



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 von Röntgenstrahlen

im

niederen und mittleren Energiebereich

(Empfehlungen)

Nr. 9

Mai 2001

ISBN 3-908125-28-6

Übersicht

- 1 Einleitung
- 2 Empfehlungen 10-100 kV
 - 2.1 Strahlenqualität
 - 2.2 Verwendete Kammern
 - 2.3 Ermittlung der Dosis im Bezugspunkt
 - 2.4 Bezugsbedingungen und Positionierung der Kammer
- 3 Empfehlungen 100-300 kV
 - 3.1 Strahlenqualität
 - 3.2 Verwendete Kammern
 - 3.3 Ermittlung der Dosis im Bezugspunkt
 - 3.4 Bezugsbedingungen und Positionierung der Kammer
- 4 Typische Messunsicherheiten
 - 4.1 Bereich 10-100 kV
 - 4.2 Bereich 100-300 kV
- 5 Literaturverzeichnis
- 6 Anhang
 - 6.1 Korrekturen
 - 6.1.1 Luftdichte
 - 6.1.2 Luftfeuchtigkeit
 - 6.1.3 Unvollständige Sättigung
 - 6.1.4 Polarisierungseffekt
 - 6.1.5 Abhängigkeit von der FOD und von der Feldgröße
 - 6.2 Empfehlungen und Hinweise
 - 6.2.1 Bestimmung der Einflussgrößen
 - 6.2.1.1 Temperatur
 - 6.2.1.2 Luftdruck
 - 6.2.2 Kontrollstrommessungen
 - 6.2.3 Bestimmung der Halbwertschichtdicke
 - 6.2.4 Interpolationsverfahren für die Korrektur des Kalibrierfaktors
 - 6.2.5 Eichung der Referenzdosimeter

Übersicht (Fortsetzung)

- 6.3 Anforderungen an die Instrumentierung
 - 6.3.1 Ionisationskammern
 - 6.3.2 Elektrometer
 - 6.3.3 Phantome
 - 6.3.3.1 Bereich 10-100 kV
 - 6.3.3.2 Bereich 100-300 kV
 - 6.3.4 Messgeräte für die Bestimmung der Luftdichtekorrektur
- 6.4 Bestimmung des Wasserenergiedosis-Kalibrierfaktors für das Sekundärnormal der Eichstelle IRA im Bereich 100-300 kV
- 6.5 Glossar und Symbole
- 6.6 Mitglieder der Arbeitsgruppe
- 6.7 Dank

1. Einleitung

Die Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik (SGSMP) hat 1986 Empfehlungen zur Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlen [1] herausgegeben, welche 1992 neu überarbeitet wurden. Der vorliegende Bericht bezieht sich auf die Dosimetrie von Röntgenstrahlen im niederen und mittleren Energiebereich; er erweitert die Sammlung der Empfehlungen der SGSMP zu Strahlungsarten und –qualitäten, die in der Strahlentherapie zur Anwendung gelangen.

Dass diese Lücke erst jetzt geschlossen wird, mag verwundern. Es muss jedoch daran erinnert werden, dass die Internationale Atomenergieagentur (IAEA) den ersten Code of Practice, der alle in der Strahlentherapie angewendeten Photonenenergien abdeckt, 1987 veröffentlichte [2], und in der Folge wurde schon bald über widersprüchliche Resultate bei der Dosimetrie von Röntgenstrahlen im mittleren Energiebereich berichtet. Dies gab den Anstoss zu mehreren Untersuchungen sowohl in diesem Bereich als auch in dem der Dosimetrie von Röntgenstrahlen niedriger Energie. Diese umfassen: kritische Analyse [3], theoretische Entwicklungen [4 - 6], Monte Carlo Simulationen [7 - 13] und experimentelle Arbeiten [14 - 17]. Daraus resultierte ein signifikanter Fortschritt im Verständnis der physikalischen Grundlagen der Dosimetrie in diesem Energiebereich. Die Resultate wurden in die 2. Edition des IAEA code of practice [18], aber auch in einige neue nationale Protokolle aufgenommen [19 - 22].

Die vorliegenden Empfehlungen beziehen sich ausschliesslich auf die Dosimetrie von Röntgenstrahlung im Bereich von Beschleunigungsspannungen zwischen 10 und 300 kV und deren Anwendung in Strahlentherapie und Strahlenbiologie.

Die Dosimetrie von Röntgenstrahlen für die röntgendiagnostische Anwendung wird in diesem Bericht wegen ihrer spezifischen Eigenschaften (unterschiedliche Strahlenqualität, gepulste Strahlung und andere Dosimetriegrössen) nicht berücksichtigt.

Das Bundesamt für Gesundheit hat eine vor-Ort Beurteilung der Strahlentherapie- Anlagen des niederen und mittleren Energiebereichs in der Schweiz durchgeführt [23]. Diese hat gezeigt, dass — unter Berücksichtigung der spezifischen Strahlentherapie- Einrichtungen, der klinischen Anwendungen und der Dosimetrie Geräte — der vorliegende Energiebereich in zwei Regionen unterteilt werden sollte:

- Röntgenstrahlen niederer Energie mit Röhrensparnungen zwischen 10 und 100 kV;
- Röntgenstrahlen mittlerer Energie mit Röhrensparnungen zwischen 100 und 300 kV.

Diese Klassifizierung ist identisch mit derjenigen der IAEA Richtlinien und sehr ähnlich derjenigen des DIN Standards [21, 22].

Die periodische Verifikation der Referenzdosimeter wird gemäss den Weisungen des Bundesamtes für Metrologie und Akkreditierung (metas)* [24] in zwei autorisierten Laboratorien — für jeden Energiebereich eines — durchgeführt.

* ehemals: Eidgenössisches Amt für Messwesen (EAM)

Der nächste logische Schritt im Bemühen um eine einheitliche Dosimetrie der Röntgenstrahlen im niederen und mittleren Energiebereich in der Schweiz ist die Veröffentlichung entsprechender Richtlinien. Dies ist genau der Zweck der vorliegenden Empfehlungen. Es ist zu hoffen, dass dadurch die gegenwärtige Situation in der Schweiz verbessert wird, wo mehrere Dosimetrieprotokolle in diesem Energiebereich zur Anwendung gelangen.

Die wesentlichen Punkte des vorliegenden Protokolls sind:

- die Kalibrierung aller Dosimeter erfolgt in Wasserenergiedosis
- die Kalibrierung von Referenz- und Felddosimetern sowie die dosimetrischen Messungen werden in Phantomen durchgeführt: im niederenergetischen Bereich an der Oberfläche eines Festkörperphantoms aus wasseräquivalentem Material, bei mittleren Energien in einer Tiefe von 2 g/cm^2 eines Wasserphantoms.

Diese Wahl verlangt einige Kommentare:

- die Kalibrierung in Wasserenergiedosis wurde gewählt, da dies dem eindeutigen Trend in Dosimetrieprotokollen [28] entspricht und in den meisten Zentren der Schweiz bereits gebräuchlich ist;
- die Verwendung eines Festkörperphantoms im niederenergetischen Bereich erfolgt aus Praktikabilitätsgründen;
- die Referenztiefe von 2 g/cm^2 in Wasser für den mittlereenergetischen Bereich entspricht mehr der praktischen Situation bei konventioneller Röntgentherapie; diese Tiefe wird sowohl von den neuesten Protokollen [19, 20] als auch vom neuen Entwurf der IAEA Richtlinien [28] verlangt.

Wie bereits erwähnt, sind in neuester Zeit verschiedene Dosimetrieprotokolle, welche auf den neuesten Erkenntnissen der Dosimetrie von nieder- und mittlereenergetischen Röntgenstrahlen basieren, veröffentlicht worden. Die Arbeitsgruppe „Dosimetrieprotokolle“, der SGSMP ist jedoch der Auffassung, dass keines dieser neuen Protokolle voll umfänglich für die Schweiz übernommen werden kann. Die Gründe dafür sind: Begrenzung der Energiebereiche, Wahl des Referenzkammertyps, Tiefe des Referenzpunktes in Wasser und das Kalibrierverfahren für das Referenzdosimeter. Bei der Ausarbeitung der vorliegenden Empfehlungen wurden die wesentlichen Ergebnisse anderer neuer Richtlinien berücksichtigt. Ein Vergleich der Protokolle [18 – 22] in Bezug auf die Bestimmung der Wasserenergiedosis unter Referenzbedingungen zeigt gute Übereinstimmung [25]. Dies belegt die Kohärenz der numerischen Daten aller physikalischer Grössen, die in die Bestimmung eingehen, welche in diesen Protokollen verwendet werden.

Der vorliegende Bericht ist folgendermassen aufgebaut:

- die grundlegenden Richtlinien dieser Empfehlung sind für niederenergetische Röntgenstrahlen (10 – 100 kV) in Kapitel 2, für mittelenergetische Röntgenstrahlung (100 – 300 kV) in Kapitel 3 formuliert;
- typische Unsicherheiten werden in Kapitel 4 diskutiert;
- der Literaturnachweis findet sich in Kapitel 5;
- im Anhang 6 finden sich Angaben zur Bestimmung der Korrekturfaktoren, der Wasserenergiedosis-Kalibrierfaktoren und praktische Empfehlungen.

2 Empfehlungen 10 - 100 kV

2.1 Strahlenqualität

Die Strahlenqualität Q wird durch Angabe der 1. Halbwertschichtdicke (HWS_Q) in mm Al definiert; zusätzlich empfiehlt es sich, die Röhrenspannung in kV auch anzugeben. Die Bestimmung der HWS ist in Abschnitt 6.2.3 beschrieben.

2.2 Verwendete Kammern

Zur Bestimmung der Wasserenergiedosis bei niederenergetischer Röntgenstrahlung werden Ionisationskammern mit einem Messvolumen bis zu etwa 0.2 cm^3 verwendet. Für Absolutmessungen werden luftoffene Ionisationskammern empfohlen, bei denen ein Druckausgleich mit der Umgebung stattfindet.

Es werden im allgemeinen Flachkammern verwendet. In der Schweiz sind dies zur Zeit (2000) folgende Kammern: M23342 und M23344 von PTW-Freiburg bzw. NE2532 und NE2536 von Bicon-NE Ltd.

Das verwendete Referenzdosimeter muss gemäss den metas-Weisungen [24] bei denjenigen Strahlenqualitäten, bei denen es verwendet wird, bei metas geeicht werden. Als Standard-Strahlenqualitäten Q_C werden diejenigen aus DIN 6817 [29] verwendet. Die Stabilität des Referenzdosimeters muss gemäss diesen Weisungen mindestens halbjährlich mit der radioaktiven Kontrollvorrichtung überprüft werden.

2.3 Ermittlung der Dosis im Bezugspunkt

Die Dosismessung wird an der Oberfläche eines Phantoms aus PMMA (Polymethylmethacrylat, Handelsnamen: Plexiglas, Acryl, Perspex) durchgeführt.

Die Wasserenergiedosis $D_{w,Q}$ in Gy ergibt sich aus

$$D_{w,Q} = N_{w,Q_C} * k_{Q,Q_C} * M_Q \quad (1a)$$

$$M_Q = k_{TP} * k_f * k_S * k_{pol} * k_A * M$$

mit

$D_{w,Q}$: Wasserenergiedosis für die Strahlenqualität Q an der Oberfläche des Phantoms

N_{w,Q_C} : Wasserenergiedosis-Kalibrierfaktor in Gy/C oder Gy/Skalenteil für die Strahlenqualität Q_C bezogen auf $T_0 = 293.15 \text{ K}$ und $p_0 = 1013.25 \text{ hPa}$

M_Q : korrigierte Anzeige des Dosimeters in C oder Skalenteilen

M : unkorrigierte Anzeige des Dosimeters in C oder Skalenteilen

k_{TP} : Korrektur der Luftdichte

k_f : Korrektur der relativen Luftfeuchtigkeit

k_S : Korrektur der unvollständigen Sättigung

- k_{pol} : Korrektur des Polaritätseffektes
- k_A : Korrektur für den Einfluss der FOD und der Feldgrösse
- k_{Q,Q_C} : Korrektur des Kalibrierfaktors N_{w,Q_C} , wenn die Strahlenqualität Q von der Standard-Strahlenqualität Q_C abweicht¹.

Diese Korrekturen werden in Anhang 6.1 und 6.2.4 beschrieben.

Es wird empfohlen, vor der ersten Messung die Kammer mit einer Dosis von 5 bis 10 Gy vorzubestrahlen, um ein Ladungsgleichgewicht zu erzielen.

2.4 Bezugsbedingungen und Positionierung der Kammer

Für die Dosismessung im PMMA-Phantom (z. B. PTW Typ 2962) wird die Kammer oberflächenbündig in das Phantom eingefügt. Der Bezugspunkt der Flachkammer ist der Mittelpunkt des Eintrittsfensters.

Bei Röhrensparnungen oberhalb von 50 kV können niederenergetische Elektronen aus der Tubuswand in die Kammer gelangen. Es wird empfohlen, die Tuben mit Polyäthylen- oder Polyesterfolien von etwa 0.1 mm Dicke sowohl bei der Messung als auch bei der Patientenbestrahlung abzuschliessen.

¹ Für die Bestimmung von k_{Q,Q_C} wird eine lineare Interpolation nach Anhang 6.2.4 empfohlen

3 Empfehlungen 100 - 300 kV

3.1 Strahlenqualität

Die Strahlenqualität Q wird durch Angabe der 1. Halbwertschichtdicke (HWS_Q) in mm Cu oder mm Al definiert; zusätzlich empfiehlt es sich, die Röhrenspannung in kV auch anzugeben. Die Bestimmung der HWS ist in Abschnitt 6.2.3 beschrieben.

3.2 Verwendete Kammern

Zur Bestimmung der Wasserenergiedosis bei harter Röntgenstrahlung werden Ionisationskammern mit einem Messvolumen bis zu etwa 1 cm^3 verwendet. Für Absolutmessungen werden luftoffene Ionisationskammern empfohlen, bei denen ein Druckausgleich mit der Umgebung stattfindet.

Als Kammerbauarten werden allgemein Kompaktkammern verwendet. In der Schweiz sind dies zur Zeit (2000) folgende Kammern: PTW23331, PTW30001, PTW30006 und PTW31003 von PTW-Freiburg, sowie NE2561 und NE2571 von Bicon-NE Ltd.

Das Referenzdosimeter muss bei denjenigen Strahlenqualitäten, bei denen es verwendet wird, durch das Institut de radiophysique appliquée (IRA) geeicht werden [24]. Als Standard-Strahlenqualitäten für die Eichung werden diejenigen von IAEA TRS 374 [27] verwendet. Die Stabilität des Referenzdosimeters muss gemäss der metas-Weisung [24] mindestens halbjährlich mit der radioaktiven Kontrollvorrichtung überprüft werden.

3.3 Ermittlung der Dosis im Bezugspunkt

Die Dosismessungen erfolgen im Wasserphantom in 2 g/cm^2 äquivalenter Wassertiefe. Die Wasserenergiedosis $D_{w,Q}$ in Gy ergibt sich aus

$$D_{w,Q} = N_{w,Qc} * k_{Q,Qc} * M_Q \quad (1b)$$

$$M_Q = k_{TP} * k_f * k_S * k_{pol} * k_A * M$$

mit

$D_{w,Q}$: Wasserenergiedosis für die Strahlenqualität Q am Ort des Kammerzentrums, wenn die Kammer durch Wasser ersetzt wird

$N_{w,Qc}$: Wasserenergiedosis-Kalibrierfaktor in Gy/C oder Gy/Skalenteil für die Strahlenqualität Q bezogen auf $T_0 = 293.15 \text{ K}$; $p_0 = 1013.25 \text{ hPa}$

M_Q : korrigierte Anzeige des Dosimeters in C oder Skalenteilen

M : unkorrigierte Anzeige des Dosimeters in C oder Skalenteilen

k_{TP} : Korrektur der Luftdichte

k_f : Korrektur der relativen Luftfeuchtigkeit

k_S : Korrektur der unvollständigen Sättigung

k_{pol} : Korrektur des Polaritätseffektes

k_A : Korrektur für den Einfluss der FOD und der Feldgrösse

k_{Q,Q_C} : Korrektur des Kalibrierfaktors N_{w,Q_C} , wenn die Strahlenqualität Q von der Standard-Strahlenqualität Q_C abweicht².

Diese Korrekturen werden in Anhang 6.1 und 6.2.4 beschrieben.

3.4 Bezugsbedingungen und Positionierung der Kammer

Bezugspunkt der Kompaktkammer ist der Mittelpunkt des Messvolumens auf der Kammerachse. Dieser soll in 2 g/cm² äquivalenter Wassertiefe liegen. Ist die Kompaktkammer nicht wasserdicht, so soll eine PMMA-Hülse verwendet werden, welche in der Umgebung des Messvolumens höchstens 1 mm dick ist.

Die Kompaktkammer und gegebenenfalls die PMMA-Hülse werden so befestigt, dass die Markierungslinie oder die Beschriftung auf dem Kammerstiel bzw. auf der PMMA-Hülse in Richtung Strahlenquelle zeigen. Die Kammerachse liegt dabei senkrecht zur Strahlachse.

² Für die Bestimmung von k_{Q,Q_C} wird eine lineare Interpolation nach Anhang 6.2.4 empfohlen

4 Typische Messunsicherheiten

Die bei der Bestimmung der Wasserenergiedosis im Bezugspunkt zu berücksichtigenden Messunsicherheiten können in zwei Gruppen zusammengefasst werden:

Die erste Gruppe umfasst die Unsicherheitsbeiträge bei der Eichung: Dies sind die Beiträge vom verwendeten Sekundärnormal und vom Kalibrierverfahren für das Referenzdosimeter.

Die zweite Gruppe hingegen berücksichtigt nur die Unsicherheiten der Messungen mit dem Referenzdosimeter im Benutzerstrahl und des angewendeten Messverfahrens.

Alle hier aufgeführten Unsicherheiten sind Standard-Messunsicherheiten. Der jeweils ermittelte Messwert und die zugehörige Unsicherheit geben den Bereich an, der den Wert der gemessenen Grösse mit einer Wahrscheinlichkeit von 68% enthält.

4.1 Bereich 10 - 100 kV

Die einzelnen Unsicherheitsbeiträge schlüsseln sich wie folgt auf:

Eichung des Referenzdosimeters Messunsicherheit

Kalibrierfaktor des Sekundärnormals	1.4%
Langzeitstabilität des Sekundärnormals (qualitätsabhängig)	0.5%
Kalibrierverfahren für das Referenzdosimeters	0.6%

Dosisbestimmungen mit dem Referenzdosimeter im Benutzerstrahl

Anzeige M_Q des Dosimeters (inkl. Einflussgrössen)	0.5%
Messverfahren und Langzeitstabilität des Referenzdosimeters	<u>1.7%</u>

Kombinierte Messunsicherheit der Dosisbestimmung 2.4%

4.2 Bereich 100 - 300 kV

In diesem Energiebereich sind zur Zeit (2000) noch wenige praktische Erfahrungen mit Kalibrierungen in Wasserenergiedosis verfügbar. Die geschätzte Unsicherheit der zur Bestimmung der Wasserenergiedosis verwendeten Faktoren werden in [25] diskutiert.

Die einzelnen Unsicherheitsbeiträge schlüsseln sich wie folgt auf:

Eichung des Referenzdosimeters Messunsicherheit

Kalibrierfaktor des Sekundärnormals	2.3%
Langzeitstabilität des Sekundärnormals	0.1%
Messverfahren, Kalibrierung des Referenzdosimeters	0.7%

Dosisbestimmungen mit dem Referenzdosimeter im Benutzerstrahl

Anzeige M_Q des Dosimeters (inkl. Einflussgrössen)	0.8%
Messverfahren und Langzeitstabilität des Referenzdosimeters	<u>0.7%</u>

Kombinierte Messunsicherheit der Dosisbestimmung 2.7%

5 Literaturverzeichnis

1. SSRMP (Swiss Society of Radiation Biology and Medical Physics), Dosimetry of high energy photon and electron beams. Recommendations n° 4. SSRMP (1986) (revision 1992).
2. IAEA (International Atomic Energy Agency), Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice. Technical Reports Series N° 277, IAEA, Vienna (1987).
3. IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine), Report of the IPSM working party on low and medium energy x-ray dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 36, 1027-1038 (1991).
4. MA, C.-M. and NAHUM, A.E., Bragg-Gray theory and ion chamber dosimetry in photon beams, *Phys. Med. Biol.* 36, 413-428 (1991).
5. NAHUM, A.E. and KNIGHT, R.T., Consistent formalism for kilovoltage X ray dosimetry, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), pp 451-459, IAEA, Vienna (1994).
6. NAHUM, A.E., The physics of low- and medium-energy x-ray dosimetry, Internal Report ICR-PHYS-1/94, Royal Marsden NHS Trust, Sutton, Surrey (1994).
7. GROSSWENDT, B., Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size, *Phys. Med. Biol.* 35, 1233-1245 (1990).
8. GROSSWENDT, B., Dependence of the photon backscatter for water on irradiation field size and source-to-phantom distances between 1.5 and 10 cm, *Phys. Med. Biol.* 38, 305-310 (1993).
9. KNIGHT, R.T., Backscatter Factors for Low- and Medium-energy x-rays calculated by the Monte Carlo Method, Internal Report ICR-PHYS-1/93, Royal Marsden NHS Trust, Sutton, Surrey (1993).
10. KNIGHT, R.T. and NAHUM, A.E., Depth and field-size dependence of ratios of mass energy absorption coefficient, water to air, for kilovoltage x-ray dosimetry, Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), pp. 361-370, IAEA, Vienna (1994).
11. MA, C.-M. and NAHUM, A.E., Monte Carlo calculated correction factors for a NE 2571 chamber in medium-energy photon beams, Proc. IAEA Int. Symp. on Measurement Assurance in Dosimetry (Vienna 1993), IAEA-SM-330/5 pp. 371-81, IAEA, Vienna (1994)
12. MA, C.-M. and NAHUM, A.E., Calculations of ion chamber displacement effect corrections for medium-energy x-ray dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 40, 45-62 (1995).
13. MA, C.-M. and NAHUM, A.E., Monte Carlo calculated stem effect corrections for NE 2561 and NE 2571 chambers in medium-energy x-ray beams, *Phys. Med. Biol.* 40, 63-72 (1995).
14. SEUNTJENS, J., THIERENS, H., Van der PLAETSEN, A. and SEGAERT, O., Determination of absorbed dose to water with ionisation chambers calibrated in free air for medium energy x-rays, *Phys. Med. Biol.* 33, 1171-1185 (1988).

15. KLEVENHAGEN, S.C., Experimentally determined backscatter factors for x-rays generated at voltages between 16 and 140 keV, *Phys. Med. Biol.* 34, 1871-1882 (1989).
16. SEUNTJENS, J., THIERENS, H. and SCHNEIDER, U., Correction factors for cylindrical ionisation chambers used in medium energy x-rays beams, *Phys. Med. Biol.* 38, 805-832 (1993).
17. SEUNTJENS, J. and VERHAEGEN, F., Dependence of overall correction factor of a cylindrical ionization chamber on field size and depth in medium-energy x-ray beams, *Med. Phys.* 23, 1789-1796 (1996).
18. IAEA (International Atomic Energy Agency), Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice. Technical Reports Series N° 277, 2nd edition, IAEA, Vienna (1997).
19. IPEMB (Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology), The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al-4 mm Cu HVL, 10-300 kV generating potential), *Phys. Med. Biol.* 41, 2605-2625 (1996).
20. NCS (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry), Dosimetry of low and medium energy x-rays. A code of practice for use in radiotherapy and radiobiology, NCS Report 10, NCS, Delft (1997)
21. DIN 6809-4, Klinische Dosimetrie - Teil 4: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrensparnungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildiagnostik, Deutsches Institut für Normung, Berlin (1988).
22. DIN 6809-5, Klinische Dosimetrie - Teil 5: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrensparnungen von 100 bis 400 kV in der Strahlentherapie, Deutsches Institut für Normung, Berlin (1996).
23. NEMEC, H.W. und ELMER, E., Qualitätskontrollen an Röntgentherapieanlagen in der Schweiz, Gemeinsame Wissenschaftliche Tagung der SGSMP und SGBT, Paul Scherrer Institut, Villigen, 4. – 5. November 1993, Tagungsberichte, S. 151-156.
24. EAM (Eidgenössisches Amt für Messwesen), Weisungen über den Aufbau, die messtechnischen Eigenschaften und die Eichung von ortsunabhängigen Referenz-Dosimetersystemen für die Strahlentherapie, EAM, Wabern (1997).

25. PEIXOTO, J.G.P. and ANDREO,P., Determination of absorbed dose to water in reference conditions for radiotherapy kilovoltage X-rays between 10 and 300 kV: a comparison of data in the IAEA, IPEMB, DIN and NCS dosimetry protocols, *Phys. Med. Biol.* 45, 563-575 (2000).
26. BOAG, J.W., Ionization chambers, in *Radiation Dosimetry* (K.R. Kase, B.E. Bjärngard and F.H. Attix, eds.), vol. 2, pp.169-243, Academic Press, New York (1987).
27. IAEA (International Atomic Energy Agency), *Calibration of dosimeters used in radiotherapy*, Technical Reports Series N° 374, IAEA, Vienna (1994).
28. IAEA (International Atomic Energy Agency), *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy based on absorbed-dose-to-water standards: an international code of practice for dosimetry. Draft V.4*, IAEA, Vienna (1998).
29. DIN 6817: *Dosimeter mit Ionisationskammern für Photonen- und Elektronenstrahlung zur Verwendung in der Strahlentherapie; Regeln für die Herstellung*. Deutsches Institut für Normung, Berlin (1984).
30. DGMP (Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik), *Praxis der Weichstrahldosimetrie*, DGMP-Bericht Nr. 5 (1986).
31. ROSSER, K.E., Investigation of the chamber correction factor (k_{ch}) for the UK secondary standard ionization chamber (NE2561/NE2611) using medium-energy x-rays, *Phys. Med. Biol.* 43, 3195-3206 (1998).
32. International Electrotechnical Committee, *Medical Electrical Equipment. Dosimeters with ionisation chambers as used in radiotherapy*, Standard IEC-60731, IEC, Geneva (1997).

6 Anhang

6.1 Korrekturen

6.1.1 Luftdichte

Der Korrekturfaktor k_{TP} berücksichtigt bei offenen Ionisationskammern den Einfluss der von Luftdruck p und Temperatur T abhängigen Luftdichte im Messvolumen der Ionisationskammer.

Weichen bei der Dosimetrie mit offenen Ionisationskammern Luftdruck oder Temperatur von den Bezugsbedingungen ab, so muss die Anzeige des Dosimeters mit dem Korrekturfaktor k_{TP} korrigiert werden:

$$k_{TP} = \frac{T * p_0}{T_0 * p} \quad (2)$$

Dabei sind die Bezugswerte $T_0 = 293.15$ K und $p_0 = 1013.25$ hPa. Auf diese Werte beziehen sich die Kalibrierfaktoren der Ionisationskammer. T ist die absolute Temperatur (in K) im Messvolumen der Ionisationskammer und p der am Messort herrschende Luftdruck (in hPa).

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

Als Temperaturwert der Luft in der Kammer soll derjenige des Phantoms gewählt werden; dazu müssen Kammer und Phantom im thermischen Gleichgewicht sein. Die Phantomtemperatur soll gemessen werden, da diese gewöhnlich verschieden ist von der Raumtemperatur. Der Ort der Temperaturmessung sollte so nah wie möglich beim Kammervolumen liegen. Das Phantom sollte nahe beim thermischen Gleichgewicht mit der Umgebung sein, um einen Temperaturdrift zu vermeiden.

Thermometer und Barometer, welche für diese Messungen verwendet werden, müssen über eine Kalibrierung verfügen, die rückverfolgbar ist auf einen nationalen oder internationalen Standard.

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

Eine andere Methode zur Bestimmung des Luftdichte-Korrekturfaktors besteht darin, den Kontrollstrom der radioaktiven Kontrollvorrichtung vor und nach der eigentlichen Messung zu bestimmen und den Mittelwert mit dem Referenzwert — korrigiert für den Zerfall — zu vergleichen. Damit wird:

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

mit

- M_k : Ionisationsstrom zum Zeitpunkt der Eichung
- M_m : Mittelwert der zwei Ionisationsstrom-Messungen zum Zeitpunkt der Messungen
- $\exp\left[-\ln 2 * \left(t/T_{1/2}\right)\right]$: Zerfallsfaktor für die Zeit t zwischen Eichung und Datum der aktuellen Messung ($T_{1/2} = 28.7$ Jahre für Strontium-90)

Diese Methode liefert nur annehmbare Resultate, falls die Temperaturen der Kontrollvorrichtung und des Phantoms gleich sind. Im Falle ungleicher Temperaturen muss ein zusätzlicher — der Temperaturdifferenz entsprechender — Korrekturfaktor für die Luftdichte angewendet werden.

6.1.2 Luftfeuchtigkeit

Es ist schwierig, die relative Feuchtigkeit der Luft in der Kammer zu bestimmen. Die Kalibrierfaktoren gelten für 50% relative Luftfeuchtigkeit. Für Messungen zwischen 20% und 70% und im Temperaturbereich von 15°C bis 25°C ist die Korrektur jedoch klein (<0.1%) und kann vernachlässigt werden, d.h.

$$k_f = 1 \quad (3)$$

6.1.3 Unvollständige Sättigung

Der Korrekturfaktor k_s für unvollständige Sättigung hängt von der Geometrie der Ionisationskammer, der angelegten Kammer Spannung und der Dosisleistung ab.

Berechnung des Korrekturfaktors k_s :

Für kontinuierliche Strahlung ist der Korrekturfaktor bei luftgefüllten Ionisationskammern nach der Theorie von Boag [26] näherungsweise gegeben durch die Zahlengleichung

$$k_s = 1 + 2.4 * \dot{D} * \frac{d^4}{U^2} \quad (4)$$

mit

- \dot{D} : Dosisleistung in Gy/s
- d : Effektiver Elektrodenabstand in mm
- U : Kammer Spannung in V

Bei Flachkammern ist d gleich dem geometrischen Abstand der Elektroden. Bei zylindrischen Kompaktkammern ist d gegeben durch den Ausdruck

$$d_{zyl} = (R - r) * \sqrt{\frac{R + r}{R - r} * \frac{\ln(R/r)}{2}} \quad (5)$$

und bei sphärischen Kompaktkammern durch

$$d_{sp} = (R - r) * \sqrt{\frac{R/r + 1 + r/R}{3}} \quad (6)$$

Hierbei ist R der Radius der äusseren und r der Radius der inneren Elektrode in mm. Bei Kompaktkammern, die aus einem zylinderförmigen und einem halbkugelförmigen Anteil bestehen, kann die Korrektur für beide Teile getrennt berechnet und gemäss der Volumenanteile gewichtet und gemittelt werden.

Messung des Korrekturfaktors k_s :

In der Nähe der Sättigung ($k_s < 1.05$) sind einige Messungen bei verschiedenen Kammeranspannungen U vorzunehmen. Die entsprechenden Elektrometeranzeigen M werden als $1/M$ gegen $1/U^2$ aufgetragen. Die Anzeige bei Sättigung M_s ergibt sich als Kehrwert des Achsenabschnittes der linear gegen Null (unendlich grosse Spannung) extrapolierten Geraden. Der Sättigungskorrekturfaktor ist dann

$$k_s = \frac{M_s}{M} \quad (7)$$

Dabei ist M die Anzeige bei der üblicherweise verwendeten Kammeranspannung. Gemäss IAEA [28] ist in den meisten Fällen keine Sättigungskorrektur nötig.

6.1.4 Polarisierungseffekt

Wird das Dosimeter mit der bei der Eichung angelegten Kammeranspannung und Polarität verwendet, so muss die Anzeige nicht korrigiert werden, d.h.

$$k_{pol} = 1 \quad (8)$$

6.1.5 Abhängigkeit von der FOD und von der Feldgrösse

Es wird angenommen, dass der Kammerfaktor durch verschiedene FOD's nicht beeinflusst wird. Bei der Messung von niederenergetischer Röntgenstrahlung (unterhalb von 100 kV) mit der Kammer PTW 23342 liegt die Feldgrössenabhängigkeit für Felddurchmesser zwischen 3 und 10 cm innerhalb von 1%, kann jedoch für kleinere Felder und andere Kammertypen höhere Werte annehmen [20]. Für die harte Röntgenstrahlung liegen für die Kammer PTW 23331 k_A -Werte für die Feldgrössen 5 cm x 5 cm und 15 cm x 15 cm vor [22].

6.2 Empfehlungen und Hinweise

6.2.1 Bestimmung der Einflussgrößen

Für jede Messung einer Einflussgrösse sollte ein Messgerät verwendet werden, das rückverfolgbar auf nationale oder internationale Normale ist.

6.2.1.1 Temperatur

Die Temperatur des Phantoms wird mit einem Thermometer gemessen, wobei der Messort möglichst nahe beim Messvolumen der Ionisationskammer liegen sollte. Die Lufttemperatur im Kammervolumen wird der Phantom-Temperatur gleichgesetzt. Es ist darauf zu achten, dass sich vor der Temperaturmessung die Ionisationskammer im Temperaturgleichgewicht mit ihrer Umgebung befindet. Bei den in 2.2 und 3.2 aufgeführten Ionisationskammern beträgt die Einstellzeit für Temperaturgleichgewicht etwa 2 – 3 Minuten pro Grad Temperaturdifferenz.

6.2.1.2 Luftdruck

Es ist darauf zu achten, dass der am Messort herrschende Luftdruck für die Luftdichtekorrektur verwendet wird. Bei üblichen Ionisationskammern beträgt die Einstellzeit für Druckgleichgewicht nur wenige Sekunden, so dass davon ausgegangen werden kann, dass während der Messung Druckgleichgewicht zwischen dem Messvolumen und der Umgebung herrscht.

6.2.2 Kontrollstrommessungen

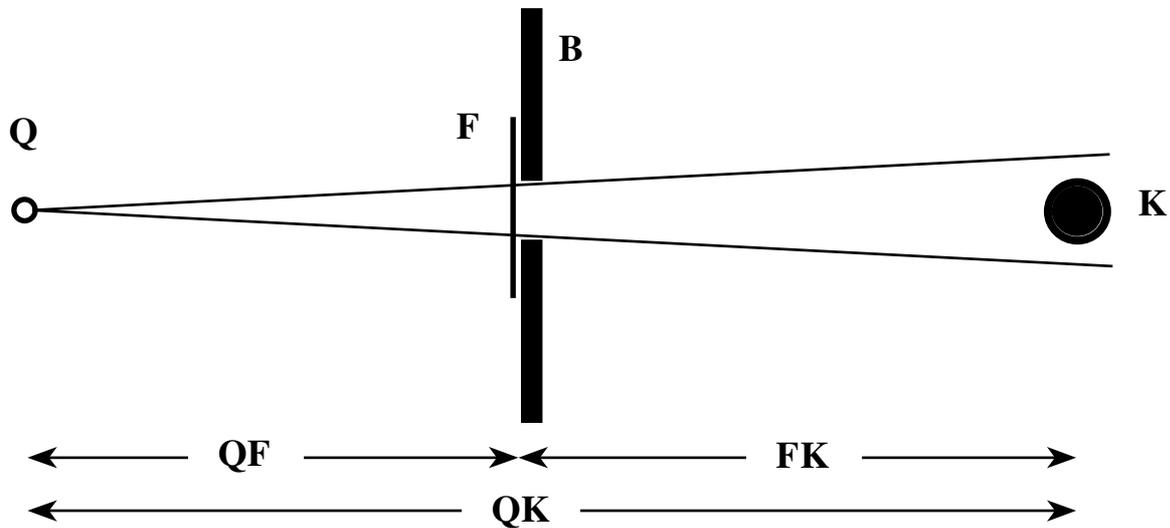
Der Kontrollstrom des Referenzdosimeters muss gemäss den metas-Weisungen [24] mindestens zweimal jährlich überprüft werden. Dabei sollen rückverfolgbar kalibrierte Thermometer und Barometer verwendet werden.

Weicht der bezüglich Luftdichte korrigierte aktuelle Wert des Kontrollstromes um mehr als 0.5% (1.5% für den Energiebereich 10-100 kV) von dem auf das Messdatum umgerechneten Sollwert ab, so muss das Dosimeter neu geeicht werden. Bei der Umrechnung des Sollwertes auf das Messdatum soll die gleiche Halbwertszeit (28.7 Jahre bei Strontium-90) wie im Eichzertifikat angegeben verwendet werden.

Allfällige Abweichungen dürfen nicht justiert oder korrigiert werden.

6.2.3 HWS – Messungen

Zur Bestimmung der HWS wird die folgende Anordnung empfohlen:



Q: Strahlenquelle

F: Filter

B: Blende

K: Kammer

QF: Quelle-Filter-Distanz

FK: Filter-Kammer-Distanz

QK: Quelle-Kammer-Distanz

Für die Messung sollen Kammern mit geringer Energieabhängigkeit der Ansprechempfindlichkeit verwendet werden.

Der Durchmesser der Blende sollte mindestens so gross sein, dass der Kammerkörper vollständig im homogenen Teil des Strahles liegt, jedoch nicht grösser als 3 cm.

QF sollte QK/2 betragen. Im niederenergetischen Bereich liegt der Abstand QK in der Grössenordnung von 30 cm, im mittlereenergetischen Bereich von 100 cm.

Das Filtermaterial (Al, Cu) soll in reiner Form (mindestens 99.5%, besser 99.9 %) verwendet werden.

Die Filterdicke f , welche schliesslich die HWS_Q festlegt, soll so gewählt werden, dass der Quotient q aus der Messung mit Filter und jener ohne Filter möglichst genau 0.5 beträgt. Ist q für die Filterdicke f_x nicht hinreichend genau 0.5, so erhält man die HWS_Q aus der Näherung:

$$HWS_Q = f_x * \frac{\ln(0.5)}{\ln(q)} = - \frac{0.693 * f_x}{\ln(q)} \quad (9)$$

6.2.4 Interpolationsverfahren für die Korrektur des Kalibrierfaktors

Entspricht die Strahlenqualität Q keiner Standard-Strahlenqualität, für welche das Referenzdosimeter geeicht worden ist, so ist die Korrektur des Kalibrierfaktors für die Strahlenqualität Q mit der Halbwertschichtdicke HWS_Q zwischen den beiden Strahlenqualitäten Q_{C1} und Q_{C2} mit den Halbwertschichtdicken HWS_1 und HWS_2 , für welche die Kalibrierfaktoren $N_{w,Q_{C1}}$ und $N_{w,Q_{C2}}$ existieren, mit folgender Formel zu berechnen:

$$k_{Q,Q_{C1}} = 1 + \frac{(N_{w,Q_{C2}}) - (N_{w,Q_{C1}})}{(N_{w,Q_{C1}})} * \frac{[HWS_Q - HWS_1]}{[HWS_2 - HWS_1]} \quad (10)$$

In diesem Fall muss für die anschliessende Berechnung der Dosis entsprechend der Kalibrierfaktor $N_{w,Q_{C1}}$ verwendet werden.

6.2.5 Eichung der Referenzdosimeter

Gemäss den metas-Weisungen [24] muss das Referenzdosimeter mindestens alle 4 Jahre bei den Strahlenqualitäten, bei denen es verwendet wird, geeicht werden. Ionisationskammer und Elektrometer des Referenzdosimeters werden dabei stets als Einheit geeicht.

6.3 Anforderungen an die Instrumentierung

6.3.1 Ionisationskammern

Ionisationskammer und Elektrometer des Referenzdosimeters sollen stets als Einheit kalibriert werden.

6.3.2 Elektrometer

Das Elektrometer muss den Anforderungen an ein Referenzgerät der Norm IEC 60731 [32] genügen.

6.3.3 Phantome

6.3.3.1 Bereich 10-100 kV

Empfohlen wird ein PMMA-Phantom, in welchem die Ionisationskammer so eingeschoben werden kann, dass ihr Fenster bündig zur Oberfläche des Phantoms zu liegen kommt. Senkrecht zur Strahlrichtung soll das Phantom eine solche Ausdehnung haben, dass es überall grösser als das Strahlungsfeld ist. In Strahlrichtung sollte es mindestens 5 cm tief sein.

6.3.3.2 Bereich 100-300 kV

Empfohlen wird ein Wasserphantom mit PMMA-Wänden. Das Phantom soll an jeder Seite mindestens 5 cm grösser als das eingestellte Feld sein. In Strahlrichtung soll es zudem mindestens 10 cm tiefer als die grösste Messtiefe sein. Für Messungen mit horizontalem Röntgenstrahl soll die Dicke des seitlichen PMMA-Eintrittsfensters nicht grösser als 0.5 cm sein. Bei Wasserphantomen kann eine Verformung des Wasserbehälters und Wasserverdunstung auftreten. Hierdurch können sich Messtiefe und Fokus-Phantomoberflächen-Abstand mit der Zeit verändern.

6.3.4 Messgeräte für die Bestimmung der Luftdichtekorrektur (Barometer / Thermometer)

Barometer und Thermometer, welche für die Bestimmung der Luftdichtekorrektur verwendet werden, müssen rückverfolgbar auf nationale oder internationale Normale sein. Die kombinierte Standard-Messunsicherheit der Luftdichtekorrektur soll nicht grösser als 0.3% sein.

6.4 Bestimmung des Wasserenergiedosis- Kalibrierfaktors des Sekundärnormals der Eichstelle IRA im Bereich 100-300 kV

Im Energiebereich 100-300 kV verfügt die Eichstelle zur Zeit (2000) nur über Sekundärnormale, die in Luftkerma kalibriert sind. Der Wasserenergiedosis-Kalibrierfaktor dieser Sekundärnormale wird aus dem Luftkerma-Kalibrierfaktor wie folgt abgeleitet [2, 5, 6, 18]:

$$N_{w,Q_C} = N_{K,Q_C} * k_{a,w} * \left(\overline{\mu_{en}/\rho} \right)_{w,air}^d \quad (11)$$

mit:

N_{K,Q_C} : Luftkerma-Kalibrierfaktor des Referenzdosimeters für Strahlenqualität Q_C

$k_{a,w}$: Kammerkorrekturfaktor für den Übergang Luft - Wasser

$\left(\overline{\mu_{en}/\rho} \right)_{w,air}^d$: Verhältnis der Massenabsorptionskoeffizienten für Wasser und Luft, gemittelt über die spektrale Energiefluenz im Wasserphantom in der Tiefe d ; abhängig von der Strahlenqualität Q_C .

Der Kammerkorrekturfaktor $k_{a,w}$ berücksichtigt die folgenden Effekte [18]:

- Einfluss der Differenz sowohl der spektralen als auch der Winkelverteilung der Photonen Fluenz bei der Kalibrierung frei Luft und der Messung in der Tiefe d des Wasserphantoms;
- Einfluss der Verdrängung von Wasser durch ein Luftvolumen der Gestalt der Ionisationskammer;

- Einfluss des Ionisationskammerstiels sowohl bei der Kalibrierung frei Luft als auch bei der Messung im Wasserphantom;
- Einfluss der Schutzhülse, die bei nicht wasserdichten Ionisationskammern verwendet wird.

Der Korrekturfaktor $k_{a,w}$ hängt von der Ionisationskammer, der Strahlenqualität Q_C und der Messtiefe d in Wasser ab.

Die Werte des Kammerkorrekturfaktors für den Übergang Luft – Wasser $k_{a,w}$ des Sekundärnormals NE2561 für eine Tiefe von 2 g/cm^2 in Wasser sind experimentell bestimmt worden [31]; sie sind in Tabelle 1 zusammen mit der geschätzten Unsicherheit (1σ) aufgeführt.

Tabelle 1. Kammerkorrekturfaktor für den Übergang Luft – Wasser $k_{a,w}$ für 2 g/cm^2 Wassertiefe in Abhängigkeit von der Strahlenqualität für das Sekundärnormal NE2561 [31]

HWS		$k_{a,w}$	Unsicherheit (1σ) (%)
mm Al	mm Cu		
4.0	0.15	1.023	3
5.0	0.20	1.023	2
8.3	0.5	1.023	1.7
11.9	1.0	1.022	1.5
15.2	2.0	1.020	1.5
19.3	4.0	1.018	1.0

Für mehrere Strahlenqualitäten ist das Verhältnis $(\overline{\mu_{en}/\rho})_{w,air}^d$ mittels Monte Carlo Simulation bei der Referenztiefe 2 g/cm^2 [19, 20] berechnet worden. Die Werte in Tabelle 2 stammen aus Ref. [20] und wurden entsprechend der beim Eichlabor zur Verfügung stehenden Standard-Strahlenqualitäten ausgewählt. Ihre geschätzte Unsicherheit beträgt 1%.

Tabelle 2. Verhältnis der Massenabsorptionskoeffizienten, Wasser – Luft $(\overline{\mu_{en}/\rho})_{w,air}^d$ bei einer Tiefe von 2 g/cm^2 im Wasserphantom für ein Feld von $10 \times 10 \text{ cm}$ in Abhängigkeit von der Strahlenqualität, ausgedrückt in HWS.

HWS		$(\overline{\mu_{en}/\rho})_{w,air}^d$
mm Al	mm Cu	
2.8	0.10	1.025
3.7	0.15	1.026
4.4	0.2	1.028
6.1	0.3	1.036
7.8	0.4	1.039
9.1	0.5	1.046
	0.6	1.050
	0.8	1.058
	1.0	1.063
	1.5	1.073
	2.0	1.082
	3.0	1.093
	4.0	1.103
	5.0	1.112

6.5 Glossar und Symbole

\dot{D}	: Dosisleistung in Gy / s
d	: effektiver Elektrodenabstand
d_{sp}	: effektiver Elektrodenabstand bei sphärischen Kompaktkammern
$D_{w,Q}$: Wasserenergiedosis für die Strahlenqualität Q
d_{zyl}	: effektiver Elektrodenabstand bei zylindrischen Kompaktkammern
FOD	: Fokus – Oberfläche – Abstand
HWS	: Halbwertschichtdicke
k_A	: Korrekturfaktor für den Einfluss der FOD und der Feldgrösse
$k_{a,w}$: Kammerkorrekturfaktor für den Übergang Luft - Wasser
k_f	: Korrekturfaktor der relativen Luftfeuchtigkeit
k_{pol}	: Korrekturfaktor des Polaritätseffektes
k_{Q,Q_C}	: Korrekturfaktor des Kalibrierfaktors N_{w,Q_C} , wenn die Strahlenqualität Q von der Standard Strahlenqualität Q_C abweicht.
k_S	: Korrekturfaktor der unvollständigen Sättigung
k_{TP}	: Korrekturfaktor der Luftdichte
M	: unkorrigierte Anzeige des Dosimeters in C oder Skalenteilen
M_k	: Referenz Wert des Ionisationsstromes bei Messung der Kontrollvorrichtung (Wert zum Zeitpunkt der Eichung)
M_m	: Mittelwert des Ionisationsstromes bei Messung der Kontrollvorrichtung
M_Q	: korrigierte Anzeige des Dosimeters in C oder Skalenteilen
M_S	: Dosimeteranzeige bei vollständiger Sättigung
μ_{en}/ρ	: Massenabsorptionskoeffizient
$\left(\overline{\mu_{en}/\rho}\right)_{w,air}^d$: Verhältnis der Massenabsorptionskoeffizienten für Wasser und Luft gemittelt über die spektrale Energie Fluenz in der Tiefe d
N_{K,Q_C}	: Luftkerma-Kalibrierfaktor des Referenzdosimeters für Strahlenqualität Q_C
N_{w,Q_C}	: Wasserenergiedosis Kalibrierfaktor in Gy/C oder Gy/Skalenteil für die Strahlenqualität Q_C bezogen auf $T_0 = 293.15$ K; $p_0 = 1013.25$ hPa
p, p_0	: absoluter Luftdruck: aktueller und Referenz Wert

Q	: Strahlenqualität
Q_c	: Standard-Strahlenqualität
R	: innerer Radius der äusseren Elektrode
r	: äusserer Radius der inneren Elektrode
T, T_0	: absolute Temperatur: aktueller und Referenz Wert
$T_{1/2}$: Halbwertszeit ($T_{1/2} = 28.7$ Jahre für Strontium-90)

6.6 Mitglieder der Arbeitsgruppe

L. André, Radio-Onkologie, Lindenhofspital, 3001 Bern

A. von Arx, Ringstrasse 5, 4600 Olten

P. Cossmann, Abt. für Med. Strahlenphysik, Inselspital 3010 Bern

M. Grecescu, Institut de radiophysique appliquée, Grand-Pré 1, 1007 Lausanne

F. Ionescu, Radio-Onkologie, Kantonsspital, Loestrasse 170, 7000 Chur

B. Leemann, Radio-Onkologie, Kantonsspital Luzern, 6000 Luzern 16

H.W. Nemeč, Radiologische Physik, Kantonsspital Basel, 4031 Basel (Vorsitz)

W. Roser, Abt. Strahlenmedizin, Paul Scherrer Institut, 5232 Villigen-PSI

G. Stucki, Sektion TIS, metas, Lindenweg 50, 3003 Bern-Wabern

6.7 Dank

Für die kritische Durchsicht des Protokolls und für wertvolle Anregungen danken wir den Mitarbeitern der Sektion TIS des Bundesamtes für Metrologie und Akkreditierung.