



Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik

Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale

Società Svizzera di Radiobiologia e di Fisica Medica

Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics

Member of the European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP) and the International Organization for Medical Physics (IOMP)

Dosimetrie hochenergetischer Photonenstrahlung mit Ionisationskammern

(Empfehlungen)

Nr. 8

Oktober 2000

ISBN 3-908125-24-3

Dosimetrie hochenergetischer Photonenstrahlung mit Ionisationskammern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	3
2	Gesetzliche Grundlagen.....	4
2.1	Größen und Einheiten.....	4
2.2	Eichung und Anwendung von Dosimetern.....	4
3	Ionisationskammern, Phantome und wasserdichte Hülsen.....	5
4	Bestimmung der Wasser-Energiedosis.....	6
4.1	Referenzbedingungen.....	6
4.2	Wasser-Energiedosis in der Referenztiefe.....	7
4.2.1	Korrektur k_{TP} der Luftdichte.....	7
4.2.2	Korrektur k_S der Ionenrekombination.....	8
4.2.3	Korrektur k_{Q,Q_C} für nicht-standardisierte Strahlenqualität Q	9
5	Kalibrierung eines Gebrauchsdosimeters.....	10
5.1	Bestimmung des Kalibrierfaktors.....	10
5.2	Bestimmung des Kontrollstroms mit der Prüfquelle.....	10
6	Typische Unsicherheiten bei der Bestimmung der Wasser-Energiedosis.....	11
Anhang 1	Bestimmung der Strahlenqualität Q	12
Anhang 2	Messung der Korrektur k_S der Ionenrekombination.....	13
Anhang 3	Berechnung der Korrektur k_S der Ionenrekombination.....	14
Anhang 4	Messungen mit der radioaktiven Prüfquelle.....	15
Anhang 5	Liste der Symbole.....	16
Anhang 6	Referenzliste.....	17
Anhang 7	Mitglieder der Arbeitsgruppe.....	18

1 Einleitung

Der Zweck dieser Empfehlungen „Dosimetrie hochenergetischer Photonenstrahlung mit Ionisationskammern“ ist es, dem Anwender Richtlinien zur Verfügung zu stellen, um seine Dosimetrie auf ein Referenz-Dosimetersystem abzustützen, das in Wasser-Energiedosis kalibriert und beim Amt für Messwesen (EAM) geeicht worden ist.

Die Struktur dieser Empfehlungen ist die folgende: Im Kapitel „Gesetzliche Grundlagen“ werden die wichtigsten Rechtsgrundlagen betreffend Dosimetrie erwähnt. Unter „Ionisationskammern, Phantome und wasserdichte Hülsen“ werden Empfehlungen für die Geräte-ausrüstung abgegeben. Im Kapitel „Bestimmung der Wasser-Energiedosis“ wird beschrieben, wie die Dosis bestimmt wird und wie die Korrekturfaktoren zu diesem Zweck erhalten werden. Im Kapitel „Kalibrierung eines Gebrauchsdosimeters“ werden Empfehlungen für die Kalibrierung eines Dosimeters, rückverfolgbar bis zum nationalen Normal abgegeben. Die Unsicherheiten dieser Messungen werden im Kapitel 6 diskutiert.

Bei der Vorbereitung der vorliegenden Empfehlungen wurde beschlossen, so viel wie möglich auf internationalen Richtlinien aufzubauen, speziell auf jenen der Internationalen Atomenergieagentur (IAEA). Die Empfehlungen entsprechen vollumfänglich den neuen Verfahrensregeln von IAEA/WHO/ESTRO¹.

Die Bereiche der in diesem Dokument berücksichtigten Strahlenqualitäten sind:

- ⁶⁰Co-Gammastrahlung
- durch Elektronenbeschleuniger erzeugte hochenergetische Photonen mit Energien zwischen 4 MeV und 21 MeV

Für die Dosimetrie von hochenergetischen Elektronen sollte der Anwender weiterhin den Empfehlungen Nr. 4 (1992)² der Schweizerischen Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik (SGSMP) folgen.

Die vorliegenden Empfehlungen vermitteln nur eine Methodik für die Bestimmung der Wasser-Energiedosis in einem Referenzpunkt. Die Dosimetrie in irgendeinem anderen Punkt ist nicht Gegenstand dieses Dokumentes.

Die Anwendung dieser Empfehlungen in angemessener Weise liegt in der Verantwortung eines Medizin-Physikers mit Fachanerkennung.

2 Gesetzliche Grundlagen

Grundlagen bilden das Strahlenschutzgesetz vom 23. März 1991³, die Strahlenschutzverordnung vom 22. Juni 1994⁴, die Einheitenverordnung vom 23. November 1994⁵ und die Weisungen des EAM für Referenz-Dosimetersysteme in der Strahlentherapie vom 22. Mai 1997⁶.

2.1 Grössen und Einheiten

In der Strahlentherapie ist die interessierende Grösse die Wasser-Energiedosis. In Übereinstimmung mit Artikel 13 der Einheitenverordnung wird die Energiedosis in Gray (Gy) angegeben.

2.2 Eichung und Anwendung von Dosimetern

Es wird zwischen zwei Arten von Dosimetern unterschieden:

- Referenz-Dosimetersystem: bestehend aus einer Ionisationskammer, einem Elektrometer und einer radioaktiven Prüfquelle
- Gebrauchsdosimetersystem mit einem ähnlichen Aufbau für die Verwendung in der Routinedosimetrie

Teile des Referenz-Dosimetersystems können identisch mit Teilen eines Gebrauchsdosimetersystems sein. Es wird jedoch empfohlen, die Ionisationskammer des Referenz-Dosimetersystems nicht für die Routinedosimetrie zu verwenden.

Das Referenz-Dosimetersystem muss alle 4 Jahre geeicht werden, entsprechend den Weisungen des EAM für Referenz-Dosimetersysteme in der Strahlentherapie vom 22. Mai 1997⁶. Die autorisierte Behörde für die Eichung ist das EAM.

Der Medizinphysiker ist verantwortlich für die Überprüfung der Referenz-Dosimetersysteme und die Kalibrierung der Gebrauchsdosimeter (Artikel 74 der Strahlenschutzverordnung).

Die Schwerpunkte dieser Weisungen sind: Das Referenz-Dosimetersystem wird bei derjenigen Strahlenqualität kalibriert, bei der es verwendet wird. Bei der Kalibrierung wird der Kontrollstrom mit der Prüfquelle gemessen. Das Referenz-Dosimetersystem kann geeicht werden, wenn es mit einer Messunsicherheit nicht grösser als 3 % (95 % Vertrauensniveau) kalibriert werden kann. Der Anwender muss die Konstanz des Dosimeters mindestens halbjährlich mit Hilfe der radioaktiven Prüfquelle, eines Thermometers und eines Barometers prüfen, wobei die Kalibrierung der beiden letzten auf nationale Normale rückverfolgbar sein muss. Diese Kontrollen müssen dokumentiert werden. Die Abweichung des Prüfergebnisses von dem im Eichzertifikat aufgeführten Wert muss innerhalb von ± 0.5 % liegen (vgl. Anhang 4).

Das empfohlene Verfahren zur Kalibrierung eines Gebrauchsdosimeters besteht in einem Vergleich mit einem Referenzdosimeter, wie in Kapitel 5 beschrieben.

3 Ionisationskammern, Phantome und wasserdichte Hülsen

Für ein Referenz-Dosimetersystem werden Fingerhut-Ionisationskammern mit einem Kammervolumen von typischerweise 0.3 bis 0.7 cm³ empfohlen. Diese Ionisationskammern mit luftgefüllten Hohlräumen sollten nicht abgedichtet sein, damit sie für die Umgebungsluft offen und im Gleichgewicht mit dem umgebenden Luftdruck sind.

Als Phantommaterial wird Wasser empfohlen. Das Phantom muss die vollständige Aufstreuung des Strahlenfeldes gewährleisten und sollte an allen Seiten mindestens 5 cm grösser als das eingestellte Feld und 10 cm tiefer als das Kammerzentrum auf dem Zentralstrahl sein. Es wird ein Wasserphantom von der Grösse von mindestens 30 x 30 x 30 cm³ empfohlen.

Für nicht wasserdichte Ionisationskammern muss eine gut angepasste wasserdichte Plastikhülse (aus Material mit niedriger Ordnungszahl Z, z.B. PMMA) verwendet werden. Die Hülsenwand sollte genügend dünn sein (≤ 1.0 mm), um thermisches Gleichgewicht zwischen Kammer und Phantom innerhalb von typischerweise 2 bis 3 min pro Grad Temperaturdifferenz zu gewährleisten. Die Hülse sollte eine Öffnung besitzen, damit es zu einem raschen Ausgleich mit dem Luftdruck der Umgebung kommen kann. Die Hülse ist damit Bestandteil des Dosimeters und die Kalibrierfaktoren sind nur gültig, wenn die gleiche Hülse wie bei der Kalibrierung am EAM verwendet wird.

4 Bestimmung der Wasser-Energiedosis

Um zuverlässige Werte zu erhalten, wird eine Stabilitätskontrolle des Dosimeters vor und nach jeder Messung empfohlen, unter Verwendung der radioaktiven Prüfquelle, des Thermometers und Barometers (entsprechend Anhang 4).

4.1 Referenzbedingungen

Die Referenzbedingungen entsprechen jenen Bedingungen, für die der Kalibrierfaktor $N_{W,Q}$ für die Wasser-Energiedosis $D_{W,Q}$ eines Dosimeters angegeben ist. Die Referenzbedingungen, auf die sich die Eichung des EAM bezieht, sind:

Temperatur T_0	293.15 K (20°C)
absoluter Luftdruck p_0	1013.25 hPa
relative Feuchtigkeit rF	50%
Sättigung	100%
Spannung und Polarität	gemäss Eichzertifikat
Strahlenqualität	Q_C (vgl. Tabelle 1 und Anhang 1)
Fokus-Kammer-Distanz	100 cm
Feldgrösse	10 cm x 10 cm (50%-Isodose) in der Ebene des Kammerzentrums
Kammer-Referenzpunkt	Zentrum des Kammervolumens auf der Kammerachse*

Tabelle 1: Strahlenqualitäten des EAM

nomielle Erzeugungsspannung in MV	Strahlenqualitätsindex Q_C (= $TPR_{20,10}$)	Wassertiefe ($g \cdot cm^{-2}$)
^{60}Co	0.570	5
4	0.634	10
6	0.674	10
8	0.717	10
10	0.747	10
12	0.759	10
15	0.762	10
18	0.783	10
21	0.795	10

Bemerkungen:

Diese Strahlenqualitäten sind Annäherungen an die Mittelwerte der in den schweizerischen Spitälern verwendeten Qualitäten. Die Strahlenqualität mit der nominellen Erzeugungsspannung von 15 MV wird erreicht durch Verwendung eines speziellen Filters, was einen tiefen Wert für $TPR_{20,10}$ zur Folge hat. Dieses Filter wurde gewählt, um einen Qualitätsindex Q_C zu erhalten, der nahe beim Mittelwert der in den schweizerischen Spitälern verwendeten geschätzten Qualitäten liegt.

* Diese Bedingung unterscheidet sich von früheren Empfehlungen (in denen der effektive Messort verwendet wurde). Es ist jedoch zu beachten, dass dies nur für die absolute Messung am Referenzpunkt verwendet wird, nicht bei relativen Messungen (möglicherweise in Gebieten mit unterschiedlichen Dosisgradienten).

4.2 Wasser-Energiedosis in der Referenztiefe

Die Wasser-Energiedosis in der Referenztiefe in Wasser für die Strahlenqualität Q und in Abwesenheit der Kammer ist gegeben durch:

$$D_{W,Q} = N_{W,Q_C} \cdot k_{Q,Q_C} \cdot M_Q$$

$$M_Q = M \cdot k_{TP} \cdot k_S$$

wobei:

$D_{W,Q}$: Wasser-Energiedosis bei der Strahlenqualität Q am Ort des Kammerzentrums, wenn Kammer und Hülse durch Wasser ersetzt werden

k_{TP} : Korrektur der Luftdichte

k_S : Korrektur der Ionenrekombination

k_{Q,Q_C} : Korrektur für Strahlenqualität Q, die von der bei der Dosimetreichung verwendeten Strahlenqualität Q_C abweicht

N_{W,Q_C} : Kalibrierfaktor für die Strahlenqualität Q_C zur Umrechnung von der Anzeige am Messinstrument in Wasser-Energiedosis

M_Q : korrigierte Anzeige des Dosimeters

M : unkorrigierte Anzeige des Dosimeters

Es wird empfohlen, das Dosimeter bei der gleichen Kammerspannung und der gleichen Feldgrösse wie bei der Kalibrierung zu verwenden. Eine Polaritätseffekt-Korrektur ist in diesem Fall nicht notwendig.

4.2.1 Korrektur k_{TP} der Luftdichte

Für genaue Messungen ist es notwendig, jeglichen Unterschied zwischen der Luftdichte in der Kammer zur Zeit der Messung und der Luftdichte, auf die sich der Kalibrierfaktor bezieht, zu korrigieren. Der Faktor k_{TP} berücksichtigt den Einfluss von Lufttemperatur und Luftdrucks auf die Luftdichte im offenen Kammervolumen.

$$k_{TP} = (p_0 \cdot T) / (p \cdot T_0)$$

T ist die Lufttemperatur in der Kammer, und p ist der gemessene Umgebungsdruck. Die Referenzwerte p_0 und T_0 sind im Kapitel 4.1 aufgeführt.

Bestimmung von k_{TP} durch Messung von T und p:

Die Lufttemperatur T in der Kammer sollte mit derjenigen des Wasserphantoms im Gleichgewicht übereinstimmen. Die Wassertemperatur sollte gemessen werden, da sie aufgrund der Verdunstung üblicherweise bis zu einem Grad unterhalb der Raumtemperatur liegt. Der Ort der Temperaturmessung sollte möglichst nahe beim Kammervolumen liegen. Erreichen des thermischen Gleichgewichts zwischen der Ionisationskammer und dem Phantom benötigt typischerweise 2 bis 3 min pro Grad Temperaturdifferenz. Um Temperaturdrifts zu vermeiden, sollte das Phantom nahe beim thermischen Gleichgewicht mit seiner Umgebung sein, um Temperaturschwankungen zu vermeiden. Um eine homogene Temperaturverteilung zu erreichen, wird empfohlen, das Wasser vor Beginn einer Messung umzurühren.

Die für diese Messungen benutzten Thermometer und Barometer sollten über eine Kalibrierung verfügen, die auf nationale Normale rückverfolgt werden kann.

Es ist schwierig, die relative Luftfeuchtigkeit in einer Kammer- insbesondere bei Eintauchen in ein Wasserphantom - zu bestimmen. Die Korrektur für einen Unterschied zwischen der Feuchtigkeit zur Zeit der Messung und der relativen Feuchtigkeit von 50 %, auf die sich der Kalibrierfaktor bezieht, ist jedoch klein (< 0.1%) für relative Feuchtigkeiten zwischen 20 und 70 % sowie Temperaturen zwischen 15 und 25° C. Sie kann somit vernachlässigt werden.

Bestimmung von k_{TP} durch Verwendung der radioaktiven Prüfquelle:

Eine andere Methode zur Bestimmung des Korrekturfaktors für die Luftdichte ist die Messung des Anzeigewertes der Prüfquelle vor und nach der eigentlichen Messung und der Vergleich des Mittelwertes mit dem auf das Messdatum korrigierten Referenzwert (Aktivitätsabnahme der Prüfquelle).

Damit gilt:

$$k_{TP} = (M_k / M_m) \cdot \exp [-\ln 2 \cdot (t / T_{1/2})]$$

wobei:

M_k : im Eichzertifikat angegebener Wert für den Kontrollstrom mit der Prüfquelle

M_m : Mittelwert der beiden Kontrollstrommessungen mit der Prüfquelle am aktuellen Datum

$\exp[-\ln 2(t/T_{1/2})]$: Zerfallsfaktor für die Zeit t zwischen der Eichung und dem aktuellen Datum ($T_{1/2} = 28.7$ a für ^{90}Sr)

Diese Methode ergibt nur akzeptable Resultate, wenn die Temperatur in der Prüfvorrichtung und die Temperatur im Wasserphantom gleich sind. Im Falle eines Temperaturunterschieds ist ein Korrekturfaktor für den entsprechenden Luftdichteunterschied zu berücksichtigen.

4.2.2 Korrektur k_s der Ionenrekombination

Die unvollständige Sättigung infolge Ionenrekombination erfordert die Berücksichtigung eines Korrekturfaktors k_s . Die Korrektur hängt von der Geometrie der Ionisationskammer, von der angelegten Kammer Spannung und von der Dosisleistung oder von der Dosis pro Beschleunigerpuls ab. Im Falle von gepulster Strahlung - besonders bei Punktbestrahlung (scanned beams) - erhält der Korrekturfaktor für die Rekombination erhebliche Bedeutung. Andererseits ist der Effekt bei kontinuierlicher Strahlung sehr klein.

Der Korrekturfaktor für Ionenrekombination ist deshalb bei kontinuierlicher Strahlung, wie etwa bei einer ^{60}Co -Bestrahlungseinheit, vernachlässigbar.

Bei der Messung von gepulster Photonenstrahlung sollte eine Korrektur für Ionenrekombination vorgenommen werden.

Ausführliche Angaben zur Sättigung einer Ionisationskammer kann in der zugehörigen Anleitung gefunden werden.

Im Anhang 2 sind Empfehlungen zur Messung des Korrekturfaktors für die Ionenrekombination angegeben.

In Anhang 3 sind die entsprechenden Empfehlungen zur Berechnung des Korrekturfaktors für die Ionenrekombination angegeben.

4.2.3 Korrektur k_{Q,Q_C} für nicht-standardisierte Strahlenqualität Q

Bei Abweichung der benutzten Strahlenqualität Q von der Strahlenqualität Q_C (= $TPR_{20,10}$), bei der das Dosimeter kalibriert worden ist, sollte ein Korrekturfaktor k_{Q,Q_C} verwendet werden. Die Korrekturfaktoren sind in Tabelle 2 aufgeführt als Funktion der Abweichung ΔQ von Q für die Standardstrahlenqualitäten Q_C .

Tabelle 2: Korrekturfaktoren k_{Q,Q_C} für verschiedene Q und $\Delta Q = Q - Q_C$

Q_C	Korrekturfaktor k_{Q,Q_C} für $\Delta Q =$							
	+0.005	+0.007	+0.01	+0.02	-0.005	-0.007	-0.01	-0.02
0.634	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000	1.000	1.001	1.001
0.674	1.000	0.999	0.999	0.998	1.001	1.001	1.001	1.002
0.717	0.999	0.999	0.998	0.996	1.001	1.001	1.002	1.003
0.747	0.999	0.998	0.997	0.994	1.001	1.002	1.003	1.005
0.759	0.998	0.998	0.997	0.993	1.002	1.002	1.003	1.006
0.762	0.998	0.998	0.997	0.993	1.002	1.002	1.003	1.006
0.783	0.998	0.997	0.996	-	1.002	1.003	1.004	-
0.795	0.998	0.997	0.995	-	1.002	1.003	1.005	-

Die angegebenen Korrekturfaktoren k_{Q,Q_C} sind auf alle Kammertypen anwendbar. Sie wurden von G. Stucki, EAM, berechnet unter Verwendung experimenteller Daten für die Ionisationskammer NE2611 und einer allgemeinen Beziehung für k_{Q,Q_C} (Gleichung 3.5 in Ref. 1) für andere Ionisationskammern.

5 Kalibrierung eines Gebrauchsdosimeters

5.1 Bestimmung des Kalibrierfaktors

Das empfohlene Vorgehen für die Kalibrierung eines Gebrauchsdosimeters durch Vergleich mit einem Referenzdosimeter ist das folgende

- 1) Durchführung des Vergleichs am gleichen Beschleuniger und bei der gleichen Strahlenqualität wie bei den nachfolgenden Messungen mit dem Gebrauchsdosimeter.
- 2) Messung des Qualitätsindex für jede Strahlenqualität, um den anzuwendenden Kalibrierfaktor des Referenzdosimeters auszuwählen.
- 3) Vergleich des Referenzdosimeters und des Gebrauchsdosimeters durch gleichzeitige Bestrahlung in einem geeigneten Wasserphantom. Der Vergleich sollte bei Referenzbedingungen ausgeführt werden, wie sie im Kapitel 4.1 beschrieben sind. Dabei ist ein angemessener Abstand zwischen den Kammerzentren von 3 cm und ein äquidistanter Abstand jeder Kammer von der Strahlachse zu beachten.
- 4) Um den möglichen Einfluss einer Feldinhomogenität auf den Kalibrierfaktor zu reduzieren, sollten die Kammern vertauscht und die Ablesungen wiederholt werden müssen.

Falls die Kammern nicht gleichzeitig gemessen werden können, so können sie nacheinander gemessen werden, wobei sie auf der Strahlachse zentriert werden müssen.

- 5) Es sind die gleichen wasserdichten Hülsen für die Referenzkammer zu benutzen (falls die Referenzkammer nicht wasserdicht ist), wie während der Eichung beim EAM. Entsprechend soll die bei der Kalibrierung verwendete wasserdichte Hülse für die Gebrauchskammer bei allen nachfolgenden Messungen benutzt werden.
- 6) Die Anzeigewerte jedes Dosimeters müssen auf Referenzbedingungen korrigiert werden, wie im Kapitel 4.2 angegeben. Wenn die Kammern die identischen Temperaturen und Drucke aufweisen, fällt diese Korrektur weg. (Beachte die untenstehende Formel).

Der Kalibrierfaktor für das Gebrauchsdosimeter ist dann bestimmt durch:

$$N_{W,Q}^F = [(k_{TP}^R \cdot k_S^R \cdot M^R) / (k_{TP}^F \cdot k_S^F \cdot M^F)] \cdot N_{W,QC}^R \cdot k_{Q,QC}$$

wobei die hochgestellten Zeichen R und F für Referenz- und Gebrauchsdosimeter stehen.

Wenn die Messbedingungen und die Dosimetertypen identisch sind, reduziert sich die Formel auf:

$$N_{W,Q}^F = (M^R / M^F) \cdot N_{W,QC}^R \cdot k_{Q,QC}$$

5.2 Bestimmung des Kontrollstroms mit der Prüfquelle

Ein Referenzwert M_k^F für das Gebrauchsdosimeter muss auf die folgende Weise bestimmt werden:

$$M_k^F = M^F \cdot k_{TP}$$

wobei:

M^F : Anzeige des Gebrauchsdosimeters bei Verwendung der Prüfquelle

$k_{TP} = (p_0 \cdot T) / (p \cdot T_0)$ (entsprechend Kapitel 4.2.1)

6 Typische Unsicherheiten bei der Bestimmung der Wasser-Energiedosis

Die Schätzung der Unsicherheiten in diesen Empfehlungen entspricht dem Vorgehen der IAEA¹.

Wird ein Referenzdosimeter für die Bestimmung der Wasser-Energiedosis im Strahl des Anwenders benutzt, so lassen sich die Unsicherheiten der verschiedenen physikalischen Grössen oder Prozeduren, die zur Dosisbestimmung beitragen, in zwei Schritte einteilen. Schritt 1 enthält Unsicherheiten bis zur Kalibrierung eines Referenzdosimeters beim Eichlabor in Bezug auf $N_{w,Q}$. Schritt 2 berücksichtigt die Bestimmung der Energiedosis im Strahl des Anwenders und enthält die Unsicherheiten im Zusammenhang mit der Messung im Referenzpunkt im Wasserphantom. Mit der quadratischen Kombination der einzelnen Unsicherheitsbeiträge erhält man die gesamte Standardunsicherheit bei der Bestimmung der Wasser-Energiedosis im Referenzpunkt.

Die angegebenen Werte sind Standardunsicherheiten. Ein gemessener Wert und die entsprechende Unsicherheit bilden das Intervall, das die Werte der gemessenen Grösse mit einer Wahrscheinlichkeit von 68 % enthält.

Typische Standardunsicherheiten sind die folgenden:

	Standardunsicherheit
Schritt 1: Eichlabor	
Kalibrierfaktor $N_{w,Qc}$	0.9%
Schritt 2: Anwender	
Dosimeter-Anzeige (inkl. Einflussgrössen) M_Q	0.8%
Experimentelles Verfahren und Stabilität des Dosimetriesystems	0.7%
gesamte Standardunsicherheit für $D_{w,Q}$	1.4%

Anhang 1 Bestimmung der Strahlenqualität Q

1 Strahlenqualität Q

Der Strahlenqualitätsindex Q kann auf zwei Arten bestimmt werden:

1. Die Fokus-Kammer-Distanz ist konstant:

Die Strahlenqualität Q entspricht dem Gewebe-Phantom-Verhältnis $TPR_{20,10}$, das definiert ist als Verhältnis der korrigierten Dosimeteranzeigen mit der Kammer in 20 und 10 cm Tiefe im Wasserphantom bei einer Feldgrösse von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ im Kammerzentrum und einer konstanten Fokus-Kammer-Distanz von 100 cm. Die Dosimeteranzeigen für die beiden Tiefen werden korrigiert bezüglich allfälliger Unterschiede in der Lufttemperatur und im Druck in der Kammer sowie für unvollständige Sättigung.

$$Q = TPR_{20,10}$$

2. Die Fokus-Oberflächen-Distanz ist konstant:

M_{10} / M_{20} ist das Verhältnis der korrigierten Dosimeterablesungen mit dem Kammerzentrum in 10 und 20 cm Tiefe im Wasserphantom bei einer Feldgrösse von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ an der Wasseroberfläche und einer konstanten Fokus-Oberflächen-Distanz von 100 cm. Dieses Verhältnis kann auch als Strahlenqualitätsindex benutzt werden. Der Strahlenqualitätsindex Q wird dann wie folgt bestimmt (DIN 6800-2, 1997)⁷:

$$Q = 2.012 - 1.050 \cdot m + 0.1265 \cdot m^2 + 0.01887 \cdot m^3$$

wobei: $m = M_{10} / M_{20}$.

2 Messung der Strahlenqualität Q

Es wird empfohlen, für die Bestimmung von $TPR_{20,10}$ nicht Dioden, sondern Ionisationskammern zu benutzen, da die Verwendung von Dioden für die Bestimmung von $TPR_{20,10}$ zu anderen Ergebnissen führen kann als die Verwendung von Ionisationskammern. Dieser Unterschied kann mehr als 1 % betragen. Die Dosimeteranzeigen für die beiden Tiefen werden korrigiert bezüglich Unterschiede in der Lufttemperatur und im Druck in der Kammer sowie bezüglich Ionenrekombination.

Anhang 2 Messung der Korrektur k_S der Ionenrekombination

1 Kontinuierliche Strahlung

Der Korrekturfaktor k_S für die Ionenrekombination ist abhängig von der Kammergeometrie, der angelegten Spannung und der Dosisleistung. Die Korrektur ist relativ klein, und es ist üblich (wie auch in dieser Anleitung empfohlen, vgl. Kapitel 4.2.2), die Ionenrekombination bei kontinuierlicher Strahlung zu vernachlässigen. Der Effekt kann jedoch experimentell wie folgt bestimmt werden:

Die Ionenrekombination führt zu einer annähernd linearen Beziehung zwischen $1/M$ und $1/U^2$ bei nahezu Sättigungsbedingungen ($k_S < 1.05$). M ist die Dosimeteranzeige und U die Kammer-spannung. Die Messmethode für die Korrektur der Ionenrekombination ist die Messung des Ionisationsstroms (oder der Ladung) bei verschiedenen Spannungen und die Aufzeichnung von $1/M$ gegen $1/U^2$. Die Ablesung M_S unter vollständiger Sättigung ist dann der reziproke Wert des Schnittpunktes einer linearen Darstellung der Daten mit der Achse $1/M$. Der entsprechend anzuwendende Korrekturfaktor beträgt dann:

$$k_S = M_S / M$$

wobei M die Dosimeterablesung bei der üblicherweise verwendeten Kammer-spannung ist.

2 Gepulste Strahlung

Bei gepulster Photonenstrahlung eines typischen Linearbeschleunigers in einem Spital kann die Korrektur der Ionenrekombination bis zu 1 % oder mehr betragen. Sie sollte nicht vernachlässigt und alle Ablesungen sollten korrigiert werden.

Der Korrekturfaktor k_S der Ionenrekombination für gepulste Strahlung ist abhängig von der Kammergeometrie, der angelegten Spannung und der Dosis pro Puls.

Die Ionenrekombination führt zu einer annähernd linearen Beziehung zwischen $1/M$ und $1/U$ bei nahezu Sättigungsbedingungen ($k_S < 1.05$). M ist die Dosimeterablesung und U die Kammer-spannung. Die Messmethode für die Korrektur der Ionenrekombination ist die Messung des Ionisationsstroms (oder der Ladung) bei verschiedenen Spannungen und die Aufzeichnung von $1/M$ gegen $1/U$. Die Ablesung M_S unter vollständiger Sättigung ist dann der reziproke Wert des Schnittpunktes einer linearen Darstellung der Daten mit der Achse $1/M$. Der entsprechend anzuwendende Korrekturfaktor beträgt dann:

$$k_S = M_S / M$$

wobei M die Dosimeterablesung bei der üblicherweise verwendeten Kammer-spannung ist.

Anhang 3 Berechnung der Korrektur k_S der Ionenrekombination

1 Korrekturfaktor k_S der Ionenrekombination bei kontinuierlicher Strahlung

Der Korrekturfaktor k_S für die Ionenrekombination für kontinuierliche Strahlung ist abhängig von der Kammergeometrie, der angelegten Spannung und der Dosisleistung. Die Korrektur ist relativ klein, und es ist üblich (wie auch in dieser Anleitung empfohlen, vgl. Kapitel 4.2.2), die Ionenrekombination bei kontinuierlicher Bestrahlung zu vernachlässigen. Der Effekt kann durch die folgende Formel abgeschätzt werden:

$$k_S = 1 + 2.4 \cdot \dot{D} \cdot d^4 / U^2$$

wobei:

- \dot{D} : Energiedosisleistung in Gy/s
- d : effektiver Elektrodenabstand in mm
- U : Kammer-spannung in V

Für planparallele Kammern ist der effektive Elektrodenabstand die Distanz zwischen den Elektroden, während der effektive Elektrodenabstand für Zylinder- und kugelförmige Kammern gegeben ist durch:

$$d_{\text{zyl}} = (R - r) \cdot \left\{ \frac{(R/r + 1)/(R/r - 1)}{\ln(R/r)} \cdot \frac{1}{2} \right\}^{1/2}$$
$$d_{\text{sp}} = (R - r) \cdot \left[\frac{(R/r + 1 + r/R)}{3} \right]^{1/2}$$

wobei R den Innenradius der äusseren Elektrode und r der äusseren Radius der Innenelektrode in mm bezeichnet.

Bei Fingerhutkammern, grösstenteils bestehend aus einem Zylindervolumen und einem Halbkugel-Anteil an der Spitze, können die äquivalenten Elektrodenabstände mittels einer Gewichtung der Anteile am gesamten Volumen berechnet werden.

2 Korrekturfaktor k_S der Ionenrekombination bei gepulster Strahlung

Bei gepulster Photonenstrahlung eines typischen Linearbeschleunigers in einem Spital kann die Korrektur der Ionenrekombination bis zu 1 % oder mehr betragen. Sie sollte nicht vernachlässigt und alle Ablesungen sollten korrigiert werden.

Der Korrekturfaktor k_S der Ionenrekombination für gepulste Strahlung ist abhängig von der Kammergeometrie, der angelegten Spannung und der Dosis pro Puls.

Er lässt sich durch Anwendung eines analytischen Ausdrucks gemäss der Theorie von Boag bestimmen.

$$k_S = 1 + 0.54 \cdot D \cdot d^2 / U$$

wobei:

- D : Wasser-Energiedosis pro Puls in mGy
- d : effektiver Elektrodenabstand in mm (vgl. oben)
- U : Kammer-spannung in V

Anhang 4 Messungen mit der radioaktiven Prüfquelle

Eine Stabilitäts-Prüfquelle besteht üblicherweise aus einer oder mehreren radioaktiven Quellen (häufig in Form von Folien), die in einem abgeschirmten Behälter untergebracht sind, und die in eine feste geometrische Beziehung mit der Ionisationskammer gebracht werden können. Das üblicherweise verwendete Radionuklid ist ^{90}Sr .

Die Prüfquelle ist normalerweise für einen bestimmten Kammertyp ausgelegt. Oft findet man Änderungen im Ionisationsstrom, wenn die Kammer rotiert wird. Sollte dies der Fall sein, so ist üblicherweise durch den Hersteller auf dem Kammerstiel eine Marke eingraviert, die auf die entsprechende Markierung auf dem Behälter der Prüfquelle ausgerichtet werden sollte.

Wenn die Stabilitäts-Prüfquelle kurz vor ihrem Einsatz Temperaturbedingungen ausgesetzt war, die sich von denjenigen am Messort unterscheiden, dann muss genügend lang gewartet werden, bis sie die neue Temperatur erreicht hat; dies kann einige Stunden dauern. Um ihre Temperatur zu kontrollieren, sollte die Prüfquelle mit einem Thermometer ausgerüstet sein, das in ein Loch des Behälters eingesetzt werden kann. Die Kalibrierung des Thermometers sollte auf nationale Normale rückverfolgbar sein.

Nach der Einführung der Kammer sollte auch genügend lange gewartet werden, bis sich die Anzeige nach der Positionierung stabilisiert hat und im Gleichgewicht mit der Temperatur der Prüfquelle ist; etwa 10 min sollten üblicherweise ausreichen.

Die Eichung des Referenzdosimeters wird ungültig, wenn - nach Korrektur der Luftdichte und des radioaktiven Zerfalls der Quelle - die Ergebnisse um mehr als 0.5 % von dem im Eichzertifikat angegebenen Strom der Prüfquelle abweichen. Falls sich der Grund für die Diskrepanz nicht feststellen und korrigieren lässt, muss das Dosimeter wieder neu geeicht werden.

Anhang 5 Liste der Symbole

\dot{D}	: Wasser-Energiedosisleistung
D	: Wasser-Energiedosis pro Puls
d	: effektiver Elektrodenabstand
d_{sp}	: effektiver Elektrodenabstand bei einer kugelförmigen Kammer
d_{zyl}	: effektiver Elektrodenabstand bei einer Zylinderkammer
$D_{W,Q}$: Wasser-Energiedosis bei der Strahlenqualität Q
F	: (als hochgestelltes Zeichen) Gebrauchsdosimeter
k_{Q,Q_C}	: Korrektur für Strahlenqualität Q , die von der bei der Kammereichung verwendeten Strahlenqualität Q_C abweicht
k_{TP}	: Korrektur der Luftdichte
k_S	: Korrektur der Ionenrekombination
m	: $m = M_{10} / M_{20}$
M	: unkorrigierte Dosimeteranzeige
M_Q	: korrigierte Dosimeteranzeige
M_k	: Referenzwert für die Anzeige mit der Prüfquelle
M_m	: Mittelwert der Dosimeteranzeigen mit der Prüfquelle
M_S	: Dosimeteranzeige bei vollständiger Sättigung
M_{10} / M_{20}	: Verhältnis des Ionisationsstroms in 10 cm Tiefe zu demjenigen in 20 cm Tiefe bei konstanter Fokus-Oberflächen-Distanz
N_{W,Q_C}	: Kalibrierfaktor für die Umrechnung der Dosimeteranzeige auf Wasser-Energiedosis bei der Strahlenqualität Q_C
p, p_0	: Luftdruck während der Messung bzw. unter Referenzbedingungen
Q	: Strahlenqualitätsindex (entspricht $TPR_{20,10}$)
Q_C	: Standard-Strahlenqualitätsindex, bei dem die Kammer kalibriert wurde
r	: äusserer Radius der Innenelektrode
R	: innerer Radius der Aussenelektrode
R	: (als hochgestelltes Zeichen) Referenzdosimeter
rF	: relative Luftfeuchtigkeit
t	: Zeit zwischen dem Referenzdatum der Eichung und dem Messdatum
$T_{1/2}$: Halbwertszeit für ^{90}Sr (28.7 a)
T, T_0	: absolute Temperatur während der Messung bzw. unter Referenzbedingungen
$TPR_{20,10}$: Verhältnis der Wasser-Energiedosis in 20 cm Wassertiefe zu derjenigen in 10 cm Wassertiefe bei konstanter Fokus-Kammer-Distanz
U	: Kammerspannung

Anhang 6 Referenzliste

- [1] IAEA/WHO/ESTRO
Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy Based on Absorbed-Dose-to-Water Standards: An International Code of Practice for Dosimetry, 1999
- [2] Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik
Dosimetrie von hochenergetischen Photonen- und Elektronenstrahlung, Empfehlung Nr. 4, 1992
- [3] Strahlenschutzgesetz, 23. März 1991
- [4] Strahlenschutzverordnung, 22. Juni 1994
- [5] Einheitenverordnung, 23. November, 1994
- [6] EAM
Weisungen über die Referenz-Dosimetersysteme für die Strahlentherapie, 22. Mai 1997
- [7] DIN
DIN 6800-2: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung, Oktober 1997

Anhang 7 Mitglieder der Arbeitsgruppe

- R. Moning, Eidgenössisches Amt für Messwesen (EAM), 3003 Bern-Wabern
- W. Münch, Eidgenössisches Amt für Messwesen (EAM), 3003 Bern-Wabern
- J. Roth, Radiologische Physik, Kantonsspital, 4031 Basel
- W. Seelentag, Klinik für Radio-Onkologie, Kantonsspital, 9007 St.Gallen
- G. Stucki, Eidgenössisches Amt für Messwesen (EAM), 3003 Bern-Wabern
- J.-F. Valley, Institut de Radiophysique Appliquée, 1007 Lausanne