 Dosimetrische BASISDATEN für ELEKTRONENSTRAHLUNG

5.4.4.1 Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT

Zur Beschreibung der STRAHLUNGSQUALITÄT der ELEKTRONENSTRAHLUNG an der Oberfläche des bestrahlten Körpers werden je nach BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM verschiedene Kenngrößen benötigt, die im Allgemeinen aus Tiefendosis- bzw. Energiedosisverteilungen ermittelt werden können. Dazu zählen die WAHRSCHEINLICHSTE ENERGIE an der Oberfläche $E_{p,0}$, die mit der PRAKTISCHEN REICHWEITE R_p der Elektronen im PHANTOM korreliert ist (siehe DIN 6800-2) sowie die MITTLERE ENERGIE an der Oberfläche $\bar{E}_0$, die aus der HALBWERTTIEFE R_{50} abgeschätzt werden kann (siehe DIN 6800-2 und [12]).

Einige BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME verlangen, dass die erforderlichen Kenngrößen nach einer für dieses BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM spezifischen Methode bestimmt wird, die unter Umständen von den in DIN 6800-2 beschriebenen Verfahren abweicht. In diesem Fall ist die für das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM vorgeschriebene Methode zu verwenden.

Bei den handelsüblichen ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN kann die Energie der Elektronen nicht für jeden ELEKTRONENTUBUS separat eingestellt werden. Die Einstellung der Elektronenenergie erfolgt daher bei einem Referenzelektrontubus, in der Regel mit einem ELEKTRONENTUBUS der Größe 20 cm × 20 cm.

5.4.4.2 Modellparameter

Bei den meisten derzeit kommerziell erhältlichen BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN ist für Elektronen ein Nadelstrahlalgorithmus implementiert. Algorithmen dieses Typs benötigen je nach spezieller Ausführung verschiedene Modellparameter, mit denen sich Elektronen-Nadelstrahlen näherungsweise beschreiben lassen. Beispiele sind das mittlere Streuwinkelquadrat und das mittlere Quadrat des Radius eines Nadelstrahls an der Phantomoberfläche.

Diese Modellgrößen sind unter klinischen Bedingungen nur schwer zu messen. Deshalb werden bei der Basisdateneingabe zunächst vom Hersteller empfohlene Startwerte in das Programm eingegeben, die dann in einer Optimierungsprozedur sukzessive so angepasst werden müssen, dass die berechneten Dosisverteilungen mit den gemessenen möglichst gut übereinstimmen.

5.4.4.3 VIRTUELLER QUELLPUNKT

Nahezu alle in kommerziellen BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN implementierten Algorithmen für die Berechnung von durch ELEKTRONENSTRAHLUNG erzeugten Energiedosisverteilungen benötigen die Angabe der Lage des VIRTUELLEN QUELLPUNKTES im STRAHLERKOPF.

Die Entfernung des VIRTUELLEN QUELLPUNKTES von einer Bezugsebene kann über die Verifikation des Abstandsquadratgesetzes bestimmt werden.

Die Abweichung des VIRTUELLEN QUELLPUNKTES vom ZENTRALSTRAHL und damit die Richtung der ZENTRALACHSE kann mit Hilfe eines Doppelgitter-Phantoms oder einer Vielfach-Lochkamera bestimmt werden. Diese Angabe wird aber von den meisten BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN nicht benötigt, da sie näherungsweise von einem VIRTUELLEN QUELLPUNKT ausgehen, der auf dem ZENTRALSTRAHL liegt.

ANMERKUNG 1 Die Lage des VIRTUELLEN QUELLPUNKTES ist von der STRAHLUNGSENERGIE, dem STREUFILTERSYSTEM, der FELDGRÖSSE und dem Abstand abhängig.

ANMERKUNG 2 Die Lage des VIRTUELLEN QUELLPUNKTES ist unter Umständen zeitlich nicht konstant, so dass eventuell wiederholte Kontrollmessungen notwendig sind.

5.4.4.4 TIEFENDOSISVERTEILUNGEN

TIEFENDOSISVERTEILUNGEN für ELEKTRONENSTRAHLUNG sind, angepasst an die Elektronenenergie, mit geeignet gewählter Anzahl und Lage der Messpunkte zu bestimmen. Insbesondere ist bei höheren Elektronenenergien darauf zu achten, dass bis zu genügend großen Tiefen gemessen wird, um den Bremsstrahlungsuntergrund zu erfassen.

ANMERKUNG 1 Aufgrund der Änderung des Energiespektrums der ELEKTRONENSTRAHLUNG mit zunehmender Tiefe sollte die Energieabhängigkeit des verwendeten Dosimeters bei der Bestimmung der Tiefen-Energiedosisverteilung beachtet werden.

ANMERKUNG 2 Im Allgemeinen sollten TIEFENDOSISVERTEILUNGEN für ELEKTRONENSTRAHLUNG auch bei gleicher nomineller Energie für alle verfügbaren FELDGRÖSSEN gemessen werden. Interpolationen sind nur nach sorgfältiger Prüfung erlaubt. Insbesondere bei Elektronenfeldern, bei denen im ZENTRALSTRAHL das laterale Elektronengleichgewicht nicht mehr sichergestellt ist, verändern sich die TIEFENDOSISVERTEILUNGEN stark gegenüber denjenigen bei großen FELDERN.

5.4.4.5 DOSISPROFILE in einer FELDEBENE

Bei ELEKTRONENSTRAHLUNG genügt meist die Messung von DOSISQUERPROFILIEN. Viele BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME verlangen keine DOSISPROFILE.

ANMERKUNG Da Elektronen mit zunehmender Eindringtiefe eine starke Streuung erfahren, können beträchtliche Änderungen der Form der DOSISQUERPROFILE bei unterschiedlicher Tiefe auftreten. Daher ist bei ELEKTRONENSTRAHLUNG die Bestimmung der Dosisverteilung in mehreren, je nach Elektronenenergie sinnvoll gewählten Tiefen, erforderlich. Dies gilt zur späteren Verifikation gerechneter Dosisverteilungen auch dann, wenn das BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM explizit keine DOSISQUERPROFILE benötigt.

5.4.4.6 DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR

Der DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR ist für jede Elektronenenergie bei einem Referenzelektronentubus in der REFERENZTIEFE zu bestimmen.

ANMERKUNG Es ist sinnvoll, einen einmalig festgelegten DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR beizubehalten, um fehlerträchtige Änderungen von BESTRAHLUNGSTABELLEN und der BASISDATEN des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS zu vermeiden.

5.4.4.7 SPEZIFISCHE DOSIS

Für jeden ELEKTRONENTUBUS wird bei allen Elektronenenergien die SPEZIFISCHE DOSIS auf dem ZENTRALSTRAHL in einem HOMOGENEN, QUASI-UNENDLICHEN PHANTOM in der REFERENZTIEFE gemessen.

ANMERKUNG Bei Verwendung eines ELEKTRONENTUBUS mit variabler Apertur wird die SPEZIFISCHE DOSIS nach den Empfehlungen des Herstellers des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS gemessen, da die Berechnung des DOSISMONITOR-WERTS in diesem Fall vom Algorithmus des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS abhängig ist.

5.5 BESTRAHLUNGSTABELLE

5.5.1 Allgemeines

In einer BESTRAHLUNGSTABELLE wird die erforderliche BESTRAHLUNGSZEIT (bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN) bzw. die erforderliche DOSISMONITORVORWAHL (bei ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN) zum Erreichen einer gewünschten ENERGIEDOSIS für definierte geometrische Bedingungen tabelliert.

BASISDATEN für BESTRAHLUNGSTABELLEN können entweder messtechnisch aufgenommen werden oder mit Hilfe eines BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS, das über geeignete BASISDATEN verfügt, berechnet werden. Eine zumindest stichprobenweise experimentelle Überprüfung berechneter BASISDATEN wird jedoch dringend empfohlen. Für ELEKTRONENSTRAHLUNG sollten die BASISDATEN für BESTRAHLUNGSTABELLEN experimentell gewonnen werden, da die in kommerziellen BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN verwendeten Berechnungsalgorithmen für ELEKTRONENSTRAHLUNG in der Regel zu starke Vereinfachungen aufweisen.

In der klinischen Routine werden derartige BESTRAHLUNGSTABELLEN für vielfältige Anwendungen benötigt:

- a) für einfache BESTRAHLUNGSTECHNIKEN wie STEHFELD- oder GEGENFELDBESTRAHLUNGEN bei PHOTONENSTRAHLUNG bzw. STEHFELDBESTRAHLUNGEN bei ELEKTRONENSTRAHLUNG, bei denen nur die ENERGIEDOSIS im REFERENZ-DOSISPUNKT sowie die MINIMALDOSIS und MAXIMALDOSIS im PLANUNGS-ZIELVOLUMEN angegeben werden soll (siehe [13]);
- b) zur Sicherstellung einer "ordnungsgemäßen BESTRAHLUNG des Patienten" nach der "Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin" bei Ausfall der computerunterstützten BESTRAHLUNGSPLANUNG;
- c) zur Verifikation von PUNKTDOSEN, die von BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN berechnet wurden.

Da die Umrechnung von aus BESTRAHLUNGSTABELLEN gewonnenen BESTRAHLUNGSZEITEN bzw. DOSISMONITORVORWAHLN auf andere geometrische Bedingungen mit großen Fehlern behaftet sein kann, sollten die Messbedingungen bei der Erstellung der BESTRAHLUNGSTABELLEN den Bedingungen der späteren Anwendung möglichst äquivalent sein (z. B. konstanter FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND oder konstanter Fokus-Messort-Abstand). Liegen Dichteinhomogenitäten oder Elektronendichten abweichend von Wasser vor, so können unter alleiniger Verwendung von BESTRAHLUNGSTABELLEN erhebliche Fehler in der Dosisberechnung auftreten. Eine erste Näherung stellt die Ermittlung der effektiven radiologischen Tiefe anhand der Elektronendichten unter gleichzeitiger Berücksichtigung des Abstandsquadratgesetzes dar.

BESTRAHLUNGSTABELLEN können für beliebig spezialisierte Bestrahlungsbedingungen erstellt werden (z. B. für asymmetrische STRAHLUNGSFELDER, für Keilfilterfelder, für Dosiswerte außerhalb des ZENTRALSTRAHLS). Mit zunehmender Spezialisierung steigt die Genauigkeit bei der Anwendung von BESTRAHLUNGSTABELLEN, aber auch der Aufwand und die Gefahr von Verwechslungen.

Die Überprüfung von BESTRAHLUNGSTABELLEN muss mit besonderer Sorgfalt geschehen, da jeder falsch eingegebene Wert entweder zu zahlreichen falschen Ergebnissen oder nur zu einem einzigen falschen Wert führen kann, wodurch das Auffinden erschwert ist. Daher ist eine graphische Darstellung eingegebener und berechneter Werte dringend zu empfehlen, wobei die Datenübermittlung elektronisch erfolgen sollte, um vorhandene Fehler nicht zufällig zu eliminieren.

ANMERKUNG Die Berechnung von Dosisverteilungen mit Hilfe von BESTRAHLUNGSTABELLEN ist grundsätzlich nicht möglich.

5.5.2 BASISDATEN für BESTRAHLUNGSTABELLEN

ANMERKUNG In 5.5.2.1 und 5.5.2.2 werden für PHOTONEN- und ELEKTRONENSTRAHLUNG einige Aspekte diskutiert, die bei der Ermittlung von BASISDATEN zu beachten sind. Dabei wird von REGULÄREN FELDERN ausgegangen.

Hinweise, wie bei komplexeren Bedingungen zu verfahren ist, finden sich in 5.6.

5.5.2.1 PHOTONENSTRAHLUNG

Sollen BESTRAHLUNGSTABELLEN für die gleichen geometrischen Bedingungen angewandt werden, unter denen sie bestimmt worden sind, so müssen für jede STRAHLUNGSQUALITÄT die feldgrößenabhängigen TIEFENDOSISVERTEILUNGEN (bei konstantem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND) oder die GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNISSE (bei konstantem Fokus-Messort-Abstand) sowie die SPEZIFISCHE DOSIS an einem Punkt auf dem ZENTRALSTRAHL (bevorzugt in der REFERENZTIEFE) gemessen werden. Bei rechteckigen STRAHLENFELDERN müssen diese BASISDATEN aufgrund der unterschiedlichen STRAHLERKOPF-STREUFAKTOREN (siehe 3.13) für beide Einstellmöglichkeiten der BETRIEBSBLENDE separat aufgenommen werden. Die Dichte der Messpunkte ist dabei so zu wählen, dass Zwischenwerte bezüglich der Tiefe und der FELDGRÖSSE mit ausreichender Genauigkeit interpoliert werden können.

Werden die BESTRAHLUNGSTABELLEN für andere geometrische Bedingungen angewandt als die, unter denen sie aufgenommen wurden, so werden als weitere BASISDATEN die STRAHLERKOPF- und PHANTOM-STREUFAKTOREN benötigt (siehe 3.13, 3.14 und [9]).

5.5.2.2 ELEKTRONENSTRAHLUNG

Bei ELEKTRONENSTRAHLUNG müssen für jede Elektronenenergie und jeden ELEKTRONENTUBUS die TIEFENDOSISVERTEILUNGEN bei üblichem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND sowie die SPEZIFISCHE DOSIS auf einem Punkt auf dem ZENTRALSTRAHL (bevorzugt in der REFERENZTIEFE) gemessen werden. Da die Einstellung der BETRIEBSBLENDE aufgrund von Elektronenstreuung sowohl die TIEFENDOSISVERTEILUNGEN als auch die SPEZIFISCHEN DOSEN erheblich beeinflussen kann [5], muss diese Einstellung schriftlich festgehalten werden und bei der späteren Anwendung auf Übereinstimmung überprüft werden.

Soll die TIEFENDOSISVERTEILUNG mit Hilfe einer Ionisationskammer ermittelt werden, so muss zunächst jeder Messwert der gemessenen Tiefen-Ionendosisverteilung mit den energie- und damit auch tiefenabhängigen Bremsvermögensverhältnissen Wasser zu Luft multipliziert werden. Aufgrund dieser Umrechnung kann sich auch die Lage des Dosismaximums zwischen der Ionendosisverteilung und der Energiedosisverteilung verändern.

Die Messung der HALBWERTTIEFE R_{50} und der PRAKTISCHEN REICHWEITE R_p zur Bestimmung der Energieparameter MITTLERE und WAHRSCHEINLICHSTE ENERGIE der Elektronen an der Phantomboberfläche wird bei einem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND von 100 cm und einer FELDGRÖSSE an der Oberfläche von 20 cm × 20 cm vorgenommen. Diese Werte werden dann für die anderen FELDGRÖSSEN übernommen. Bei kleinen FELDGRÖSSEN muss beachtet werden, dass die TIEFENDOSISVERTEILUNG stark von denen größerer FELDER abweichen kann. Ebenso kann bei kleinen FELDGRÖSSEN die SPEZIFISCHE DOSIS stark abfallen. Dies tritt typischerweise dann auf, wenn die kleinere Kantenlänge des STRAHLENFELDES einen Wert unter etwa 4 cm erreicht. Diese Abhängigkeit ist zusätzlich energieabhängig und muss in jedem einzelnen Fall untersucht werden.

Eine Umrechnung der SPEZIFISCHEN DOSIS auf einen anderen FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND anhand des Abstandsquadratgesetzes ist nur in engen Grenzen möglich und muss in jedem Einzelfall überprüft werden.

5.5.3 Aufbereitung der BESTRAHLUNGSTABELLEN

Die BASISDATEN für BESTRAHLUNGSTABELLEN können entweder schriftlich in Form von BESTRAHLUNGSTABELLEN bereitgestellt werden oder in Tabellenkalkulationsprogramme bzw. in selbstangefertigte Computerprogramme implementiert werden. Bei letzterem können weitere Parameter wie z. B. für TRAGPLATTE, Feldänderung, Bolusmaterial, für die Anwendung von KEILFILTERN usw. leicht in das Programm integriert werden und auch in geeigneter Form dokumentiert werden.

5.6 BASISDATEN für dosismodifizierende Maßnahmen

5.6.1 Allgemeines

Unter dosismodifizierenden Maßnahmen werden unter anderem die Anwendung von asymmetrischen STRAHLENFELDERN, von KEILFILTERN (mechanisch, motorisch und dynamisch), LAMELLENBLENDEN, ABSCHIRMBLÖCKEN bzw. SATELLITENBLENDEN mit dazugehörigen TRAGPLATTEN, KOMPENSATOREN und BOLI verstanden. Der Einfluss dieser Maßnahmen ist energieabhängig und muss daher für jede Photonen- bzw. Elektronenenergie separat gemessen werden. In vielen Fällen können diese dosismodifizierenden Maßnahmen durch Korrekturfaktoren näherungsweise berücksichtigt werden. Dies trifft insbesondere dann zu, wenn die geometrischen Bedingungen, unter denen diese Faktoren bestimmt worden sind, in Näherung die gleichen sind wie bei der Anwendung. Trifft dies nicht mehr zu, so müssen TIEFENDOSISVERTEILUNGEN, DOSISPROFILE in FELDEBENEN, SPEZIFISCHE DOSEN und STRAHLERKOPF- und PHANTOM-STREUFAKTOREN unter diesen veränderten Bedingungen erneut gemessen werden (siehe [9]).

5.6.2 KEILFILTER

5.6.2.1 Allgemeines

KEILFILTER werden bei PHOTONENSTRAHLUNG zur Erzeugung eines bestimmten, von Null verschiedenen ISODOSENNEIGUNGSWINKELS benötigt. Es werden drei Arten von KEILFILTERN unterschieden:

- mechanischer KEILFILTER: SCHWÄCHUNGSFILTER mit in einer Richtung je nach gewünschtem ISODOSENNEIGUNGSWINKEL unterschiedlich zunehmender Materialdicke, der in das STRAHLENFELD gebracht wird;
- MOTORISCHER KEILFILTER: SCHWÄCHUNGSFILTER, der einen möglichst großen ISODOSENNEIGUNGSWINKEL erzeugt und der motorisch in das STRAHLENFELD gebracht wird. Geringere ISODOSENNEIGUNGSWINKEL werden durch entsprechend gewichtete Überlagerung je eines STRAHLENFELDES gleicher FELDGRÖSSE mit KEILFILTER und ohne KEILFILTER erreicht;
- DYNAMISCHER KEILFILTER: der gewünschte ISODOSENNEIGUNGSWINKEL wird durch Öffnen oder Schließen der BETRIEBSBLENDE in einer Dimension während eingeschalteter STRAHLUNG erzeugt.

In den meisten Fällen ist die maximale FELDGRÖSSE mit KEILFILTER kleiner als ohne KEILFILTER. Bei mechanischen und motorischen KEILFILTERN ergibt sich diese aus der Größe der jeweiligen SCHWÄCHUNGSFILTER. Bei DYNAMISCHEN KEILFILTERN besteht nur eine Einschränkung in der Richtung, in der die BETRIEBSBLENDE verfahren wird und ist durch die maximale Verfahrbarkeit der BETRIEBSBLENDE über die FELD-MITTELLINIE hinaus (en: *overtravel*) gegeben. Besteht keine software- oder hardwaregesteuerte Verriegelung der maximalen FELDGRÖSSE, so kann ein STRAHLUNGSFELD erzeugt werden, das nur in einem Teilbereich einen ISODOSENNEIGUNGSWINKEL aufweist.

Ohne Veränderung des ANSPRECHVERMÖGENS DES DOSISMONITORS ist der KEILFILTERFAKTOR stets kleiner 1 (siehe 5.4.3.8). Durch entsprechende Veränderung des ANSPRECHVERMÖGENS DES DOSISMONITORS kann der KEILFILTERFAKTOR zu 1 gesetzt werden, so dass die SPEZIFISCHE DOSIS unabhängig von der Anwendung eines KEILFILTERS ist.

Bei Messungen mit KEILFILTERN muss die kleinere Ausdehnung des Detektors in Richtung des Dosisgradienten zeigen. Ionisationskammern dürfen zu diesem Zweck auch mit ihrer Achse parallel zur STRAHLENFELDACHSE angeordnet werden, wobei allerdings eine Mittelung über einen größeren Tiefenbereich erfolgt. Bei Messungen mit KEILFILTERN müssen stets beide Keilfilterrichtungen untersucht werden. Bei SCHWÄCHUNGSFILTERN wird dies durch eine KEILFILTER-ROTATION bzw. durch eine BLENDENRROTATION um 180° erreicht und bei DYNAMISCHEN KEILFILTERN durch Öffnen bzw. Schließen der BETRIEBSBLENDE in entgegengesetzter Richtung.

Die Anwendung von KEILFILTERN verändert durch Aufhängung (mechanischer und motorischer KEILFILTER) und durch Veränderung des Fluenzprofils sowie der Rückstreuung in den DOSISMONITOR (alle Arten von KEILFILTERN) TIEFENDOSISVERTEILUNGEN, DOSISPROFILE in FELDEBENEN, SPEZIFISCHE DOSEN und STRAHLERKOPF- und PHANTOM-STREUFAKTOREN.

5.6.2.2 Berechnung von DOSISMONITORWERTEN bei der Anwendung von KEILFILTERN

Die folgenden Ausführungen beziehen sich nur auf solche Systeme, bei denen bei der Anwendung von KEILFILTERN das ANSPRECHVERMÖGEN DES DOSISMONITORS nicht verändert wird.

Die Anwendung von KEILFILTERN sollte nur nach vorheriger Berechnung der Isodosenverteilung durch ein BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM erfolgen. Zur Kontrolle berechneter Keilfilterfelder ist jedoch die Berechnung von DOSISMONITORWERTEN auch für Keilfilterfelder erforderlich.

Zur exakten Berechnung genügt es nicht, die aus Gleichung (15) bzw. Gleichung (18) berechneten DOSISMONITORWERTE für offene FELDER durch den KEILFILTERFAKTOR zu dividieren. Vielmehr müssen die RELATIVE TIEFENDOSIS bzw. das GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS und die STRAHLERKOPF- und PHANTOM-STREUFAKTOREN durch die aufgrund des KEILFILTERS modifizierten Werte ersetzt werden. Weiterhin müssen bei rechteckigen FELDERN zusätzlich die ÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSEN ebenfalls mit KEILFILTER neu bestimmt und eingesetzt werden.

Zur näherungsweisen Berechnung genügt in der Praxis allerdings oft eine alleinige Anwendung des (konstanten) KEILFILTERFAKTORS.

5.6.3 LAMELLENBLENDE

Der Einsatz einer LAMELLENBLENDE verändert die FELDGRÖSSE und damit auch das BESTRAHLTE VOLUMEN und aufgrund veränderter Rückstreuung das ANSPRECHVERMÖGEN DES DOSISMONITORS. Beide Effekte müssen quantifiziert und berücksichtigt werden. Weitere interessierende Größen sind die DURCHLASSSTRAHLUNG durch die Lamellen sowie die DURCHLASSSTRAHLUNG zwischen den Lamellen.

Sollen mehrere STRAHLENFELDER mit Hilfe einer LAMELLENBLENDE aneinander angesetzt werden, so muss der Einfluss auf die Dosisverteilung untersucht werden. Dieser kann für einen Anschluss über die Lamellenvorderkante bzw. über die Lamellenseite unterschiedlich ausfallen.

5.6.4 SATELLITENBLENDE FÜR PHOTONENSTRAHLUNG

SATELLITENBLENDE FÜR PHOTONENSTRAHLUNG sind in der Regel auf einer TRAGPLATTE montiert, deren Einfluss in jedem Fall berücksichtigt werden muss. Dabei muss zwischen massiven TRAGPLATTEN und durchlöchernten TRAGPLATTEN unterschieden werden. Die SATELLITENBLENDE selbst führt zu einer Verkleinerung des STRAHLUNGSFELDES und damit ähnlich wie die LAMELLENBLENDE zu einer Verringerung des BESTRAHLTEN VOLUMENS. Der Einfluss auf die SPEZIFISCHE DOSIS ist zwar in der Regel deutlich kleiner als bei der LAMELLENBLENDE, aber noch vorhanden. Da die Höhe der SATELLITENBLENDE in vielen Fällen limitiert ist, ist die DURCHLASSSTRAHLUNG eine wichtige Größe.

5.6.5 SATELLITENBLENDE FÜR ELEKTRONENSTRAHLUNG

Elektronen können durch beliebige Materialien vollständig abgeschirmt werden, sofern die Materialdicke größer oder gleich der Elektronenreichweite in diesem Material ist. Die Erzeugung von BREMSSTRAHLUNG

kann durch die Verwendung von Materialien niedriger Ordnungszahl klein gehalten werden, allerdings zu Lasten einer größeren Materialdicke. Da dies in vielen Fällen aus Platzgründen nicht möglich ist, werden häufig auch Materialien mittlerer bzw. hoher Ordnungszahl eingesetzt.

Der Dosisbeitrag durch den Bremsstrahlungsuntergrund hinter Abschirmungen ist grundsätzlich zu beachten, ist allerdings in den meisten Fällen klinisch nicht relevant.

SATELLITENBLENDEN sind grundsätzlich möglichst patientennah zu verwenden, da deren Wirkung mit zunehmendem Abstand vom Patienten aufgrund der Streuung von Elektronen deutlich nachlässt.

Bei der Anwendung von SATELLITENBLENDEN ändern sich neben der FELDGRÖSSE häufig auch die Feldform und die Lage des FELDES relativ zum ZENTRALSTRAHL. Die dadurch bedingten Änderungen der SPEZIFISCHEN DOSIS und der Dosisverteilung müssen berücksichtigt werden. In der Praxis gelingt es oft, die verwendeten SATELLITENBLENDEN in Klassen mit annähernd gleichem Verhalten zusammen zu fassen.

5.6.6 KOMPENSATOR und BOLUS

KOMPENSATOREN sind patientenfern eingesetzte SCHWÄCHUNGSFILTER mit der Aufgabe, die PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG im bestrahlten Körper bewusst zu beeinflussen. Deren Anwendung ist nur möglich, wenn der Einfluss des Kompensatormaterials auf die Dosis bzw. Dosisverteilung quantifiziert ist.

BOLI werden patientennah eingesetzt, um die Dosis an der Haut des Patienten zu erhöhen oder unebene Körperoberflächen auszugleichen. Auch deren Einfluss muss quantifiziert werden.

5.7 BASISDATEN für spezielle STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODEN und BESTRAHLUNGSTECHNIKEN

Besondere STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODEN, wie z. B. GANZKÖRPERBESTRAHLUNG, BESTRAHLUNG des gesamten Knochenmarks, Ganzhautbestrahlung und besondere BESTRAHLUNGSTECHNIKEN, wie z. B. STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNGEN, bedürfen gesonderter BASISDATEN. Sollen BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME für diese Methoden und Techniken eingesetzt werden, so muss überprüft werden, ob die Standardbasisdaten hierfür geeignet sind. Anderenfalls muss, soweit dies vom BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM unterstützt wird, ein Basisdatensatz unter den Bedingungen dieser speziellen STRAHLENTHERAPEUTISCHEN METHODE bzw. BESTRAHLUNGSTECHNIK aufgenommen werden. Werden BESTRAHLUNGSTABELLEN eingesetzt, so müssen deren BASISDATEN ebenfalls unter diesen speziellen Bedingungen gewonnen werden.

5.8 BASISDATEN für dynamische BESTRAHLUNGSTECHNIKEN

Unter dynamischen BESTRAHLUNGSTECHNIKEN werden solche Verfahren verstanden, bei denen sich während der BESTRAHLUNG BESTRAHLUNGSPARAMETER, die die Dosis bzw. die Dosisverteilung beeinflussen, kontinuierlich verändern. Zu diesen BESTRAHLUNGSPARAMETERN gehören der TRAGARM-ROTATIONSWINKEL, die Form der STRAHLENFELD-FLÄCHE und die Positionierung des Patienten.

Zur Ermittlung von Dosisverteilungen sind Punktdosismessungen grundsätzlich nicht mehr geeignet, da für einen Messpunkt die gesamte BESTRAHLUNG durchgeführt werden muss. Stattdessen können lineare Vieldetektoranordnungen benutzt werden, die die Dosis entlang einer Linie simultan zu messen erlauben. Es kann davon ausgegangen werden, dass zukünftige Anwendungen auch ein zeitaufgelöstes Messen dieser linearen Vieldetektoranordnung notwendig machen werden. Auch flächenhafte Detektoranordnungen können bei dynamischen BESTRAHLUNGSTECHNIKEN Anwendung finden. Dreidimensionale, zeitaufgelöste Detektorsysteme stehen derzeit nicht zur Verfügung.

6 Verifikation der BASISDATEN

6.1 Allgemeines

Die Erstellung von BASISDATEN ist in Abschnitt 5 für verschiedene, in der klinischen Praxis auftretende Fälle ausführlich beschrieben. Bevor aufgrund der so erstellten BASISDATEN die BESTRAHLUNG von Patienten aufgenommen werden kann, ist eine sorgfältige Verifikation der BASISDATEN notwendig. Dafür ist der Strahlenschutzbeauftragte für den physikalisch-technischen Bereich zuständig, der auch die Verantwortung für die durch die Anwendung von BASISDATEN erzeugten BESTRAHLUNGSPARAMETER trägt.

In 6.2, 6.3 und 6.4 werden verschiedene Schritte der Verifikation von BASISDATEN genauer beschrieben.

6.2 Verifikation der Basisdatenerzeugung

Zur Erzeugung von BASISDATEN sind im Allgemeinen Messungen und/oder Rechnungen notwendig (siehe 5.4, 5.5 und 5.6). Fehler, die bei der Erzeugung von BASISDATEN entstehen, sind naturgemäß besonders kritisch, deshalb ist eine Verifikation der Basisdatenerzeugung besonders sorgfältig durchzuführen. Dies kann im Einzelnen wie folgt geschehen:

- a) Um systematische Fehler bei der Messung zu vermeiden, ist die zu verwendende Messmethode zunächst auf ihre Brauchbarkeit zu überprüfen. Dies kann z. B. durch Probemessungen, Literaturstudium oder Einholen von Meinungen von Fachkollegen geschehen.
- b) Nach Abschluss einer Messserie sollten einzelne Messergebnisse stichprobenartig mit Hilfe einer zweiten Messung überprüft werden, die durch eine andere Person und an einem anderen Tag durchgeführt wird. Damit können ebenfalls systematische Fehler bei der eigentlichen Messung sowie Probleme des Bestrahlungsgerätes aufgedeckt werden.
- c) Sind zur Erstellung der BASISDATEN Berechnungen notwendig, so sind die angewendete Rechenmethode und stichprobenartig die Rechenergebnisse von einer zweiten Person zu überprüfen.
- d) Fertig aufbereitete BASISDATEN sollten auch graphisch dargestellt werden, um Fehler in einzelnen Datenpunkten leichter auffinden zu können.

6.3 Verifikation der Basisdateneingabe

Die Eingabe der BASISDATEN in BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME, Tabellenkalkulationsprogramme und sonstige Computerprogramme ist ebenfalls ein kritischer Prozessschritt. Alle eingegebenen Daten sind zu überprüfen, insbesondere ist auch auf die korrekte Zuordnung der gemessenen Daten bzw. Datensätze zu den Messbedingungen zu achten. Wenn möglich, sollten Daten elektronisch übermittelt werden. Ist eine Handeingabe erforderlich, so müssen alle eingegebenen Datensätze von einer zweiten Person auf Korrektheit überprüft werden. Hilfreich sind graphische Darstellungsmöglichkeiten auf Seiten des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS oder des Tabellenkalkulationsprogramms.

6.4 Indirekte Verifikation der BASISDATEN

6.4.1 Allgemeines

Unerlässlich ist die indirekte Verifikation der BASISDATEN durch stichprobenartige Kontrolle der mit Hilfe eines BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS, einer BESTRAHLUNGSTABELLE, eines Tabellenkalkulationsprogramms oder eines sonstigen Computerprogramms auf Grundlage der BASISDATEN berechneten, für die spätere BESTRAHLUNG relevanten Ergebnisse. Das sind im Falle von BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN z. B. PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNGEN und DOSISMONITORWERTE, im Falle von BESTRAHLUNGSTABELLEN, Tabellenkalkulationsprogrammen oder sonstigen Computerprogrammen meist nur DOSISMONITORWERTE.

In den Abschnitten 6.4.2 bis 6.4.4 wird aus Gründen der Übersichtlichkeit meist nur noch von BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN gesprochen, die Überlegungen gelten aber sinngemäß auch für BESTRAHLUNGSTABELLEN, Tabellenkalkulationsprogramme oder sonstige Computerprogramme.

6.4.2 Indirekte Verifikation durch Reproduktion der Basisdatenmessungen

In einem ersten Verifikationsschritt werden stichprobenartig die Basisdatenmessungen selbst am BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM nachgestellt und die berechneten Ergebnisse mit den gemessenen verglichen. Da bei diesem Verifikationsschritt im Wesentlichen die Messungen reproduziert werden, sollten gegebenenfalls auftretende Diskrepanzen besonders kritisch bewertet werden.

ANMERKUNG Bei moderneren BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMEN, die intern nicht direkt mit den eingegebenen BASISDATEN arbeiten, sondern diese zur Erzeugung von Modellparametern verwenden (siehe 5.4.1), können aber auch bei diesem Verifikationsschritt schon unerwartete Abweichungen auftreten, die gegebenenfalls mit der Herstellerfirma geklärt werden müssen.

6.4.3 Erweiterte indirekte Verifikation

Zur indirekten Verifikation der BASISDATEN gehört auch die stichprobenartige Kontrolle von Bestrahlungssituationen, die nicht den Bedingungen bei der Basisdatenmessung entsprechen, sondern die vielmehr einen möglichst weiten Bereich des späteren Einsatzbereiches abdecken. Stichworte sind hier: schräger Strahleneinfall, IRREGULÄRE FELDER, asymmetrische FELDER, Variation des FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTANDES, Inhomogenitäten, dynamische Techniken usw.

ANMERKUNG 1 Ein nützlicher Leitfaden zur systematischen Bearbeitung dieser Problematik ist [1].

ANMERKUNG 2 Teilweise hat diese erweiterte Verifikation nicht mehr ausschließlich den Charakter einer Basisdatenverifikation, sondern überschneidet sich mit dem Problemkreis der Verifikation des BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEMS selbst, was nicht Thema dieser Norm ist.

6.4.4 Indirekte Verifikation durch Ergebnisvergleich

Werden mehrere BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEME eingesetzt, so sind indirekte Verifikationen der BASISDATEN auch durch Ergebnisvergleiche möglich. Gleiches gilt auch zur indirekten Verifikation von BASISDATEN in BESTRAHLUNGSTABELLEN, Tabellenkalkulationsprogrammen und sonstigen Computerprogrammen.

7 Messungen zur Konstanzprüfung

Zur Inbetriebnahme eines BESTRAHLUNGSGERÄTES müssen die Möglichkeiten und Grenzen des Gerätes festgestellt werden. Nach der Übergabe durch die Herstellerfirma und nach der Basiseinstellung (Energie der STRAHLUNG, Dosisverteilung, Kalibrierung des DOSISMONITORSYSTEMS, geometrische Justagen usw.) muss der Strahlenschutzbeauftragte für den physikalisch-technischen Bereich die Ausgangswerte für die Konstanzprüfung nach DIN 6846-5 für GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN bzw. nach DIN 6847-5 für ELEKTRONENBESCHLEUNIGER festlegen. Die Durchführung der Konstanzprüfung erfolgt nach DIN 6846-5 bzw. DIN 6847-5.

Werden BESTRAHLUNGSTECHNIKEN angewandt, für die Prüfverfahren erforderlich sind, die nicht in DIN 6846-5 bzw. DIN 6847-5 enthalten sind, so müssen deren Ausgangswerte ebenfalls aufgenommen und regelmäßig überprüft werden.

8 Messungen an Phantomen zur Prüfung von Patientenbestrahlungen

Messungen zur Prüfung von Patientenbestrahlungen werden prospektiv oder retrospektiv durchgeführt:

- prospektiv zur Ermittlung der Dosis bzw. Dosisverteilung einer vorgesehenen BESTRAHLUNGSTECHNIK und/oder zur Optimierung einer BESTRAHLUNGSTECHNIK;
- retrospektiv zur Verifikation einer am Patienten durchgeführten BESTRAHLUNGSTECHNIK.

Je nach Fragestellung können hierbei verschiedene Messverfahren wie z. B. Ionisationsdosimetrie, Film-dosimetrie oder Thermolumineszenzdosimetrie zur Anwendung kommen. In jedem Fall muss aber die Validität des Messverfahrens bezüglich der Fragestellung überprüft werden. Kritische Parameter sind z. B. die Richtungs-, Energie- und Dosisleistungsabhängigkeit der verwendeten Detektoren.

Besondere Anforderungen sind an die Phantommaterialien und an die Gestaltung der PHANTOME zu stellen. Die Verwendung von Wasser ist auf wenige Einzelfälle beschränkt. Am besten geeignet sind KÖRPERFORMÄHNLICHE oder noch besser KÖRPERÄHNLICHE PHANTOME, wobei auch hier die individuellen Unterschiede zwischen Patient und PHANTOM bezüglich der geometrischen Form und bezüglich der Elektronendichteverteilung berücksichtigt werden müssen. PHANTOME aus wasseräquivalenten Materialien stehen mit Ausnahme von einfachen Plattenphantomen nicht zur Verfügung bzw. müssen im Einzelfall selbst angefertigt werden.

Als Materialien dürfen weißes Polystyrol ((RW3) [11]), Polymethylmethacrylat (PMMA) oder Epoxy-Harze [2] verwendet werden.

In RW3 gemessene Dosiswerte sind bei PHOTONEN- und ELEKTRONENSTRAHLUNG um bis 3 % zu gering im Vergleich zu Wasser [4]. Aufgrund der Beimischung eines Elements hoher Ordnungszahl (2 % TiO_2) in RW3 sind computertomographische Schichtaufnahmen zur Ermittlung der Elektronendichte bei diesem Material nicht verwendbar.

PMMA besitzt eine deutlich höhere Dichte als Wasser, so dass eine Tiefe in PMMA in eine wasseräquivalente Tiefe umgerechnet werden muss. Dabei muss aber zusätzlich beachtet werden, dass bei gleichem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND der Messort in PMMA näher zum FOKUS liegt als der entsprechende Messort in gleicher wasseräquivalenter Tiefe. Messwerte in PMMA müssen deshalb entweder auf den veränderten Fokus-Messort-Abstand umgerechnet werden oder bei gleichem Fokus-Messort-Abstand wie in Wasser gemessen werden.

Epoxy-Harze weisen nach [2] eine sehr gute Wasseräquivalenz auf. Da bei diesen Materialien allerdings sehr unterschiedliche Mischungen vorliegen können, muss im Zweifelsfall die Wasseräquivalenz für das jeweils zum Einsatz kommende Material überprüft werden.

9 Messungen während der Patientenbestrahlung

9.1 Allgemeines

Messungen während der Patientenbestrahlung dienen der VERIFIKATION entweder der LOKALISATION oder der applizierten ENERGIEDOSIS eines STRAHLUNGSFELDES. Die VERIFIKATION der LOKALISATION geschieht mittels VERIFIKATIONS- bzw. FELDKONTROLLAUFNAHMEN oder mit Hilfe von FELDKONTROLLBILDERN. Die Ermittlung der bestmöglichen Belichtung dieser Messverfahren gehört in den Aufgabenbereich des Strahlenschutzbeauftragten für den physikalisch-technischen Bereich.

Die VERIFIKATION der applizierten ENERGIEDOSIS darf mit einem oder simultan mit mehreren Detektoren (z. B. Ionisationskammer, Halbleitersonde, Thermolumineszenzdosimeter) an ausgewählten Punkten oder zweidimensional mittels eines Flächendetektors durchgeführt werden. Bei der Anwendung am Patienten (Messung an der Patientenoberfläche oder in Körperhöhlen) muss überprüft werden, ob das Dosimeter hierfür zugelassen ist (siehe DIN EN 60601-2-9).

Eine direkte Messung der applizierten ENERGIEDOSIS an einem interessierenden Punkt im Körper des Patienten ist nur in wenigen Fällen möglich (z. B. in Körperhöhlen). Bei indirekter Messung der applizierten ENERGIEDOSIS durch Messung der Dosis an einem oder mehreren anderen Punkten, z. B. Messung auf der Strahleneintritts- und Strahlenaustrittsseite, muss der Zusammenhang zwischen den Messgrößen und der gesuchten ENERGIEDOSIS am interessierenden Punkt durch entsprechende Phantommessungen für jede STRAHLUNGSART und STRAHLUNGSENERGIE in Abhängigkeit von den geometrischen Bedingungen hergestellt werden [8].

Die Kalibrierung relativer Messverfahren (Halbleiterdetektor, Thermolumineszenzdosimeter) z. B. mit Hilfe einer kalibrierten Ionisationskammer sollte unter möglichst ähnlichen Bedingungen (STRAHLUNGSART, STRAHLUNGSQUALITÄT, geometrische Bedingungen) wie bei der späteren Anwendung erfolgen.

9.2 IN-VIVO-DOSIMETRIE bei PHOTONENSTRAHLUNG

Zur IN-VIVO-DOSIMETRIE muss die Sonde in den meisten Fällen (abgesehen von Körperhöhlen) an oder nahe der Patientenoberfläche angebracht werden. Sowohl auf der Strahleneintrittsseite als auch auf der Strahlenaustrittsseite sollte eine entsprechende Aufbaukappe verwendet werden, die den vollständigen Dosisaufbau sicherstellt. Auf der Strahleneintrittsseite wird dadurch erreicht, dass keine Dosisintegration bei steilem Dosisgradienten stattfindet und dass Kontaminationselektronen aus dem STRAHLERKOPF weitgehend ausgeschlossen werden. Auf der Strahlenaustrittsseite wird durch die Aufbaukappe die fehlende Rückstreuung vermindert, nahezu vollständig diejenige durch Elektronen, hingegen nur teilweise diejenige durch Photonen. Bei hohen Photonenenergien empfiehlt es sich, für die Aufbaukappe ein Material mit hoher Dichte zu verwenden, um die Größe der Aufbaukappe klein halten zu können. Zu beachten ist, dass bei Messung auf der Strahleneintrittsseite zum einen eine Schwächung der STRAHLUNG erfolgt und zum anderen die Hautdosis unterhalb der Aufbaukappe stark erhöht wird. Durch Variation des Messortes (nur möglich bei ausreichender FELDGRÖSSE) können diese Effekte vermindert werden.

9.3 IN-VIVO-DOSIMETRIE bei ELEKTRONENSTRAHLUNG

Bei ELEKTRONENSTRAHLUNG kann in aller Regel die Dosis nur auf der Strahleneintrittsseite gemessen werden. Hier sollte auf die Verwendung einer Aufbaukappe verzichtet werden, da ansonsten Dosis und Dosisverteilung im Patienten stark verändert wird. Der Zusammenhang zwischen der Messgröße an der Oberfläche und der gesuchten Dosis im Patienten muss aus Phantommessungen unter vergleichbaren Bedingungen wie bei der Patientenbestrahlung ermittelt werden.

9.4 IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Halbleitersonden

Zur IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Halbleitern werden fast ausschließlich Halbleiterdioden verwendet. Ein wesentlicher Vorteil gegenüber z. B. Ionisationskammern ist, dass zu deren Betrieb keine Hochspannung erforderlich ist. Je nach Bauart kann die Messunsicherheit sehr unterschiedlich sein. Es sollten deshalb nur Halbleiterdioden verwendet werden, die vom Hersteller ausreichend spezifiziert sind. So kann z.B. das Ansprechvermögen von Dioden mit zunehmender Dosisakkumulation absinken, so dass eine regelmäßige Überprüfung des Ansprechvermögens für jede Diode durchgeführt werden muss. Durch eine hochdosierte Vorbestrahlung kann dieser Effekt jedoch deutlich vermindert werden. Da das Ansprechvermögen mit zunehmender Dosisleistung steigen kann, empfiehlt sich eine Kalibrierung der Dioden bei üblicher Dosisleistung. Aufgrund der gegenüber Wasser erhöhten Ordnungszahl liegt eine Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens vor, die allerdings durch Kalibrierung der Diode bei der jeweils verwendeten STRAHLUNGSART und STRAHLUNGSQUALITÄT unberücksichtigt bleiben kann. Dioden besitzen eine Temperaturabhängigkeit des Ansprechvermögens in der Größenordnung von Ionisationskammern (etwa 0,4 % je K), allerdings in entgegengesetzter Richtung. Je nach Körperkontakt stellt sich das Temperaturgleichgewicht erst nach einigen Minuten ein, so dass in manchen Fällen auf eine Korrektur bezüglich der Temperatur verzichtet werden kann. Dennoch sollte die Temperaturabhängigkeit und deren Einfluss regelmäßig überprüft werden.

Die meisten kommerziellen Dioden besitzen für unterschiedliche Energiebereiche unterschiedlich dicke Vorschaltsschichten aus Materialien hoher Ordnungszahl, so dass in diesem Fall auf die Verwendung von Aufbaukappen verzichtet werden kann. Bei nicht symmetrischem Aufbau muss auf die Orientierung der Sonde

geachtet werden. Ganz allgemein muss die Richtungsabhängigkeit einer Halbleitersonde berücksichtigt werden.

9.5 IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Thermolumineszenzdosimetern

Verfahren zur Bestimmung der WASSER-ENERGIEDOSIS mit Thermolumineszenzdosimetern werden in DIN 6800-5 beschrieben..

Zur IN-VIVO-DOSIMETRIE werden DOSIMETERSONDEN verwendet, die aus einem oder mehreren Thermolumineszenzdetektoren (TL-Detektoren) in geeigneter Umhüllung (Plexiglaskapseln, Teflonschläuche usw.) bestehen. TL-Detektoren weisen oft ein stark unterschiedliches Ansprechvermögen auf, auch wenn sie aus derselben Produktcharge stammen. Die Detektoren sind deshalb individuell zu kalibrieren, und es müssen Maßnahmen zu ihrer Identifizierbarkeit getroffen werden. Die Identifizierbarkeit ist häufig durch Kennzeichnung der Umhüllung erreichbar. In jedem Falle empfiehlt es sich, einen Positionierungsplan für die Sonden selbst und gegebenenfalls für die Detektoren in den Sonden aufzustellen.

Die Umhüllungen der Detektoren sollten bei Kalibrierungen und in-vivo-Messungen nach Möglichkeit aus demselben Material bestehen und dieselbe Wanddicke aufweisen. Am besten ist es, wenn die Detektoren in den für die in-vivo-Messungen vorgesehenen Sonden kalibriert werden können. Beim Einsetzen und Herausnehmen der TL-Detektoren aus der Umhüllung ist darauf zu achten, dass sie nicht beschädigt werden. Vom Einschweißen der Detektoren in Folien ist abzuraten, da die Detektoren in Kontakt mit gelöstem oder verdampftem Folienmaterial kommen können.

TL-Detektoren dürfen nie ohne Umhüllung an der Körperoberfläche oder in Körperhöhlen angebracht werden. Es muss sichergestellt sein, dass sich die Sonden aus Körperhöhlen problemlos wieder entfernen lassen. Für in-vivo-Messungen unter sterilen Bedingungen kommen nur Umhüllungen in Frage, die kalt sterilisiert werden können.

ANMERKUNG Die Anzeige von Thermolumineszenzdosimetern ist bei der IN-VIVO-DOSIMETRIE unabhängig von den vorkommenden Temperaturen und Dosisleistungen.

9.6 IN-VIVO-DOSIMETRIE mit Ionisationsdosimeter

Ionisationsdosimeter können grundsätzlich zur IN-VIVO-DOSIMETRIE eingesetzt werden. Allerdings müssen nach DIN EN 60601-2-9 die Typnummern der verwendeten Detektoren in den Unterlagen zum Dosimeter oder am Dosimeter selbst explizit aufgeführt sein.

Aufgrund der temperaturabhängigen Luftdichte besteht bei offenen Ionisationskammern eine Temperaturabhängigkeit des Ansprechvermögens von etwa -0,3 % je K. Eine Bestimmung der Temperatur im Messvolumen ist in aller Regel nicht möglich. Für in-vivo-Messungen sind daher geschlossene Ionisationskammern vorzuziehen, bei denen keine Temperaturabhängigkeit besteht.

10 Apparatve Voraussetzungen

10.1 Anforderungen an die BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN

In dieser Norm ist vorausgesetzt, dass für die BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN (ELEKTRONENBESCHLEUNIGER bzw. GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG), die in der Medizin für therapeutische Zwecke eingesetzt werden, die Anforderungen nach DIN 6847-4 und DIN EN 60601-2-11 erfüllt sind.

10.2 Anforderungen an die Ausstattung

Der Mindestumfang an Ausstattung für den Betrieb von ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN bzw. GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN ist in der Richtlinie *Strahlenschutz in der Medizin*, Anlage A9, festgelegt. Hierzu gehören im Einzelnen:

a) Strahlenschutz:

Strahlungsmessgeräte zur quantitativen Erfassung der beim bestimmungsgemäßen Betrieb von Beschleunigern oder Gammabestrahlungsvorrichtungen³⁾ auftretenden strahlenschutzrelevanten STRAHLUNGSARTEN.

b) Dosimetrie und BESTRAHLUNGSPLANUNG:

- 1) zwei Ionisationsdosimeter nach DIN 6817⁴⁾ zur Dosimetrie am Beschleuniger und zur Messung der Dosis und Dosisverteilung am Patienten oder PHANTOM;
- 2) bei Elektronentherapievorrichtungen geeignete Messmittel für Konstanzprüfungen der Elektronenenergie;
- 3) Wasserphantom, geeignet zur Teilnahme an messtechnischen Kontrollen durch Standardlaboratorien;
- 4) Vorrichtungen zur Messung und Aufzeichnung von Dosisverteilungen in einem Wasserphantom genügender Ausdehnung mit ferngesteuerter Detektorbewegung (in drei aufeinander senkrecht stehenden Richtungen), geeignet für Messungen mit gepulster STRAHLUNG und nicht konstanter mittlerer Dosisleistung, mit X-Y-Schreiber (bzw. -Plotter) und automatischer Isodosenmess- und -registriervorrichtung;
- 5) gewebeäquivalente PHANTOME für dosimetrische Zwecke;
- 6) Dosimeter zur punkweisen Ausmessung von Dosisverteilungen am Patienten oder an PHANTOMEN (z. B. Ionisationsdosimeter mit Kleinkammern, TLD);
- 7) Einrichtung zur Filmdosimetrie einschließlich Densitometer;
- 8) Messmittel für Konstanzprüfungen der geometrischen Strahlparameter;
- 9) Messmittel für die Qualitätssicherung dynamischer fluenzmodulierender Komponenten der Beschleunigervorrichtung;
- 10) Lokalisationsvorrichtungen zur Bestimmung der Topographie im zu bestrahlenden Körperabschnitt:
 - Gerät zur Ermittlung und Darstellung der Körperkonturen;
 - Zugriff zu Geräten zur Erstellung von Querschnittbildern;
 - Röntgenuntersuchungsvorrichtung zur Kontrolle der Feldeinstellung mit der Möglichkeit, den Patienten in Bestrahlungslage und im Bestrahlungsabstand zu durchleuchten und Messaufnahmen anzufertigen (z. B. Therapiesimulator).
- 11) Unterlagen zur Bestrahlungsplanung;
- 12) Zugriff zu einem computerunterstützten BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM.

³⁾ Der Begriff "Gammabestrahlungsvorrichtung", wie er in der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin verwendet wird, und der Begriff "GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG" nach DIN 6814-8 haben dieselbe Bedeutung.

⁴⁾ Die in der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin genannte DIN 6817 ist mittlerweile durch IEC 60731 ersetzt.

- 13) Zugriff auf eine mechanische Werkstatt zur Herstellung individueller, patientenspezifischer Absorber, Lagerungs- und Fixierhilfen und eine elektronische Werkstatt einschließlich technischen Personals in Abhängigkeit von der technischen Ausstattung und den angewendeten BESTRAHLUNGSTECHNIKEN
- c) Schriftliche Unterlagen:
- 1) Bedienungsanleitung in deutscher Sprache;
 - 2) Gerätehandbücher;
 - 3) gesetzliche Regelungen und Richtlinien;
 - 4) Regeln der Technik (Normen, Empfehlungen).
- d) Über diese von der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin vorgegebene Mindestausstattung sind folgende Punkte für die Mindestausstattung unerlässlich:
- 1) lineares Detektor-Array für dynamische BESTRAHLUNGSTECHNIKEN (z. B. DYNAMISCHE KEILFILTER, intensitätsmodulierte STRAHLUNGSFELDER);
 - 2) Detektor mit entsprechend geringer Ausdehnung des Messvolumens für STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNGSTECHNIKEN;
 - 3) Zugang zu elektronischer Datenverarbeitung mit geeigneter Software, um selbstangefertigte Computerprogramme entwickeln und anwenden zu können, und um computerunterstützte Auswertungen von Messungen vornehmen zu können.

Aufgrund der technischen Weiterentwicklung sowie aufgrund spezieller durchgeführter Bestrahlungsverfahren kann es erforderlich sein, den oben erwähnten Mindestumfang an Ausstattung entsprechend zu erweitern.

Literaturhinweise

- [1] AAPM-Report No. 55 (1995): *Radiation treatment planning verification*.
- [2] Allahverdi, M.; Nisbet, A.; Twaites, D.I.; (1999): *An evaluation of epoxy resin phantom materials for megavoltage photon dosimetry*. Phys. Med. Biol. **44**, 1125–1132.
- [3] *British Journal of Radiology, Supplement No. 17 (1983): Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*.
- [4] Christ, G. (1995): *White polystyrene as a substitute for water in high energy photon dosimetry*. Med. Phys. **22**, 2097–2100.
- [5] Christ, G. (1996): *Untersuchungen zum Einfluss der Blendeneinstellung auf verschiedene Strahlparameter bei Elektronenstrahlung*, Z. Med. Phys. **6**, 30–34.
- [6] *DGMP-Bericht Nr. 6 (1989): Anleitung zur Dosimetrie von Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern*, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik.
- [7] *DGMP-Bericht Nr. 9 (1997): Anleitung zur Dosimetrie hochenergetischer Photonenstrahlung mit Ionisationskammern*, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik.
- [8] Estro-Booklet Nr. 1 (1994): *Methods for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy*. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Garant, Tiensesteenweg 83, Leuven-Kessel-Lo, Belgium.
- [9] Estro-Booklet Nr. 3 (1997): *Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams*. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Garant, Tiensesteenweg 83, Leuven-Kessel-Lo, Belgium.
- [10] Harder, D: Materialäquivalenz. In: H. Reich, (Hrsg.): *Dosimetrie ionisierender Strahlung*. Teubner Stuttgart, 1990
- [11] Harder, D.; Rubach, A.; Hermann, K.P.; Ueberschär, A. (1988): *Wasser- und gewebeäquivalente Festkörperphantome für hochenergetische Photonen und Elektronen*, in: Medizinische Physik (Hrsg: F. Nüsslin), 325–330.
- [12] IAEA (1987): *Absorbed dose determination in photon and electron beams*. An International Code of Practice. Technical Report No. 277. International Atomic Energy Agency, Wien.
- [13] ICRU 50 (1993): *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. International Commission on Radiation Units and Measurements, 7910 Woodmont Avenue, Bethesda, Maryland 20814, USA.
- [14] Sterling, TD, Perry, H, Katz, L. Brit. J.; *Radiol.* **37**, 1964, 544–550.
- [15] Storchi, P.; van Gasteren, J.J.M. (1996): *A table of phantom scatter factors of photon beams as a function of the quality index and field size*. Phys. Med. Biol. **41**, 563–571.
- [16] Vadash, P; Bjärngard, B. (1993): *An equivalent-square formula for head-scatter factors*. Med. Phys. **20**, 733–734.
- [17] Van Gasteren, J.J.M.; Heukelom, S.; van Kleffens, M.J.; van der Laarse, R.; Venselaar, J.L.H.; Westermann, C.F.; (1991): *The determination of phantom and collimator scatter components of the output of megavoltage photon beams: measurement of the collimator scatter part with a beam-coaxial narrow cylindrical phantom*, Radiother. Oncol. **20**, 250–257.
- [18] Venselaar, J.L.M.; van Gasteren, J.J.M.; Heukelom, S.; Jager, H.N.; Mijnheer, B.J.; van der Laarse, R.; Kleffens, H.J.; Westermann, C.F. (1999): *A consistent formalism for the application of phantom and collimator scatter factors*. Phys. Med. Biol. **44**, 365–381.

Stichwortverzeichnis

Im Stichwortverzeichnis werden für Hinweise auf andere Normen oder Dokumente folgende Abkürzungen verwendet :

Quelle	Abkürzung
DIN 6814-2:2000-07	DIN 6814-2
DIN 6814-8:2000-12	DIN 6814-8
HD 501 S1 (IEC 60788)	rm-35-17
ICRU Report 50 [13]	ICRU50
DIN IEC 60050-393:1997-04	393-03-34

Benennung	Quelle	Abschnitt	Englische Übersetzung
ABSCHIRMBLOCK	DIN 6814-8	21.9.12.2	ABSORBER BLOCK
ANSPRECHVERMÖGEN DES DOSISMONITORS	DIN 6814-8	22.5.1	RESPONSE OF DOSE MONITOR SYSTEM
ÄQUIVALENTE FELDDGRÖSSE	DIN 6814-8	7.5.5	EQUIVALENT FIELD SIZE
BASISDATEN	DIN 6814-8	18.1.1.1	FIXED DATA
BESTRAHLTES VOLUMEN	DIN 6814-8	12.2.4	TREATED VOLUME
BESTRAHLUNG	393-03-34	13.2	IRRADIATION
BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG	DIN 6814-8	7.2	RADIOTHERAPY EQUIPMENT
BESTRAHLUNGSGERÄT	DIN 6814-8	19.4.1.1	IRRADIATION UNIT
BESTRAHLUNGSPARAMETER	DIN 6814-8	24	IRRADIATION PARAMETER
BESTRAHLUNGSPLANUNG	DIN 6814-8	16.3	TREATMENT PLANNING
BESTRAHLUNGSPLANUNGSSYSTEM	DIN 6814-8	18.4.1	TREATMENT PLANNING SYSTEM
BESTRAHLUNGSTABELLE	DIN 6809-6	3.15	IRRADIATION TABLE
BESTRAHLUNGSTECHNIK	DIN 6814-8	15	IRRADIATION TECHNIQUE
BESTRAHLUNGSZEIT	DIN 6814-8	32.2.5	IRRADIATION TIME
BETRIEBSBLENDE	DIN 6814-8	21.9.6	(WORKING) BEAM LIMITING DEVICE
BLENDENBLOCK	DIN 6814-8	21.9.6.3	BEAM LIMITING
BLENDENROTATION	DIN 6814-8	27.5.1	ROTATION OF THE BEAM LIMITING DEVICE
BLENDENSYSTEM	DIN 6814-8	21.9.3	BEAM LIMITING SYSTEM
BLOCKBLENDE	DIN 6814-8	21.9.6.1	BLOCK BEAM LIMITING DEVICE
BOLUS	rm-35-17	21.14.3.5	BOLUS
BREMSSTRAHLUNG	DIN 6814-2	4.1.1.1.1	BREMSSTRAHLUNG
DOSIMETERSONDE	DIN 6800-2	5	DOSEMETER PROBE
DOSISMONITOR	DIN 6814-8	21.15	DOSE MONITOR
DOSISMONITOREINHEIT	DIN 6814-8	22.1	DOSE MONITOR UNIT
DOSISMONITOR-KALIBRIERFAKTOR	DIN 6814-8	22.5.2	DOSE MONITOR CALIBRATION FACTOR
DOSISMONITORSYSTEM	DIN 6814-8	21.15.1	DOSE MONITOR SYSTEM
DOSISMONITORVORWAHL	DIN 6814-8	22.3	DOSE MONITOR PRE-SELECTION
DOSISMONITORWERT	DIN 6814-8	22.2	DOSE MONITOR VALUE
DOSISPROFIL	DIN 6814-8	10.6	DOSE PROFILE
DOSISPUNKT	DIN 6814-8	17.5	DOSE POINT
DOSISQUERPROFIL	DIN 6814-8	10.6.2	LATERAL DOSE PROFILE
DURCHLASSTRAHLUNG	DIN 6814-2	4.2.7	LEAKAGE RADIATION
DYNAMISCHER KEILFILTER	DIN 6814-8	21.14.3.3	DYNAMIC WEDGE FILTER
ELEKTRONENBESCHLEUNIGER	DIN 6814-8	20.3.6	ELECTRON ACCELERATOR
ELEKTRONENSTRAHLUNG	DIN 6814-2	4.1.2.1	ELECTRON RADIATION
ELEKTRONENTUBUS	DIN 6814-8	21.9.9.1	(FIXED) ELECTRON BEAM APPLICATOR
ENERGIEDOSIS	DIN 6814-3	9.1.1	ABSORBED DOSE
FELD	DIN 6814-2	7.1	BEAM
FELDEBENE	DIN 6814-8	7.2.1	FILED PLANE
FELDFLÄCHE	DIN 6814-8	7.3	BEAM CROSS SECTION
FELDGRÖSSE	DIN 6814-8	7.5	FIELD SIZE
FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE PHANTOMSTREUUNG	DIN 6809-6	3.10	FIELD SIZE PARAMETER SET FOR PHANTOM SCATTERING

Benennung	Quelle	Abschnitt	Englische Übersetzung
FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ FÜR DIE STRAHLERKOPFSTREUUNG	DIN 6809-6	3.9	FIELD SIZE PARAMETER SET FOR RADIATION HEAD SCATTERING
FELDKONTROLLAUFNAHME	DIN 6814-8	16.7.1.2.1	BEAM CHECK RADIOGRAPH
FELDKONTROLLBILD	DIN 6814-8	16.7.1.2.1	PORTAL IMAGE
FELD-MITTELLINIE	DIN 6814-8	7.4	BEAM MIDLINE
FHA-EINSTELLTECHNIK	DIN 6814-8	15.2	SSD SET-UP TECHNIQUE
FOKUS	DIN 6814-2	4.1.2	FOCUS
FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND	DIN 6814-8	27.4.7	FOCAL SPOT TO ISOCENTRE DISTANCE
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND	DIN 6814-8	27.4.6	FOCAL SPOT TO SURFACE DISTANCE
GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNG	DIN 6814-8	20.2	GAMMA-BEAM THERAPY EQUIPMENT
GANZKÖRPERBESTRAHLUNG	DIN 6814-8	14.3.3	TOTAL BODY IRRADIATION
GEGENFELDBESTRAHLUNG	DIN 6814-8	15.3.2.1	OPPOSING BEAM IRRADIATION
GEOMETRISCHE FELDGRÖSSE	DIN 6814-8	7.5.2	GEOMETRICAL FIELD SIZE
GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS	DIN 6809-6	3.4	TISSUE PHANTOM RATIO
HALBWERTTIEFE	DIN 6814-2	5.1.4	50 % DEPTH
HOMOGENES PHANTOM	DIN 6814-8	8.2.4	HOMOGENEOUS PHANTOM
IN-VIVO-DOSIMETRIE	DIN 6814-8	16.7.3	IN VIVO DOSIMETRY
IRREGULÄRES FELD	DIN 6814-8	7.3.2	IRREGULAR BEAM
ISODOSENNEIGUNGSWINKEL	DIN 6814-8	10.8	WEDGE FILTER ANGLE
ISOZENTRISCHE EINSTELLTECHNIK	DIN 6814-8	15.1	ISOCENTRIC SET-UP TECHNIQUE
KEILFILTER	DIN 6814-8	21.14.3.2	WEDGE FILTER
KEILFILTERFAKTOR	DIN 6814-8	21.14.3.4	WEDGE FACTOR
KEILFILTER-ROTATION	DIN 6814-8	27.6.1	ROTATION OF THE WEDGE FILTER
KOMPENSATOR	DIN 6814-8	21.14.3.6	COMPENSATING FILTER
KÖRPERÄHNLICHES PHANTOM	DIN 6814-8	8.2.6	BODY-LIKE PHANTOM
KÖRPERFORMÄHNLICHES PHANTOM	DIN 6814-8	8.2.3	BODY-SHAPED PHANTOM
LAMELLENBLENDE	DIN 6814-8	21.9.7	MULTILEAF COLLIMATOR
LOKALISATION	DIN 6814-8	16.4	LOCALISATION
MAXIMALDOSIS	DIN 6814-8	9.2.4	MAXIMUM ABSORBED DOSE
MINIMALDOSIS	DIN 6814-8	9.2.3	MINIMUM ABSORBED DOSE
MINI-PHANTOM	DIN 6809-6	3.8	MINI-PHANTOM
MITTLERE ENERGIE	DIN 6814-2	4.4	MEAN ENERGY
MONTE-CARLO-VERFAHREN	DIN 6814-8	18.3.3.6	MONTE CARLO METHOD
MOTORISCHER KEILFILTER	DIN 6814-8	21.14.3.2.1	MOTORIZED WEDGE FILTER
NENN-ENERGIE	DIN 6814-8	4.3.4	NOMINAL ENERGY
NORMALER BESTRAHLUNGSABSTAND	DIN 6814-8	5.2.1	NORMAL TREATMENT DISTANCE
PHANTOM	DIN 6814-8	5.2.5	PHANTOM
PHANTOM-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖSSE	DIN 6809-6	3.11.2	PHANTOM SCATTERING EQUIVALENT FIELD SIZE
PHANTOM-STREUFAKTOR	DIN 6809-6	3.14	PHANTOM SCATTERING FACTOR
PHOTONENSTRAHLUNG	DIN 6814-2	3.4.2	PHOTON RADIATION
PHYSIKALISCHE DOSISVERTEILUNG	DIN 6814-3	4.5	PHYSICAL DOSE DISTRIBUTION
PLANUNGS-ZIELVOLUMEN	DIN 6814-8	12.2.2	PLANNING TARGET VOLUME
POSITIONIERUNG (EINES PATIENTEN)	DIN 6814-8	16.2	POSITIONING (OF A PATIENT)
PRAKTISCHE REICHWEITE	DIN 6814-2	5.1.3	PRACTICAL RANGE
PUNKTDOSIS	DIN 6814-8	9.2.1	POINT (ABSORBED) DOSE
QUASI-UNENDLICHES PHANTOM	DIN 6814-8	8.2.7	QUASI-UNLIMITED PHANTOM
REFERENZ-DOSISPUNKT	ICRU 50		ICRU REFERENCE POINT
REFERENZFELDGRÖSSE	DIN 6809-6	3.1.4	REFERENCE FIELD SIZE
REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND	DIN 6809-6	3.1.3	REFERENCE FOCUS TO SURFACE DISTANCE
REFERENZPUNKT (siehe REFERENZ-DOSISPUNKT)	ICRU 50	3.1	ICRU REFERENCE POINT
REFERENZTIEFE	DIN 6809-6	3.1.2	REFERENCE DEPTH
REGULÄRES FELD (siehe REGULÄRES STRAHLENFELD)	DIN 6814-8	7.3.1	REGULAR BEAM
REGULÄRES STRAHLENFELD	DIN 6814-8	7.3.1	REGULAR BEAM
RELATIVE TIEFENDOSIS	DIN 6809-6	3.3	RELATIVE DEPTH DOSE
RISIKOBEREICH	DIN 6814-8	12.2.5	ORGAN AT RISK
RÖNTGENSTRAHLUNG	DIN 6814-2	3.4.2.1	X-RADIATION
SATELLITENBLENDE	DIN 6814-8	21.9.12	SATELLITE BLOCK
SCHWÄCHUNGSFILTER	DIN 6814-8	21.14.3	ATTENUATION FILTER

Benennung	Quelle	Abschnitt	Englische Übersetzung
SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT	DIN 6814-3	3.4.1	SECONDARY ELECTRON EQUILIBRIUM
SPEZIFISCHE DOSIS	DIN 6814-8	22.5	DOSE PER MONITOR UNIT; DOSE SITE COEFFICIENT
STEHFELDBESTRAHLUNG	DIN 6814-8	15.3	STATIONARY BEAM IRRADIATION
STEREOTAKTISCHE BESTRAHLUNG	DIN 6814-8	15.6	STEREOTACTIC IRRADIATION
STRAHLENFELD	DIN 6814-2	9.3	RADIATION BEAM
STRAHLENFELDACHSE	DIN 6814-8	7.1.1	RADIATION BEAM AXIS
STRAHLENFELD-FLÄCHE	DIN 6814-8	7.3	BEAM CROSS SECTION
STRAHLENTHERAPEUTISCHE METHODE	DIN 6814-8	6.7	RADIOTHERAPEUTIC METHOD
STRAHLERKOPF	DIN 6814-8	21.4	RADIATION HEAD
STAHLERKOPF-STREUÄQUIVALENTE FELDDGRÖSSE	DIN 6809-6	3.11.1	RADIATION HEAD SCATTERING EQUIVALENT FIELD SIZE
STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR	DIN 6809-6	3.13	RADIATION HEAD SCATTERING FACTOR
STRAHLUNG	DIN 6814-2	3.1	RADIATION
STRAHLUNGSART	DIN 6814-2	3.4	RADIATION TYPE
STRAHLUNGSENERGIE	DIN 6814-2	6.3.1	RADIATION ENERGY
STRAHLUNGSFELD	DIN 6814-2	9.1	RADIATION FIELD
STRAHLUNGSQUALITÄT	DIN 6814-2	5	RADIATION QUALITY
STREUFILTERSYSTEM	DIN 6814-8	21.14.4.1	SCATTERING FILTER SYSTEM
TIEFENDOSISVERTEILUNG	DIN 6814-8	10.6.1	DEPTH DOSE DISTRIBUTION
TOTALER STREUFAKTOR	DIN 6809-6	3.12	TOTAL SCATTERING FACTOR
TRAGARM-ROTATIONSWINKEL	DIN 6814-8	27.4.4	GANTRY ANGLE
TRAGPLATTE	DIN 6814-8	21.11.1	BLOCK TRAY
VERIFIKATION	DIN 6814-8	16.7	VERIFICATION
VERIFIKATIONS-AUFNAHME	DIN 6814-8	16.7.1.1	VERIFICATION RADIOGRAPH
VERSCHLUSSZEIT	DIN 6814-8	23.6	SHUTTER TIME
VIRTUELLER QUELLPUNKT	DIN 6814-2	9.2.2	VIRTUAL SOURCE POINT
WAHRSCHEINLICHSTE ENERGIE	DIN 6814-2	4.5	MOST PROBABLY ENERGY
WASSER-ENERGIEDOSIS	DIN 6814-3	3.2.1	ABSORBED DOSE TO WATER
ZENTRALACHSE	DIN 6814-8	7.1.1.1	CENTRAL AXIS
ZENTRALSTRAHL	DIN 6814-8	7.1.2	CENTRAL RAY
ZIELVOLUMEN	DIN 6814-8	12.2.2	PLANNING TARGET VOLUME