



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 photons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation

(Recommandations)

N° 8

Octobre 2000

ISBN 3-908125-26-X

Dosimétrie des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation

Table des matières

1.	Introduction.....	3
2.	Aspects légaux	4
2.1.	Grandeurs et unités	4
2.2.	Vérification et utilisation des dosimètres	4
3.	Chambres d'ionisation, fantômes et fourreaux étanches.....	5
4.	Détermination de la dose absorbée dans l'eau	6
4.1.	Conditions de référence.....	6
4.2.	Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence.....	7
4.2.1.	Correction liée à la densité de l'air (k_{TP}).....	7
4.2.2.	Correction liée à la recombinaison ionique (k_S)	8
4.2.3.	Correction liée à la qualité non standard du rayonnement Q (k_{Q,Q_C})	9
5.	Calibration d'un dosimètre d'usage courant.....	10
5.1.	Détermination du facteur de calibration	10
5.2.	Détermination de la réponse à la source de contrôle	10
6.	Incertitudes représentatives dans la détermination de la dose absorbée.....	11
Annexe 1	Qualité du rayonnement (Q)	12
Annexe 2	Mesure de la correction liée à la recombinaison ionique (k_S)	13
Annexe 3	Calcul de la correction liée à la recombinaison ionique (k_S)	14
Annexe 4	Mesures avec la source radioactive de contrôle	15
Annexe 5	Liste des symboles	16
Annexe 6	Liste des références.....	17
Annexe 7	Membres du groupe de travail	18

1. Introduction

Le but des recommandations "Dosimétrie des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation" est de mettre à disposition de l'utilisateur des directives visant à appuyer sa dosimétrie sur un système de référence calibré en dose absorbée dans l'eau et vérifié par l'Office fédéral de métrologie (OFMET).

L'organisation de ces recommandations est la suivante : au chapitre "Aspects légaux", on présente les bases légales principales de la dosimétrie. Dans le chapitre "Chambres d'ionisation, fantômes et fourreaux" des recommandations concernant l'instrumentation sont données. La manière de déterminer la dose et d'obtenir les facteurs de correction nécessaires est présentée au chapitre "Détermination de la dose absorbée dans l'eau". Le chapitre "Calibration d'un dosimètre d'usage courant" présente des recommandations concernant la calibration d'un dosimètre traçable aux étalons nationaux. Les incertitudes de ces mesures sont commentées au chapitre 6.

Lors de la préparation des présentes recommandations, il a été décidé de s'appuyer, dans la mesure du possible, sur les directives internationales, en particulier celles de l'Agence internationale de l'énergie atomique (AIEA). Les recommandations sont en particulier en complète harmonie avec les nouvelles règles d'application émises conjointement par l'AIEA, l'OMS et l'ESTRO¹.

Ce document concerne les qualités de rayonnement suivantes :

- rayonnement gamma du cobalt-60;
- photons de haute énergie produits par l'accélération d'électrons à des énergies situées entre 4 MeV et 21 MeV.

En ce qui concerne la dosimétrie des faisceaux d'électrons de haute énergie, il est recommandé de suivre encore les directives présentées dans la recommandation n° 4 (1992) de la Société Suisse de Radiobiologie et de Physique médicale².

Les présentes recommandations ne concernent que la méthodologie visant à déterminer la dose absorbée dans l'eau au point de référence. La dosimétrie à tout autre point n'est pas l'objet de ce document.

L'application appropriée de ces recommandations est de la responsabilité du physicien médical spécialisé.

2. Aspects légaux

Sont applicables la loi du 23 mars 1991 sur la radioprotection³, l'ordonnance du 22 juin 1994 sur la radioprotection⁴, l'ordonnance du 23 novembre 1994 sur les unités⁵ et les directives de l'OFMET du 22 mai 1997 concernant les systèmes dosimétriques de référence utilisés en radiothérapie⁶.

2.1. Grandeurs et unités

La grandeur de base utilisée en radiothérapie est la dose absorbée dans l'eau. Selon l'article 13 de l'ordonnance sur les unités, la dose absorbée se mesure en Gray (Gy).

2.2. Vérification et utilisation des dosimètres

On distingue deux types de dosimètres :

- systèmes dosimétriques de référence, comprenant une chambre d'ionisation, un électromètre et une source radioactive de contrôle;
- dosimètres d'usage courant; ils ont la même composition et sont utilisés pour la dosimétrie de routine.

Certaines parties du système dosimétrique de référence peuvent être identiques à celles des dosimètres d'usage courant. Il est cependant recommandé de ne pas utiliser la chambre d'ionisation du système de référence pour les activités de routine.

Le système dosimétrique de référence doit être vérifié tous les quatre ans selon les directives du 22 mai 1997 concernant les systèmes dosimétriques de référence utilisés en radiothérapie. L'autorité compétente pour la vérification est l'OFMET.

Le physicien médical est responsable des contrôles à appliquer à son système dosimétrique de référence et de la calibration des dosimètres d'usage courant (article 74 de l'ordonnance sur la radioprotection).

Les points principaux abordés dans ces directives sont les suivants. Le système dosimétrique est calibré aux qualités de rayonnement pour lesquelles il est utilisé. La réponse à la source de contrôle est mesurée lors de la calibration. On vérifie si le système dosimétrique peut être calibré avec une précision de $\pm 3\%$ à un niveau de confiance de 95 %. L'utilisateur doit tester au moins tous les 6 mois la stabilité de son dosimètre à l'aide de la source radioactive de contrôle, d'un thermomètre et d'un baromètre, ces deux derniers étant traçables aux étalons nationaux. Les contrôles doivent être enregistrés. L'écart du résultat par rapport à la valeur indiquée dans le certificat de vérification doit être inférieur ou égal à $\pm 0,5\%$ (voir annexe 4).

La procédure recommandée pour la calibration d'un dosimètre d'usage courant consiste à le comparer à un dosimètre de référence, comme il est décrit au chapitre 5.

3. Chambres d'ionisation, fantômes et fourreaux étanches

On recommande comme chambres du système de référence des chambres d'ionisation cylindriques ayant un volume de cavité situé en règle générale entre 0,3 et 0,7 cm³. Ces chambres comprenant une cavité remplie d'air doivent ne pas être étanches afin qu'elles soient en contact avec l'air ambiant et en équilibre avec la pression ambiante.

On recommande l'eau comme matériau du fantôme. Celui-ci doit garantir une prise en compte de tout le rayonnement diffusé. A cet effet, il doit s'étendre au moins 5 cm à l'extérieur des bords du faisceau et au moins 10 cm derrière le centre de la chambre d'ionisation dans l'axe du faisceau. On recommande ainsi un fantôme d'eau avec au moins les dimensions suivantes : 30 x 30 x 30 cm³.

Pour les chambres d'ionisation qui ne sont pas étanches, on utilisera un fourreau bien ajusté en matière plastique (matériau de faible numéro atomique, par exemple le plexiglas). La paroi du fourreau doit être suffisamment mince (= 1 mm) pour permettre que la chambre se mette en équilibre thermique avec le fantôme en 2 à 3 minutes par degré de différence de température. Le fourreau doit posséder une ouverture assurant que la pression d'air dans la chambre atteigne rapidement la pression ambiante. Le fourreau est ainsi un composant du dosimètre et la calibration de celui-ci n'est valable que lorsqu'il est utilisé avec le même fourreau que celui utilisé lors de la calibration à l'OFMET.

4. Détermination de la dose absorbée dans l'eau

Afin d'obtenir des résultats fiables, il est recommandé d'effectuer un contrôle de stabilité avant et après chaque mesure, contrôle effectué à l'aide de la source radioactive de contrôle, le thermomètre et le baromètre (voir annexe 4).

4.1. Conditions de référence

Les conditions de référence sont celles pour lesquelles le facteur de calibration d'un dosimètre $N_{W,Q}$ permettant d'obtenir la dose absorbée dans l'eau $D_{W,Q}$ est spécifié. Les conditions de référence auxquelles se réfère la vérification par l'OFMET sont les suivantes :

Température T_0	293.15 K (20°C)
Pression absolue de l'air p_0	1013.25 hPa
Humidité relative rF	50 %
Efficacité de la collection des charges	100 %
Tension et polarité	selon le certificat de vérification
Qualité du rayonnement	Q_C (voir tableau 1 et annexe 1)
Distance foyer-chambre	100 cm
Grandeur de champ	10 x 10 cm (isodose 50 %) au centre de la chambre
Point de référence de la chambre	centre du volume de la cavité sur l'axe de la chambre*

Tableau 1. Qualités de rayonnement à l'OFMET

Tension nominale de production en MV	Indice Q_C de la qualité du rayonnement (= $TPR_{20,10}$)	Profondeur dans l'eau ($g\ cm^{-2}$)
(^{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

Remarques :

Ces qualités de rayonnement correspondent à peu près aux moyennes des qualités utilisées dans les hôpitaux suisses. La qualité de rayonnement avec une tension nominale de production de 15 MV est obtenue avec un filtre spécial, ce qui conduit à une faible valeur du $TPR_{20,10}$. Ce filtre a été choisi pour obtenir un indice de qualité du rayonnement Q_C proche de la moyenne des qualités utilisées dans les hôpitaux de Suisse.

* Cette condition diffère des recommandations antérieures (utilisant le point effectif de mesure). Il faut cependant souligner que ceci ne s'applique qu'à la mesure absolue au point de référence et non aux mesures relatives (celles-ci pouvant concerner des régions ayant un gradient de dose variable).

4.2. Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence

La dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence dans l'eau pour une qualité du faisceau Q et en l'absence de la chambre est donnée par :

$$D_{w,Q} = N_{w,Q_C} \cdot k_{Q,Q_C} \cdot M_Q$$
$$M_Q = M \cdot k_{TP} \cdot k_S$$

avec :

- $D_{w,Q}$: dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q à la position du centre de la chambre quand la chambre et son fourreau sont remplacés par de l'eau
- k_{TP} : correction liée à la densité de l'air
- k_S : correction liée à la recombinaison ionique
- k_{Q,Q_C} : correction tenant compte de la différence entre la qualité Q du rayonnement et celle Q_C pour laquelle le dosimètre a été calibré
- N_{w,Q_C} : facteur de calibration pour la qualité de rayonnement Q_C permettant de convertir la lecture de l'instrument en dose absorbée dans l'eau
- M_Q : lecture corrigée de l'instrument
- M : lecture non corrigée de l'instrument

Il est recommandé d'utiliser la même tension de polarisation sur le dosimètre et la même grandeur de champ que lors de la calibration. Dans ces conditions, une correction pour l'effet de polarité n'est pas nécessaire.

4.2.1. Correction liée à la densité de l'air (k_{TP})

Pour effectuer des mesures précises, il est nécessaire de corriger toute différence entre la densité de l'air dans la chambre au moment de la mesure et celle pour laquelle le facteur de calibration s'applique. Le facteur k_{TP} tient compte de l'influence de la température de l'air et de sa pression sur la densité de l'air dans le volume ouvert de la cavité :

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

T est la température de l'air dans la chambre et p la pression ambiante de l'air. Les valeurs de référence p_0 et T_0 sont données au chapitre 4.1.

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

La température T de l'air dans la chambre sera celle de l'eau du fantôme quand l'équilibre sera établi; la température de l'eau doit être mesurée, car elle est en général jusqu'à un degré inférieure à celle du local à cause de l'évaporation. Le point où la température est mesurée doit être le plus près possible du volume de la cavité. Pour atteindre l'équilibre thermique entre la chambre d'ionisation et le fantôme, il faut en général de 2 à 3 minutes par degré de différence de température. Le fantôme doit être proche de l'équilibre thermique avec son environnement, ceci afin d'éviter les dérives thermiques. Il est recommandé de remuer l'eau du fantôme avant de commencer les mesures, afin d'obtenir une répartition homogène de la température.

Le thermomètre et le baromètre utilisés pour ces mesures doivent être traçables aux étalons nationaux.

Il est difficile de déterminer l'humidité relative de l'air dans la chambre, en particulier lorsque celle-ci est immergée dans le fantôme d'eau. La correction pour tenir compte de la différence d'humidité entre le moment de la mesure et la valeur de 50 %, valeur pour laquelle le facteur de calibration s'applique, est cependant petite (< 0,1 %) pour des humidités relatives situées entre 20 % et 70 % et des températures entre 15 et 25°C et peut ainsi être négligée.

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

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 :

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

avec :

M_k : valeur de la réponse à la source de contrôle donnée dans le certificat de vérification

M_m : valeur moyenne des deux mesures de la source de contrôle au moment de la mesure proprement dite

$\exp[-\ln 2(t / T_{1/2})]$: facteur de décroissance durant le temps t séparant la vérification et la mesure proprement dite ($T_{1/2} = 28,7$ ans pour le 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.

4.2.2. Correction liée à la recombinaison ionique (k_S)

L'efficacité incomplète de collection des charges dans le volume de la cavité, due à la recombinaison ionique, implique l'utilisation d'un facteur de correction k_S . Cette correction dépend de la géométrie de la chambre d'ionisation, de la tension appliquée à la chambre et du débit de dose ou de la dose par impulsion de l'accélérateur. Dans le cas d'un rayonnement pulsé, en particulier pour des faisceaux à balayage, le facteur de correction liée à la recombinaison peut être relativement important. Par contre, pour le rayonnement continu, l'effet est en général minime.

La correction liée à la recombinaison ionique est ainsi négligeable lorsque l'on utilise un faisceau continu, comme dans le cas d'une unité d'irradiation au cobalt-60.

Pour la mesure d'un rayonnement pulsé, une correction liée à la recombinaison ionique est à apporter.

Des indications détaillées sur la saturation d'une chambre d'ionisation peuvent être trouvées dans son manuel d'utilisation.

A l'annexe 2, la méthode recommandée pour la mesure du facteur de correction liée à la recombinaison ionique est indiquée.

A l'annexe 3, la méthode recommandée pour le calcul du facteur de correction liée à la recombinaison ionique est indiquée.

4.2.3. Correction liée à la qualité non standard du rayonnement Q (k_{Q,Q_C})

Lorsque la qualité Q du rayonnement du faisceau de l'utilisateur diffère de la qualité Q_C (= $TPR_{20,10}$) à laquelle le dosimètre a été calibré, un facteur de correction k_{Q,Q_C} doit être appliqué. Il est donné au tableau 2 en fonction de l'écart ΔQ entre Q et Q_C .

Tableau 2. Facteurs de correction k_{Q,Q_C} pour différentes valeurs de Q et de $\Delta Q = Q - Q_C$

Q_C	Facteur de correction k_{Q,Q_C} pour $\Delta Q =$							
	+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	-

Les facteurs de correction k_{Q,Q_C} sont applicables à tous les types de chambre. Ils ont été calculés par G. Stucki, OFMET, en utilisant les valeurs expérimentales pour la chambre d'ionisation NE2611 et une expression générale pour k_{Q,Q_C} (équation 3.5 de la référence 1) pour les autres chambres d'ionisation.

5. Calibration d'un dosimètre d'usage courant

5.1. Détermination du facteur de calibration

La procédure recommandée pour la calibration d'un dosimètre d'usage courant par comparaison avec un dosimètre de référence est la suivante :

- 1) Effectuer la comparaison en utilisant le même accélérateur et les mêmes qualités de rayonnement qui seront mesurées ultérieurement avec le dosimètre d'usage courant.
- 2) Mesurer l'indice de qualité pour chaque qualité de rayonnement en vue de sélectionner le facteur de calibration du dosimètre de référence à appliquer.
- 3) Comparer le dosimètre de référence et le dosimètre d'usage courant en les irradiant simultanément dans un fantôme d'eau approprié. La comparaison devrait être effectuée dans les conditions de référence indiquées au chapitre 4.1, mais avec une séparation des centres des chambres de 3 cm, chaque chambre étant à la même distance de l'axe du faisceau.
- 4) Afin de minimiser l'influence de la non-uniformité du faisceau sur le facteur de calibration, les chambres devraient être interchangées et la mesure répétée. Dans le cas où les chambres ne peuvent être mesurées simultanément, on peut les mesurer l'une après l'autre en les plaçant sur l'axe du faisceau.
- 5) Utiliser pour la chambre de référence le même fourreau étanche (dans le cas où la chambre n'est pas étanche) que celui utilisé lors de la vérification à l'OFMET; de même le fourreau étanche utilisé avec le dosimètre d'usage courant devrait être utilisé lors de toutes les mesures ultérieures.
- 6) Corriger les lectures de chaque dosimètre aux conditions de référence en suivant la procédure décrite au chapitre 4.2. Dans le cas où les chambres sont aux mêmes température et pression, les corrections s'annulent (voir la formule ci-dessous).

Le facteur de calibration du dosimètre d'usage courant est alors donné par :

$$N_{w,Q}^F = \left[\frac{(k_{TP}^R \cdot k_S^R \cdot M^R)}{(k_{TP}^F \cdot k_S^F \cdot M^F)} \right] \cdot N_{w,Q_c}^R \cdot k_{Q,Q_c}$$

où les indices R et F correspondent respectivement au dosimètre de référence et à celui d'usage courant (field instrument).

Si les conditions de mesure et les types d'instruments sont identiques, la formule se simplifie comme suit :

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

5.2. Détermination de la réponse à la source de contrôle

Une valeur de référence M_k^F pour le dosimètre d'usage courant doit être déterminée de la façon suivante :

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

avec :

M^F : réponse de l'instrument d'usage courant à la source de contrôle
 $k_{TP} = (p_0 \cdot T) / (p \cdot T_0)$ (selon chapitre 4.2.1).

6. Incertitudes représentatives dans la détermination de la dose absorbée

Dans la présente recommandation, l'évaluation des incertitudes se base sur les directives de l'AIEA¹.

Lorsqu'un dosimètre de référence est utilisé pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau pour le faisceau de l'utilisateur, les incertitudes sur les grandeurs physiques et les procédures utilisées pour la détermination de la dose peuvent être réparties en deux étapes. L'étape 1 considère les incertitudes intervenant jusqu'à la calibration du dosimètre de référence, en terme de $N_{w,Q}$, au laboratoire de vérification. L'étape 2 concerne la détermination de la dose absorbée dans le faisceau de l'utilisateur et inclut les incertitudes associées aux mesures au point de référence dans le fantôme d'eau. La combinaison quadratique des incertitudes des différentes étapes donne l'incertitude standard combinée de la détermination de la dose absorbée dans l'eau au point de référence.

Les valeurs indiquées sont des incertitudes correspondant à un écart-type. La valeur mesurée et l'incertitude correspondante représentent l'intervalle qui contient la valeur de la grandeur mesurée avec une probabilité de 68 %.

On indique ci-dessous des valeurs représentatives des incertitudes standards :

	Incertitude standard
Etape 1 : Laboratoire de vérification	
Facteur de calibration N_{w,Q_C}	0.9 %
Etape 2 : Faisceau de l'utilisateur	
Lecture de l'instrument (y compris les grandeurs d'influence) M_Q	0.8 %
Procédure expérimentale et stabilité du système dosimétrique	0.7 %
Incertitude standard combinée sur $D_{w,Q}$	1.4 %

Annexe 1 Qualité du rayonnement (Q)

1. Qualité du rayonnement (Q)

L'indice Q de la qualité du rayonnement peut être déterminé de deux manières :

1. La distance source-chambre est constante

La qualité du rayonnement Q est le rapport tissu-fantôme $TPR_{20,10}$, défini comme le rapport des lectures corrigées de l'instrument en plaçant la chambre à 20 et 10 cm de profondeur dans le fantôme d'eau avec une grandeur de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ au centre de la chambre et une distance source-chambre constante de 100 cm. Les lectures d'instrument aux deux profondeurs sont à corriger pour toute différence dans la température et la pression de l'air et pour les pertes par recombinaison ionique.

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

2. La distance source-surface est constante

Le rapport M_{10}/M_{20} , défini comme le rapport des lectures corrigées de l'instrument avec le centre de la chambre à 10 et 20 cm de profondeur dans le fantôme d'eau avec une grandeur de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la surface de l'eau et une distance source-surface de 100 cm, peut aussi être utilisé comme indice de qualité du rayonnement. L'indice de qualité du rayonnement Q est alors donné par (DIN 6800-2, 1997)⁷ :

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

où m est le rapport M_{10}/M_{20} .

2. Mesure de la qualité du rayonnement Q

Il est recommandé de ne pas utiliser de diodes, mais des chambres d'ionisation, lors de la détermination de $TPR_{20,10}$, car l'utilisation de diodes peut conduire à des $TPR_{20,10}$ différents de ceux obtenus par chambre d'ionisation. Cette différence peut être supérieure à 1 %. Les lectures de l'instrument aux deux profondeurs doivent être corrigées pour toute différence dans la température et la pression de l'air de la chambre et pour les pertes liées à la recombinaison ionique.

Annexe 2. Mesure de la correction liée à la recombinaison ionique (k_S)

1. Rayonnement continu

Le facteur de correction liée à la recombinaison ionique k_S dépend, dans le cas d'un rayonnement continu, de la géométrie de la chambre, de la tension de polarisation appliquée et du débit de dose. La correction est relativement faible et il est courant (et même recommandé dans le présent document; voir chapitre 4.2.2) d'ignorer la recombinaison ionique dans le cas d'un rayonnement continu. L'effet peut cependant être déterminé expérimentalement comme suit :

La recombinaison ionique conduit à une relation approximativement linéaire entre $1/M$ et $1/U^2$ dans des conditions proches de la saturation ($k_S < 1.05$). M est la lecture de l'instrument et U la tension de polarisation. La méthode de mesure du facteur de correction lié à la recombinaison ionique consiste à mesurer le courant d'ionisation (ou la charge) pour différentes tensions de polarisation et de porter sur un graphique $1/M$ en fonction de $1/U^2$. La lecture en saturation complète, M_S , est alors l'inverse de l'interception de la droite passant par les points avec l'axe $1/M$. Le facteur de correction à appliquer est alors :

$$k_S = M_S / M$$

où M est la lecture de l'instrument correspondant à la tension de polarisation normalement utilisée.

2. Rayonnement pulsé

Dans le cas du rayonnement pulsé (par exemple provenant d'un accélérateur linéaire), la correction liée à la recombinaison ionique peut être de 1 % ou plus pour un faisceau de rayons X d'un accélérateur linéaire médical. Elle ne peut être ignorée et toutes les lectures doivent être corrigées.

Le facteur de correction lié à la recombinaison ionique k_S dépend, dans le cas d'un rayonnement pulsé, de la géométrie de la chambre, de la tension de polarisation appliquée et de la dose par macroimpulsion.

La recombinaison ionique conduit à une relation approximativement linéaire entre $1/M$ et $1/U$ dans des conditions proches de la saturation ($k_S < 1.05$). M est la lecture de l'instrument et U la tension de polarisation. La méthode de mesure du facteur de correction liée à la recombinaison ionique consiste à mesurer le courant d'ionisation (ou la charge) pour différentes tensions de polarisation et de porter sur un graphique $1/M$ en fonction de $1/U$. La lecture en saturation complète, M_S , est alors l'inverse de l'interception de la droite passant par les points avec l'axe $1/M$. Le facteur de correction à appliquer est alors :

$$k_S = M_S / M$$

où M est la lecture de l'instrument correspondant à la tension de polarisation normalement utilisée.

Annexe 3 Calcul de la correction liée à la recombinaison ionique (k_S)

1. Facteur de correction liée à la recombinaison ionique k_S dans le cas du rayonnement continu

Le facteur de correction liée à la recombinaison ionique k_S dépend, dans le cas du rayonnement continu, de la géométrie de la chambre, de la tension de polarisation appliquée et du débit de dose. La correction est relativement faible et il est courant (et même recommandé dans le présent document; voir chapitre 4.2.2) d'ignorer la recombinaison ionique dans le cas du rayonnement continu. L'effet peut cependant être estimé à l'aide de la formule suivante :

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

avec :

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

Dans le cas des chambres planes parallèles, la séparation effective des électrodes est la distance entre elles. Dans le cas de chambres cylindriques ou sphériques, la séparation effective est donnée par :

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

où R est le rayon interne de l'électrode externe et r est le rayon externe de l'électrode interne en mm.

Pour les chambres en dé, consistant en un volume principal cylindrique et une section hémisphérique au bout, la séparation effective peut être calculée en pondérant par le pourcentage concerné du volume total.

2. Facteur de correction liée à la recombinaison ionique dans le cas du rayonnement pulsé

Dans le cas du rayonnement pulsé (par exemple provenant d'un accélérateur linéaire), la correction liée à la recombinaison ionique peut être de 1 % ou plus pour un faisceau de rayons X d'un accélérateur linéaire médical. Elle ne peut être ignorée et toutes les lectures doivent être corrigées.

Le facteur de correction liée à la recombinaison ionique k_S dépend, dans le cas du rayonnement pulsé, de la géométrie de la chambre, de la tension de polarisation appliquée et de la dose par impulsion. Il peut être obtenu en utilisant l'expression analytique basée sur la théorie de Boag :

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

avec :

- D : dose absorbée dans l'eau par impulsion en mGy
- d : séparation effective des électrodes en mm (voir ci-dessus)
- U : tension de polarisation en V.

Annexe 4 Mesure avec la source radioactive de contrôle

Une source de contrôle de la stabilité comprend en général une ou plusieurs sources radioactives (souvent sous forme de feuilles) placées dans un conteneur blindé et pouvant être positionnées dans une géométrie fixe par rapport à la chambre d'ionisation. Le radio-nuclide utilisé en général est le strontium-90.

La source de contrôle est en général conçue pour un type particulier de chambre. On observe souvent que le courant d'ionisation de la chambre varie si l'on tourne celle-ci. Dans ce cas, la marque gravée en général par le constructeur sur le manche de la chambre sera alignée avec une marque correspondante sur le conteneur de la source.

Lorsque la source de contrôle de la stabilité est avant la mesure dans des conditions de température différente de celles de l'endroit de mesure, il faudra alors attendre suffisamment longtemps pour qu'elle atteigne la nouvelle température avant d'effectuer les mesures; ceci peut prendre plusieurs heures. Dans le but de contrôler la température, il faut disposer d'un thermomètre qui sera inséré dans un trou pratiqué dans le conteneur. La calibration du thermomètre doit être traçable aux étalons nationaux.

Il faut prévoir du temps, après avoir placé la chambre dans la source, pour qu'elle se stabilise et atteigne la température d'équilibre; 10 minutes suffisent en général.

La vérification du dosimètre de référence n'est plus valable si, après correction pour la densité de l'air et pour la décroissance radioactive, les résultats diffèrent de plus de 0,5 % de la valeur figurant dans le certificat de vérification. Si la cause de la discrédance ne peut être identifiée et corrigée, le dosimètre doit être vérifié à nouveau.

Annexe 5 Liste des symboles

\dot{D}	: débit de dose absorbée
D	: dose absorbée dans l'eau par impulsion
d	: séparation effective des électrodes
d_{sp}	: séparation effective des électrodes pour une chambre sphérique
d_{zyl}	: séparation effective des électrodes pour une chambre cylindrique
$D_{W,Q}$: dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q
F	: en indice; dosimètre d'usage courant (field dosimeter)
k_{Q,Q_C}	: correction tenant compte de la différence entre la qualité Q du rayonnement et celle Q_C pour laquelle la chambre a été calibrée
k_{TP}	: correction liée à la densité de l'air
k_S	: correction liée à la recombinaison ionique
M	: lecture non corrigée de l'instrument
M_Q	: lecture corrigée de l'instrument
M_k	: valeur de référence de la réponse à la source de contrôle (lecture de l'instrument lors de l'utilisation de la source radioactive de contrôle)
M_m	: valeur moyenne de la réponse à la source de contrôle (lecture de l'instrument lors de l'utilisation de la source radioactive de contrôle)
M_S	: lecture de l'instrument en saturation complète
M_{10} / M_{20}	: rapport entre les courants d'ionisation à 10 cm de profondeur et à 20 cm pour une distance source-surface constante
N_{W,Q_C}	: facteur de calibration permettant de convertir la lecture de l'instrument en dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q_C
p, p_0	: pression absolue de l'air lors de mesure, respectivement dans les conditions de référence
Q	: indice de qualité du rayonnement (correspond à $TPR_{20,10}$)
Q_C	: qualité standard de radiation, à laquelle le dosimètre a été calibré
r	: rayon extérieur de l'électrode interne
R	: rayon intérieur de l'électrode externe
rF	: humidité relative de l'air
t	: temps séparant la date de la vérification et la date de la mesure
$T_{1/2}$: période radioactive; pour le strontium-90, elle est de 28,7 ans
T, T_0	: température absolue lors de la mesure, respectivement dans les conditions de référence
$TPR_{20,10}$: rapport entre la dose absorbée à 20 cm de profondeur à celle à 10 cm pour une distance source-chambre constante
U	: tension de polarisation

Annexe 6 Liste des références

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. Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale.
Dosimétrie des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie; Recommandations n° 4, 1992
3. Loi du 23 mars 1991 sur la radioprotection
4. Ordonnance du 22 juin 1994 sur la radioprotection
5. Ordonnance du 23 novembre 1994 sur les unités
6. OFMET
Directives du 22 mai 1997 sur les systèmes dosimétriques de référence en radiothérapie
7. DIN
The standard DIN 6800-2, October 1997 : Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung

Annexe 7 Membres du groupe de travail

- R. Moning, Office fédéral de métrologie (OFMET), 3003 Bern-Wabern
- W. Münch, Office fédéral de métrologie (OFMET), 3003 Bern-Wabern
- J. Roth, Physique radiologique, Hôpital cantonal, 4031 Bâle
- W. Seelentag, Clinique de radio-oncologie, Hôpital cantonal, 9007 St-Gall
- G. Stucki, Office fédéral de métrologie (OFMET), 3003 Bern-Wabern
- J.-F. Valley, Institut de radiophysique appliquée, 1007 Lausanne