

DIN 6809-8**DIN**

ICS 17.240

Einsprüche bis 2014-06-30

Entwurf**Klinische Dosimetrie –
Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder**

Clinical dosimetry –

Part 8: Dosimetry of small photon fields

Dosimétrie clinique –

Partie 8: Dosimétrie des petits champs photoniques

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2014-02-28 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und Stellungnahme vorgelegt.

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

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal des DIN unter www.entwuerfe.din.de bzw. für Norm-Entwürfe der DKE auch im Norm-Entwurfs-Portal der DKE unter www.entwuerfe.normenbibliothek.de, sofern dort wiedergegeben;
- oder als Datei per E-Mail an nar@din.de möglichst in Form einer Tabelle. Die Vorlage dieser Tabelle kann im Internet unter www.din.de/stellungnahme oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN, 91020 Erlangen, Postfach 32 60 (Hausanschrift: Henkestr. 127, 91052 Erlangen).

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

Gesamtumfang 76 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN

Inhalt

	Seite
Vorwort	6
1 Anwendungsbereich	7
2 Normative Verweisungen	7
3 Begriffe	7
4 Symbole und Abkürzungen	11
5 Dosimetrische Messverfahren	12
5.1 Messprinzip und Messverfahren	12
5.2 Messung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit Ionisationskammern als Bezugsnormalen	13
5.2.1 Beschreibung der Feldgröße	13
5.2.2 Das kleine Kalibrierfeld	13
5.2.3 Für die Referenz-Dosismessung im kleinen Kalibrierfeld geeignete Ionisationskammern	13
5.2.4 Positionierungsvorschrift für Ionisationskammern bei Verwendung im kleinen Kalibrierfeld	15
5.2.5 Gleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit kalibrierten Ionisationskammern	15
5.2.6 Ermittlung der Korrekturfaktoren	16
5.3 Messung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit räumlich hochauflösenden Detektoren (Anschlussmessung)	19
5.3.1 Für die Dosismessung in kleinen Feldern geeignete hochauflösende Detektoren	19
5.3.2 Positionierungsvorschrift für räumlich hochauflösende Detektoren	21
5.3.3 Bedingungen für die Kalibrierung (Anschlussmessung) von räumlich hochauflösenden Detektoren im kleinen Kalibrierfeld	21
5.3.4 Durchführung der Kalibrierung (Anschlussmessung) im kleinen Kalibrierfeld	22
5.3.5 Rekalibrierung räumlich hochauflösender Detektoren im kleinen Kalibrierfeld	23
5.4 Messung der Wasser-Energiedosis mit kalibrierten, räumlich hochauflösenden Detektoren in kleinen Feldern unter Nicht-Kalibrierbedingungen	23
5.4.1 Gleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis	23
5.4.2 Korrekturfaktoren für räumlich hochauflösende Detektoren unter Nicht- Kalibrierbedingungen	24
6 Klinische Dosimetrie bei kleinen Feldern	25
6.1 Ermittlung der Achsendosis pro Monitoreinheit zur Bestimmung der Streubeiträge	25
6.1.1 Allgemeines	25
6.1.2 Die Komponenten der Streubeiträge	25
6.1.3 Messung des totalen Streufaktors im Wasserphantom	26
6.1.4 Messung des Strahlerkopf-Streufaktors in Luft	27
6.2 Ermittlung der Achsendosis pro Monitoreinheit mit anderen Methoden	28
6.2.1 Messung der Achsendosis pro Monitoreinheit aus dem Dosisflächenprodukt und mit Hilfe der Abtastmethode	28
6.3 Messung von Dosisprofilen	29
6.4 TPR-Messungen und Tiefendosismessungen	29
7 Messunsicherheit und Messabweichungen	30
7.1 Allgemeines	30
7.2 Messunsicherheit der im kleinen Kalibrierfeld gemessenen Wasser-Energiedosis	31
7.3 Messunsicherheit des Kalibrierfaktors eines räumlich hochauflösenden Detektors im kleinen Kalibrierfeld	31
7.4 Messunsicherheit der unter Nicht-Kalibrierbedingungen gemessenen Wasser- Energiedosis	32

Anhang A (informativ) Physikalische Eigenschaften kleiner Photonenfelder	33
A.1 Einfluss der Feldgröße auf die Form der Tiefendosiskurve	33
A.2 Feldgrößenabhängiger Dosisanteil der niederenergetischen Streustrahlung	34
A.3 Lateraler Sekundärelektronentransport	35
A.4 Einfluss des lateralen Sekundärelektronentransports auf das Dosis-Querprofil	35
Anhang B (informativ) Das kleine Kalibrierfeld	38
B.1 Das kleine Kalibrierfeld und die Bedeutung der Korrekturfaktoren k_{NR} und k_{NKK} im Rahmen der Dosimetrie kleiner Photonenfelder	38
B.2 Werte des Korrekturfaktors k_{NR} für Ionisationskammern	39
B.3 Auswahl der Feldgröße des kleinen Kalibrierfeldes	40
Anhang C (informativ) Räumliches Auflösungsvermögen von Ionisationskammern	42
C.1 Korrekturfaktor k_V und laterale Ansprechfunktion einer Ionisationskammer	42
C.2 Messung der lateralen Ansprechfunktion eines Detektors	43
C.3 Analytische Berechnung von k_V für das Maximum eines glockenförmigen Dosisprofils	45
C.4 Analytische Korrektur der Halbschattenbreite eines Dosisprofils	46
C.5 Verhalten der lateralen Ansprechfunktion hochauflösender Detektoren und des Korrekturfaktors k_V in kleinen Photonenfeldern	48
Anhang D (informativ) Messpunktverschiebung bei Kompaktkammern	51
D.1 Die Messpunktverschiebung bei Kompaktkammern	51
Anhang E (informativ) Verhalten der lateralen Ansprechfunktion räumlich hochauflösender Detektoren in kleinen Photonenfeldern	52
Anhang F (informativ) Parametrisierung von Streufaktoren und relativen Dosisverteilungen	58
F.1 Allgemeines	58
F.2 Streufaktoren bei kleinen Feldern	58
F.3 Werte für den Phantom-Streufaktor $S_p(s)$	59
F.4 Relative Tiefendosis und Gewebe-Phantom-Verhältnis (TPR)	62
Anhang G (informativ) Beispiele für Messunsicherheitsbudgets	63
G.1 Allgemeines	63
G.2 Messunsicherheitsbudget für die Messung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit einer kalibrierten Ionisationskammer nach DIN 6800-2	63
G.3 Messunsicherheitsbudget für die Kalibrierung einer Silizium-Diode im kleinen Kalibrierfeld	65
G.4 Messunsicherheitsbudget für die Messung der Wasser-Energiedosis unter Nicht- Kalibrierbedingungen	66
Literaturhinweise	67
Stichwortverzeichnis	74

Bilder

Bild 1 — Prinzip der Messung des Dosisflächenproduktes mit einer großflächigen Parallelplatten- Ionisationskammer (PTW 34070 Bragg peak chamber)	29
Bild A.1 — Relative Tiefendosiskurve einer 15 MV Photonenstrahlung im Wasserphantom bei verschiedenen Feldabmessungen s	33
Bild A.2 — Feldgrößenabhängigkeit des relativen Dosisanteils von Photonen mit Energien < 200 keV auf der Strahlachse in verschiedenen Tiefen bei 6 MV Photonenstrahlung	34
Bild A.3 — Nach Gleichung (A.7) berechnete relative Dosisquerverteilungen	37
Bild B.1 — Schema des in dieser Norm festgelegten Verfahrens zur Dosimetrie kleiner Bestrahlungsfelder und Bedeutung der anzuwendenden Korrekturfaktoren	38

Bild B.2 — Messwertverhältnis der PTW 60012 Silizium-Diode zur Ionisationskammer PTW 31010 SemiFlex bei 6 MV (oben) und 15 MV (unten) für 5 cm Wassertiefe und 10 cm Wassertiefe, normiert auf die Feldabmessung $s = 4$ cm	41
Bild C.1 — Beispiel für die Verringerung des Maximums und die Verbreiterung des Halbschattens eines Dosisprofils durch die Faltung mit der lateralen Ansprechfunktion des Detektors, hier einer luftgefüllten Ionisationskammer	42
Bild C.2 — Relative Dosisprofile der Halbwertsbreite 10 mm bei (a) 6 MV- und (b) 15 MV-Photonenstrahlung, gemessen mit einer Ionisationskammer und Bestimmung von σ_{lat}	44
Bild C.3 — Korrekturfaktoren $k_{V,lat}$ und $k_{V,long}$ abzüglich des Summanden 1, zur Berücksichtigung der Wirkung der lateralen Ansprechfunktion für vier Kompaktkammern als Funktion der Feldabmessung s und der Photonenenergie 6 MV und 15 MV	46
Bild C.4 — Halbschatten-Verbreiterung: zu erwartende Halbschatten-Verbreiterung in Abhängigkeit von der wahren Halbschattenbreite $w_{20/80,tr}$ und σ_{det}	47
Bild C.5 — Vergleich des lateralen Auflösungsvermögens eines synthetischen Diamantdetektors mit dem einer Silizium-Diode und einer Ionisationskammer bei (a) 6 MV und (b) 15 MV	48
Bild C.6 — Faltungskerne $K_M(x-x)$ für einfache Detektor-Voxel-Modelle	49
Bild C.7 — Verhältnisgröße $F_{detector} = [M_{max}(2s)/M_{max}(\infty)]_{Wasser}/[M_{max}(2s)/M_{max}(\infty)]_p$ als Funktion der Breite eines 6 MV-Photonenfeldes (a) bzw. der Halbwertsbreite des Profils der Wasser-Energiedosis (b)	50
Bild D.1 — Experimentell ermittelte Werte der Messpunktverschiebung bei Photonenstrahlung	51
Bild E.1 — Mittlere Photonenenergie E_m in Wasser für Beschleuniger mit einer nominellen Beschleunigungsspannung von 6 MV mit Ausgleichsfilter im Achsenabstand $r = 0$ cm in Abhängigkeit von der Tiefe unter verschiedenen Bedingungen	53
Bild E.2 — Mittlere Photonenenergie E_m in Wasser für Beschleuniger mit einer nominellen Beschleunigungsspannung von 15 MV mit Ausgleichsfilter im Achsenabstand $r = 0$ cm in Abhängigkeit von der Tiefe unter verschiedenen Bedingungen	54
Bild E.3 — Mittlere Photonenenergie E_m in Wasser für Beschleuniger ohne Ausgleichsfilter im Achsenabstand $r = 0$ cm in Abhängigkeit von der Tiefe unter verschiedenen Bedingungen	55
Bild F.1 — Nach Gleichung (F.1) berechneter totaler Streufaktor S_{cp} in Wasser für 6 MV Photonenstrahlung in Abhängigkeit von der Feldabmessung s des äquivalenten Quadratfeldes	59
Bild F.2 — Nach Gleichung (F.3) ermittelter Phantom-Streufaktor $S_p(s)$ für Photonenstrahlung mit der nominellen Beschleunigungsspannung von 6 MV	60

Tabellen

Tabelle 1 — Typische Abmessungen von zylindrischen Ionisationskammern sowie ihre Standardabweichungen und Messpunktverschiebungen Δz	14
Tabelle 2 — Parameter zur Bestimmung des Strahlungsqualitätsindex Q , gültig für $0,62 < Q < 0,8$	17
Tabelle 3 — Beispiele für Korrektionsfaktoren k_V von Ionisationskammern im kleinen Kalibrierfeld.....	18
Tabelle 4 — Typische Detektordimensionen und Positionierung flüssigkeitsgefüllter Ionisationskammern, Silizium-Dioden und Diamant-Detektoren sowie deren Messpunktverschiebung Δz ; Zentralstrahl parallel zur Detektorachse	20
Tabelle 5 — Zusammenstellung der Einflussgrößen und der Kalibrierbedingungen für Anschlussmessungen in kleinen Feldern.....	22
Tabelle B.1 — Werte des Korrektionsfaktors k_{NR} für zwei Ionisationskammertypen bei 6 MV Photonenstrahlung für Messungen im kleinen Kalibrierfeld auf der Strahlachse in 10 cm Tiefe im Vergleich zum Referenzfeld bei Beschleunigern mit (FF) und ohne Ausgleichfilter (FFF).....	39
Tabelle E.1 — Korrektionsfaktor k_{NKK} für verschiedene Detektortypen bei 6 MV- Photonenstrahlung auf der Strahlachse in 10 cm Tiefe sowie außerhalb der Strahlachse	56
Tabelle E.2 — Korrektionsfaktor k_{NKK} für verschiedene Detektortypen bei 6 MV- Photonenstrahlung auf der Strahlachse in 20 cm Tiefe sowie außerhalb der Strahlachse	57
Tabelle F.1 — Parameter für die analytische Darstellung des totalen Streufaktors S_{CP} in Wasser.....	58
Tabelle G.1 — Dosismessung im kleinen Kalibrierfeld	63
Tabelle G.2 — Kalibrierung einer Diode im kleinen Kalibrierfeld	65
Tabelle G.3 — Dosismessung mit Diode unter Nicht-Kalibrierbedingungen (NK)	66

Vorwort

Diese Norm wurde vom Arbeitsausschuss NA 080-00-01 AA „Dosimetrie“ des Normenausschusses Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgen-gesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin sowie der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie erarbeitet.

Die Normung bestimmter Verfahren im Rahmen der klinischen Dosimetrie dient der optimalen und zuverlässigen Anwendung strahlentherapeutischer Mittel. Die vorliegende Norm umfasst die speziellen Verfahren der klinischen Dosimetrie bei strahlentherapeutischen Anwendungen sogenannter „kleiner Bestrahlungsfelder“. Aus den geringen Dimensionen und den besonderen spektralen Bedingungen bei „kleinen Bestrahlungsfeldern“ ergeben sich Anforderungen an Dosismessungen für die TELETHERAPIE, die über die Festlegungen in DIN 6800-2 [23] und DIN 6809-6:2004-02 [27] hinausgehen.

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

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

- Teil 1: *Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*
- Teil 2: *Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen*
- Teil 3: *Röntgendiagnostik*
- Teil 4: *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 8: *Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder*

1 Anwendungsbereich

Diese Norm gilt für kleine Photonen-Bestrahlungsfelder, die bei FLUENZMODULIRTER STRAHLENTHERAPIE (IMRT), bei STEREOTAKTISCHER BESTRAHLUNG mit ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN oder bei GAMMA-BESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen Strahlungsquellen für die perkutane KLEINRAUMBESTRAHLUNG eingesetzt werden, sowie bei ROTATIONSBESTRAHLUNGEN (Tomotherapie, FLUENZMODULIERTE STRAHLENTHERAPIE MIT BEWEGUNG DER GANTRY (VMAT)) verwendet werden. Der Anwendungsbereich dieser Norm umfasst auch die mit Beschleunigern ohne AUSGLEICHFILTER erzeugten kleinen Bestrahlungsfelder.

Diese Norm beschreibt die grundlegenden physikalischen Randbedingungen für die klinische Dosimetrie kleiner regulär und irregulär geformter FELDGRÖSSE in der stereotaktischen und FLUENZMODULIERTEN STRAHLENTHERAPIE (IMRT, VMAT) sowohl bei hochenergetischer GAMMASTRAHLUNG mit Energien zwischen 1,0 MeV und 1,5 MeV als auch bei hochenergetischer Photonenstrahlung von ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN mit den Nennwerten der Erzeugungsspannung von 1 MV bis 25 MV (typisch 4 MV bis 18 MV).

Die Festlegungen dieser Norm betreffen zum einen die Einführung des „KLEINEN KALIBRIERFELDS“ der FELDGRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ für die zur Dosimetrie in kleinen Photonenfeldern bestimmten Detektoren. Dazu gehören die Regeln für Messungen mit IONISATIONSKAMMERN als Bezugsnormen sowie mit kalibrierten Detektoren einschließlich der Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT durch den STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q , der Ermittlung des KORREKTIONSFAKTORS k_Q für kleine Photonenfelder, der Positionierungsregel, der KORREKTION zur Berücksichtigung der ANSPRECHFUNKTION von Detektoren und der KORREKTION für Messungen unter Nicht-Kalibrierbedingungen.

Die Festlegungen dieser Norm betreffen zum anderen die klinische Dosimetrie bei kleinen Photonenfeldern, insbesondere die Messung von Streufaktoren (en: output factors) und die dazu alternative Messung der Achsendosis pro MONITOREINHEIT für Beschleunigeranlagen, an denen sich kein REFERENZFELD der FELDGRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ einstellen lässt, ferner Vorschläge zur Parametrisierung der Dosisverteilungen in kleinen Photonenfeldern und Regeln für die Angabe der MESSUNSICHERHEIT.

Die Anhänge zu dieser Norm dienen zur Verdeutlichung der verwendeten Begriffe und physikalischen Zusammenhänge sowie zur Zusammenstellung wichtiger Daten in Tabellenform.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente, die in diesem Dokument teilweise oder als Ganzes zitiert werden, sind für die Anwendung dieses Dokuments erforderlich. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

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

DIN 6809-6, *Klinische Dosimetrie — Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie*

DIN V ENV 13005, *Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen*

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

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe im Stichwortverzeichnis und die folgenden Begriffe.

3.1

Ansprechvermögen

R

<Sondenmethode> Quotient aus der um die NULLANZEIGE M_0 verminderten UNKORRIGIERTEN ANZEIGE M und dem Wert der sie verursachenden WASSER-ENERGIEDOSIS D

[QUELLE: E DIN 6800-1:2013-04, 3.1]

3.2

Bezugspunkt

<Sondenmethode> vom Hersteller angegebener Punkt einer DOSIMETERSONDE, durch dessen Lage im Raum die Position der DOSIMETERSONDE gekennzeichnet wird

Anmerkung 1 zum Begriff: In Übereinstimmung mit DIN 6800-1 [22] und in Verallgemeinerung der in DIN 6800-2 [23] gegebenen Definition des BEZUGSPUNKTES von IONISATIONSKAMMERN wird der Begriff „BEZUGSPUNKT“ in dieser Norm auch auf andere dosimetrische Detektoren, z. B. Silizium-Dioden, angewandt.

[QUELLE: E DIN 6800-1:2013-04, 3.4, modifiziert – Anmerkung 1 zum Begriff ergänzt.]

3.3

Einflussgröße

<Sondenmethode> Größe, die nicht Gegenstand der Messung ist, und deren Änderung die Beziehung zwischen der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE und dem MESSERGEBNIS beeinflusst

Anmerkung 1 zum Begriff: EINFLUSSGRÖSSEN können als Störgrößen von außen einwirken (Temperatur, Luftfeuchte, Netzspannung usw.), als Geräteeigenschaften aus dem Gerät selbst stammen (Nullpunktwanderung, Alterung der Bauteile, Anlaufzeit usw.) oder als einstellbare Hilfsgrößen, die zur Ausführung der Messung notwendig sind, in Erscheinung treten (z. B. die STRAHLUNGSQUALITÄT oder die Strahleneinfallsrichtung bei der Messung der Dosis).

[QUELLE: DIN EN 60731:2006-09, 3.7, modifiziert – Anmerkung 1 zum Begriff ergänzt.]

3.4

Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens

Abhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS eines Detektors von einer Energiekenngröße

Anmerkung 1 zum Begriff: Als Energiekenngröße kann z. B. die Energie monoenergetischer Strahlung, die Energie des Maximums der SPEKTRALEN TEILCHENFLUENZ, die maximale Energie der Teilchen am Ort des Detektors oder der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX verwendet werden.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die gesamte ENERGIEABHÄNGIGKEIT DES ANSPRECHVERMÖGENS kann in zwei Komponenten unterteilt werden: Die erste Komponente ist die sogenannte intrinsische Energieabhängigkeit der DOSIMETERSONDE, die die Abhängigkeit des Sonden Signals von der ENERGIEDOSIS im Sondenmaterial beschreibt. So variiert z. B. bei Thermolumineszenz-Dosimetern (TLD) das auf die ENERGIEDOSIS im TLD-Material bezogene Signal bei niederenergetischer PHOTONENSTRAHLUNG um bis zu 15 %. Die zweite Komponente betrifft die Änderung des Umrechnungsfaktors zwischen der ENERGIEDOSIS im Sondenmaterial und der ENERGIEDOSIS im Phantommateriale am MESSORT (z. B. das Verhältnis der Massenbremsvermögen von Wasser und Luft bei IONISATIONSKAMMERN).

[QUELLE: E DIN 6800-1:2013-04, 3.11]

3.5

Feldabmessung

s

Abstand der Schnittpunkte einer FELDACHSE mit der Begrenzung der zur Beschreibung der FELDGRÖSSE verwendeten STRAHLENFELD-FLÄCHE

Anmerkung 1 zum Begriff: In der Regel interessieren die zur NENNFELDGRÖSSE gehörenden FELDABMESSUNGEN.

Anmerkung 2 zum Begriff: In vielen Fällen werden in der Dosimetrie STRAHLENFELDER mit quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE verwendet.

[QUELLE: E DIN 6814-8:2012-04, 4.5.1, modifiziert – Anmerkung 2 zum Begriff ergänzt.]

3.6

Feldgröße

Beschreibung der Größe eines STRAHLENFELDES durch Angabe einer charakteristischen Fläche in einer bestimmten FELDEBENE

Anmerkung 1 zum Begriff: Die FELDEBENE kann z. B. diejenige im FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND oder diejenige im Fokus-Satellitenblenden-Abstand sein.

Anmerkung 2 zum Begriff: Als „geometrische FELDGRÖSSE“ bezeichnet man die von den Projektionslinien der wirksamen BETRIEBSBLENDE umgebene Fläche. Bei richtiger Justierung des Lichtvisiers stimmt die Licht-Projektionsfläche mit der geometrischen FELDGRÖSSE überein. Auch die bei der Blendeneinstellung gewählte „nominale FELDGRÖSSE“ bezieht sich auf die geometrische FELDGRÖSSE.

Anmerkung 3 zum Begriff: Als „dosimetrische FELDGRÖSSE“ bezeichnet man in dieser Norm bei Beschleunigern mit und ohne AUSGLEICHSFILTER die von der 50%-Linie des DOSISPROFILS umgebene Fläche. Bei größeren FELDABMESSUNGEN, die nicht Gegenstand dieser Norm sind, können andere Definitionen herangezogen werden.

Anmerkung 4 zum Begriff: Die dosimetrische FELDGRÖSSE kann von der geometrischen FELDGRÖSSE abweichen.

[QUELLE: E DIN 6814-8:2012-04, 4.5, modifiziert – Anmerkungen 2, 3 und 4 zum Begriff ergänzt.]

3.7

fluenzmodulierte Strahlentherapie

IMRT

Spezialform der KONFORMATIONS-BESTRAHLUNG, bei der STRAHLENFELDER mit individuell angepassten FLUENZMODULATIONEN zum Einsatz kommen

Anmerkung 1 zum Begriff: Das Akronym IMRT (en: Intensity Modulated Radiotherapy) ist international gebräuchlich und wird auch im deutschen Sprachraum verwendet. Es kann deshalb synonym zum Begriff FLUENZMODULIERTE STRAHLENTHERAPIE verwendet werden.

[QUELLE: DIN 6875-3:2008-03, 3.4]

3.8

fluenzmodulierte Strahlentherapie mit Bewegung der Gantry

IMAT

(en: intensity modulated arc therapy)

FLUENZMODULIERTE STRAHLENTHERAPIE, bei der ein Elektronenlinearbeschleuniger um den PATIENTEN bewegt wird, während die TEILCHENFLUENZ moduliert wird

Anmerkung 1 zum Begriff: Eine spezielle Form dieser Technik ist die Tomotherapie.

3.9

kleine Feldgröße

Größe eines STRAHLENFELDES, dessen dosimetrische FELDGRÖSSE kleiner ist als 25 cm²

3.10

kleines Kalibrierfeld

FELD mit einer dosimetrischen FELDGRÖSSE von 4 cm × 4 cm zur KALIBRIERUNG (Anschlussmessung) hochauflösender Detektoren für die Dosimetrie kleiner Felder

3.11

Kleinraumbestrahlung

Methode zur STRAHLENBEHANDLUNG KLINISCHER ZIELVOLUMINA, deren Durchmesser höchstens 4 cm sind

3.12

laterale Ansprechfunktion

Modellfunktion zur Darstellung des räumlichen Auflösungsvermögens eines Detektors

Anmerkung 1 zum Begriff: Die LATERALE ANSPRECHFUNKTION eines Detektors wirkt als Faltungskern, welcher das in dem ungestörten Medium in Abwesenheit des Detektors erzeugte wahre räumliche DOSISPROFIL in das von dem Detektor angezeigte Messwertprofil überführt.

Anmerkung 2 zum Begriff: IONISATIONSKAMMERN besitzen in einer für die klinische Dosimetrie in der TELETHERAPIE ausreichenden Näherung gaußförmige ANSPRECHFUNKTIONEN. Zusätzlich geben die exakten LATERALEN ANSPRECHFUNKTIONEN die Einflüsse konstruktiver Details, z. B. der Kammerwand und der Innenelektrode einer Zylinderkammer, wieder.

3.13**Phantom-Streufaktor** S_p

Quotient aus dem TOTALEN STREUFAKTOR S_{cp} und dem STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_c

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei dieser Definition wird kein SEKUNDÄRELEKTRONENGEICHT (SEG) vorausgesetzt.

Anmerkung 2 zum Begriff: Nach Zhu [110].

[QUELLE: DIN 6809-6:2004-02, 3.14, modifiziert – Anmerkungen 1 bis 3 aus DIN 6809-6 ersetzt durch Anmerkungen 1 und 2 zum Begriff, Indices ersetzt]

3.14**Referenzfeld**

STRAHLENFELD mit der FELDABMESSUNG $s = 10$ cm bei quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE, für das bei Beschleunigern mit und ohne AUSGLEICHFILTER der KORREKTIONSFaktor $k_{Q,R}$ in Abhängigkeit vom STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q ermittelt wird, und das für die Messung des BEZUGSWERTES für die Streufaktoren verwendet wird

Anmerkung 1 zum Begriff: Vom REFERENZFELD zu unterscheiden ist das „KLEINE KALIBRIERFELD“ im Sinne dieser Norm, das ausschließlich zur KALIBRIERUNG (Anschlussmessung) von DOSIMETERN zur Verwendung bei kleinen Feldern dient.

3.15**Strahlerkopf-Streufaktor** S_c

Verhältnis der auf den MONITORWERT MW bezogenen ANZEIGE eines DOSIMETERS $M(s, f_R)$ mit der FELD-ABMESSUNG s zu der auf den MONITORWERT MW bezogene ANZEIGE eines DOSIMETERS $M(s_R, f_R)$ bei einer REFERENZFELDGRÖSSE s_R , beide gemessen auf der Feldachse im Fokus-Detektor-Abstand f_R in einem MINI-PHANTOM frei in Luft

$$S_c(s) = \frac{M(s, f_R) / MW}{M(s_R, f_R) / MW}$$

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

Anmerkung 2 zum Begriff: Nach Zhu [110].

[QUELLE: DIN 6809-6:2004-02, 3.13, modifiziert – Anmerkungen 1 bis 3 aus DIN 6809-6 ersetzt durch Anmerkungen 1 und 2 zum Begriff, Indices ersetzt.]

3.16**Strahlungsqualitätsindex** Q

Parameter, durch den die relative spektrale Teilchenflussdichte einer hochenergetischen Photonenstrahlung charakterisiert wird

[QUELLE: DIN 6814-2:2000-07, 5.2.7, modifiziert – Anmerkungen 1 und 2 aus DIN 6814-2 nicht übernommen.]

3.17**totaler Streufaktor** S_{cp}

Verhältnis der auf den MONITORWERT MW bezogenen WASSER-ENERGIEDOSIS $D(s, f_R, z_R)$ für die FELD-ABMESSUNG s zu der auf den MONITORWERT MW bezogenen WASSER-ENERGIEDOSIS $D(s_R, f_R, z_R)$ in der REFERENZTIEFE z_R bei einer REFERENZFELDGRÖSSE s_R im FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND f_R , beide gemessen auf der Feldachse im Wasserphantom

$$S_{cp}(s) = \frac{D(s, f_R, z_R) / MW}{D(s_R, f_R, z_R) / MW}$$

Anmerkung 1 zum Begriff: Die REFERENZBEDINGUNGEN für die Messung des TOTALEN STREUFAKTORS kleiner Felder können von den in DIN 6809-6 verwendeten REFERENZBEDINGUNGEN abweichen.

Anmerkung 2 zum Begriff: Näheres zum TOTALEN STREUFAKTOR siehe 6.1.3 und Anhang F.

Anmerkung 3 zum Begriff: Der TOTALE STREUFAKTOR ist ein Synonym für den Outputfaktor in Wasser.

Anmerkung 4 zum Begriff: Nach Zhu [110].

[QUELLE: DIN 6809-6:2004-02, 3.12, modifiziert – Anmerkungen 1 bis 3 aus DIN 6809-6 ersetzt durch Anmerkungen 1 bis 4 zum Begriff, Indices ersetzt.]

4 Symbole und Abkürzungen

D	WASSER-ENERGIEDOSIS
M	UNKORRIGIERTE ANZEIGE des DOSIMETERS bei der im Kalibrierschein angegebenen Kammeranspannung und Polarität und bei Positionierung der IONISATIONSKAMMER nach den Regeln dieser Norm
M_0	NULLANZEIGE des DOSIMETERS
N	KALIBRIERFAKTOR für die WASSER-ENERGIEDOSIS
k_p	KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der Luftdichte
k_h	KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der Luftfeuchte
k_S	KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der unvollständigen Sättigung
k_P	KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der Polarität der Kammeranspannung
k_r	KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der unterschiedlichen Positionierung der IONISATIONSKAMMER bei der KALIBRIERUNG und bei der Messung
k_T	KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss weiterer Temperatureinflüsse außer auf die Luftdichte
k_V	KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der volumenabhängigen LATERALEN ANSPRECHFUNKTION eines Detektors
k_Q	KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung des Einflusses der STRAHLUNGSQUALITÄT der PHOTONENSTRAHLUNG am MESSORT
$k_{Q,R}$	KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der Änderung des Detektor-Ansprechvermögens zwischen den REFERENZBEDINGUNGEN R und den BEZUGSBEDINGUNGEN für die KALIBRIERUNG
k_{NR}	KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der Änderung des Detektor-Ansprechvermögens zwischen den REFERENZBEDINGUNGEN R und den Nicht-Referenzbedingungen NR
Q	STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX
$TPR_{20,10}$	GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS
Δz	Messpunktverschiebung
N_{KK}	KALIBRIERFAKTOR des zu kalibrierenden Detektors Typ T im KLEINEN KALIBRIERFELD
D_{KK}	WASSER-ENERGIEDOSIS, gemessen unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES (KK)
M_T	ANZEIGE des zu kalibrierenden Detektors Typ T
D_{NKK}	Unter Nicht-Kalibrierbedingungen (Abweichungen von den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES) gemessene WASSER-ENERGIEDOSIS
k_{NKK}	Unter Nicht-Kalibrierbedingungen (Abweichungen von den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES) geltender KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS im Vergleich zu den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES

$R_{T,KK}$	ANSPRECHVERMÖGEN des Detektors vom Typ T unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES
$R_{T,NKK}$	Unter Nicht-Kalibrierbedingungen (Abweichungen von den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES) geltendes ANSPRECHVERMÖGEN des Detektors vom Typ T
S_{cp}	TOTALER STREUFAKTOR in Wasser (Outputfaktor in Wasser)
S_c	STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR in Luft (Outputfaktor in Luft)
S_p	PHANTOM-STREUFAKTOR
ME	MONITOREINHEIT
MW	MONITORWERT
f_R	Referenz-Fokus-Detektor-Abstand
z_R	REFERENZTIEFE des Detektors im PHANTOM
s_R	Referenz-Feldabmessung

5 Dosimetrische Messverfahren

5.1 Messprinzip und Messverfahren

Als „kleine Bestrahlungsfelder“ werden FELDGRÖSSEN kleiner 25 cm² bezeichnet. Zum einen wird unter diesen Bedingungen die innerhalb des Körpers oder PHANTOMS erzeugte STREUSTRahlung zu einem großen Teil in den Bereich außerhalb der Feldgrenzen transportiert; im Unterschied zu großen Bestrahlungsfeldern hat dieser überwiegend nach außen gerichtete Transport der STREUSTRahlung niedrige Streustrahlungsanteile der DOSIS und geringe niederenergetische Anteile des Photonenspektrums zur Folge (A.1 bis A.3). Zum anderen werden zur Erfassung der DOSISPROFILE „kleiner Bestrahlungsfelder“ Detektoren mit genügend kleinen Abmessungen benötigt, und es kann erforderlich sein, das durch die LATERALE ANSPRECHFUNKTION beschriebene räumliche Auflösungsvermögen von Detektoren durch KORREKTIONEN zu berücksichtigen (C.1 und C.5).

Für räumlich hochauflösende Detektoren (z. B. Flüssigkeits-Ionisationskammern, Kompaktkammern mit sehr geringen Abmessungen, Silizium-Dioden, Diamant-Detektoren und Szintillationssonden) sind in vielen Fällen keine bei ⁶⁰Co-Gammastrahlung ermittelten KALIBRIERFAKTOREN und KORREKTIONSFAKTOREN nach DIN 6800-2 [23] bekannt. Räumlich hochauflösende Detektoren werden daher in einem KLEINEN KALIBRIERFELD der FELDGRÖSSE 4 cm × 4 cm mit Hilfe einer als Bezugsnormale dienenden IONISATIONSKAMMER kalibriert (Anschlussmessung). Die Idee des KLEINEN KALIBRIERFELDES liegt auch dem Verfahren nach Alfonso [1] zugrunde. Die Anschlussmessung muss bei jeder STRahlungSQUALITÄT durchgeführt werden, für die der Detektor bestimmt ist. Die STRahlungSQUALITÄT wird nicht nur durch die maximale Photonenenergie, sondern auch durch das AUSGLEICHSFILTER des Beschleunigers bzw. den Beschleunigerbetrieb ohne AUSGLEICHSFILTER beeinflusst.

Das bei der Anschlussmessung zu verwendende Referenzverfahren zur Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS in Wasser bei einer FELDGRÖSSE von 4 cm × 4 cm ist die Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS nach DIN 6800-2 [23]. Dabei finden als Bezugsnormale luftgefüllte IONISATIONSKAMMERN Verwendung, die bei ⁶⁰Co-Gammastrahlung in der MESSGRÖSSE WASSER-ENERGIEDOSIS in der Einheit Gray (Gy) kalibriert sind. Diese IONISATIONSKAMMERN sind in der Regel bei noch kleineren FELDGRÖSSEN nicht mehr verwendbar, da dort die MESSUNSICHERHEIT aufgrund der LATERALEN ANSPRECHFUNKTION ansteigt. Nach der KALIBRIERUNG der räumlich hochauflösenden Detektoren bei der FELDGRÖSSE 4 cm × 4 cm dürfen diese für die Bestimmung der WASSER-ENERGIEDOSIS in kleineren Bestrahlungsfeldern verwendet werden, wobei gegebenenfalls KORREKTIONEN angebracht werden müssen, um Abweichungen von den Kalibrierbedingungen zu berücksichtigen.

5.2 und 5.3 sowie B.1, B.2, C.3 und Anhang D enthalten die notwendigen Festlegungen und Informationen zur KALIBRIERUNG hochauflösender Detektoren im KLEINEN KALIBRIERFELD. 5.4, Anhang C, Anhang D und Anhang E enthalten Regeln und Informationen zur Anwendung der so kalibrierten Detektoren unter Nicht-Kalibrierbedingungen.

5.2 Messung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit Ionisationskammern als Bezugsnormen

5.2.1 Beschreibung der Feldgröße

Beim KLEINEN KALIBRIERFELD gilt als FELDGRÖSSE die dosimetrische FELDGRÖSSE, die mit einem Film oder einem hochauflösenden Detektor gemessen werden kann.

Die FELDGRÖSSE ist mit Hilfe der BETRIEBSBLENDEN einzustellen. Falls die BETRIEBSBLENDEN für die Feldbreite nicht in vollem Umfang ausgebildet bzw. nicht vorhanden sind, wird diese mit der LAMELLENBLLENDE oder der LAMELLENBLLENDE und der BETRIEBSBLLENDE eingestellt.

5.2.2 Das kleine Kalibrierfeld

Bei Dosismessungen in Photonen-Strahlungsfeldern geringer FELDGRÖSSE, dem typischen Anwendungsbereich räumlich hochauflösender, nicht ideal wasseräquivalenter Detektoren wie Silizium-Dioden, Diamant-Detektoren, Szintillationssonden oder Mini-Kompaktkammern mit Stahl-Innenelektrode, ist der Dosisanteil der niederenergetischen STREUSTRALUNG sehr gering (siehe A.2). Folglich wirkt sich bei geringer FELDGRÖSSE das erhöhte oder erniedrigte Ansprechen dieser Detektoren auf niederenergetische STREUSTRALUNG weniger aus als unter den herkömmlichen REFERENZBEDINGUNGEN für die Dosimetrie in der STRAHLENTHERAPIE, d. h. bei der FELDGRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ und der Messtiefe 10 cm im PHANTOM. Daher würde eine KALIBRIERUNG räumlich hochauflösender Detektoren unter herkömmlichen REFERENZBEDINGUNGEN beim Gebrauch dieser Detektoren in kleinen Feldern zu stark feldgrößenabhängigen KORREKTIONEN führen. Aus diesem Grund wird nach dieser Norm eine KALIBRIERUNG (Anschlussmessung) solcher Detektoren in einem KLEINEN KALIBRIERFELD durchgeführt (siehe Anhang B). Dies empfiehlt sich auch, weil es bei einigen Bestrahlungsanlagen nicht möglich ist, die FELDGRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ einzustellen.

Für das Kalibrieren bzw. Anschließen von räumlich hochauflösenden Detektoren an IONISATIONSKAMMERN im KLEINEN KALIBRIERFELD ist eine dosimetrische FELDGRÖSSE von $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ zu wählen. Bei dieser FELDGRÖSSE kann der Einfluss der LATERALEN ANSPRECHFUNKTION der als Bezugsnormal dienenden IONISATIONSKAMMER vernachlässigt oder durch eine KORREKTION berücksichtigt werden. Zur Größe der als Bezugsnormal dienenden IONISATIONSKAMMER siehe 5.2.3. Für den praktischen Einsatz der bei der FELDGRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ kalibrierten Silizium-Dioden, Diamant-Detektoren, Szintillationssonden oder Mini-Kompaktkammern für Dosismessungen in noch kleineren Feldern ist die feldgrößenabhängige KORREKTION k_{NKK} (siehe Anhang E) aufgrund des geringen niederenergetischen Dosisbeitrags sehr gering, muss jedoch ggf. berücksichtigt werden.

ANMERKUNG 1 Zur Festlegung der FELDGRÖSSE des KLEINEN KALIBRIERFELDES siehe 0.

Diese Norm gilt auch für Beschleuniger ohne AUSGLEICHFILTER. Da bei diesen die Filterwirkung wegfällt, hat die primäre PHOTONENSTRALUNG bei gleicher Energie der beschleunigten Elektronen niedrigere Werte des QUALITÄTSINDEX Q als bei Beschleunigern mit AUSGLEICHFILTER. Auch bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHFILTER gilt für das REFERENZFELD die dosimetrische FELDGRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ und für das KLEINE KALIBRIERFELD die dosimetrische FELDGRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$. Auch bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHFILTER können die Gleichungen (4) und (5) zur Bestimmung des QUALITÄTSINDEX Q herangezogen werden.

ANMERKUNG 2 Beispiele für Q -Werte für Betrieb mit und ohne AUSGLEICHFILTER: $Q = 0,649$ und $Q = 0,624$ für die 6-MV-Strahlung eines Siemens Primus, $Q = 0,664$ und $Q = 0,631$ für die 6-MV-Strahlung eines Varian TrueBeam und $Q = 0,751$ und $Q = 0,700$ für die 15-MV-Strahlung eines Siemens Primus sowie $Q = 0,760$ und $Q = 0,703$ für die 15-MV/10-MV-Strahlung eines Varian TrueBeam.

5.2.3 Für die Referenz-Dosismessung im kleinen Kalibrierfeld geeignete Ionisationskammern

Im KLEINEN KALIBRIERFELD ist der Referenzwert der WASSER-ENERGIEDOSIS mit Hilfe einer als Bezugsnormal dienenden Kompaktkammer nach DIN EN 60731 nach dem in DIN 6800-2 [23] beschriebenen Verfahren zu bestimmen. Für Messungen im KLEINEN KALIBRIERFELD muss die verwendete IONISATIONSKAMMER genügend kleine Dimensionen besitzen, um den Einfluss der ANSPRECHFUNKTION klein zu halten oder ganz zu vermeiden. Dies ist in der Regel dann gegeben, wenn die Länge des Kammervolumens nicht mehr als 7 mm beträgt. Kleinere Kammervolumina ($< 0,1\text{ cm}^3$) sind für die Verwendung als Bezugsnormale im KLEINEN KALIBRIERFELD nicht zu empfehlen, da bei solchen Kammern unter herkömmlichen REFERENZBEDINGUNGEN ein großer Polaritätseffekt und ein im Vergleich zum Nutzsignal nicht zu vernachlässigender Kabelbestrahlungseffekt auftreten kann.

Der Einfluss der volumenabhängigen LATERALEN ANSPRECHFUNKTION wird bei Messungen im KLEINEN KALIBRIERFELD sowohl in der Quer- als auch in der Längsrichtung der als Bezugsnorm dienenden zylindrischen IONISATIONSKAMMER mit einem KORREKTIONSFAKTOR k_V korrigiert. Diese KORREKTION ist unter der Annahme abgeleitet, dass die LATERALE ANSPRECHFUNKTION eine normierte Gaußverteilung mit einer für die Bauart der IONISATIONSKAMMER typischen STANDARDABWEICHUNG ist, deren Faltung mit dem wahren DOSISPROFIL das angezeigte Messwertprofil ergibt.

ANMERKUNG 1 Siehe dazu Anhang C, laterales Ansprechvermögen von Detektoren.

Tabelle 1 enthält die Abmessungen von zylindrischen IONISATIONSKAMMERN bei 6-MV- und 15-MV-Photonen und die bisher experimentell bestimmten STANDARDABWEICHUNGEN σ_{lat} und σ_{long} ihrer lateralen und longitudinalen ANSPRECHFUNKTIONEN und ihre Messpunktverschiebungen Δz (siehe 5.2.4). Als Bezugsnormale sind IONISATIONSKAMMERN mit mindestens 4 mm Innendurchmesser geeignet.

ANMERKUNG 2 Nach Looe [78].

Tabelle 1 — Typische Abmessungen von zylindrischen Ionisationskammern sowie ihre Standardabweichungen und Messpunktverschiebungen Δz

Detektortyp	Messvolumen [cm ³]	Durchmesser des Messvolumens [mm]	Länge des Messvolumens [mm]	σ_{lat} [mm] quer zur Achse ^a 6/15 MV	σ_{long} [mm] in Achsen- Richtung ^a 6/15 MV	Bezugspunktverschiebung ^b Δz [mm]
PTW 31002/31010 SemiFlex	0,125	5,5	6,5	2,20/2,30	2,28/2,50	1,38
PTW 31003/31013 SemiFlex	0,3	5,5	16,25	2,41/2,44	4,87/5,05	1,38
PTW 31014 PinPoint	0,015	2,0	5,0	0,99/0,99	1,98/2,02	0,5
PTW 31015 PinPoint	0,03	2,9	5,0	1,40/1,49	2,23/2,30	0,73
PTW 31016 PinPoint 3D	0,016	2,9	2,9	1,38/1,38	1,79/1,90	0,73
IBA CC01	0,01	2,0	3,6	0,69/0,71	1,18/1,24	0,5
IBA CC04	0,04	4,0	3,6	1,49/1,51	1,49/1,51	1,0
IBA CC08	0,08	6,0	4,0	2,04/2,22	1,73/2,00	1,5
IBA CC13	0,13	6,0	5,8	2,26/2,38	2,26/2,38	1,5
^a MESSUNSICHERHEIT $\pm 0,02$ mm						
^b MESSUNSICHERHEIT $\pm 0,1$ mm						

5.2.4 Positionierungsvorschrift für Ionisationskammern bei Verwendung im kleinen Kalibrierfeld

Die Positionierung der als Bezugsnormal im KLEINEN KALIBRIERFELD verwendeten IONISATIONSKAMMERN ist nach DIN 6800-2 [23] vorzunehmen. Aufgrund der Tiefenausdehnung der IONISATIONSKAMMER gilt die Positionierungsvorschrift

$$z_B = z_M + \Delta z \quad (1)$$

Dabei ist

z_B Tiefenlage des Detektor-Bezugspunktes im PHANTOM in mm;

z_M Tiefenlage des MESSORTS im PHANTOM in mm;

Δz Messpunktverschiebung in mm.

Danach muss der BEZUGSPUNKT eines Detektors in derjenigen Tiefe z_B positioniert werden, die von der Tiefe z_M des MESSORTS um den Wert Δz abweicht. Positives Vorzeichen von Δz , typisch für Kompaktkammern, bedeutet, dass z_B größer als z_M ist; bei negativem Vorzeichen ist z_B kleiner als z_M .

Bei Kompaktkammern beträgt die Messpunktverschiebung Δz (siehe Anhang D)

$$\Delta z = 0,5 r \quad (2)$$

Dabei ist r der Innenradius des Messvolumens in mm.

ANMERKUNG Nach Bruggmoser [5], Huang [60], Johansson [65], Legrand [71], [72], Looe [78], Tessier [102].

5.2.5 Gleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit kalibrierten Ionisationskammern

Die Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS im KLEINEN KALIBRIERFELD wird mit einer im ^{60}Co -Strahlungsfeld unter BEZUGSBEDINGUNGEN kalibrierten IONISATIONSKAMMER auf der Grundlage der Norm DIN 6800-2 [23] durchgeführt. Der Wert der WASSER-ENERGIEDOSIS wird nach folgender Formel berechnet:

$$D = (M - M_0) \cdot N \cdot k_\rho \cdot k_h \cdot k_S \cdot k_P \cdot k_r \cdot k_T \cdot k_Q \cdot k_V \quad (3)$$

Dabei ist

D WASSER-ENERGIEDOSIS (DIN 6800-2 [23]);

M UNKORRIGIERTE ANZEIGE des DOSIMETERS bei der im Kalibrierschein angegebenen Kammerspannung und Polarität und bei Positionierung der IONISATIONSKAMMER nach den Regeln dieser Norm;

M_0 NULLANZEIGE des DOSIMETERS;

N KALIBRIERFAKTOR für die Wasser-Energiedosis;

k_ρ KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der Luftdichte;

k_h KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der Luftfeuchte;

k_S KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der unvollständigen Sättigung;

k_P KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der Polarität der Kammerspannung;

k_r KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der unterschiedlichen Positionierung der IONISATIONSKAMMER bei der KALIBRIERUNG und bei der Messung;

k_T KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss weiterer Temperatureinflüsse außer auf die Luftdichte;

k_Q KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung des Einflusses der STRAHLUNGSQUALITÄT Q der PHOTONEN-STRALHUNG am MESSORT;

k_V KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der LATERALEN ANSPRECHFUNKTION.

Die Positionierung der IONISATIONSKAMMER ist dabei nach 5.2.4 vorzunehmen.

5.2.6 Ermittlung der Korrekturfaktoren

5.2.6.1 Allgemeines

Die grundlegende Gleichung (3) nach DIN 6800-2 [23] gilt unter beliebigen Strahlungsfeldbedingungen, insbesondere auch bei beliebigen FELDGRÖSSEN. Sie wird hier auf die Dosismessungen im KLEINEN KALIBRIERFELD angewandt. Die in Gleichung (3) auftretenden KORREKTIONSFAKTOREN sind nach DIN 6800-2 [23] zu ermitteln. Das REFERENZFELD nach DIN 6800-2 [23] für die als Bezugsnorm dienenden IONISATIONSKAMMERN hat auch bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHFILTER die dosimetrische FELDGRÖSSE 10 cm × 10 cm (siehe 5.2.6.3). Da bei Dosismessungen im KLEINEN KALIBRIERFELD die REFERENZBEDINGUNGEN verlassen werden, muss der in k_Q enthaltene KORREKTIONSFAKTOR k_{NR} nach Gleichung (6) berücksichtigt werden.

5.2.6.2 Ermittlung des Strahlungsqualitätsindex Q im kleinen Kalibrierfeld

Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q ist ein Parameter zur Kennzeichnung des Spektrums der primären PHOTONENSTRALHUNG. Q dient auch als Determinante für den unter REFERENZBEDINGUNGEN am MESSORT im PHANTOM geltenden KORREKTIONSFAKTOR $k_{Q,R}$ nach DIN 6800-2 [23] (siehe auch 5.2.6.3).

ANMERKUNG 1 Siehe dazu auch DIN 6809-1 [25].

Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q ist sowohl bei Beschleunigern mit AUSGLEICHFILTER als auch bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHFILTER mittels Gleichung (4) wie folgt zu bestimmen (siehe auch [6], [44], [51], [53], [61], [94]).

$$Q = 1,2661 \cdot \frac{M_{(20)}}{M_{(10)}} - 0,0595 \quad (4)$$

Dabei sind

$M_{(10)}$ und $M_{(20)}$ die ANZEIGEN von IONISATIONSKAMMERN in der Tiefe von 10 cm bzw. 20 cm bei einem Fokus-Oberflächenabstand von 100 cm und einer dosimetrischen FELDGRÖSSE an der Oberfläche von 10 cm × 10 cm

ANMERKUNG 2 Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q wird in TRS 398 [61] als $TPR_{20,10}$ bezeichnet.

ANMERKUNG 3 Gleichung (4) kann in guter Näherung zur Bestimmung von Q herangezogen werden [6], [44].

Falls ein homogenes REFERENZFELD mit der FELDGRÖSSE 10 cm × 10 cm nicht einstellbar ist, gilt für die Ermittlung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q das folgende Verfahren nach Sauer [94]. Bei FELDGRÖSSEN kleiner als 10 cm × 10 cm ist die direkte Bestimmung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX aus relativen Tiefendosiswerten aufgrund der höheren MESSUNSICHERHEIT nicht zu empfehlen. Ein Problem ist dabei vor allem die Ausrichtung der Phantomachse an der Strahlachse. Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q wird hier aus der Messung des GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNISSES $TPR_{20,10}$ in 20 cm und in 10 cm Messtiefe unter Anwendung von Gleichung (5) bestimmt [94].

$$Q = \frac{TPR_{20,10}(s) - b_1 - A_1(1 - e^{-s/l_t})}{b_2 + A_2(1 - e^{-s/l_t})} \quad (5)$$

Dabei ist

- Q STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX;
- $TPR_{20,10}$ GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS in 20 cm und in 10 cm Messtiefe;
- s FELDABMESSUNG in der Messtiefe in cm;
- t Skalierungsfaktor, durch Iteration zu ermitteln, siehe unten;
- b_1, b_2, A_1, A_2 feste Parameter nach Tabelle 2.

Tabelle 2 — Parameter zur Bestimmung des Strahlungsqualitätsindex Q , gültig für $0,62 < Q < 0,8$

b_1	$-0,208 \pm 0,022$	A_1	$+0,625 \pm 0,036$	t	$+19,5 \text{ cm}$
b_2	$+1,213 \pm 0,030$	A_2	$-0,679 \pm 0,050$		

ANMERKUNG 4 Nach Sauer [94].

Gleichung (5) gilt für beliebige FELDABMESSUNGEN von $s \geq 0,4 \text{ cm}$ (Sauer [94]). Dabei ist s die FELDABMESSUNG des dem Messfeld äquivalenten Quadrates. Das äquivalente Quadrat ist dasjenige, das bei üblichen Anforderungen an die Feldhomogenität den gleichen Streubeitrag wie das Messfeld am MESSORT liefert. Für runde FELDER gilt in ausreichend guter Näherung $s = 0,9 d$, wobei d der Durchmesser des FELDES am MESSORT ist. Der Skalierungsfaktor t wird durch die Gleichung $t = 42 \text{ cm} - 32,4 \text{ cm} \times Q$ iterativ bestimmt. Der in Tabelle 2 angegebene Startwert des Skalierungsfaktors $t = 19,5 \text{ cm}$ ergibt für Q bereits eine Abweichung von weniger als 1 %. Es empfiehlt sich, $TPR_{20,10}(s)$ und somit Q bei mehreren FELDGRÖSSEN zu bestimmen, um dessen UNSICHERHEIT zu ermitteln.

Gleichung (5) gilt ohne weitere KORREKTION nur bei homogenen FELDERN. Bei KLEINEN FELDGRÖSSEN bildet sich auch bei Beschleunigern mit Ausgleichfilter ohne zusätzliche Maßnahmen (IMRT) kein Dosisplateau aus. Bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHFILTER können homogene FELDER nur mit IMRT-Techniken erzeugt werden. Ohne weitere KORREKTION beträgt jedoch bei Beschleunigern mit und ohne Ausgleichfilter bei der Ermittlung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q und des KORREKTIONSFAKTORS $k_{Q,R}$ die Abweichung weniger als 1 % respektive weniger als 0,2 % [6].

5.2.6.3 Ermittlung des Korrektionsfaktors k_{NR}

Nach DIN 6800-2 [23] wird der KORREKTIONSFAKTOR k_Q für den Einfluss der STRAHLUNGSQUALITÄT Q als Produkt

$$k_Q = k_{Q,R} \cdot k_{NR} \quad (6)$$

dargestellt.

Dabei ist

- $k_{Q,R}$ KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der Änderung des Detektor-Ansprechvermögens zwischen den BEZUGSBEDINGUNGEN für die KALIBRIERUNG mit ^{60}Co -Gammastrahlung und den REFERENZBEDINGUNGEN R (siehe 5.2.6.1);
- k_{NR} KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der Änderung des Detektor-Ansprechvermögens zwischen den REFERENZBEDINGUNGEN R und den Nicht-Referenzbedingungen NR . Unter REFERENZBEDINGUNGEN ist $k_{NR} = 1$.

Die Zahlenwerte von $k_{Q,R}$ sind für zahlreiche Typen von IONISATIONSKAMMERN und für Beschleuniger mit und ohne AUSGLEICHSFILTER in DIN 6800-2 [23] angegeben.

Der Faktor k_{NR} berücksichtigt die Änderung des Detektor-Ansprechvermögens infolge der Abweichung des Photonspektrums von den REFERENZBEDINGUNGEN nach DIN 6800-2 [23], d. h. von der REFERENZFELDGRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ an der Phantom-Oberfläche, dem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND 100 cm , der Tiefe 10 cm und dem Achsenabstand $r = 0\text{ cm}$. Der Faktor k_{NR} hängt von der Lage des MESSORTS im PHANTOM (Tiefe, Positionierung auf dem Zentralstrahl oder in seitlichem Abstand von diesem) sowie der FELDGRÖSSE ab. Unter REFERENZBEDINGUNGEN nimmt k_{NR} den Wert 1 an. Im KLEINEN KALIBRIERFELD mit einer FELDGRÖSSE von $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ muss bei der als Bezugsnormale dienenden IONISATIONSKAMMER aufgrund der Abweichung von der in DIN 6800-2 [23] angegebenen REFERENZFELDGRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ein KORREKTIONSFAKTOR k_{NR} berücksichtigt werden.

ANMERKUNG 1 Zum KORREKTIONSFAKTOR k_Q siehe Andreo [1], Cashmore [9], Chofoor [14], [15], Georg [53], Heydarian [58], Krauss [67], Rhein [90], Sánchez-Doblado [91], Scarboro [96], Wu [107] und Wulff [108].

ANMERKUNG 2 Aufgrund von Monte-Carlo-Untersuchungen kann k_{NR} für Farmerkammern bei einer hochenergetischen Photonenstrahlung innerhalb der Feldgrenzen für Beschleuniger mit und ohne AUSGLEICHSFILTER gleich 1,0 gesetzt werden (siehe Chofoor [14],[15] und B.2). Auch bei anderen geeigneten IONISATIONSKAMMERN, die ein kleineres Messvolumen, z. B. $0,125\text{ cm}^3$, besitzen, zeigen Monte-Carlo-Untersuchungen, dass k_{NR} sehr nahe bei eins liegt ([109], B.2). Dies gilt für Beschleuniger mit und ohne AUSGLEICHSFILTER (siehe Tabelle B.1).

5.2.6.4 Ermittlung des Korrektionsfaktors k_V

Für IONISATIONSKAMMERN, die bei der Anschlussmessung im KLEINEN KALIBRIERFELD als Bezugsnormale eingesetzt werden, wird der KORREKTIONSFAKTOR k_V nach C.3 ermittelt. Tabelle 3 enthält Beispiele von k_V -Werten im KLEINEN KALIBRIERFELD für eine Reihe von IONISATIONSKAMMERN nach DIN EN 60731. Die Werte von k_V sind nach Gleichung (C.10) berechnet.

Tabelle 3 — Beispiele für Korrektionsfaktoren k_V von Ionisationskammern im kleinen Kalibrierfeld

Detektortyp	Kammerachse, auf die sich k_V bezieht	k_V 6 MV	k_V 15 MV
PTW 31015 PinPoint	Lateral	1,000	1,000
	Longitudinal	1,000	1,001
PTW 31010 SemiFlex	Lateral	1,000	1,001
	Longitudinal	1,001	1,001
PTW 31013 SemiFlex	Lateral	1,001	1,001
	Longitudinal	1,003	1,007
IBA CC01	Lateral	1,000	1,000
	Longitudinal	1,000	1,000
IBA CC04	Lateral	1,000	1,000
	Longitudinal	1,000	1,000
IBA CC08	Lateral	1,000	1,001
	Longitudinal	1,000	1,001
IBA CC13	Lateral	1,001	1,001
	Longitudinal	1,001	1,001

5.3 Messung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit räumlich hochauflösenden Detektoren (Anschlussmessung)

5.3.1 Für die Dosismessung in kleinen Feldern geeignete hochauflösende Detektoren

Für Dosismessungen in kleinen Photonenstrahlungsfeldern geeignete hochauflösende Detektoren werden im KLEINEN KALIBRIERFELD durch den Anschluss an Bezugsnormale kalibriert. Als hochauflösende Detektoren kommen kleine luftgefüllte IONISATIONSKAMMERN mit Durchmessern von höchstens 4 mm nach den Tabellen 1 und 3 sowie flüssigkeitsgefüllte IONISATIONSKAMMERN, Silizium-Dioden, Diamant-Detektoren (siehe Tabelle 4) und Szintillationssonden [84] in Betracht. Dabei ist die geometrische Größe des Detektors von herausragender Bedeutung für die Messgenauigkeit. Bei der Dosismessung im Feldzentrum führt die Wahl eines zu großen Detektors aufgrund seiner ANSPRECHFUNKTION zu einer verringerten ANZEIGE und zu einer Verfälschung der gemessenen TIEFENDOSISKURVE sowie, bei der Messung von Profilen, zu einer Verbreiterung der Halbschattenbereiche (siehe Anhang C).

Tabelle 4 — Typische Detektordimensionen und Positionierung flüssigkeitsgefüllter Ionisationskammern, Silizium-Dioden und Diamant-Detektoren sowie deren Messpunktverschiebung Δz ; Zentralstrahl parallel zur Detektorachse

Detektortyp T	Volumen des Detektors [mm ³]	Durchmesser der Detektorfläche [mm]	Höhe des Detektors [mm]	Wasser-äquivalente Dicke des Eintrittsfensters vor dem effektiven Messpunkt [mm]	Bezugspunktverschiebung ^a Δz [mm]
PTW 31018 Flüssigkeits-Ionisationskammer ^b	1,7	2,5	0,35	1,1	0
PTW 60008 Si-Diode ^b (abgeschirmt)	0,3	1,12	0,25	2,2	-0,2
PTW 60016 Si-Diode ^b (abgeschirmt)	0,03	1,12	0,03	2,2	0 vor SN 400: -0,2
PTW 60012 Si-Diode ^b (unabgeschirmt)	0,3	1,12	0,25	0,7	0
PTW 60017 Si-Diode ^b (unabgeschirmt)	0,03	1,12	0,03	1,3	0
PTW 60018 Si-Diode ^b (unabgeschirmt)	0,3	1,12	0,25	1,3	0
PTW 60003 Diamant-Detektor ^b	1 – 6	< 4,4	0,1...0,4	1,1	-0,1
Scdx-Wellhöfer IBA Si-Diode PFD 4G Photon (abgeschirmt)	0,09	2	0,03		-0,9 ^c
Scdx-Wellhöfer IBA Si-Diode EFD 3G Photon (unabgeschirmt)	0,09	2	0,03		-0,9 ^c
Scdx-Wellhöfer IBA Mini Si-Diode SFD stereotactic	0,011	0,6	0,04		-0,9 ^c
^a Negatives Vorzeichen siehe 5.2.4. ^b Einige der PTW-Detektoren besitzen einen Ring zur leichteren Positionierung. Die Lage dieses Rings gibt je nach Detektortyp die geometrische Tiefe des empfindlichen Messvolumens oder die wasseräquivalente Tiefe des effektiven Messpunkts an. Details sind den Unterlagen zum Detektor zu entnehmen. ^c Bezug: Stirnfläche des Detektors; maximale Messpunktverschiebung. Verschiebung wird vom Hersteller individuell nach der Produktion bestimmt.					

Die Wahl des Detektors bei Messungen in kleinen Feldern richtet sich nach

- der STRAHLUNGSQUALITÄT,
- dem Einfluss der FELDGRÖSSE auf das ANSPRECHVERMÖGEN von Detektoren und
- der ANSPRECHFUNKTION der Detektoren.

Für Dosismessungen in kleinen Photonenfeldern wird die Verwendung von Silizium-Dioden empfohlen. Silizium-Dioden haben kleine geometrische Abmessungen und verursachen daher nur eine minimale Störung durch ihre ANSPRECHFUNKTION (siehe Anhang E). Es ist zu beachten, dass Dioden je nach Konstruktion unterschiedliche ENERGIEABHÄNGIGKEITEN DES ANSPRECHVERMÖGENS besitzen können (siehe auch 5.3.3, 5.4.2 und Anhang E).

Diamantdetektoren weisen ebenfalls sehr kleine Dimensionen auf und besitzen ein weniger energie-unabhängiges ANSPRECHVERMÖGEN. Diamantdetektoren können jedoch eine Dosisleistungsabhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS aufweisen.

Kleine luftgefüllte IONISATIONSKAMMERN ($< 0,1 \text{ cm}^3$) haben den Vorteil, dass die erforderlichen KORREKTIONEN bezüglich Energie- und Dosisleistungsabhängigkeit klein und nach Standardverfahren zu ermitteln sind. Nachteilig sind Polaritäts- und Kabelbestrahlungseffekte sowie nicht vernachlässigbare Volumeneffekte (siehe B.1), die unterhalb einer FELDABMESSUNG von etwa 2 cm auftreten.

Flüssigkeitsgefüllte IONISATIONSKAMMERN haben ein kleineres Messvolumen als luftgefüllte Kammern und verursachen daher kleinere Volumeneffekte. Potentielle Probleme sind ihre Energie- und Dosisleistungsabhängigkeit.

Typische Detektordimensionen und Messpunktverschiebungen Δz flüssigkeitsgefüllter IONISATIONSKAMMERN, Silizium-Dioden und Diamant-Detektoren sind in Tabelle 4 enthalten.

ANMERKUNG Detaillierte Daten über räumlich hochauflösende Detektoren siehe [1], [16], [17], [38], [39], [40], [47], [50], [54], [58], [66], [70], [84], [85], [91], [92], [93], [96], [98], [106].

5.3.2 Positionierungsvorschrift für räumlich hochauflösende Detektoren

Die Positionierung von IONISATIONSKAMMERN ist nach DIN 6800-2 [23] vorzunehmen. Bei anderen räumlich hochauflösenden Detektoren wird der BEZUGSPUNKT vom Hersteller angegeben. In der Regel ist dies ein Punkt auf der Symmetrieachse des Detektors, entweder an der Stirnfläche oder in einem bestimmten Abstand davon. In der Tabelle 4 sind die wasseräquivalenten Dicken der Eintrittsfenster und die Messpunktverschiebungen Δz für repräsentative Detektoren angegeben. Die Vorzugsrichtung für den Strahlungseinfall ist den technischen Unterlagen der Detektoren zu entnehmen.

ANMERKUNG Nach Djouguela [38], Griessbach [54], IAEA TRS-398 [61], Johansson [65], Legrand [71], [72], Looe [75] und McKerracher [83].

5.3.3 Bedingungen für die Kalibrierung (Anschlussmessung) von räumlich hochauflösenden Detektoren im kleinen Kalibrierfeld

Die Kalibrierbedingungen für die KALIBRIERUNG (Anschlussmessung) von räumlich hochauflösenden Detektoren im KLEINEN KALIBRIERFELD sind in Tabelle 5 dargestellt.

Tabelle 5 — Zusammenstellung der Einflussgrößen und der Kalibrierbedingungen für Anschlussmessungen in kleinen Feldern

EINFLUSSGRÖSSE	Kalibrierbedingung
STRAHLUNGSQUALITÄT	Hochenergetische Photonenstrahlung mit QUALITÄTSINDEX ^a
Strahlungseinfallsrichtung	Festgelegte Vorzugsrichtung
Phantommaterial	Wasser
Phantomabmessungen	Quasi-unendlicher Halbraum ^b
Messtiefe	10 cm
Temperatur	Im Nenngebrauchsbereich beider Detektoren
Druck	Im Nenngebrauchsbereich beider Detektoren
Feuchte	Im Nenngebrauchsbereich beider Detektoren
Dosis pro Puls	Im Nenngebrauchsbereich beider Detektoren
Schutzhülse zur Abdichtung der IONISATIONSKAMMER	Wie bei der KALIBRIERUNG der Kammer
Positionierung der IONISATIONSKAMMER	Entsprechend der Positionierungsvorschrift nach Gleichung (1)
Positionierung des zu kalibrierenden Detektors	Entsprechend der Positionierungsvorschrift nach Gleichung (1)
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND	100 cm
FELDGRÖSSE in der Messtiefe	4 cm × 4 cm Falls die angegebenen Werte nicht einstellbar sind, können unter Berücksichtigung der Feldhomogenität FELDGRÖSSEN ^c zwischen 3,5 cm und 5 cm gewählt werden
Feldhomogenität	Dosisabweichung < ± 0,5 % für Achsenabstände bis zu 0,5 cm
Kalibrierdosis	Monitorkammer des Beschleunigers
^a Dosimetrische FELDGRÖSSE, festgelegt durch Halbwertbreite im PHANTOM in der Messtiefe; der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q ist nach 5.2.6.2 zu ermitteln. ^b D. h. so groß, dass eine weitere Vergrößerung keine Änderung des Messwertes zur Folge hat. ^c Dosimetrische FELDGRÖSSE	

5.3.4 Durchführung der Kalibrierung (Anschlussmessung) im kleinen Kalibrierfeld

Die KALIBRIERUNG eines hochauflösenden Detektors im KLEINEN KALIBRIERFELD (Fokusabstand 100 cm, FELDGRÖSSE 4 cm × 4 cm, Tiefe 10 cm) bedeutet eine Anschlussmessung an die als Bezugsnorm dienende IONISATIONSKAMMER (siehe Tabelle 5). Diese ist bei Beschleunigern mit und ohne AUSGLEICHSFILTER in gleicher Weise auszuführen.

Zunächst wird mit der kalibrierten IONISATIONSKAMMER die WASSER-ENERGIEDOSIS D_{KK} unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES (siehe Tabelle 5) nach Gleichung (3) gemessen. Die zugehörigen KORREKTIONSFAKTOREN für IONISATIONSKAMMERN nach DIN 6800-2 [23], einschließlich k_Q , k_{NR} und der KORREKTION k_V für die LATERALE ANSPRECHFUNKTION nach Tabelle 3, sowie die Positionierungsvorschrift nach Tabelle 1 sind anzuwenden.

Der KALIBRIERFAKTOR N_{KK} eines zu kalibrierenden Detektors, z. B. einer Silizium-Diode, für die Verwendung bei KLEINEN FELDGRÖSSEN ergibt sich als Quotient aus der mit der Referenz-Ionisationskammer (Bezugsnorm) unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES (KK) gemessenen WASSER-ENERGIEDOSIS D_{KK} und der ANZEIGE M_T des zu kalibrierenden Detektors und dem Produkt der bei diesem Detektor anzuwendenden KORREKTIONSFAKTOREN k_i .

$$N_{KK} = \frac{D_{KK}}{(M - M_0)_T \cdot \prod_i k_i} \quad (7)$$

Dabei ist

N_{KK} KALIBRIERFAKTOR des zu kalibrierenden Detektors im KLEINEN KALIBRIERFELD;

D_{KK} WASSER-ENERGIEDOSIS, mit Bezugsnormal gemessen unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES (KK);

$(M - M_0)_T$ ANZEIGE des zu kalibrierenden Detektors Typ T;

$\prod_i k_i$ Produkt der KORREKTIONSFAKTOREN k_i bei kleinen luftgefüllten IONISATIONSKAMMERN als zu kalibrierendem Detektor T.

Werden kleine luftgefüllte IONISATIONSKAMMERN (siehe Tabelle 1) kalibriert, müssen in Gleichung (7) die KORREKTIONSFAKTOREN k_i für die Luftdichte, den Polaritätseffekt und die unvollständige Sättigung berücksichtigt werden. Diese KORREKTIONEN können vernachlässigt werden, wenn sich die Bedingungen bei der Messung nur unwesentlich von den Bedingungen bei der KALIBRIERUNG unterscheiden.

Als Bezugsnormal dient z. B. eine unter den Bedingungen von DIN 6800-2 [23] zur Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS kalibrierte, geeignete IONISATIONSKAMMER nach DIN EN 60731 (siehe Tabelle 1) unter Verwendung der bei Kalibrierbedingungen gültigen KORREKTIONSFAKTOREN. Die Kalibrierbedingungen sind in Tabelle 5 angegeben. Die Positionierungsvorschrift, siehe 5.2.4 und 5.3.2, ist spezifisch auf beide Detektoren anzuwenden.

Mit den zu kalibrierenden Detektoren, die für Messungen in kleinen Feldern geeignet sind (Tabelle 4) werden unter Beachtung der Messpunktverschiebungen Δz dieser Detektoren (Tabellen 1 und 4) bei jeder der zur Verfügung stehenden Photonenstrahlungsqualitäten unter Einhaltung der Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES Anschlussmessungen im Wasserphantom durchgeführt.

Für Dosismessungen in kleinen Photonenfeldern darf somit ein im KLEINEN KALIBRIERFELD an ein Bezugsnormal angeschlossener Detektor, vorzugsweise eine Silizium-Diode, verwendet werden. Wird er unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES eingesetzt, so gilt Gleichung (7) ohne weitere KORREKTIONEN.

5.3.5 Rekalibrierung räumlich hochauflösender Detektoren im kleinen Kalibrierfeld

Da das ANSPRECHVERMÖGEN bei einigen kleinvolumigen Detektoren keine Langzeitstabilität aufweist, wird empfohlen, vor der Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS in kleinen Feldern mit dem verwendeten hochauflösenden Detektor eine Anschlussmessung durchzuführen.

5.4 Messung der Wasser-Energiedosis mit kalibrierten, räumlich hochauflösenden Detektoren in kleinen Feldern unter Nicht-Kalibrierbedingungen

5.4.1 Gleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis

Bei der Ermittlung der WASSER-ENERGIEDOSIS wird der Messwert $(M - M_0)_T$ des Detektors T und das Produkt der KORREKTIONSFAKTOREN $\prod_i k_i$ neben dem im KLEINEN KALIBRIERFELD erhaltenen KALIBRIERFAKTOR N_{KK} des Detektors T zusätzlich mit den KORREKTIONSFAKTOREN k_{NKK} zur Berücksichtigung der Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS bei Verwendung hochauflösender Detektoren, z. B. bei FELDGRÖSSEN unterhalb $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$, und k_V (siehe 5.4.2.1 und 5.4.2.2) multipliziert:

$$D_{NKK} = (M - M_0)_T \cdot \prod_i k_i \cdot N_{KK} \cdot k_{NKK} \cdot k_V \quad (8)$$