



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)

Dosimétrie des faisceaux de rayons X dans le domaine des faibles et des moyennes énergies

(Recommandations)

Nr. 9

Mai 2001

ISBN 3-908125-29-4

Table des matières

| | |
|---------|--|
| 1 | <u>Introduction</u> |
| 2 | <u>Protocole pour les faisceaux de rayons X entre 10 et 100 kV</u> |
| 2.1 | Qualité du rayonnement |
| 2.2 | Chambres d'ionisation utilisées |
| 2.3 | Détermination de la dose au point de référence |
| 2.4 | Conditions de référence et positionnement de la chambre |
| 3 | <u>Protocole pour les faisceaux de rayons X entre 100 et 300 kV</u> |
| 3.1 | Qualité du rayonnement |
| 3.2 | Chambres d'ionisation utilisées |
| 3.3 | Détermination de la dose au point de référence |
| 3.4 | Conditions de référence et positionnement de la chambre |
| 4 | <u>Incertitudes représentatives de mesure</u> |
| 4.1 | Domaine entre 10 et 100 kV |
| 4.2 | Domaine entre 100 et 300 kV |
| 5 | <u>Bibliographie</u> |
| 6 | <u>Annexe</u> |
| 6.1 | Corrections |
| 6.1.1 | Densité de l'air |
| 6.1.2 | Humidité de l'air |
| 6.1.3 | Saturation incomplète |
| 6.1.4 | Effet de polarité |
| 6.1.5 | Dépendance avec la DFS et la grandeur de champ |
| 6.2 | Recommandations et indications |
| 6.2.1 | Détermination des grandeurs qui influencent la mesure |
| 6.2.1.1 | Température |
| 6.2.1.2 | Pression |
| 6.2.2 | Mesures avec la source de contrôle |
| 6.2.3 | Détermination de la couche de demi-atténuation |
| 6.2.4 | Procédure d'interpolation pour la correction du facteur d'étalonnage |
| 6.2.5 | Vérification du dosimètre de référence |

Table des matières (cont.)

| | |
|---------|---|
| 6.3 | Exigences concernant l'instrumentation |
| 6.3.1 | Chambres d'ionisation |
| 6.3.2 | Electromètres |
| 6.3.3 | Fantômes |
| 6.3.3.1 | Domaine entre 10 et 100 kV |
| 6.3.3.2 | Domaine entre 100 et 300 kV |
| 6.3.4 | Instruments de mesure pour la détermination de la correction de la densité de l'air |
| 6.4 | Détermination du facteur d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour le standard secondaire du Service de vérification de l'IRA dans le domaine entre 100 et 300 kV |
| 6.5 | Glossaire et symboles |
| 6.6 | Membres du groupe de travail |
| 6.7 | Remerciements |

1 Introduction

La Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale (SSRPM) a publié en 1986 des recommandations sur la dosimétrie des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie [1]; ces recommandations ont été révisées en 1992. Le présent rapport concerne la dosimétrie des faisceaux de rayons X dans le domaine des faibles et moyennes énergies; il complète la collection des recommandations de la SSRPM pour des types et qualités de rayonnement utilisés dans le domaine de la radiothérapie.

Il peut paraître étonnant que cette lacune ne soit comblée que maintenant. Il faut cependant rappeler que l'AIEA a publié en 1987 son premier protocole ("Code of practice") [2] qui couvrait toutes les énergies de photons utilisées en radiothérapie; à la suite de cette publication, des résultats contradictoires dans le domaine de la dosimétrie des rayons X de moyenne énergie ont été rapportés. Ceci a motivé plusieurs études concernant aussi bien ce domaine que celui de la dosimétrie des rayons X de faible énergie. Ces études comprennent des analyses critiques [3], des développements théoriques [4-6], des simulations de Monte Carlo [7-13] et des travaux expérimentaux [14-17]. Elles ont conduit à un progrès significatif dans la compréhension des bases physiques de la dosimétrie dans ce domaine d'énergie. Les résultats ont été intégrés dans une deuxième édition du protocole de l'AIEA [18] et aussi dans de nouveaux protocoles nationaux [19-22].

Les présentes recommandations concernent exclusivement la dosimétrie des rayons X dans le domaine des tensions d'accélération situées entre 10 et 300 kV et leur application en radiothérapie et en radiobiologie.

La dosimétrie des rayons X utilisés en radiodiagnostic ne sera pas abordée dans ce rapport à cause de leurs propriétés spécifiques (qualités de rayonnement différentes, rayonnement pulsé et autres grandeurs dosimétriques).

L'Office fédéral de la santé publique a effectué une évaluation locale des installations de radiothérapie dans le domaine des faibles et moyennes énergies en Suisse [23]. Cette étude a mis en évidence que l'on peut, en tenant compte des installations, des applications cliniques et des instruments de dosimétrie, distinguer les deux domaines suivants:

- rayonnements X de faible énergie, tension d'accélération située entre 10 et 100 kV;
- rayonnements X de moyenne énergie, tension d'accélération située entre 100 et 300 kV.

Cette classification est identique à celle retenue dans les directives de l'AIEA et est très proche de celle utilisée dans les normes DIN [21, 22].

La vérification périodique des dosimètres de référence est effectuée selon les directives de l'Office fédéral de métrologie et d'accréditation (metas)* [24] par deux laboratoires autorisés, un par domaine énergétique.

* autrefois: Office fédérale de métrologie (OFMET); Eidgenössisches Amt für Messwesen (EAM)

La démarche logique suivante, dans l'optique d'une dosimétrie des rayons X unifiée dans le domaine des faibles et moyennes énergies, consiste en la publication de directives correspondantes. C'est précisément le but des présentes recommandations. Il est à souhaiter que la situation actuelle en Suisse, caractérisée par l'utilisation de plusieurs protocoles dosimétriques dans ce domaine d'énergie, s'en trouve améliorée.

Les aspects principaux du présent protocole sont les suivants:

- l'étalonnage de tous les dosimètres s'effectue en dose absorbée dans l'eau;
- l'étalonnage des dosimètres de référence et des dosimètres d'usage courant, ainsi que les mesures dosimétriques, sont effectuées dans des fantômes; dans le domaine des faibles énergies l'étalonnage est effectué à la surface d'un fantôme solide en matériau équivalent à l'eau, pour les énergies moyennes à une profondeur de 2 g/cm^2 dans un fantôme d'eau.

Ce choix appelle quelques commentaires:

- l'étalonnage en dose absorbée dans l'eau a été choisie parce qu'elle s'inscrit dans la tendance actuelle des protocoles dosimétriques [28] et qu'elle est déjà appliquée dans la plupart des centres en Suisse;
- l'utilisation d'un fantôme solide dans le domaine des faibles énergies est une conséquence directe du point ci-dessus;
- la profondeur de référence de 2 g/cm^2 dans l'eau pour le domaine des moyennes énergies correspond mieux à la situation pratique dans la thérapie conventionnelle aux rayons X; cette profondeur est retenue dans les protocoles récents [19, 20] et dans le nouveau projet de directives de l'AIEA [28].

Comme mentionné ci-dessus, différents protocoles dosimétriques ont été publiés récemment, protocoles basés sur les nouvelles connaissances dans le domaine de la dosimétrie des rayons X de faible et moyenne énergie. Le groupe de travail "Protocoles dosimétriques" de la SSRPM est cependant de l'avis qu'aucun de ces nouveaux protocoles ne peut être complètement repris en Suisse. Les raisons en sont les suivantes : limitation des domaines d'énergie, choix du type de la chambre de référence, profondeur du point de référence dans l'eau et procédure d'étalonnage du dosimètre de référence. Lors de la préparation de nos présentes recommandations, on a tenu compte des résultats d'autres directives récentes. Une comparaison des protocoles [18-22] concernant la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence a indiqué un bon accord. Ceci démontre la cohérence des données numériques de toutes les grandeurs physiques concourant à cette détermination et utilisées dans ces protocoles.

Le présent rapport est organisé comme suit:

- Les directives de base de cette recommandation sont indiquées au chapitre 2 pour les rayonnements X entre 10 et 100 kV et au chapitre 3 pour les rayonnements X entre 100 et 300 kV.
- Les incertitudes représentatives sont discutées au chapitre 4.
- La bibliographie se trouve au chapitre 5.
- Les données utilisées pour calculer les facteurs de correction et les facteurs d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau, ainsi que des recommandations pratiques sont données dans l'annexe 6.

2 Protocole pour les faisceaux de rayons X entre 10 et 100 kV

2.1 Qualité du rayonnement

La qualité du rayonnement Q est définie en spécifiant la première couche de demi-atténuation (CDA_Q) en mm d'aluminium; il est recommandé de donner en plus la tension appliquée au tube en kV. La détermination de la CDA est décrite au paragraphe 6.2.3.

2.2 Chambres d'ionisation utilisées

On utilise, pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau pour un rayonnement X de faible énergie, des chambres d'ionisation ayant un volume de mesure qui peut aller jusqu'à environ $0,2 \text{ cm}^3$. Pour la mesure absolue, il est recommandé d'utiliser des chambres non étanches dans lesquelles un équilibre de la pression avec l'air ambiant a lieu.

On utilise en général des chambres plates. Il s'agit actuellement en Suisse des chambres suivantes : M23342 et M23344 de la firme PTW-Freiburg, de même que NE2532 et NE2536 de la firme Bicon-NE Ltd.

Selon les directives de metas [24], le dosimètre de référence doit être calibré à metas pour les qualités de rayonnement pour lesquels il est utilisé. Les qualités standard de rayonnement Q_C utilisées sont celles données dans la norme DIN 6817 [29]. La stabilité du dosimètre de référence doit être contrôlée au moins semestriellement avec une source radioactive de contrôle.

2.3 Détermination de la dose au point de référence

La détermination de la dose s'effectue à la surface d'un fantôme en PMMA (polyméthylmétacrylate; dénominations commerciales : plexiglas, acryl, perspex).

La dose absorbée dans l'eau $D_{w,Q}$ en Gy s'obtient comme suit:

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

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

avec:

$D_{w,Q}$: dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q à la surface du fantôme

N_{w,Q_C} : facteur d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau en Gy/C ou Gy/division pour le rayonnement de qualité Q_C et rapporté à $T_0 = 293.15 \text{ K}$ et $p_0 = 1013.25 \text{ hPa}$

M_Q : lecture corrigée du dosimètre en C ou divisions

M : lecture non corrigée du dosimètre en C ou divisions

k_{TP} : correction pour la densité de l'air

k_f : correction pour l'humidité relative de l'air

- k_s : correction pour la saturation incomplète
- k_{pol} : correction pour l'effet de polarité
- k_A : correction pour l'influence de la DFS et de la grandeur de champ
- k_{Q,Q_C} : correction du facteur d'étalonnage N_{w,Q_C} dans le cas où la qualité du rayonnement Q est différente de la qualité Q_C du rayonnement standard¹.

Ces corrections sont décrites dans les paragraphes 6.1 et 6.2.4 de l'annexe.

Il est recommandé d'effectuer une préirradiation de la chambre à une dose de 5 à 10 Gy avant la première mesure, ceci en vue d'atteindre un équilibre des charges.

2.4 Conditions de référence et positionnement de la chambre

Lors de la mesure de dose dans le fantôme de PMMA (par exemple de type 2962 PTW), la chambre est placée dans le fantôme de sorte que sa face avant corresponde à la surface du fantôme. Le point de référence de la chambre plate est le centre de la fenêtre d'entrée.

Dans le cas de tensions supérieures à 50 kV, des électrons de faible énergie émanant de la paroi de l'applicateur peuvent atteindre la chambre. Il est ainsi recommandé de couvrir l'applicateur avec une feuille de polyéthylène ou de polystyrène d'environ 0.1 mm d'épaisseur, ceci aussi bien lors de la mesure que de l'irradiation du patient.

¹Il est recommandé, selon l'annexe 6.2.4, d'utiliser une interpolation linéaire pour la détermination de k_{Q,Q_C}

3 Protocole pour les faisceaux de rayons X entre 100 et 300 kV

3.1 Qualité du rayonnement

La qualité du rayonnement Q est définie en spécifiant de la première couche de demi-atténuation (CDA_Q) en mm de cuivre ou d'aluminium; il est recommandé de donner en plus la tension appliquée au tube en kV. La détermination de la CDA est décrite au paragraphe 6.2.3.

3.2 Chambres d'ionisation utilisées

On utilise, pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau pour un rayonnement X de moyenne énergie, des chambres d'ionisation ayant un volume qui peut aller jusqu'à environ 1 cm^3 . Pour la mesure absolue, il est recommandé d'utiliser des chambres non étanches dans lesquelles un équilibre de la pression avec l'air ambiant a lieu.

On utilise en général comme chambre d'ionisation des chambres compactes. Il s'agit actuellement en Suisse des chambres suivantes : PTW23331, PTW30001, PTW30006 et PTW31003 de la firme PTW-Freiburg, de même que NE2561 et NE2571 de la firme Bicon-NE Ltd.

Le dosimètre de référence doit être vérifié par l'IRA [24] aux qualités de rayonnement pour lesquelles il est utilisé. Les qualités de rayonnement standard utilisées pour la vérification sont celles proposées dans le document TRS 374 de l'AIEA [27].

Selon les directives de metas [24], la stabilité du dosimètre de référence doit être contrôlée au moins semestriellement avec une source radioactive de contrôle.

3.3 Détermination de la dose au point de référence

Les mesures de dose s'effectuent dans un fantôme d'eau à une profondeur d'eau équivalente à 2 g/cm^2 . La dose absorbée dans l'eau $D_{w,Q}$ en Gy s'obtient comme suit:

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

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

avec:

$D_{w,Q}$: dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q à l'endroit du centre de la chambre, lorsque celle-ci est remplacée par de l'eau

N_{w,Q_c} : facteur d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau en Gy/C ou Gy/division pour le rayonnement de qualité Q_c et rapporté à $T_0 = 293.15 \text{ K}$ et $p_0 = 1013.25 \text{ hPa}$

M_Q : lecture corrigée du dosimètre en C ou divisions

M : lecture non corrigée du dosimètre en C ou divisions

k_{TP} : correction pour la densité de l'air

- k_f : correction pour l'humidité relative de l'air
- k_s : correction pour la saturation incomplète
- k_{pol} : correction pour l'effet de polarité
- k_A : correction pour l'influence de la DFS et de la grandeur de champ
- k_{Q,Q_C} : correction du facteur d'étalonnage N_{w,Q_C} dans le cas où la qualité du rayonnement Q est différente de la qualité Q_C du rayonnement standard²

Ces corrections sont décrites dans les paragraphes 6.1 et 6.2.4 de l'annexe.

3.4 Conditions de référence et positionnement de la chambre

Le point de référence de la chambre compacte est le centre du volume de mesure sur l'axe de la chambre. Ce point doit se trouver à une profondeur d'eau équivalente à 2 g/cm^2 . Lorsque la chambre compacte n'est pas étanche, on utilisera un fourreau en PMMA dont l'épaisseur, dans le voisinage du volume de mesure, ne devrait pas dépasser 1 mm.

La chambre compacte et le cas échéant le fourreau en PMMA doivent être positionnés de manière à ce que la ligne de repère ou l'indication sur le manche de la chambre ou sur le fourreau en PMMA soit dirigée vers la source de rayonnement. L'axe de la chambre doit être perpendiculaire à l'axe du faisceau.

² Il est recommandé, selon l'annexe 6.2.4, d'utiliser une interpolation linéaire pour la détermination de k_{Q,Q_C}

4 Incertitudes représentatives de mesure

Les incertitudes à prendre en compte lors de la détermination de la dose absorbée dans l'eau au point de référence peuvent être réparties en deux groupes.

Le premier groupe comprend les contributions à l'incertitude provenant de la vérification; il s'agit des incertitudes liées au standard secondaire et à la procédure d'étalonnage du dosimètre de référence.

Le deuxième groupe ne prend par contre en considération que les incertitudes des mesures avec le dosimètre de référence dans le faisceau de l'utilisateur et de la procédure de mesure utilisée.

Toutes les incertitudes présentées ici sont des écarts standards. La valeur de mesure et l'incertitude associée définissent le domaine comprenant la valeur de la grandeur de mesure avec une probabilité de 68 %.

4.1 Domaine entre 10 et 100 kV

Les contributions à l'incertitude se répartissent comme suit:

Vérification du dosimètre de référence

| | |
|--|------|
| Étalonnage du standard secondaire | 1.4% |
| Stabilité à long terme du standard secondaire (dépend de la qualité du rayonnement) | 0.5% |
| Procédure d'étalonnage du dosimètre de référence | 0.6% |

Détermination de la dose avec le dosimètre de référence dans le faisceau de l'utilisateur

| | |
|---|-------------|
| Lecture M_Q du dosimètre (y compris les grandeurs d'influence) | 0.5% |
| Procédure de mesure et stabilité à long terme du dosimètre de référence | <u>1.7%</u> |

Incertitude combinée sur la détermination de la dose 2.4%

4.2 Domaine entre 100 et 300 kV

Dans ce domaine, il n'existe actuellement (2000) pas beaucoup d'expérience pratique concernant l'étalonnage en dose absorbée dans l'eau. L'incertitude estimée sur les facteurs utilisés pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau est discutée dans la référence [25].

Les contributions à l'incertitude se répartissent comme suit:

Vérification du dosimètre de référence

| | |
|--|------|
| Étalonnage du standard secondaire | 2.3% |
| Stabilité à long terme du standard secondaire | 0.1% |
| Procédure d'étalonnage du dosimètre de référence | 0.7% |

Détermination de la dose avec le dosimètre de référence dans le faisceau de l'utilisateur

| | |
|---|-------------|
| Lecture M_Q du dosimètre (y compris les grandeurs d'influence) | 0.8% |
| Procédure de mesure et stabilité à long terme du dosimètre de référence | <u>0.7%</u> |
| Incertitude combinée sur la détermination de la dose | 2.7% |

5 Bibliographie

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 Annexe

6.1 Corrections

6.1.1 Densité de l'air

Le facteur de correction k_{TP} tient compte, dans le cas des chambres d'ionisation non étanches à l'air, de l'influence de la pression p et de la température T de l'air sur la densité de l'air dans le volume de mesure de la chambre.

Dans le cas où la pression ou la température de l'air diffèrent des conditions de référence, la lecture du dosimètre doit être corrigée par le facteur k_{TP} :

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

Les conditions de référence sont $T_0 = 293.15$ K et $p_0 = 1013.25$ hPa. Les facteurs d'étalonnage de la chambre d'ionisation se réfèrent à ces valeurs. T est la température absolue (en K) dans le volume de mesure de la chambre et p la pression d'air (en hPa) au point de mesure.

Détermination de k_{TP} par mesure de T et de p :

Comme température de l'air dans la chambre, on prendra celle du fantôme; ceci exige que chambre et fantôme soient en équilibre thermique. On mesurera la température du fantôme car elle est en général différente de la température de l'air ambiant. L'endroit de mesure de la température sera choisi le plus près possible du volume de la chambre. Le fantôme sera proche de l'équilibre thermique avec l'air ambiant, ceci afin d'éviter une dérive thermique.

Le thermomètre et le baromètre utilisés pour ces mesures doivent être au bénéfice d'une vérification traçable à un étalon national ou international.

Détermination de k_{TP} à l'aide de la source radioactive:

Il existe une autre méthode pour déterminer le facteur de correction liée à la densité de l'air. Elle consiste à mesurer la réponse à la source de contrôle avant et après chaque mesure proprement dite et à comparer la valeur moyenne avec la valeur de référence corrigée pour la décroissance de la source radioactive.

Ainsi:

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

avec:

- M_k : courant d'ionisation lors de la vérification
- M_m : valeur moyenne des deux mesures de la source de contrôle au moment de la mesure proprement dite
- $\exp\left[-\ln 2 * (t/T_{1/2})\right]$: facteur de décroissance durant le temps t séparant la vérification et la mesure proprement dite ($T_{1/2} = 28.7$ ans pour strontium-90)

Cette méthode ne donne des résultats acceptables que si la température dans la source de contrôle et la température du fantôme d'eau sont les mêmes. Dans le cas où ces températures diffèrent, il faut appliquer une correction tenant compte de la différence correspondante de la densité de l'air.

6.1.2 Humidité de l'air

La détermination de l'humidité relative de l'air de la chambre est difficile. Les facteurs d'étalonnage sont valables pour une humidité relative de 50 %. Cependant pour les mesures effectuées avec une humidité relative entre 20 % et 70 % et une température située entre 15°C et 25°C, la correction est faible (< 0.1 %) et peut être négligée, c'est-à-dire :

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

6.1.3 Saturation incomplète

Le facteur de correction k_S pour la saturation incomplète dépend de la géométrie de la chambre d'ionisation, de la tension appliquée à la chambre et du débit de dose.

Calcul du facteur de correction k_S :

Pour le rayonnement continu, le facteur de correction pour les chambres d'ionisation à remplissage d'air se calcule approximativement selon la théorie de Boag [26] à l'aide de l'équation suivante:

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

avec:

- \dot{D} : débit de dose en Gy/s
- d : séparation effective des électrodes en mm
- U : tension de polarisation en V

Pour les chambres plates d est égal à la distance géométrique entre les électrodes. Pour les chambres compactes cylindriques, d est donné par l'expression:

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

et pour les chambres sphériques par:

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

Ici R est le rayon de l'électrode externe et r le rayon de l'électrode centrale en mm. Pour les chambres compactes constituées d'une partie cylindrique et d'une partie sphérique, on calcule la correction séparément pour les 2 parties et on les pondère par le pourcentage du volume concerné au volume total.

Mesure du facteur de correction k_s :

Aux environs de la saturation ($k_s < 1.05$), on effectue quelques mesures pour différentes tensions U de la chambre. On porte sur un graphique $1/M$ en fonction de $1/U^2$. La valeur M_s à la saturation est l'inverse de l'interception de la droite passant par les points avec l'axe $1/M$ (extrapolation vers les très hautes tensions). Le facteur de correction de la saturation est alors:

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

où M est la lecture avec la tension d'utilisation habituelle de la chambre. Selon le protocole de l'AIEA [28], la correction de saturation n'est pas nécessaire dans la majeure partie des cas.

6.1.4 Effet de polarité

Dans le cas où le dosimètre est utilisé à la tension et à la polarité où il a été vérifié, la lecture ne doit pas être corrigée, c'est-à-dire:

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

6.1.5 Dépendance de la DFS et de la grandeur de champ

On admet que le facteur d'étalonnage de la chambre n'est pas influencé par une variation de la DFS. Lors de la mesure du rayonnement X de faible énergie (inférieur à 100 kV) avec la chambre PTW23342, la variation avec la grandeur de champ, pour des diamètres de champ situés entre 10 et 3 cm, est inférieure à 1 %; elle peut cependant être plus élevée pour des petits champs et d'autres types de chambre [20]. Pour le rayonnement d'énergie moyenne, on dispose de valeurs de k_A pour la chambre PTW23331 pour des grandeurs de champ situées entre 5 cm x 5 cm et 15 cm x 15 cm [22].

6.2 Recommandations et indications

6.2.1 Détermination des grandeurs qui influencent la mesure

On devrait disposer, pour la détermination de chaque grandeur qui influence la mesure, d'un instrument traçable aux étalons nationaux ou internationaux.

6.2.1.1 Température

La température du fantôme est mesurée avec un thermomètre; la position de mesure sera choisie le plus près possible du volume de mesure. On admettra que la température de l'air dans le volume de la chambre est égale à celle du fantôme.

On s'assurera avant la mesure de la température que l'équilibre thermique entre la chambre d'ionisation et l'environnement est atteint. Pour les chambres d'ionisation indiquées sous 2.2 et 3.2, le laps de temps pour atteindre l'équilibre est d'environ 2 à 3 minutes par degré de différence de température.

6.2.1.2 Pression

Pour la correction de densité de l'air, il faut tenir compte de la pression régnant à l'endroit de mesure. Pour les chambres d'ionisation usuelles, le temps d'établissement de l'équilibre de la pression n'est que de quelques secondes de sorte que l'on peut admettre qu'il existe au moment de la mesure un équilibre de la pression entre le volume de mesure et l'air ambiant.

6.2.2 Mesures avec la source de contrôle

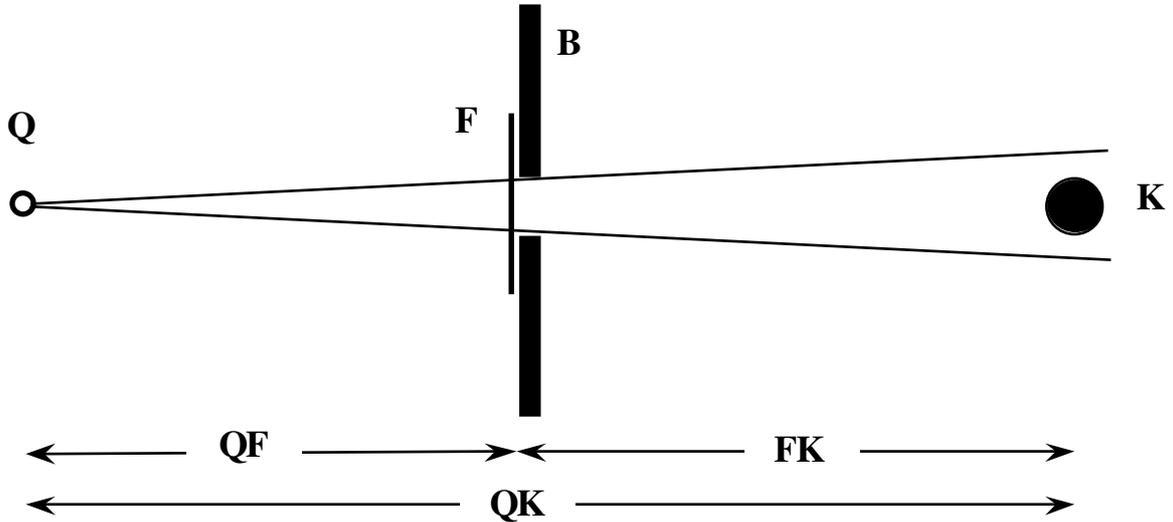
Selon les directives de metas [24], le courant de contrôle du dosimètre de référence doit être mesuré au moins deux fois par an. A cet effet, il faut utiliser un thermomètre et un baromètre calibrés et traçables.

Lorsque la valeur de mesure du courant de contrôle, corrigée par la densité de l'air, diffère de plus de 0.5 % (1.5 % dans le domaine situé entre 10 et 100 kV) de la valeur de référence corrigée à la date de mesure, le dosimètre doit être vérifié à nouveau. Lors de la correction à la valeur de référence, la période (28.7 ans pour le strontium-90) indiquée dans le certificat est à utiliser.

Il n'est pas loisible d'ajuster ou de corriger toute déviation.

6.2.3 Détermination de la couche de demi-atténuation

Pour déterminer la CDA, il est recommandé d'utiliser le dispositif suivant:



Q: source de rayonnement

F: filtre

B: diaphragme

K: chambre d'ionisation

QF: distance source-filtre

FK: distance filtre-chambre

QK: distance source-chambre

On utilisera pour la mesure une chambre dont la sensibilité présente une faible dépendance avec l'énergie de la radiation.

Le diamètre du diaphragme devrait être suffisamment grand pour que la chambre d'ionisation soit située dans la partie homogène du faisceau, mais ne devrait pas dépasser 3 cm.

QF devrait être égal à QK/2. Dans le domaine des faibles énergies, la distance QK est d'environ 30 cm, alors que dans le domaine des énergies moyennes, elle est d'environ 100 cm.

Le matériau utilisé pour le filtre (Al, Cu) doit être de haute pureté (au moins 99,5 %, idéalement 99,9 %).

L'épaisseur du filtre f , qui finalement permet de déterminer CDA_Q doit être choisie de manière à ce que le rapport q des mesures avec et sans filtre soit le plus proche de 0.5. Dans le cas où q pour l'épaisseur de filtration f_x n'est pas exactement 0.5, on calcule la grandeur CDA_Q à l'aide de l'approximation suivante:

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

6.2.4 Procédure d'interpolation pour la correction du facteur d'étalonnage

Dans le cas où la qualité du rayonnement Q ne correspond à aucune des qualités de rayonnement standard, pour lesquelles le dosimètre de référence a été vérifié, on calcule une correction du facteur d'étalonnage pour la qualité de rayonnement Q avec la couche de demi-atténuation CDA_Q . Si ce rayonnement est situé entre les qualités Q_{C1} et Q_{C2} avec les couches de demi-atténuation CDA_1 et CDA_2 pour lesquelles les facteurs d'étalonnage sont $N_{w,Q_{C1}}$ et $N_{w,Q_{C2}}$, le facteur de correction s'obtient avec la formule suivante:

$$k_{Q,Q_{C1}} = 1 + \frac{(N_{w,Q_{C2}}) - (N_{w,Q_{C1}})}{(N_{w,Q_{C1}})} * \frac{[CDA_Q - CDA_1]}{[CDA_2 - CDA_1]} \quad (10)$$

Dans ce cas, on utilisera le facteur d'étalonnage $N_{w,Q_{C1}}$ pour le calcul de la dose.

6.2.5 Vérification du dosimètre de référence

Selon les directives de metas [24], le dosimètre de référence doit être vérifié au moins tous les 4 ans aux qualités de rayonnement pour lesquelles il est utilisé. La chambre d'ionisation et l'électromètre du dosimètre de référence représente un tout lors de la vérification.

6.3 Exigences concernant l'instrumentation

6.3.1 Chambre d'ionisation

La chambre d'ionisation et l'électromètre du dosimètre de référence constituent un tout lors de l'étalonnage.

6.3.2 Electromètre

L'électromètre doit satisfaire aux exigences concernant les instruments de référence de la norme IEC 60731 [32].

6.3.3 Fantômes

6.3.3.1 Domaine entre 10 et 100 kV

Il est recommandé d'utiliser un fantôme en PMMA dans lequel la chambre d'ionisation peut être insérée, de sorte que sa face avant corresponde à la surface du fantôme. Dans la direction perpendiculaire au faisceau, le fantôme doit avoir une dimension qui est partout supérieure au champ de radiation. Sa dimension dans l'axe du faisceau doit être d'au moins 5 cm.

6.3.3.2 Domaine entre 100 et 300 kV

On recommande un fantôme d'eau avec des parois en PMMA. Le fantôme doit dépasser d'au moins 5 cm le champ de radiation dans toutes les directions. Dans l'axe du faisceau, il doit posséder une profondeur d'au moins 10 cm supérieure à la plus grande profondeur de mesure. Dans le cas de mesures avec un faisceau horizontal, l'épaisseur de la fenêtre d'entrée en PMMA ne doit pas être supérieure à 0.5 cm. Pour les fantômes d'eau, on peut assister à une déformation du récipient et une évaporation de l'eau peut avoir lieu. Ainsi la profondeur de mesure et la distance foyer-surface du fantôme peut se modifier avec le temps.

6.3.4 Instruments de mesure pour la correction de la densité de l'air

Le baromètre et le thermomètre utilisés pour la détermination de la correction de densité de l'air doivent être traçables aux étalons nationaux ou internationaux. L'écart standard sur l'incertitude combinée de la correction de densité de l'air ne doit pas être supérieur à 0.3 %.

6.4 Détermination du facteur d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour le standard secondaire du service de vérification de l'IRA dans le domaine entre 100 et 300 kV

A l'heure actuelle (2000), le service de vérification ne dispose que d'un standard secondaire étalonné en kerma dans l'air. Le facteur d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau de ce standard secondaire peut être déduit du facteur d'étalonnage en kerma dans l'air à l'aide de la formule suivante [2, 5, 6, 18]:

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

avec:

N_{K,Q_C} : facteur d'étalonnage en kerma dans l'air du dosimètre de référence pour le rayonnement de qualité Q_C

$k_{a,w}$: facteur de correction de la chambre pour le passage air-eau

$\left(\overline{\mu_{en}/\rho} \right)_{w,air}^d$: rapport moyen entre les coefficients massiques d'absorption pour l'eau et l'air; la moyenne est effectuée sur la fluence énergétique dans le fantôme d'eau à la profondeur d ; il dépend de la qualité du rayonnement Q_C .

Le facteur de correction de la chambre $k_{a,w}$ tient compte des effets suivants [18] :

- influence de la différence de la fluence photonique spectrale et directionnelle lors de l'étalonnage dans l'air et de la mesure à la profondeur d dans le fantôme d'eau;
- influence du remplacement de l'eau par un volume d'air correspondant à la forme de la chambre d'ionisation;

- influence du manche de la chambre d'ionisation aussi bien lors de l'étalonnage dans l'air que lors de la mesure dans le fantôme d'eau;
- influence du fourreau de protection utilisé dans le cas de chambres d'ionisation non étanches.

Le facteur de correction $k_{a,w}$ dépend de la chambre d'ionisation, de la qualité du rayonnement Q_C et de la profondeur d dans l'eau.

Les valeurs du facteur de correction de la chambre pour le passage air-eau $k_{a,w}$ du standard secondaire NE2561 pour une profondeur de 2 g/cm^2 dans l'eau ont été déterminées expérimentalement [31]; elles sont données au tableau 1 avec l'estimation de l'incertitude (1σ).

Tableau 1. Facteur de correction de la chambre pour le passage air-eau $k_{a,w}$ à une profondeur dans l'eau de 2 g/cm^2 en fonction de la qualité du rayonnement et pour le standard secondaire NE2561 [31]

| CDA | | $k_{a,w}$ | Incertitude (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 |

Le rapport $(\overline{\mu_{en}/\rho})_{w,air}^d$ a été calculé pour plusieurs qualités de rayonnement par simulation à l'aide de la méthode de Monte Carlo à la profondeur de référence 2 g/cm² [19, 20]. Les valeurs données au tableau 2, tirées de la référence [20], correspondent aux qualités de rayonnement à disposition dans le laboratoire de vérification. Leur incertitude est estimée à 1 %.

Tableau 2. Rapport des coefficients massiques d'absorption de l'eau et de l'air $(\overline{\mu_{en}/\rho})_{w,air}^d$ à la profondeur de 2 g/cm² dans le fantôme d'eau pour un champ 10 cm x 10 cm en fonction de la qualité du rayonnement exprimée en CDA.

| CDA | | $(\overline{\mu_{en}/\rho})_{w,air}^d$ |
|-------|-------|--|
| 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 Glossaire et symboles

| | |
|-----------------|--|
| CDA | : couche de demi-atténuation |
| \dot{D} | : débit de dose en Gy / s |
| d | : séparation effective des électrodes |
| DFS | : distance entre le foyer et la surface |
| d_{sp} | : séparation effective des électrodes pour une chambre sphérique |
| $D_{w,Q}$ | : dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q |
| d_{cyl} | : séparation effective des électrodes pour une chambre cylindrique |
| k_A | : facteur de correction tenant compte de l'influence de la DFS et de la grandeur de champ |
| $k_{a,w}$ | : facteur de correction de la chambre pour le passage air-eau |
| k_f | : facteur de correction lié à l'humidité relative |
| k_{pol} | : facteur de correction de l'effet de polarité |
| k_{Q,Q_c} | : facteur de correction du facteur de calibration N_{w,Q_c} , lorsque la qualité Q du rayonnement diffère de celle Q_c du rayonnement standard |
| k_s | : facteur de correction pour la saturation incomplète |
| k_{TP} | : facteur de correction liée à la densité de l'air |
| M | : lecture non corrigée du dosimètre en C ou nombre de divisions de l'échelle de lecture |
| M_k | : valeur de référence du courant d'ionisation lors de la mesure avec la source de contrôle (valeur au moment de la vérification) |
| M_m | : valeur moyenne du courant d'ionisation lors de la mesure avec la source de contrôle |
| M_Q | : lecture corrigée du dosimètre en C ou nombre de divisions de l'échelle de lecture |
| M_s | : lecture de l'instrument en saturation complète |
| μ_{en}/ρ | : coefficient massique d'absorption |

| | |
|--|---|
| $(\overline{\mu_{en}/\rho})_{w,air}^d$ | : rapport moyen des coefficients massiques d'absorption pour l'eau et l'air, moyenne effectuée sur le spectre de la fluence énergétique à la profondeur d |
| N_{K,Q_C} | : facteur de calibration en kerma dans l'air du dosimètre de référence pour la qualité de rayonnement Q_C |
| N_{W,Q_C} | : facteur de calibration en dose absorbée dans l'eau en Gy/C ou Gy/division pour la qualité de rayonnement Q_C rapporté à $T_0 = 293.15$ K et $p_0 = 1013.25$ hPa |
| p, p_0 | : pression atmosphérique absolue : valeur actuelle et valeur de référence |
| Q | : qualité du rayonnement |
| Q_C | : qualité du rayonnement standard |
| R | : rayon intérieur de l'électrode externe |
| r | : rayon extérieur de l'électrode interne |
| T, T_0 | : température absolue : valeur actuelle et valeur de référence |
| $T_{1/2}$ | : période ($T_{1/2} = 28.7$ ans pour le strontium-90) |

6.6 Membres du groupe de travail

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 (Présidence)

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

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

6.7 Remerciements

Nous remercions les collaborateurs de la section TIS de l'Office fédéral de métrologie et d'accréditation pour la révision critique du document et leurs précieuses suggestions.