

DIN 6809-8

ICS 17.240

Ersatz für
DIN 6809-8:2019-02**Klinische Dosimetrie –
Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder**Clinical dosimetry –
Part 8: Dosimetry of small photon fieldsDosimétrie clinique –
Partie 8: Dosimétrie des petits champs photoniques

Gesamtumfang 92 Seiten

DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR)

Inhalt

	Seite
Vorwort	6
Einleitung	8
1 Anwendungsbereich	9
2 Normative Verweisungen	9
3 Begriffe	9
4 Symbole und Abkürzungen	15
5 Messverfahren	16
6 Messung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit Ionisationskammern als Bezugsnormale	18
6.1 Allgemeines	18
6.2 Das kleine Kalibrierfeld zur Durchführung einer Anschlussmessung	18
6.2.1 Allgemeines	18
6.2.2 Im kleinen Kalibrierfeld als Bezugsnormale geeignete Ionisationskammern	18
6.2.3 Positionierung von Ionisationskammern	19
6.3 Ermittlung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit Ionisationskammern	20
6.3.1 Allgemeines	20
6.3.2 Ermittlung des Strahlungsqualitätsindex Q der einfallenden Photonenstrahlung für die Dosimetrie im kleinen Kalibrierfeld	21
6.3.3 Ermittlung des Korrektionsfaktors $k_{Q,M}$	23
6.3.4 Ermittlung des Korrektionsfaktors $k_{NR,Q}$	23
6.4 Anschlussmessung hochauflösender Detektoren im kleinen Kalibrierfeld	24
6.4.1 Für die Dosismessung in kleinen Strahlungsfeldern geeignete räumlich hochauflösende Detektoren	24
6.4.2 Positionierung räumlich hochauflösender Detektoren bei der Messung im kleinen Kalibrierfeld	26
6.4.3 Bedingungen für die Kalibrierung (Anschlussmessung) von räumlich hochauflösenden Detektoren im kleinen Kalibrierfeld	26
6.4.4 Durchführung der Kalibrierung im kleinen Kalibrierfeld zur Ermittlung des Kalibrierfaktors N_{KK}	27
6.4.5 Rekalibrierung räumlich hochauflösender Detektoren im kleinen Kalibrierfeld	29
7 Messung der Wasser-Energiedosis mit räumlich hochauflösenden Detektoren in kleinen Strahlungsfeldern unter Nicht-Kalibrierbedingungen	29
7.1 Allgemeines	29
7.2 Gleichung zur Ermittlung der Wasser-Energiedosis im kleinen Strahlungsfeld mit räumlich hochauflösenden Detektoren	29
7.3 Werte des Korrektionsfaktors k_{NKK}	30
7.3.1 Allgemeines	30
7.3.2 Durch Monte-Carlo-Simulation und experimentell ermittelte feldgrößenabhängige Korrektionsfaktoren k_{NKK} bei der Messung der Wasser-Energiedosis auf der Zentralstrahlachse	30
7.3.3 Durch Messung ermittelte feldgrößenabhängige Korrektionsfaktoren k_{NKK} zur Anwendung bei Messungen der Wasser-Energiedosis auf der Zentralstrahlachse im Vergleich zu Monte-Carlo-Werten von k_{NKK}	34
7.3.4 Korrektionsfaktor k_{NKK} ohne Beschränkung des Messorts auf die Zentralstrahlachse, allgemeine Darstellung als Produkt aus Störungsfaktoren	39
8 Ermittlung der Wasser-Energiedosis auf der Achse des Nutzstrahlenbündels zur Bestimmung der Streubeiträge	40
8.1 Allgemeines	40
8.2 Die Komponenten der Streubeiträge: Totaler Streufaktor, Strahlerkopf-Streufaktor und Phantom-Streufaktor	40
8.3 Messung des totalen Streufaktors in Wasser S_{cp}	41

8.4	Messung des Strahlerkopf-Streufaktors in Luft S_C	42
8.5	Messung der Zentralstrahldosis aus dem Dosisflächenprodukt	44
8.6	Messung von Dosisprofilen	45
8.7	TPR-Messungen und Tiefendosismessungen	45
9	Messunsicherheit und Messabweichungen	45
9.1	Allgemeines	45
9.2	Messunsicherheit der im kleinen Kalibrierfeld gemessenen Wasser-Energiedosis	46
9.3	Messunsicherheit des Kalibrierfaktors eines räumlich hochauflösenden Detektors im kleinen Kalibrierfeld	47
9.4	Messunsicherheit der unter Nicht-Kalibrierbedingungen gemessenen Wasser-Energiedosis	47
Anhang A (informativ) Physikalische Eigenschaften kleiner Photonenfelder		48
A.1	Allgemeines	48
A.2	Einfluss der Feldgröße auf die Form der Tiefendosiskurve	48
A.3	Feldgrößenabhängiger Dosisanteil der niederenergetischen Streustrahlung	49
A.4	Feldgrößenabhängigkeit der mittleren Photonenenergie am Messort im Phantom	51
A.5	Lateraler Sekundärelektronentransport	52
A.6	Einfluss des lateralen Sekundärelektronentransports auf das Dosis-Querprofil	53
Anhang B (normativ) Festlegung des kleinen Kalibrierfelds und Messung mit Ionisationskammern als Bezugsnormen		56
B.1	Allgemeines	56
B.2	Bedeutung des kleinen Kalibrierfeldes und der Korrektionsfaktoren im Rahmen der Dosimetrie kleiner Photonen-Strahlungsfelder	56
B.3	Auswahl der Feldgröße des kleinen Kalibrierfeldes	57
Anhang C (informativ) Dosismessungen in kleinen Feldern mit hochauflösenden Detektoren, der Korrektionsfaktor k_{NKK} unter beliebigen Messbedingungen		60
C.1	Allgemeines	60
C.2	Der Volumeneffekt und der Störungsfaktor p_V	60
C.3	Der Störungsfaktor p_V bei hochauflösenden Ionisationskammern	63
C.4	Rechnerische Korrektion eines gemessenen Dosisprofils	67
C.5	Der Störungsfaktor p_{sp} zur Berücksichtigung des energieabhängigen Ansprechvermögens räumlich hochauflösender Detektoren in kleinen Strahlungsfeldern	68
Anhang D (informativ) Parametrisierung von Streufaktoren und relativen Dosisverteilungen		71
D.1	Allgemeines	71
D.2	Totale Streufaktoren S_{CP} bei kleinen Feldern	71
D.3	Phantom-Streufaktoren S_P bei kleinen Feldern	72
D.4	Relative Tiefendosis und Gewebe-Phantom-Verhältnis (TPR)	75
Anhang E (informativ) Beispiele für Messunsicherheitsbudgets		76
E.1	Allgemeines	76
E.2	Messunsicherheitsbudget für die Messung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit einer kalibrierten Ionisationskammer nach DIN 6800-2	76
E.3	Messunsicherheitsbudget für die Kalibrierung einer Silizium-Diode im kleinen Kalibrierfeld	77
E.4	Messunsicherheitsbudget für die Messung der Wasser-Energiedosis unter Nicht-Kalibrierbedingungen	78
Literaturhinweise		79
Stichwortverzeichnis		89

Bilder

Bild 1 — Schema des Verfahrens zur Dosimetrie kleiner Strahlungsfelder im Wasserphantom	17
Bild 2 — Werte des Korrektionsfaktors k_{NKK} auf der Zentralstrahlachse als Funktion der Feldabmessung (siehe auch Tabelle 6)	31
Bild 3 — Beispiel des durch Messung ermittelten feldgrößenabhängigen Korrektionsfaktors k_{NKK} auf der Zentralstrahlachse für FELDABMESSUNGEN $a = 0,5$ cm bis	

$a = 4$ cm im Vergleich zu Monte-Carlo berechneten Werten — Diode PTW 60017 (in paralleler Orientierung)	35
Bild 4 — Beispiel des durch Messung ermittelten feldgrößenabhängigen Korrektionsfaktors k_{NKK} auf der Zentralstrahlachse für FELDABMESSUNGEN $a = 0,5$ cm bis $a = 4$ cm im Vergleich zu Monte-Carlo berechneten Werten — Diamant PTW 60019 (in paralleler Orientierung)	36
Bild 5 — Beispiel des durch Messung ermittelten feldgrößenabhängigen Korrektionsfaktors k_{NKK} auf der Zentralstrahlachse für FELDABMESSUNGEN $a = 0,5$ cm bis $a = 4$ cm im Vergleich zu Monte-Carlo berechneten Werten — Ionisationskammer PTW 31014 [in paralleler (II) und senkrechter (T) Orientierung]	37
Bild 6 — Beispiel des durch Messung ermittelten feldgrößenabhängigen Korrektionsfaktors k_{NKK} auf der Zentralstrahlachse für FELDABMESSUNGEN $a = 0,5$ cm bis $a = 4$ cm im Vergleich zu Monte-Carlo berechneten Werten — Szintillator Exradin W1 [in paralleler (II) und senkrechter (T) Orientierung]	38
Bild 7 — Werte des Quotienten $[M_{\text{Ala}}(a)/M_{\text{Ala}}(a_{\text{KK}})]/[M_{\text{Det}}(a)/M_{\text{Det}}(a_{\text{KK}})]$	39
Bild 8 — Messung des Dosisflächenproduktes mit einer großflächigen Parallelplatten-Ionisationskammer	44
Bild A.1 — Relative Tiefendosiskurve einer 15-MV-Photonenstrahlung im Wasserphantom bei verschiedenen FELDABMESSUNGEN a quadratischer Felder	49
Bild A.2 — Feldgrößenabhängigkeit des relativen Dosisanteils von Photonen mit Energien < 200 keV auf der Strahlachse in verschiedenen Tiefen bei 6-MV-Photonenstrahlung	50
Bild A.3 — Mittlere Photonenenergie $\bar{E}_F$ in Wasser für Beschleuniger mit Ausgleichsfilter (WFF) bei einer nominellen Beschleunigungsspannung von 6 MV (oben) bzw. 15 MV (unten) für verschiedene Tiefen und Achsenabstände (siehe Chofor [30])	51
Bild A.4 — Mittlere Photonenenergie $\bar{E}_F$ in Wasser für Beschleuniger ohne Ausgleichsfilter im Achsenabstand $r = 0$ cm in Abhängigkeit von der Tiefe unter verschiedenen Bedingungen	52
Bild A.5 — Nach Gleichung (A.7) berechnete relative Dosisquerverteilungen	55
Bild B.1 — 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 $a = 4$ cm	58
Bild C.1 — Dosisprofil, erzeugt durch einen 5 mm breiten Schlitzstrahl von 6-MV-Photonen in 5 cm Wassertiefe, gemessen mit hochauflösenden Detektoren nach Kalibrierung im kleinen Kalibrierfeld	61
Bild C.2 — Experimentell ermittelte rotationssymmetrische laterale Dosis-Ansprechfunktionen $K(r)$ von vier hochauflösenden Detektoren bei 6 MV in 5 cm Wassertiefe [119]	63
Bild C.3 — Beispiele für die Werte von p_V in Längs- und Querrichtung, abzüglich des Summanden 1, zur Berücksichtigung des Volumeneffektes für vier Ionisationskammern als Funktion der Feldabmessung a quadratischer Felder bei nominellen Beschleunigungsspannungen 6 MV und 15 MV	66
Bild D.1 — Korrigierte Messwerte des totalen Streufaktors S_{cp} in Wasser für 6-MV-Photonenstrahlung in Abhängigkeit von der Feldabmessung s eines (streu-)äquivalenten Quadratfeldes und Anpassungskurve nach Gleichung (D.1)	72
Bild D.2 — Messwerte und Monte-Carlo-simulierte Werte des Phantom-Streufaktors $S_{\text{p}}(a)$ für Photonenstrahlung mit der nominellen Beschleunigungsspannung 6 MV und Anpassungsfunktion nach Gleichung (D.2)	73

Tabellen

Tabelle 1 — Abmessungen von zylindrischen Ionisationskammern, die als Bezugsnormale geeignet sind sowie ihre Standardabweichungen σ der lateralen Dosis-Ansprechfunktion und Bezugspunktverschiebungen Δz	19
Tabelle 2 — Parameter zur Bestimmung des Strahlungsqualitätsindex Q , gültig für $0,62 < Q < 0,8$	22
Tabelle 3 — Abmessungen von kleinen luftgefüllten zylindrischen Ionisationskammern sowie ihre Standardabweichungen σ der lateralen Dosis-Ansprechfunktion und Bezugspunktverschiebungen Δz	24

Tabelle 4 — Detektorabmessungen und Positionierung flüssigkeitsgefüllter Ionisationskammern, Silizium-Dioden und Diamant-Detektoren sowie deren Bezugspunktverschiebung Δz	24
Tabelle 5 — Einflussgrößen und Kalibrierbedingungen für Anschlussmessungen im kleinen Kalibrierfeld	26
Tabelle 6 — Korrektionsfaktor k_{NKK} auf der Zentralstrahlachse bei verschiedenen Feldgrößen für einige Detektortypen bei 6 MV-Photonenstrahlung im Fokus-Oberflächenabstand 90 cm in 10 cm Tiefe im Wasserphantom, normiert auf ein Feld 4 cm × 4 cm	32
Tabelle 7 — Korrektionsfaktor k_{NKK} auf der Zentralstrahlachse bei verschiedenen Feldgrößen für einige Detektortypen bei 10 MV-Photonenstrahlung im Fokus-Oberflächenabstand 90 cm in 10 cm Tiefe im Wasserphantom, normiert auf ein 4 cm × 4 cm Feld	33
Tabelle 8 — Korrektionsfaktor k_{NKK} auf der Zentralstrahlachse für verschiedene Detektortypen bei 6 MV-Photonenstrahlung ohne Ausgleichsfilter (CyberKnife^a) bei einem Fokus-Oberflächenabstand 78,5 cm in 1,5 cm Tiefe im Wasserphantom für kreisförmige Felder, normiert auf ein Feld mit 6 cm Durchmesser	33
Tabelle C.1 — Beispiele für die bei Auswertungen von Gleichung (C.7) verwendeten Zahlenwerte der Anpassungskoeffizienten α_2, α_4 und α_6 für eine Diode PTW 60008 in 15 cm Tiefe. Die Anpassung erfolgte im Bereich $-6,5 \text{ mm} \leq x \leq +6,5 \text{ mm}$	64
Tabelle C.2 — Beispiele für die bei Auswertungen der Gleichung (C.8) verwendeten Zahlenwerte der Anpassungskoeffizienten β_2, β_4 und β_6 für eine PTW 31010 SemiFlex in 15 cm Tiefe. Die Anpassung erfolgte im Bereich $-6,5 \text{ mm} \leq x \leq +6,5 \text{ mm}$	65
Tabelle C.3 — Beispiele von Störungsfaktoren p_v von Ionisationskammern, berechnet für das Maximum des rotationssymmetrischen Dosisprofils eines roboter-geführten Beschleunigers bei 6 MV in 1,5 cm Wassertiefe bei verschiedenen Kollimator-Durchmessern [104]	67
Tabelle D.1 — Parameter für die analytische Darstellung des totalen Streufaktors S_{cp} in Wasser	71
Tabelle E.1 — Dosismessung im kleinen Kalibrierfeld	76
Tabelle E.2 — Kalibrierung einer Diode im kleinen Kalibrierfeld	77
Tabelle E.3 — Dosismessung mit einer Diode unter Nicht-Kalibrierbedingungen (NKK)	78

Vorwort

Diese Norm wurde vom Arbeitsausschuss NA 080-00-01 AA „Dosimetrie“ im DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR) in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft und in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik, der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin sowie der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie erarbeitet.

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

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Elemente dieses Dokuments Patentrechte berühren können. DIN ist nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren.

DIN 6809, *Klinische Dosimetrie*, besteht aus:

- *Teil 1: Strahlungsqualität von Photonen- und Elektronenstrahlung*
- *Teil 2: Brachytherapie mit umschlossenen gammastrahlenden radioaktiven Stoffen*
- *Teil 3: Röntgendiagnostik*
- *Teil 4: Röntgentherapie mit Röntgenröhrenspannungen zwischen 10 kV und 300 kV*
- *Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie*
- *Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der Teletherapie*
- *Teil 8: Dosimetrie kleiner Photonen-Bestrahlungsfelder*
- *Teil 9: Strahlungsqualität von Photonenstrahlung im Patienten oder Phantom*

Aktuelle Informationen zu diesem Dokument können über die Internetseiten von DIN (www.din.de) durch eine Suche nach der Dokumentennummer aufgerufen werden.

Änderungen

Gegenüber DIN 6809-8:2019-02 wurden folgende Korrekturen vorgenommen:

- a) einige Werte des Korrekturfaktors k_{NKK} in Tabelle 6 und Tabelle 8;
- b) Bild 2 mit den neuen Werten aus Tabelle 6 aktualisiert;
- c) Literaturhinweise in Tabelle 6, Tabelle 7 und Tabelle 8 und entsprechende Querverweise im Text angepasst;
- d) in 6.3.3 die Verweisung in der Legende für die Gleichung angepasst, von „siehe 6.3.3“ zu „siehe 6.3.2“;
- e) in 8.4, 8. Absatz die Verweisung von „Bild F.2“ zu „Bild D.2“ korrigiert;
- f) in 8.5, 3. Absatz die Verweisung von „Bild 2“ zu „Bild 8“ korrigiert;
- g) in C.3, 8. Absatz die Verweisung von „Bild 14“ zu „Bild C.3“ korrigiert;

- h) in D.3, 1. Absatz die Verweisung von „Gleichung (F.3)“ zu „Gleichung (D.3)“ korrigiert;
- i) in D.3, Anmerkung 1 und in der Legende zu Bild D.2 die Verweisung von „Storchi [143]“ zu „Storchi [138]“.

Frühere Ausgaben

DIN 6809-8: 2019-02

Einleitung

Die Festlegung 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“. Aufgrund der geringen FELDABMESSUNGEN wirkt sich die räumliche Ausdehnung des Detektors störend auf die Messung aus und wegen der besonderen spektralen Bedingungen bei „kleinen Strahlenfeldern“ ergeben sich Anforderungen an Dosismessungen für die TELETHERAPIE, die über die Festlegungen in DIN 6800-2 und DIN 6809-6 hinausgehen.

Der erste Schwerpunkt der Festlegungen dieser Norm betrifft die Einführung und Anwendung eines KLEINEN KALIBRIERFELDES mit der FELDGRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ (Abschnitt 6). Unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES werden Kalibrierungen der für die DOSIMETRIE in kleinen Photonenfeldern bestimmten räumlich hochauflösenden Detektoren, z. B. Silizium-Dioden, Diamant-Detektoren, Szintillationssonden und klein-volumigen IONISATIONSKAMMERN durchgeführt; kalibrierte IONISATIONSKAMMERN mit stabilem ANSPRECHVERMÖGEN dienen hierbei als Bezugsnormale. Der Sicherheit und Genauigkeit dieser Anschlussmessungen dienen die Regeln und KORREKTIONSAKTIVITÄTEN zur Verwendung kalibrierter IONISATIONSKAMMERN bei Messungen der WASSER-ENERGIEDOSIS, einschließlich der Kennzeichnung der STRAHLUNGSQUALITÄT durch den STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q , der Positionierungsregel und der für IONISATIONSKAMMERN geltenden KORREKTIONEN hinsichtlich der Störung der Anzeigewerte durch ihre räumlichen Abmessungen (VOLUMENEFFEKT) und durch die Energieabhängigkeit ihres ANSPRECHVERMÖGENS.

Der zweite Schwerpunkt der Festlegungen dieser Norm betrifft die mit räumlich hochauflösenden Detektoren nach ihrer Kalibrierung im KLEINEN KALIBRIERFELD durchgeführte klinische DOSIMETRIE bei kleinen Photonenfeldern einschließlich der für hochauflösende Detektoren geltenden Korrekturen für den VOLUMENEFFEKT und die ENERGIEABHÄNGIGKEIT DES ANSPRECHVERMÖGENS (Abschnitt 6). Zu diesem Schwerpunkt gehören auch Regeln für die Messung von Streufaktoren (en: output factors) und die dazu alternative Messung der Dosis auf der Feldachse je 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 MESSUNGSUNGENAUIGKEIT.

Außerdem umfasst diese Norm die Festlegung der Begriffe, Benennungen und Abkürzungen in den Abschnitten 3 und 4, die Beschreibung der zur Anwendung kommenden Verfahren (Abschnitte 5 bis 7), sowie informative Anhänge zur Erläuterung der in dieser Norm festgelegten Verfahren und zur Angabe von Zahlenwerten. Anhang A erläutert die physikalischen Besonderheiten kleiner Strahlenfelder. Anhang B gibt einen Überblick über die Grundlagen für die Wahl der FELDGRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ als FELDGRÖSSE des KLEINEN KALIBRIERFELDES sowie über die Dosismessungen und Kalibrierungen im KLEINEN KALIBRIERFELD mit einer IONISATIONSKAMMER als Bezugsnormal. Im Anhang C werden Methoden zur Ermittlung des Korrekturfaktors k_{NKK} für Messungen unter beliebigen, vom KLEINEN KALIBRIERFELD abweichenden Bedingungen beschrieben. Der Anhang D enthält Daten zur Parametrisierung von Streuverteilungen und relativen Dosisverteilungen, und im Anhang E wird ein Überblick über die Abschätzung der MESSUNGSUNGENAUIGKEITEN gegeben.

1 Anwendungsbereich

Diese Norm gilt für die klinische Dosimetrie von Photonenstrahlung bei kleinen Strahlungsfeldern, wie sie in der TELETHERAPIE zur Bestrahlung kleiner Volumina verwendet werden. Der Anwendungsbereich umfasst die Dosimetrie für kleine Strahlungsfelder bei FLUENZMODULIERTER STRAHLENTHERAPIE (IMRT), bei STEREOTAKTISCHER BESTRAHLUNG und bei ROTATIONSBESTRAHLUNGEN (FLUENZMODULIERTE STRAHLENTHERAPIE MIT BEWEGUNG DER GANTRY (VMAT) und Tomotherapie) mit der in ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN mit und ohne AUSGLEICHSFILTER erzeugten hochenergetischen PHOTONENSTRAHLUNG sowie die Dosimetrie bei GAMMABESTRAHLUNGSEINRICHTUNGEN mit multiplen Strahlungsquellen.

Die Festlegungen dieser Norm beschreiben die grundlegenden physikalischen Randbedingungen und die Verfahren der klinischen DOSIMETRIE kleiner regulär und irregulär geformter FELD für hochenergetische Photonenstrahlung von ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN mit Nennwerten der Erzeugungsspannung von 1 MV bis 25 MV (typisch 4 MV bis 15 MV) sowie für hochenergetische GAMMASTRAHLUNG mit Energien zwischen 1,0 MeV und 1,5 MeV.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente werden im Text in solcher Weise in Bezug genommen, dass einige Teile davon oder ihr gesamter Inhalt Anforderungen des vorliegenden Dokuments darstellen. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

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

DIN 6809-6:2004-02, *Klinische Dosimetrie — Teil 6: Anwendung hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung in der perkutanen Strahlentherapie*

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

ISO/IEC Guide 98-3, *Uncertainty of measurement — Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995)*

3 Begriffe

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

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

- DIN-TERMinologieportal: unter <https://www.din.de/go/din-term>
- DKE-IEV: unter <http://www.dke.de/DKE-IEV>

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Das ANSPRECHVERMÖGEN unter Einwirkung einer EINFLUSSGRÖSSE, bezogen auf das ANSPRECHVERMÖGEN beim BEZUGSWERT dieser EINFLUSSGRÖSSE, dient zur Beschreibung der Auswirkung dieser EINFLUSSGRÖSSE, wenn alle anderen EINFLUSSGRÖSSEN unverändert bleiben. Beispiele für EINFLUSSGRÖSSEN sind die Energie-

und Richtungsverteilung der Strahlung oder die Temperatur am MESSORT. Die Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS bei Änderung des MESSWERTES wird als Linearitätsabweichung bezeichnet.

[QUELLE: DIN 6800-1:2016-08 [39], 3.1, modifiziert, Symbol D_w durch D ersetzt]

3.2

Bezugspunkt

<Sondenmethode> festgelegter Punkt einer DOSIMETERSONDE, durch dessen Koordinaten im Raum die Position der DOSIMETERSONDE beschrieben wird

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

[QUELLE: ISO/IEC Guide 99:2007 (VIM) [40], 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 6800-1:2016-08 [39], 3.10]

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 mittlere 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 Phantommaterial am MESSORT (z. B. das Verhältnis der MASSEN-STOSSBREMSVERMÖGEN von Wasser und Luft bei IONISATIONSKAMMERN).

[QUELLE: DIN 6800-1:2016-08 [39], 3.11]

3.5

Feldgröße

Beschreibung eines STRAHLENFELDES durch Angabe der Maße der STRAHLENFELD-FLÄCHE in einer charakteristischen FELDEBENE

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Maße der STRAHLENFELD-FLÄCHE werden auch als FELDABMESSUNGEN bezeichnet.

Anmerkung 2 zum Begriff: Die FELDEBENE kann z. B. diejenige im FOKUS-ISOZENTRUM-ABSTAND oder diejenige im Fokus-Satellitenblenden-Abstand sein.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08 [47], 3.8]

3.5.1

Feldabmessung

Abstand zwischen den Schnittpunkten einer FELDMITTELLINIE mit der Begrenzung der STRAHLENFELD-FLÄCHE

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei rechteckiger STRAHLENFELD-FLÄCHE werden als FELDABMESSUNGEN die Längen der FELDMITTELLINIEN a und b angegeben, bei quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE wird die Länge der FELDMITTELLINIE a und bei kreisförmiger STRAHLENFELD-FLÄCHE der Durchmesser d angegeben. Zur Beschreibung der ÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE wird die Länge der FELDMITTELLINIE s der äquivalenten quadratischen STRAHLENFELD-FLÄCHE angegeben.

Anmerkung 2 zum Begriff: In dieser Norm wird v_i als der vollständige FELDGRÖSSENPARAMETERSATZ bezeichnet, der die Blendenstellung zur Einstellung der STRAHLENFELD-FLÄCHE am MESSORT beschreibt.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08, [47] 3.8.1, modifiziert, Anmerkung 2 ergänzt]

3.5.2

dosimetrische Feldgröße

FELDGRÖSSE, bei der die STRAHLENFELD-FLÄCHE durch die 50 %-ISODOSENKURVE in der betrachteten FELDEBENE eingegrenzt ist, wobei die DOSISQUERVERTEILUNG auf die DOSIS auf der STRAHLENFELDACHSE in der gleichen FELDEBENE normiert ist

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHSFILTER bei NENNFELDGRÖSSEN oberhalb $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ werden die Maße der Schnittfläche des STRAHLENFELDES mit der FELDEBENE aus der Lage der Wendepunkte der DOSISQUERVERTEILUNG in dieser Ebene ermittelt.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08 [47], 3.8.3]

3.5.3

Nennfeldgröße

am Bestrahlungsgerät angezeigter Wert der FELDGRÖSSE im NORMALEN BESTRAHLUNGABSTAND

Anmerkung 1 zum Begriff: In der Regel entspricht der NORMALE BESTRAHLUNGABSTAND dem Abstand vom FOKUS zum ISOZENTRUM.

Anmerkung 2 zum Begriff: In der Regel stimmt die NENNFELDGRÖSSE in guter Näherung mit der DOSIMETRISCHEN FELDGRÖSSE überein.

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08 [47], 3.8.4]

3.5.4

äquivalente Feldgröße

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Bei der Dosimetrie unter Referenzbedingungen ist die ÄQUIVALENTE FELDGRÖSSE des STRAHLENFELDES mit quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE und annähernd homogenem Dosisprofil von besonderer Bedeutung.

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

[QUELLE: DIN 6814-8:2016-08 [47], 3.8.5]

3.6

fluenzmodulierte Strahlentherapie

IMRT

Spezialform der KONFORMATIONS-BESTRAHLUNG, bei der STRAHLENFELDER mit individuell angepassten FLUENZ-MODULATIONEN 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 [49], 3.4]

3.7

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.

3.8

kleines Strahlenfeld

kleines Feld

STRAHENFELD, bei dem mindestens eine FELDABMESSUNG im normalen Bestrahlungsabstand ≤ 4 cm ist

3.9

kleines Kalibrierfeld

STRAHENFELD mit einer DOSIMETRISCHEN FELDGRÖSSE von $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ im NORMALEN BESTRAHLUNGSABSTAND, das zur Kalibrierung räumlich hochauflösender Detektoren für die Dosimetrie KLEINER FELDER verwendet wird

Anmerkung 1 zum Begriff: Die Anforderungen an das KLEINE KALIBRIERFELD und das Verfahren zur Kalibrierung räumlich hochauflösender Detektoren sind in 6.2 beschrieben.

3.10

laterale Dosis-Ansprechfunktion

Faltungskern, welcher das in dem ungestörten Medium in Abwesenheit des Detektors erzeugte ein- oder zweidimensionale DOSISPROFIL $D(x,y)$ in das mit dem Detektor ermittelte, durch den VOLUMENEFFEKT des Detektors beeinflusste Profil der Anzeigewerte $M(x,y)$ überführt

3.11

Phantom-Streufaktor

S_p

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

Anmerkung 1 zum Begriff: Der Phantom-Streufaktor S_p hängt bei gegebener Messtiefe und FELDGRÖSSE in guter Näherung nur von der STRAHLUNGSQUALITÄT und dem Phantommaterial ab. Für die REFERENZTIEFE z_{ref} liegen tabellierte PHANTOM-STREUFAKTOREN S_p für verschiedene PHANTOM-STREUÄQUIVALENTE FELDGRÖSSEN und der STRAHLUNGSQUALITÄTEN in Wasser vor [138].

$$S_p(z_{ref}, v_i) = \frac{S_{cp}(z_{ref}, v_i)}{S_c(v_i)}$$

Dabei ist

S_p der PHANTOM-STREUFAKTOR;

z_{ref} die Referenztiefe;

v_i der vollständige Parametersatz, der die Blendenstellung zur Einstellung der Strahlenfeld-Fläche in der Messtiefe beschreibt;

S_{cp} der totale Streufaktor;

S_c der Strahlerkopf-Streufaktor

Anmerkung 2 zum Begriff: Der PHANTOM-STREUFAKTOR $S_p(z_{ref}, v_i)$ hängt bei gegebener Messtiefe und FELDGRÖSSE in guter Näherung nur von der STRAHLUNGSQUALITÄT und dem Phantommaterial ab. Für die REFERENZTIEFE z_{ref} liegen tabellierte PHANTOM-STREUFAKTOREN S_p für verschiedene FELDGRÖSSEN und STRAHLUNGSQUALITÄTEN in Wasser vor.

Anmerkung 3 zum Begriff: Bei dieser Definition wird kein SEKUNDÄRELEKTRONENGLEICHGEWICHT (SEG) vorausgesetzt.

Anmerkung 4 zum Begriff: siehe Li [96], Zhu [152].

[QUELLE: DIN 6809-6:2004-02, 3.14, modifiziert — Anmerkungen 3 und 4 ergänzt]

3.12

Referenzbedingungen für die Dosismessung

Referenzbedingungen

Bedingungen, unter denen alle EINFLUSSGRÖSSEN und Geräteparameter vereinbarte, anwendungsnahe Referenzwerte annehmen

Anmerkung 1 zum Begriff: Hiervon zu unterscheiden ist das „KLEINE KALIBRIERFELD“ im Sinne dieser Norm, das ausschließlich zur Kalibrierung (Anschlussmessung) von Detektoren zur Verwendung bei KLEINEN FELDERN dient.

3.13

Referenzfeld

STRAHLENFELD, das für die Messung des BEZUGSWERTES für die Streufaktoren verwendet wird

3.14

Strahlerkopf-Streufaktor

S_c

Quotient der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE eines DOSIMETERS $M(z_{ref}, v_i)$ mit beliebiger Blendenstellung und der UNKORRIGIERTEN ANZEIGE eines DOSIMETERS $M(z_{ref}, v_{ref})$ bei einem REFERENZFELD v_{ref} , unter Berücksichtigung der Nullanzeigen M_0 , beide gemessen auf der Feldachse im Referenz-FOKUS-DETEKTOR-ABSTAND F_{ref} in der Referenztiefe z_{ref} im MINI-PHANTOM frei in Luft

$$S_c(v_i) = \frac{M(z_{ref}, v_i) - M_0}{M(z_{ref}, v_{ref}) - M_0}$$

Dabei ist

v_i der vollständige Parametersatz, der die Blendenstellung in Bezug auf FELDGRÖSSE, Form und Orientierung beschreibt.

Anmerkung 1 zum Begriff: Die UNKORRIGIERTEN ANZEIGEN des DOSIMETERS $M(z_{ref}, v_i)$ und $M(z_{ref}, v_{ref})$ beziehen sich auf die gleichen MONITORWERTE $M_{Wvi} = M_{Wvref}$ und gleiche Luftdichte.

Anmerkung 2 zum Begriff: STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR ist ein Synonym für den Outputfaktor in Luft.

Anmerkung 3 zum Begriff: Der STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR S_c ist in sehr guter Näherung unabhängig von der Tiefe z und dem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F .

Anmerkung 4 zum Begriff: Die wichtigsten Komponenten der Strahlerkopfstreuung bei Beschleunigern sind die zum DOSISMONITORWERT beitragende Rückstreuung aus dem BLENDESYSTEM und die partielle Abschattung von Ausgleichskörper und Fokus durch die Einblendung des STRAHLENFELDES.

Anmerkung 5 zum Begriff: Siehe Zhu [152].

3.15

Strahlungsqualitätsindex

Q

Parameter, durch den die RELATIVE SPEKTRALE TEILCHENFLUSSDICHTe der einfallenden hochenergetischen PHOTONENSTRAHLUNG charakterisiert wird.

[QUELLE: DIN 6809-1:2016-08 [42], 3.44, modifiziert, „einfallenden“ hinzugefügt]

3.16

totaler Streufaktor

S_{cp}

Quotient der WASSER-ENERGIEDOSIS $D(z_{ref}, v_i)$ für eine beliebige Blendenstellung v_i und der WASSER-ENERGIEDOSIS $D(z_{ref}, v_{ref})$ in der REFERENZTIEFE z_{ref} bei einer REFERENZFELDGRÖSSE v_{ref} im HOMOGENEN, QUASI-UNENDLICHEN PHANTOM IM REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_{ref}

$$S_{cp}(z_{ref}, v_i) = \frac{D(i_{ref}, v_i)}{D(i_{ref}, v_{ref})}$$

Dabei ist

v_i der vollständige Parametersatz, der die Blendenstellung in Bezug auf FELDGRÖSSE, Form und Orientierung beschreibt.

Anmerkung 1 zum Begriff: Die gemessene WASSER-ENERGIEDOSIS $D(z_{ref}, v_i)$ und $D(z_{ref}, v_{ref})$ bezieht sich auf die jeweils zugehörigen MONITORWERTE M_{Wvi} und M_{Wvref} .

Anmerkung 2 zum Begriff: Die REFERENZBEDINGUNGEN für die Messung des TOTALEN STREUFAKTORS KLEINER FELDER können von den in DIN 6809-6 verwendeten REFERENZBEDINGUNGEN abweichen.

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

Anmerkung 4 zum Begriff: Der TOTALE STREUFAKTOR $S_{cp}(z_{ref}, v_i)$ kann in guter Näherung als unabhängig vom FOKUS-MESSORT-ABSTAND angesehen werden. Deshalb kann man sich auf einen festen FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND beschränken, der dann sinnvollerweise gleich dem REFERENZ-FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND F_{ref} gewählt wird.

Anmerkung 5 zum Begriff: Die Feldgrößenabhängigkeit des TOTALEN STREUFAKTORS S_{cp} ist zum einen durch die mit der FELDGRÖSSE zunehmende WASSER-ENERGIEDOSIS am Messort durch Phantomstreuung bedingt und zum anderen durch Streubeiträge aus dem STRAHLERKOPF, die sich sowohl auf die WASSER-ENERGIEDOSIS am Messort im PHANTOM als auch — im Fall von ELEKTRONENBESCHLEUNIGERN — am DOSISMONITORSYSTEM auswirken. Letzteres wird im Wesentlichen von der Einstellung der fokushen BETRIEBSBLENDE bestimmt. In guter Näherung lässt sich der TOTALE STREUFAKTOR S_{cp} als Produkt aus STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR $S_c(v_i)$ und PHANTOM-STREUFAKTOR $S_p(z_{ref}, v_i)$ darstellen:

$$S_{cp}(z_{ref}, v_i) = S_c(v_i) \cdot S_p(z_{ref}, v_i)$$

Anmerkung 6 zum Begriff: Näheres zum TOTALEN STREUFAKTOR siehe 8.3 und Anhang D.

Anmerkung 7 zum Begriff: Siehe Zhu [152].

3.17

Volumeneffekt

Einfluss der Abweichung der Form und Größe des Messvolumens eines Detektors vom Ideal des punktförmigen Detektors auf die dem Material im Messvolumen zugeführte, über das Messvolumen gemittelte ENERGIEDOSIS

Anmerkung 1 zum Begriff: Der VOLUMENEFFEKT beruht zum einen auf der Entstehung des Signals aus Beiträgen aller Volumenelemente des räumlich ausgedehnten Messvolumens, zum anderen auf der Störung des Strahlungsfeldes durch

die Anwesenheit des DETEKTORS im Umgebungsmedium. Auch die Umhüllung eines Detektors kann Einfluss auf das im Messvolumen wirksame Strahlungsfeld haben.

Anmerkung 2 zum Begriff: Der VOLUMENEFFEKT eines Detektors kann bei Profilmessungen eine Abweichung der ANZEIGEWERTE dieses DETEKTORS von dem wahren lateralen Dosisprofil verursachen.

Anmerkung 3 zum Begriff: Da der Einfluss der Ausdehnung des Detektors in Tiefenrichtung durch den GRADIENTENEFFEKT berücksichtigt wird, beschreibt der VOLUMENEFFEKT den Einfluss des Detektors in einer Ebene senkrecht zur Strahlachse.

4 Symbole und Abkürzungen

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die folgenden Symbole und Abkürzungen.

a	Länge der FELDMITTELLINIE bei quadratischer STRAHLENFELD-FLÄCHE
a, b	Längen der FELDMITTELLINIEN bei rechteckiger STRAHLENFELD-FLÄCHE
d	Durchmesser bei kreisförmiger STRAHLENFELD-FLÄCHE
s	Länge der FELDMITTELLINIE der (streu-) äquivalenten quadratischen STRAHLENFELD-FLÄCHE bei einer ÄQUIVALENTEN FELDGRÖSSE
D	WASSER-ENERGIEDOSIS
M	UNKORRIGIERTE ANZEIGE des DOSIMETERS bei Bestrahlung in einem Photonen- oder Elektronenstrahlungsfeld 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 dem über die Luftdichte vermittelten Einfluss der Temperatur
$k_{Q,M}$	KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung des Einflusses der STRAHLUNGSQUALITÄT der PHOTONENSTRAHLUNG unter Messbedingungen. $k_{Q,M}$ ist als Produkt $k_{Q,R} \cdot k_{NR,Q}$ darstellbar (Gleichung (6))
$k_{Q,R}$	KORREKTIONSFAKTOR für den Einfluss der Änderung der STRAHLUNGSQUALITÄT zwischen den BEZUGSBEDINGUNGEN für die Kalibrierung (z. B. mit ^{60}Co -Gammastrahlung) und den REFERENZBEDINGUNGEN für Dosismessungen bei hochenergetischer PHOTONENSTRAHLUNG
$k_{NR,Q}$	an $k_{Q,R}$ anzubringender Faktor, der die Änderung von $k_{Q,M}$ bei Messung unter Nicht-REFERENZBEDINGUNGEN beschreibt
k_{NKK}	KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung des ANSPRECHVERMÖGENS eines hochauflösenden Detektors, anzubringen bei Abweichung von den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES
Q	STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX
$TPR_{20,10}$	GEWEBE-PHANTOM-VERHÄLTNIS in 20 cm und 10 cm Wassertiefe
Δz	Bezugspunktverschiebung
N_{KK}	KALIBRIERFAKTOR eines räumlich hochauflösenden Detektors, ermittelt im KLEINEN KALIBRIERFELD (KK)

D_{KK}	WASSER-ENERGIEDOSIS, gemessen unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES (KK)
M_{Det}	UNKORRIGIERTE ANZEIGE des zu kalibrierenden Detektors
D_{NKK}	unter Nicht-Kalibrierbedingungen (Abweichungen von den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES) mit einem hochauflösenden Detektor gemessene WASSER-ENERGIEDOSIS
v_i	Parametersatz, der die Blendenstellung des FELDES beschreibt
v_R	Parametersatz, der die Blendenstellung des REFERENZFELDES beschreibt
S_{cp}	TOTALER STREUFAKTOR in Wasser (Outputfaktor in Wasser)
S_c	STRAHLERKOPF-STREUFAKTOR in Luft (Outputfaktor in Luft)
S_p	PHANTOM-STREUFAKTOR
M_E	MONITOREINHEIT
M_W	MONITORWERT
F	Fokus-Oberflächen-Abstand
F_R	Referenz-Fokus-Oberflächen-Abstand
z	Tiefe im PHANTOM
z_{ref}	REFERENZTIEFE im Phantom
FFF	Beschleuniger ohne Ausgleichsfilter (en: Flattening Filter Free)
WFF	Beschleuniger mit Ausgleichsfilter (en: With Flattening Filter)

5 Messverfahren

KLEINE STRAHLENFELDER haben im Gegensatz zu großen Bestrahlungsfeldern niedrige Streustrahlungsanteile der DOSIS an Aufpunkten nahe der STRAHLACHSE und damit geringe niederenergetische Anteile des Photonspektrums zur Folge. Zur Erfassung der DOSISPROFILE KLEINER FELDER werden Detektoren mit genügend kleinen Abmessungen benötigt, und es kann deshalb erforderlich sein, den VOLUMENEFFEKT dieser Detektoren durch KORREKTIONEN zu berücksichtigen [siehe Gleichung (11)].

ANMERKUNG 1 Weitere Ausführungen siehe Anhang D.

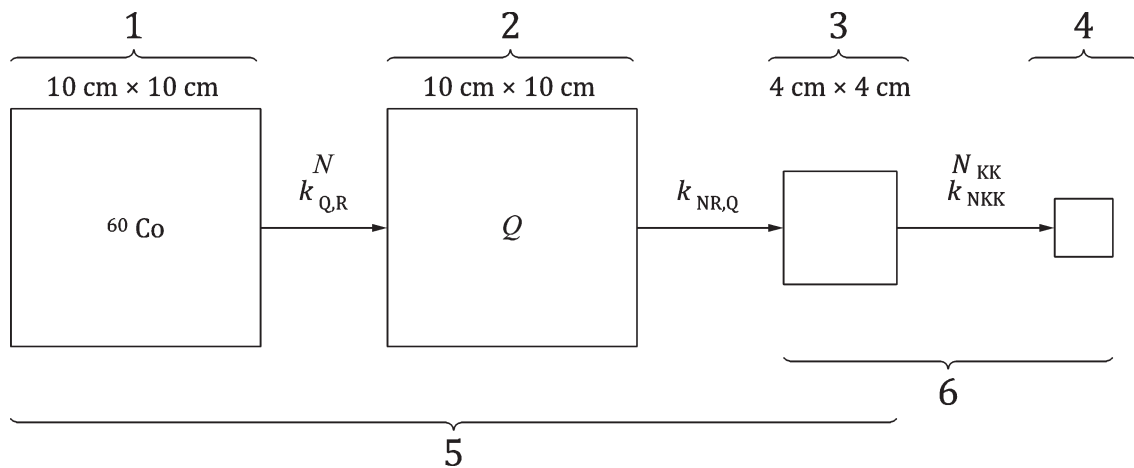
Für räumlich hochauflösende Detektoren (z. B. Silizium-Dioden, Diamant-Detektoren, flüssigkeitsgefüllte IONISATIONSKAMMERN, Kompaktkammern mit sehr geringen Abmessungen und Szintillationssonden) stehen in vielen Fällen keine bei ^{60}Co -Gammastrahlung ermittelten KALIBRIERFAKTOREN und KORREKTIONSFAKTOREN nach DIN 6800-2 zur Verfügung. Räumlich hochauflösende Detektoren müssen daher in einem KLEINEN KALIBRIERFELD der FELDGRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ mit Hilfe einer als Bezugsnorm dienenden IONISATIONSKAMMER kalibriert werden (Anschlussmessung, siehe 6.4 und Anhang B). Die Anschlussmessung muss bei jeder STRAHLUNGSQUALITÄT durchgeführt werden, für die der Detektor bestimmt ist.

ANMERKUNG 2 Die STRAHLUNGSQUALITÄT wird nicht nur durch die maximale Photonenenergie, sondern auch durch das AUSGLEICHSFILTER des Beschleunigers bzw. den Beschleunigerbetrieb ohne AUSGLEICHSFILTER beeinflusst.

ANMERKUNG 3 Die Idee des KLEINEN KALIBRIERFELDES liegt auch dem Formalismus nach Alfonso [1] zugrunde.

Bild 1 zeigt das Schema des Verfahrens zur Dosimetrie KLEINER STRAHLUNGSFELDER im Wasserphantom nach Gleichung (3) und Gleichung (10) zur Verwendung räumlich hochauflösender Detektoren für die Dosimetrie in kleinen Photonenfeldern mit Angabe der Bedeutung aller KORREKTIONSFAKTOREN. Für Messungen im REFERENZFELD (STRAHLUNGSQUALITÄT Q) dienen nach DIN 6800-2 luftgefüllte IONISATIONSKAMMERN, die bei ^{60}Co -Gammastrahlung in der Einheit Gray (Gy) kalibriert sind (Kalibrierfaktor N), ferner muss nach Gleichung (3) der KORREKTIONSFAKTOR $k_{Q,R}$ berücksichtigt werden (Schritt 2 in Bild 1).

Bei der Anschlussmessung im KLEINEN KALIBRIERFELD der FELDGRÖSSE von $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ wird der Bezugswert der WASSER-ENERGIEDOSIS mit der als Bezugsnorm dienenden IONISATIONSKAMMER gemessen (Schritt 3 in Bild 1). Die Werte des hierbei benötigten KORREKTIONSFAKTORS $k_{\text{NR},Q}$ sind in 6.3.4 dargestellt. Als Bezugsnormale finden luftgefüllte IONISATIONSKAMMERN Verwendung, die bei ^{60}Co -Gammastrahlung in der MESSGRÖSSE WASSER-ENERGIEDOSIS in der Einheit Gray (Gy) kalibriert sind. Diese IONISATIONSKAMMERN sind in der Regel bei noch kleineren FELDGRÖSSEN als $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ nicht mehr verwendbar, da dort die MESSUNSICHERHEIT aufgrund von Störungseffekten durch die Größe des Messvolumens der als Bezugsnorm verwendeten Kammer ansteigt. Für die Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS in noch kleineren Bestrahlungsfeldern (Schritt 4 in Bild 1) sind die bei der FELDGRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ kalibrierten, räumlich hochauflösenden Detektoren geeignet (Kalibrierfaktor N_{KK}), wobei gegebenenfalls KORREKTIONEN angebracht werden müssen, um Abweichungen von den Kalibrierbedingungen zu berücksichtigen. Die Werte des KORREKTIONSFAKTORS k_{NKK} sind in 7.3 dargestellt.



Legende

- N der KALIBRIERFAKTOR für die WASSER-ENERGIEDOSIS bei ^{60}Co -Gammastrahlung [(siehe 6.3.3, Gleichung (3))];
- N_{KK} der im KLEINEN KALIBRIERFELD ermittelte KALIBRIERFAKTOR des Detektors [siehe 6.3.3, Gleichung (9)];
- $k_{\text{Q},R}$ der KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der Änderung der STRAHLUNGSQUALITÄT zwischen den Bezugsbedingungen für die Kalibrierung mit ^{60}Co -Gammastrahlung und den REFERENZBEDINGUNGEN R für die Dosismessung bei Photonenstrahlung [siehe 6.3.3, Gleichung (8)];
- $k_{\text{NR},Q}$ der Faktor, der die zusätzliche Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS der IONISATIONSKAMMER bei Messungen unter NICHT-REFERENZBEDINGUNGEN, d. h. bei Abweichung der Messtiefe, des Abstandes vom Zentralstrahl, der FELDGRÖSSE, des FOKUS-OBERFLÄCHENABSTANDES sowie der Homogenität der radialen Dosisverteilung von den Referenzwerten nach DIN 6800-2, aber bei Beibehaltung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX', berücksichtigt [siehe 6.3.3, Gleichung (8)];
- k_{NKK} der bei NICHT-KALIBRIERBEDINGUNGEN (NKK) anzuwendende, feldgrößenabhängige KORREKTIONSFAKTOR [siehe 7.3.1, Gleichung (10)].
- 1 Kalibrierfeld mit ^{60}Co -Gammastrahlung
- 2 REFERENZFELD für hochenergetische Photonenstrahlung
- 3 KLEINES KALIBRIERFELD
- 4 KLEINES STRAHLENFELD
- 5 kalibrierte IONISATIONSKAMMER [Gleichung (3) und Anhang B]
- 6 räumlich hochauflösender Detektor [Gleichung (10) und Anhang C und Anhang D]

Bild 1 — Schema des Verfahrens zur Dosimetrie kleiner Strahlungsfelder im Wasserphantom

Abschnitt 6, ergänzt durch den Anhang B, enthält die notwendigen Festlegungen und Informationen zur Kalibrierung hochauflösender Detektoren im KLEINEN KALIBRIERFELD. Der Ermittlung des Kalibrierfaktors N_{KK}

liegt Gleichung (10) zugrunde. Regeln und Informationen zur Anwendung der so kalibrierten Detektoren unter Nicht-Kalibrierbedingungen sind in Abschnitt 7, ergänzt durch Anhang C und Anhang D, zusammengestellt.

6 Messung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit Ionisationskammern als Bezugsnormale

6.1 Allgemeines

Für die Messung in kleinen Strahlungsfeldern werden räumlich hochauflösende Detektoren benötigt (siehe Tabelle 4 und Tabelle 5). Diese Detektoren müssen einer Kalibrierung (Anschlussmessung) in einem KLEINEN KALIBRIERFELD unterzogen werden (siehe auch 6.4.5). Die Kalibrierung hochauflösender Detektoren im KLEINEN KALIBRIERFELD wird in Anhang B beschrieben.

6.2 Das kleine Kalibrierfeld zur Durchführung einer Anschlussmessung

6.2.1 Allgemeines

Bei Messungen im KLEINEN KALIBRIERFELD gilt als FELDRÖSSE die DOSIMETRISCHE FELDRÖSSE, die mit einem Film oder einem hochauflösenden Detektor gemessen wird.

Bei Dosismessungen in Photonen-Strahlungsfeldern geringer FELDRÖSSE, dem typischen Anwendungsbereich räumlich hochauflösender, nicht ideal wasseräquivalenter Detektoren wie Silizium-Dioden, Diamant-Detektoren, Szintillationssonden oder kleinvolumiger IONISATIONSKAMMERN, ist der Dosisanteil der niederenergetischen STREUSTRALUNG sehr gering (siehe A.3). Bei geringer FELDRÖSSE wirkt sich 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 FELDRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ und der MESSTIEFE 10 cm im PHANTOM. Aus diesem Grund unterscheidet man zwischen IONISATIONSKAMMERN nach DIN 6800-2 (siehe Tabelle 1), die bei der DOSIMETRISCHEN FELDRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ (KLEINES KALIBRIERFELD) als Bezugsnormale dienen und hochauflösenden DETEKTOREN (siehe Tabelle 3 und Tabelle 4), die nach Kalibrierung (Anschlussmessung) im KLEINEN KALIBRIERFELD zu Dosismessungen in KLEINEN STRAHLUNGSFELDERN verwendet werden (siehe Abschnitt 5). Bei der DOSIMETRISCHEN FELDRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ kann der Einfluss des VOLUMENEFFEKTS auf die als Bezugsnormal dienende IONISATIONSKAMMER vernachlässigt werden oder durch eine KORREKTION berücksichtigt werden (siehe 6.3.4).

Die Festlegung der FELDRÖSSE des KLEINEN KALIBRIERFELDES erfolgt nach B.3.

Bei Weglassen des AUSGLEICHSFILTERS (en: Flattening Filter Free, FFF) erhöht sich bei gleicher Grenzenergie der Anteil niederenergetischer primärer Photonen. Dies führt gegenüber Beschleunigern mit AUSGLEICHSFILTER (en: With Flattening Filter, WFF) zu einer Verringerung des QUALITÄTSINDEX Q . Auch bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHSFILTER gilt für das REFERENZFELD die DOSIMETRISCHE FELDRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ und für das KLEINE KALIBRIERFELD die DOSIMETRISCHE FELDRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$. Auch bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHSFILTER dürfen die Gleichung (4), Gleichung (5) und Gleichung (7) zur Bestimmung des QUALITÄTSINDEX Q herangezogen werden.

ANMERKUNG Beispiel für Q -Werte für Beschleuniger mit (WFF) und ohne AUSGLEICHSFILTER (FFF): ist $Q = 0,649$ und $Q = 0,624$ für die 6-MV-Strahlung und $Q = 0,751$ und $Q = 0,700$ für die 15-MV-Strahlung.

6.2.2 Im kleinen Kalibrierfeld als Bezugsnormale geeignete Ionisationskammern

Im KLEINEN KALIBRIERFELD ist der Bezugswert der WASSER-ENERGIEDOSIS mit Hilfe einer als Bezugsnormal dienenden Kompaktkammer mit Leistungsmerkmalen nach DIN EN 60731 nach dem in DIN 6800-2 beschriebenen Verfahren zu bestimmen. Für Messungen im KLEINEN KALIBRIERFELD muss die verwendete IONISATIONSKAMMER genügend kleine Abmessungen besitzen, um Störungseffekte 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. Als Bezugsnormale sind IONISATIONSKAMMERN mit mindestens 4 mm Innendurchmesser geeignet. Kleinere Kammervolumina ($< 0,05\text{ cm}^3$) 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 können.

ANMERKUNG 1 Die Störungen der als Bezugsnorm dienenden zylindrischen IONISATIONSKAMMER wird bei Messungen im KLEINEN KALIBRIERFELD sowohl in der Quer- als auch in der Längsrichtung der Kammer nach DIN 6800-2 mit einem KORREKTIONSAKTOR $k_{NR,Q}$ korrigiert. Bei geeigneter Bauart der als Bezugsnorm dienenden IONISATIONSKAMMER kann der Einfluss der Störungen vernachlässigt werden. (Siehe dazu Anhang C).

Tabelle 1 enthält IONISATIONSKAMMERN, die als Bezugsnormale geeignet sind. In Tabelle 1 sind die Abmessungen von zylindrischen IONISATIONSKAMMERN sowie die bisher bei 6-MV- und 15-MV-Photonen experimentell bestimmten STANDARDABWEICHUNGEN σ_{quer} und $\sigma_{\text{längs}}$ ihrer näherungsweise als gaußförmig angenommenen LATERALEN DOSIS-ANSPRECHFUNKTIONEN in den Richtungen längs und quer zur Kammerachse (siehe Anhang E) sowie ihre Bezugspunktverschiebungen Δz aufgeführt (siehe 6.2.3).

ANMERKUNG 2 Siehe Looe [100].

Tabelle 1 — Abmessungen von zylindrischen Ionisationskammern, die als Bezugsnormale geeignet sind sowie ihre Standardabweichungen σ der lateralen Dosis-Ansprechfunktion und Bezugspunktverschiebungen Δz

Hersteller und Typbezeichnung ^c	Mess- volumen cm ³	Durch- messer des Mess- volumens mm	Länge des Mess- volumens mm	quer zur Achse ^a	längs zur Achse ^a	Bezugs- punktver- schiebung ^b Δz mm
				6 MV/15 MV σ_{quer} mm	6 MV/15 MV $\sigma_{\text{längs}}$ mm	
PTW 31002/31010 SemiFlex	0,125	5,5	6,5	2,20/2,30	2,28/2,50	1,38
PTW 31021 Semiflex 3D	0,07	4,8	4,8	2,10/2,10	2,10/2,10	1,2
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						
^c Die Produktnamen sind Beispiele für geeignete handelsübliche Produkte. Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung der Anwender dieser Norm und bedeuten keine Anerkennung dieser genannten Produkte durch DIN.						

6.2.3 Positionierung von Ionisationskammern

Die Positionierung der als Bezugsnorm im KLEINEN KALIBRIERFELD verwendeten IONISATIONSKAMMER ist nach DIN 6800-2 vorzunehmen. Zur Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS in einem Wasserphantom wird der EFFEKTIVE MESSPUNKT der IONISATIONSKAMMER in der Messtiefe z_M positioniert. Dies wird erreicht, indem der BEZUGSPUNKT der Kammer in die Tiefe z_B nach Gleichung (1) gebracht wird.

$$i_B = i_M + \Delta i \quad (1)$$

Dabei ist

z_B die Tiefenlage des Detektor-BEZUGSPUNKTES im PHANTOM in mm;

z_M die Tiefenlage des MESSORTS im PHANTOM in mm;

Δz die Bezugspunktverschiebung in mm.

Die Bezugspunktverschiebungen folgen für ^{60}Co -Gammastrahlung und hochenergetische Photonenstrahlung von 6 MV und 15 MV näherungsweise einer linearen Beziehung zum Kammerradius r , mit Ausnahme der kleinen Radien, bei denen ein Einfluss der Mittelelektrode vermutet wird.

Bei Kompaktkammern beträgt die Bezugspunktverschiebung Δz .

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

Dabei ist r der Innenradius des Messvolumens in mm.

ANMERKUNG Siehe auch Bruggmoser [16], Huang [78], Johansson [82], Legrand [92] [93], Looe [101], Swanpalmer [139], Tessier [140].

6.3 Ermittlung der Wasser-Energiedosis im kleinen Kalibrierfeld mit Ionisationskammern

6.3.1 Allgemeines

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

$$D = (M - M_0) \cdot N \cdot k_p \cdot k_h \cdot k_s \cdot k_p \cdot k_r \cdot k_T \cdot k_{Q,M} \quad (3)$$

Dabei ist

- D die Wasser-Energiedosis;
- M die unkorrigierte Anzeige des Dosimeters bei Bestrahlung in einem Photonenstrahlungsfeld bei der im Kalibrierschein angegebenen Kammerspannung und Polarität und bei Positionierung der Ionisationskammer nach dieser Norm;
- M_0 die Nullanzeige des Dosimeters ohne Bestrahlung;
- N der Kalibrierfaktor für die Wasser-Energiedosis bei ^{60}Co -Gammastrahlung;
- k_p der Korrektionsfaktor für den Einfluss der Luftdichte;
- k_h der Korrektionsfaktor für den Einfluss der Luftfeuchte;
- k_s der Korrektionsfaktor zur Berücksichtigung der unvollständigen Sättigung der Ladungssammlung durch Rekombination von Ladungsträgern unter Bedingungen des kleinen Kalibrierfeldes;
- k_p der Korrektionsfaktor für den Einfluss der Polarität der Kammerspannung;
- k_r der Korrektionsfaktor zur Berücksichtigung der unterschiedlichen Positionierung der Ionisationskammer bei der Kalibrierung und bei der Messung;
- k_T der Korrektionsfaktor für den Einfluss weiterer Temperatureinflüsse außer dem über die Luftdichte vermittelten Einfluss der Temperatur;
- $k_{Q,M}$ der Korrektionsfaktor zur Berücksichtigung des Einflusses der Strahlungsqualität der Photonenstrahlung unter Messbedingungen.

Die grundlegende Gleichung (3) nach DIN 6800-2 gilt unter beliebigen Strahlungsfeldbedingungen, insbesondere auch bei FELDGRÖSSEN größer als $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$. Sie wird hier auf die Dosismessung im KLEINEN KALIBRIERFELD angewandt. Die in Gleichung (3) auftretenden KORREKTIONSFAKTOREN sind nach DIN 6800-2 zu ermitteln. Das REFERENZFELD für die als Bezugsnorm dienenden IONISATIONSKAMMERN hat auch bei Beschleunigern

ohne AUSGLEICHFILTER die DOSIMETRISCHE FELDGRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$. Da bei Dosismessungen im KLEINEN KALIBRIERFELD die REFERENZBEDINGUNGEN verlassen werden, muss der nach DIN 6800-2 in $k_{Q,M}$ enthaltene Faktor $k_{NR,Q}$ berücksichtigt werden (siehe 6.3.2 und 6.3.3).

6.3.2 Ermittlung des Strahlungsqualitätsindex Q der einfallenden Photonenstrahlung für die Dosimetrie im kleinen Kalibrierfeld

Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q ist ein Parameter zur Kennzeichnung des Spektrums der primären PHOTONENSTRAHLUNG. Q dient auch als Determinante für den unter REFERENZBEDINGUNGEN am MESSORT im PHANTOM geltenden KORREKTIONSFAKTOR $k_{Q,R}$ nach DIN 6800-2, siehe Gleichung (8).

ANMERKUNG 1 Siehe dazu auch DIN 6809-1 [42].

Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q ist sowohl bei Beschleunigern mit AUSGLEICHFILTER als auch bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHFILTER mittels Gleichung (4) wie folgt zu bestimmen (siehe auch [60], [67], [70], [79], [130]).

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

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 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$.

ANMERKUNG 2 Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q wird in TRS-398 [79] als $TPR_{20,10}$ bezeichnet.

ANMERKUNG 3 Gleichung (4) kann in guter Näherung zur Bestimmung von Q herangezogen werden, siehe [60].

Falls ein homogenes REFERENZFELD mit der FELDGRÖSSE $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ nicht einstellbar ist, gilt für die Ermittlung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q das folgende Verfahren nach Sauer [130]. Bei FELDGRÖSSEN kleiner als $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 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 [130].

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

Dabei ist

- Q der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX;
- $TPR_{20,10}$ das Gewebe-Phantom-Verhältnis in 20 cm und in 10 cm Messtiefe;
- s die Länge der Feldmittellinie der (streu-) äquivalenten quadratischen Feldfläche in der Messtiefe in (cm);
- t der Skalierungsfaktor, durch Iteration zu ermitteln, siehe Tabelle 2 sowie folgenden Text;
- 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	$-0,679 \pm 0,050$		

Gleichung (5) gilt für beliebige FELDABMESSUNGEN $s \geq 0,4 \text{ cm}$. 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.

ANMERKUNG 4 Siehe auch Sauer [130].

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 bei homogenen FELDERN und bei KLEINEN FELDGRÖSSEN, bei denen sich auch mit AUSGLEICHFILTER kein Dosisplateau mehr ausbildet. Bei Beschleunigern ohne AUSGLEICHFILTER können homogene FELDER mit IMRT-Techniken erzeugt werden. Bei KLEINEN FELDGRÖSSEN beträgt jedoch bei der Ermittlung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q und des KORREKTIONSFAKTORS $k_{Q,R}$, ohne weitere KORREKTION, die Abweichung weniger als 1 % bzw. weniger als 0,2 %.

ANMERKUNG 5 Siehe Sauer [130].

Da die Bedingungen zur Messung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX' Q z. B. bei Beschleunigern für die Tomotherapie (siehe Tabelle 6) nach Gleichung (4) und Gleichung (5) nicht eingehalten werden können, gilt das folgende Verfahren. Anhand des bei einem FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND von 85 cm und einer Messtiefe von 10 cm bestimmten Wertes $M_{(10),HT}$ wird mit Gleichung (6) $M_{(10)}$ berechnet. Die Gleichung (6) kann für Werte von $M_{(10),HT}$ in 10 cm Tiefe von 59,8 % bis 64,6 % verwendet werden. Bei Anwendung von Gleichung (6) ist eine maximale Abweichung von 0,3 % zu berücksichtigen.

ANMERKUNG 6 Siehe Langen [88], Thomas [141]).

$$M_{(10)} = 1,358\,05 \cdot M_{(10),HT}^3 - 244,493 \cdot M_{(10),HT}^2 + 14\,672,98 \cdot M_{(10),HT} - 293\,479,4 \quad (6)$$

Dabei ist

$M_{(10),HT}$ die ANZEIGE von IONISATIONSKAMMERN in der Tiefe von 10 cm bei einem FOKUS-OBERFLÄCHENABSTAND von 85 cm und einer DOSIMETRISCHEN FELDGRÖSSE am MESSORT von $10 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$, gemessen an einem Beschleuniger für die Tomotherapie. Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q ergibt sich aus Gleichung (7) zu:

$$Q = -0,789\,8 + 0,032\,9 \cdot M_{(10)} - 0,000\,166 \cdot M_{(10)}^2 \quad (7)$$

Dabei ist

$M_{(10)}$ die berechnete ANZEIGE in der Tiefe von 10 cm unter REFERENZBEDINGUNGEN.

ANMERKUNG 7 Gleichung (7) kann in guter Näherung zur Bestimmung von Q herangezogen werden. Siehe auch TRS-398 [79].

6.3.3 Ermittlung des Korrektionsfaktors $k_{Q,M}$

Der KORREKTIONSFAKTOR $k_{Q,M}$ für den Einfluss der STRAHLUNGSQUALITÄT der PHOTONENSTRAHLUNG unter Messbedingungen wird als Produkt

$$k_{Q,M} = k_{Q,R} \cdot k_{NR,Q} \quad (8)$$

dargestellt.

Dabei ist

- $k_{Q,R}$ der KORREKTIONSFAKTOR zur Berücksichtigung der Änderung der STRAHLUNGSQUALITÄT zwischen den Bezugsbedingungen für die Kalibrierung mit ^{60}Co -Gammastrahlung und den REFERENZBEDINGUNGEN R für die Dosismessung bei Photonenstrahlung;
- $k_{NR,Q}$ ein Faktor, der die zusätzliche Änderung des ANSPRECHVERMÖGENS der IONISATIONSKAMMER bei Messungen unter NICHT-REFERENZBEDINGUNGEN, d. h. bei Abweichung der Messtiefe, des Abstandes vom Zentralstrahl, der FELDGRÖSSE, des Fokus-Oberflächenabstandes sowie der Homogenität der radialen Dosisverteilung von den Referenzwerten nach DIN 6800-2, aber bei Beibehaltung des STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX, berücksichtigt (siehe 6.3.2).

Die Zahlenwerte von $k_{Q,R}$ sind für zahlreiche Typen von IONISATIONSKAMMERN und für Beschleuniger mit und ohne AUSGLEICHSFILTER in DIN 6800-2 angegeben. Der Faktor $k_{NR,Q}$ berücksichtigt die Änderung des Detektor-ANSPRECHVERMÖGENS infolge der Abweichung des durch FELDGRÖSSE, MESSTIEFE und Abstandes vom Zentralstrahl beeinflussten Photonenspektrums am jeweiligen MESSORT von den REFERENZBEDINGUNGEN nach DIN 6800-2, 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 , dem Achsenabstand 0 cm sowie der Homogenität der radialen Dosisverteilung. Für die als Bezugsnorm dienende IONISATIONSKAMMER muss daher im KLEINEN KALIBRIERFELD aufgrund der Abweichung der FELDGRÖSSE $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ von der in DIN 6800-2 angegebenen FELDGRÖSSE unter REFERENZBEDINGUNGEN von $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ der Faktor $k_{NR,Q}$ berücksichtigt werden (siehe ANMERKUNG 2).

Unter REFERENZBEDINGUNGEN ist $k_{NR,Q} = 1$.

ANMERKUNG 1 Zum KORREKTIONSFAKTOR $k_{Q,M}$ siehe Andreo [2], Cashmore [22], Chofer [30], Georg [70], Heydarian [75], Krauss [85], Rhein [125], Sánchez-Doblado [127], Scarboro [132], Wu [149] und Wulff [150].

ANMERKUNG 2 Der VOLUMENEFFEKT einer IONISATIONSKAMMER unter REFERENZBEDINGUNGEN ist im Korrektionsfaktor $k_{Q,R}$ bereits berücksichtigt. Unter Nicht-REFERENZBEDINGUNGEN wird der gegenüber den REFERENZBEDINGUNGEN veränderte VOLUMENEFFEKT durch den Faktor $k_{NR,Q}$ berücksichtigt. Nähere Ausführungen zu $k_{NR,Q}$ finden sich in Anhang C.

6.3.4 Ermittlung des Korrektionsfaktors $k_{NR,Q}$

Für IONISATIONSKAMMERN mit einem Messvolumen $\leq 0,125\text{ cm}^3$ (siehe Tabelle 1) kann für die Anschlussmessung im KLEINEN KALIBRIERFELD unter Einhaltung der Kalibrierbedingungen (siehe Tabelle 5) für Beschleuniger mit (WFF) und ohne Ausgleichsfilter (FFF) in guter Näherung $k_{NR,Q} = 1$ gesetzt werden. Im Unsicherheitsbudget ist für $k_{NR,Q}$ eine relative STANDARD-MESSUNSICHERHEIT von $0,5\%$ zu berücksichtigen.

ANMERKUNG Beispiele des KORREKTIONSFAKTORS $k_{NR,Q}$ bei Verwendung unter Nicht-REFERENZBEDINGUNGEN siehe Monte-Carlo-simulierte Werte Chofer [29] [30], Wulff [151] für Beschleuniger mit (WFF) und ohne AUSGLEICHSFILTER (FFF) sowie Messwerte siehe Azangwe [6].

6.4 Anschlussmessung hochauflösender Detektoren im kleinen Kalibrierfeld

6.4.1 Für die Dosismessung in kleinen Strahlungsfeldern geeignete räumlich hochauflösende Detektoren

In Tabelle 3 und Tabelle 4 sind Beispiele für hochauflösende Detektoren aufgeführt. Es kommen kleine luftgefüllte IONISATIONSKAMMERN mit Durchmessern von höchstens 4 mm (siehe Tabelle 3) sowie Silizium-Dioden, Diamant-Detektoren, flüssigkeitsgefüllte IONISATIONSKAMMERN (siehe Tabelle 4) und Szintillationssonden in Betracht. Für FELDGRÖSSEN kleiner als $1\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ werden Festkörperdetektoren, die in Tabelle 4 gelistet sind, empfohlen. Beschreibungen zur LATERALEN DOSIS-ANSPRECHFUNKTION und der σ -Werte einer zugehörigen Gaussfunktion befinden sich im Anhang C.

Tabelle 3 — Abmessungen von kleinen luftgefüllten zylindrischen Ionisationskammern sowie ihre Standardabweichungen σ der lateralen Dosis-Ansprechfunktion und Bezugspunktverschiebungen Δz

Hersteller und Typbezeichnung ^c	Mess-volumen cm ³	Durch-messer des Mess-volumens mm	Länge des Mess-volumens mm	quer zur Achse ^a 6 MV/15 MV σ_{quer} mm	längs zur Achse ^a 6 MV/15 MV $\sigma_{\text{längs}}$ mm	Bezugs-punktver-schiebung ^b Δz mm
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
PTW 31022 PinPoint 3D	0,016	2,9	2,9	—	—	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

^a MESSUNSICHERHEIT $\pm 0,02\text{ mm}$

^b MESSUNSICHERHEIT $\pm 0,1\text{ mm}$

^c Die Produktnamen sind Beispiele für geeignete handelsübliche Produkte. Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung der Anwender dieser Norm und bedeuten keine Anerkennung dieser genannten Produkte durch DIN.

Tabelle 4 — Detektorabmessungen und Positionierung flüssigkeitsgefüllter Ionisationskammern, Silizium-Dioden und Diamant-Detektoren sowie deren Bezugspunktverschiebung Δz

Hersteller und Typbezeichnung ^f	Volumen des Detektors mm ³	Durchmesser der Detektorfläche mm	Höhe des aktiven Detektor-volumens mm	Wasser-äquivalente Dicke des Eintritts-fensters vor dem effektiven Messpunkt mm	Bezugspunkt-verschiebung ^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 ^c
PTW 60012 Si-Diode ^b (unabgeschirmt)	0,3	1,12	0,25	0,7	0

Tabelle 4 (fortgesetzt)

Hersteller und Typbezeichnung ^f	Volumen des Detektors mm ³	Durchmesser der Detektorfläche mm	Höhe des aktiven Detektorvolumens mm	Wasser-äquivalente Dicke des Eintrittsfensters vor dem effektiven Messpunkt mm	Bezugspunktverschiebung ^a Δz mm
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 60019 Diamant-Detektor ^b	0,004	2,2	0,001	1,0	0
PTW 60003 Diamant-Detektor ^b	1 bis 6	< 4,4	0,1 bis 0,4	1,1	-0,1
Scdx-Wellhöfer IBA Si-Diode PFD 4G Photon (abgeschirmt)	0,09	2	0,03	—	-0,9 ^d
Scdx-Wellhöfer IBA Si-Diode EFD 3G Photon (unabgeschirmt)	0,09	2	0,03	—	-0,9 ^d
Scdx-Wellhöfer IBA Mini Si-Diode SFD stereotactic (unabgeschirmt)	0,011	0,6	0,04	—	-0,9 ^d
Exradin W1 Scintillator	2,36	1,0	3,0	1,5	-1,5 ^d
^a Negatives Vorzeichen siehe 6.2.3. ^b Einige der PTW-Detektoren besitzen eine Ringmarkierung 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 Vor Seriennummer SN 400: $\Delta z = -0,2$. ^d Bezug: Stirnfläche des Detektors; Bezugspunktverschiebung wird vom Hersteller angegeben bzw. individuell für jedes Exemplar bestimmt. ^e Bezug: Positionsmarkierung auf der Oberfläche des Detektors; Position des Detektors von der Oberfläche. ^f Die Produktnamen sind Beispiele für geeignete handelsübliche Produkte. Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung der Anwender dieser Norm und bedeuten keine Anerkennung dieser genannten Produkte durch DIN.					

Die Wahl des Detektors bei Messungen in KLEINEN FELDERN richtet sich nach

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

Geeignete Detektoren haben kleine geometrische Abmessungen und verursachen daher nur minimale Störungen (siehe Anhang D). Zu beachten ist, dass Dioden je nach Konstruktion unterschiedliche Energieabhängigkeiten des ANSPRECHVERMÖGENS besitzen und dass sie im Vergleich zum Ansprechen bei der FELDGRÖSSE 4 cm × 4 cm bei sehr kleinen FELDERN ein Überansprechen aufweisen (siehe Anhang D). Diamant-Detektoren besitzen ein weniger ausgeprägtes energieabhängiges und feldgrößenabhängiges ANSPRECHVERMÖGEN. Dioden und Diamant-Detektoren können jedoch eine Dosisleistungsabhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS aufweisen und sind bezüglich ihres Anwendungsbereichs zu prüfen. Szintillationsdetektoren mit organischen Szintillatoren besitzen eine geringe Feldgrößenabhängigkeit des ANSPRECHVERMÖGENS.

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 Störungseffekte, die unterhalb einer FELDGRÖSSE von etwa $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ auftreten (siehe Anhang D).

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

ANMERKUNG Detaillierte Daten über räumlich hochauflösende Detektoren siehe [1], [6], [9], [11], [31], [32], [34], [53], [54], [55], [62], [66], [71], [74], [83], [91], [109], [111], [112], [122], [123], [127], [128], [129], [132], [135], [148].

6.4.2 **Positionierung räumlich hochauflösender Detektoren bei der Messung im kleinen Kalibrierfeld**

Die Positionierung von IONISATIONSKAMMERN ist nach DIN 6800-2 vorzunehmen. Bei anderen räumlich hochauflösenden Detektoren wird der vom Hersteller angegebene BEZUGSPUNKT in die gewünschte Messtiefe gebracht. In der Regel ist dies ein Punkt auf der Symmetrieachse des Detektors, entweder an der Stirnfläche oder in einem bestimmten Abstand davon. In Tabelle 3 und Tabelle 4 sind die Bezugspunktverschiebungen Δz für repräsentative Detektoren angegeben. Die Vorzugsrichtung für den Strahlungseinfall, d. h. die Regel für die Positionierung der Detektor-Symmetrieachse parallel oder senkrecht zum Zentralstrahl, ist den technischen Unterlagen der Detektoren zu entnehmen.

ANMERKUNG Siehe auch Djouguela [53], Griessbach [71], IAEA TRS-398 [79], Johansson [82], Legrand [92], [93], Looe [97], McKerracher [108] und Poppinga [118].

6.4.3 **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 — Einflussgrößen und Kalibrierbedingungen für Anschlussmessungen im kleinen Kalibrierfeld

Einflussgrösse	Kalibrierbedingung
STRAHLUNGSQUALITÄT	hochenergetische Photonenstrahlung mit STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q^a
Strahlungseinfallrichtung	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 je Puls	im Nenngebrauchsbereich beider Detektoren
Schutzhülse zur Abdichtung der IONISATIONSKAMMER	wie bei der Kalibrierung der Kammer
Positionierung der IONISATIONSKAMMER	nach der Positionierungsvorschrift (siehe 6.2.2) auf dem Zentralstrahl
Positionierung des zu kalibrierenden Detektors Det	nach der Positionierungsvorschrift (siehe 6.4.2) auf dem Zentralstrahl

Tabelle 5 (fortgesetzt)

Einflussgrösse	Kalibrierbedingung
Feldhomogenität	Dosisabweichung $< \pm 0,5 \%$ für Achsenabstände bis zu 0,5 cm
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND	90 cm ^c
MESSTIEFE	10 cm
DOSIMETRISCHE FELDRÖSSE in der Messtiefe; KLEINES KALIBRIERFELD, int field (intermediate field)	4 cm $\times$ 4 cm ^d Falls die angegebenen Werte nicht einstellbar sind, können unter Berücksichtigung der Feldhomogenität FELDRÖSSEN ^d mit FELDMESSUNGEN zwischen $a = 3$ cm und 5 cm, bei kreisförmigen FELDERN zwischen $d = 4$ cm und $d = 6$ cm gewählt werden [11] [31] [83] [87]
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND TomoTherapy HiArt ^e	85 cm ^a
MESSTIEFE	10 cm
DOSIMETRISCHE FELDRÖSSE im Isozentrum; msr field, (machine-specific reference field)	5 cm $\times$ 10 cm ^d [93]
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND CyberKnife ^e	78,5 cm ^a
MESSTIEFE	1,5 cm
DOSIMETRISCHE FELDRÖSSE im Fokus-Detektor-Abstand von 80 cm; msr field, (machine-specific reference field)	kreisförmige Feldfläche mit einem Durchmesser von 6 cm ^d [83]
FOKUS-OBERFLÄCHEN-ABSTAND GammaKnife ^e	40 cm Quellen-Isozentrums-Abstand
MESSTIEFE	8 cm (z. B. kugelförmiges Phantom mit Durchmesser von 16 cm)
DOSIMETRISCHE FELDRÖSSE im Isozentrum; msr field, (machine-specific reference field)	kreisförmige Feldfläche mit einem Durchmesser von 14 mm ^d bzw. 18 mm ^d . Alle Quellen befinden sich in Strahlposition. [8], [106].
^a Der STRAHLUNGSQUALITÄTSINDEX Q ist nach 6.3.2 zu ermitteln. ^b D. h. so groß, dass eine weitere Vergrößerung keine Änderung des Messwertes zur Folge hat. ^c Die Modifikation des Fokus-Oberflächen-Abstands und des Fokus-Messort-Abstands hat einen vernachlässigbaren Einfluss auf die MESSUNSICHERHEIT von $k_{Q,R}$. ^d DOSIMETRISCHE FELDRÖSSE ^e Die Produktnamen sind Beispiele für geeignete handelsübliche Produkte. Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung der Anwender dieser Norm und bedeuten keine Anerkennung dieser genannten Produkte durch DIN.	

6.4.4 Durchführung der Kalibrierung im kleinen Kalibrierfeld zur Ermittlung des Kalibrierfaktors N_{KK}

Die Kalibrierung eines hochauflösenden Detektors im KLEINEN KALIBRIERFELD (KK) bedeutet eine Anschlussmessung an die als Bezugsnorm dienende IONISATIONSKAMMER. Diese Anschlussmessung ist bei Beschleunigern mit und ohne AUSGLEICHSFILTER bei den verwendeten STRAHLUNGSQUALITÄTEN in gleicher Weise auszuführen.

Als Bezugsnorm dient eine nach DIN 6800-2 zur Messung der WASSER-ENERGIEDOSIS kalibrierte, geeignete IONISATIONSKAMMER nach DIN EN 60731 (siehe Tabelle 1). Zunächst wird mit der IONISATIONSKAMMER nach Gleichung (3) die WASSER-ENERGIEDOSIS D_{KK} unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES (siehe Tabelle 5) gemessen. Hierbei sind die Regeln und KORREKTIONSFAKTOREN für Messungen mit IONISATIONSKAMMERN nach DIN 6800-2 zu verwenden. Insbesondere gelten die Faktoren $k_{NR,Q}$ für Messungen unter Nicht-REFERENZBEDINGUNGEN (siehe Anhang C), die Positionierungsvorschriften nach 6.2.2 und 6.4.2 sowie die Bezugspunktverschiebung nach Tabelle 3 und Tabelle 4.

Anschließend wird der zu kalibrierende, zur Verwendung bei kleinen FELDGRÖSSEN bestimmte Detektor, z. B. eine Silizium-Diode oder eine kleinvolumige IONISATIONSKAMMER, unter Beachtung der Kalibrierbedingungen nach Tabelle 5 im KLEINEN KALIBRIERFELD positioniert und in gleicher Weise wie das Bezugsnorm bestrahlt (Anschlussmessung). Der KALIBRIERFAKTOR N_{KK} ergibt sich dann als Quotient aus der mit dem Bezugsnorm unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES (KK) gemessenen WASSER-ENERGIEDOSIS D_{KK} und der ANZEIGE $M_{Det} - M_0$ des zu kalibrierenden hochauflösenden Detektors (Det) und dem Produkt der bei diesem Detektor anzuwendenden KORREKTIONSFAKTOREN $\Pi_i k_i$.

$$N_{KK} = \frac{D_{KK}}{(M_{Det} - M_0) \cdot \Pi_i k_i} \quad (9)$$

Dabei ist

- N_{KK} der KALIBRIERFAKTOR des zu kalibrierenden Detektors *Det* im KLEINEN KALIBRIERFELD;
- D_{KK} die WASSER-ENERGIEDOSIS, mit Bezugsnorm gemessen unter den Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES (KK);
- M_{Det} die UNKORRIGIERTE ANZEIGE des zu kalibrierenden Detektors *Det* bei der Positionierung des Detektors nach den Regeln dieser Norm;
- M_0 die NULLANZEIGE des Detektors;
- $\Pi_i k_i$ das Produkt der KORREKTIONSFAKTOREN k_i des zu kalibrierenden Detektors *Det*.

Für kleinvolumige, luftgefüllte IONISATIONSKAMMERN gilt:

- $\Pi_i k_i$ die KORREKTIONSFAKTOREN für Einflüsse der Luftdichte, der Polarität und der unvollständigen Sättigung;

für alle anderen Detektoren gilt:

- $\Pi_i k_i$ die KORREKTIONSFAKTOREN für detektortypische Einflüsse, z. B. Einflüsse der Temperatur und der Pulsdosis bei Silizium-Dioden und Diamantdetektoren.

ANMERKUNG 1 Bei einigen Elektrometern ist in der ANZEIGE der Einfluss der Luftdichte bereits berücksichtigt.

ANMERKUNG 2 Nach Herstellerspezifikation beträgt der Einfluss der Temperatur auf die Anzeige bei Dioden und Diamantdetektoren zwischen 0,1 %/K und 0,4 %/K.

ANMERKUNG 3 Nach Herstellerangaben beträgt der Einfluss der Pulsdosis im Nenngebrauchsbereich < 1 %; beim Diamantdetektor ist der Einfluss vernachlässigbar.

Die Anschlussmessung ist bei jeder der verwendeten Photonenstrahlungsqualitäten unter Einhaltung der Bedingungen des KLEINEN KALIBRIERFELDES im Wasserphantom durchzuführen. Bei allen zu kalibrierenden Detektoren gelten die Positionierungsvorschriften nach 6.2.2 und 6.4.2. KORREKTIONEN können vernachlässigt werden, wenn sich die Bedingungen bei der Messung nur unwesentlich von den Bedingungen bei der Kalibrierung unterscheiden.