



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

(Recommendations)

N° 10

Février 2002

ISBN 3-908 125 32-4

Dosimétrie des faisceaux d'électrons 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	Caractérisation de la qualité des faisceaux.....	6
4.1	Choix de l'indice de qualité des faisceaux.....	6
4.2	Mesure de la qualité des faisceaux.....	6
5	Détermination de la dose absorbée dans l'eau.....	7
5.1	Conditions de référence.....	7
5.2	Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence.....	8
5.2.1	Correction liée à la densité de l'air (k_{TP}).....	8
5.2.2	Correction liée à la recombinaison ionique (k_S).....	9
5.2.3	Correction liée à la polarité.....	9
5.2.4	Détermination du facteur $N_{W,Q}$ pour la qualité de rayonnement Q.....	10
6	Calibration d'un dosimètre d'usage courant.....	11
6.1	Détermination du facteur de calibration.....	11
6.2	Détermination de la réponse à la source de contrôle.....	11
7	Incertitudes représentatives dans la détermination de la dose absorbée.....	12
Annexe 1	Détermination de la répartition de la dose absorbée en profondeur à partir d'une mesure de l'ionisation.....	13
Annexe 2	Mesure avec la source radioactive de contrôle.....	15
Annexe 3	Mesure de la correction liée à la recombinaison ionique (k_S).....	16
Annexe 4	Liste des symboles.....	17
Annexe 5	Liste des références.....	18
Annexe 6	Membres du groupe de travail.....	19

1 Introduction

Le but des recommandations "Dosimétrie des faisceaux d'électrons 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 et d'accréditation (METAS).

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. Le chapitre "Caractérisation de la qualité des faisceaux" présente l'indice de qualité et décrit comment le mesurer. 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 standards nationaux. Les incertitudes de ces mesures sont commentées au chapitre 7.

Lors de la présentation 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 pour 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, l'OPAS et l'ESTRO [1].

Outre le fait que la dosimétrie est basée sur un standard de dose absorbée, le changement le plus important par rapport à la pratique courante [2] est l'utilisation d'une nouvelle profondeur de référence. Il a été démontré que la mesure à cette profondeur réduit significativement l'influence des différences spectrales entre les accélérateurs, ainsi que celle des contaminations photoniques et électroniques dans les faisceaux cliniques d'électrons [3]. Dans le but de simplifier le formalisme, les qualités de rayonnement et tous les facteurs qui en dépendent (y compris la nouvelle profondeur de référence) sont exprimés en fonction de la profondeur de demi-atténuation R_{50} plutôt qu'en fonction de l'énergie du faisceau. Ce changement permet un rapprochement vers la pratique utilisée de longue date en dosimétrie photonique, consistant à caractériser les qualités de faisceaux par leur pouvoir de pénétration.

Ce document concerne les qualités de rayonnement suivantes:

faisceaux d'électrons ayant une valeur de R_{50} située entre 1.75 gcm^{-2} et 8.54 gcm^{-2} ($E_0 \square 5.5 \text{ MeV}$ à 22.5 MeV).

En ce qui concerne la dosimétrie des faisceaux de photons de haute énergie, l'utilisateur s'en référera à la recommandation N° 8, 2000 [4] de la SSRPM.

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. La seule exception concerne la détermination de la dose en profondeur sur l'axe central (voir annexe 1).

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 radioprotection [5], l'ordonnance du 22 juin 1994 sur la radioprotection [6], l'ordonnance du 23 novembre 1994 sur les unités [7] et les directives de METAS concernant les systèmes dosimétriques de référence utilisés en radiothérapie, directives qui seront révisées en 2002 [8].

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 de METAS [8]. L'autorité compétente pour la vérification est METAS.

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 à une série de qualités de rayonnement, de sorte que chaque qualité de rayonnement de l'utilisateur se situe entre 2 qualités de rayonnement pour lesquelles une calibration a été effectuée et que ces 2 dernières qualités ne soient pas séparées de plus de 2 gcm^{-2} . Le nombre minimum de points de calibration est ainsi donné par le domaine d'utilisation et le nombre de qualités de rayonnement de l'utilisateur. La réponse à la source de contrôle est mesurée lors de la calibration. Un dosimètre est vérifié avec succès si les incertitudes des facteurs de calibration obtenus lors de la vérification ne sont pas supérieures à 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 $\pm 1\%$ (voir annexe 2).

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 6.

3 Chambres d'ionisation, fantômes et fourreaux étanches

Il est généralement accepté [9,10] que les chambres d'ionisation planes parallèles à électrode de garde adéquate, telles que la chambre Scanditronix NACP-02 ou PTW 34001 selon Roos, ont un facteur de perturbation négligeable. Pour une chambre d'ionisation plane parallèle à électrode de garde adéquate, l'électrode de collection doit être entourée d'une électrode de garde dont la largeur ne doit pas être plus petite que 1.5 fois la profondeur de la cavité [10]. Ainsi, ces chambres sont recommandées pour les systèmes dosimétriques de référence, et ceci pour toutes les qualités de rayonnement. Le point de référence de la chambre plane parallèle est situé sur la surface intérieure de la fenêtre d'entrée. Ce point doit être placé à la profondeur de référence dans le fantôme.

Ces chambres d'ionisation doivent être en communication avec l'air ambiant et en équilibre avec la pression d'air 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 gcm^{-2} à l'extérieur des bords du faisceau et au moins 10 gcm^{-2} derrière le centre de la chambre d'ionisation dans l'axe du faisceau.

Pour un faisceau horizontal d'électrons, la fenêtre d'entrée dans le fantôme sera en PMMA ou en polystyrène et d'une épaisseur t_{win} située entre 0.2 cm et 0.5 cm. On tiendra compte de l'épaisseur équivalente en eau de la fenêtre (en gcm^{-2}) lors du positionnement de la chambre à la profondeur de mesure. L'épaisseur est calculée comme le produit $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, où ρ_{pl} est la densité du plastique (en gcm^{-3}). Pour le plastique PMMA couramment utilisé et pour le polystyrène clair, les valeurs nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1.19 \text{ gcm}^{-3}$ et $\rho_{\text{polyst}} = 1.06 \text{ gcm}^{-3}$ sont à utiliser.

Pour les qualités de rayonnement $R_{50} < 4 \text{ gcm}^{-2}$ ($E_0 \leq 10 \text{ MeV}$), des fantômes de PMMA peuvent être utilisés, mais ils ne sont pas recommandés à des fins de dosimétrie de référence.

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 PMMA). La paroi du fourreau doit être suffisamment mince ($\leq 1.0 \text{ mm}$) 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 de METAS.

4 Caractérisation de la qualité des faisceaux

4.1 Choix de l'indice de qualité des faisceaux

Pour les faisceaux d'électrons, l'indice de qualité est la profondeur de demi-atténuation dans l'eau, R_{50} . Il s'agit de la profondeur dans l'eau (en gcm^{-2}) pour laquelle la dose absorbée vaut 50% de sa valeur maximale, mesurée à une DSS de 100 cm et une grandeur de champ d'au moins 15 cm x 15 cm à la surface du fantôme pour toutes les énergies.

4.2 Mesure de la qualité des faisceaux

Le détecteur de choix pour la mesure de R_{50} est, pour toutes les qualités de faisceaux, la chambre d'ionisation plane parallèle. On utilisera un fantôme d'eau. En faisceau vertical, la direction de balayage sera en direction de la surface, ceci pour réduire l'effet dû à la formation d'un ménisque.

Des corrections liées à la recombinaison ionique doivent être appliquées à chaque profondeur de mesure. Ces corrections peuvent être déduites d'un set limité de mesures représentatives, par exemple près de la surface, au maximum de l'ionisation et aux profondeurs correspondant à 90% et 50% du maximum d'ionisation.

Lorsque l'on utilise une chambre d'ionisation, la quantité mesurée est la profondeur de demi-atténuation en terme de courant d'ionisation $R_{50,\text{ion}}$. Il s'agit de la profondeur dans l'eau (en gcm^{-2}) pour laquelle le courant d'ionisation vaut 50% de sa valeur maximale. La profondeur de demi-atténuation en terme de dose absorbée, R_{50} , est obtenue à l'aide de la formule suivante [1,11]:

$$R_{50} = 1.029 \cdot R_{50,\text{ion}} - 0.06 \text{ gcm}^{-2}$$

On peut utiliser d'autres détecteurs (diodes, diamants) que la chambre d'ionisation pour déterminer R_{50} . Dans ce cas, l'utilisateur vérifiera que le détecteur est adéquat pour la mesure de la dose en profondeur, en le comparant à une chambre d'ionisation pour une série représentative de qualités des faisceaux.

5 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 2).

5.1 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.

La profondeur de référence z_{ref} est donnée par [1,2]:

$$Z_{ref} = 0.6 \cdot R_{50} - 0.1 \text{ gcm}^{-2} \quad (R_{50} \text{ in gcm}^{-2})$$

Cette profondeur est proche de la profondeur du maximum de la dose absorbée z_{max} pour des qualités de faisceaux $R_{50} < 4 \text{ gcm}^{-2}$ ($E_0 < 10 \text{ MeV}$). Aux qualités de faisceaux plus élevées, elle est supérieure à z_{max} . Pour un accélérateur donné, chaque faisceau de référence aura une profondeur de référence particulière. Cependant, il a été montré que la nouvelle profondeur permet de réduire significativement les variations des facteurs de calibration d'une machine à l'autre [3]; le gain en précision justifie son application, particulièrement dans le cas des chambres de type plane parallèle.

Les conditions de référence auxquelles se réfère la vérification par METAS 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)
Distance source-surface	100 cm
Grandeur de champ	15 cm x 15 cm à la surface du fantôme
Point de référence de la chambre	au centre de la surface intérieure de la fenêtre de la chambre
Position du point de référence	à z_{ref}

Tableau 1. Qualités de rayonnement de METAS

Energie nominale des électrons [MeV]	Indice Q_C de la qualité du rayonnement (= R_{50}) [gcm^{-2}]	z_{ref} [gcm^{-2}]
5.5	1.75	0.95
6.0	1.95	1.07
7.5	2.62	1.47
9.0	3.31	1.89
10.0	3.70	2.12
12.0	4.35	2.51
15.0	5.67	3.30
18.0	6.90	4.04
20.5	7.52	4.41
22.5	8.54	5.02

5.2 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:

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

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

avec:

$D_{W,Q}$: dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q à la position du point de référence de la chambre quand la chambre, et le cas échéant 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

$N_{W,Q}$: facteur de calibration pour la qualité de rayonnement Q 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

5.2.1 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 5.1.

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 inférieur 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 °C 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

$\exp[-\ln 2 \cdot (t / T_{1/2})]$: 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.

5.2.2 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 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 et ainsi une correction pour la recombinaison ionique doit être appliquée.

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

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

5.2.3 Correction liée à la polarité

Il est recommandé d'utiliser le dosimètre avec la même tension de polarisation que celle utilisée lors de la vérification. Dans ce cas, aucune correction liée à la polarisation n'est appliquée dans l'utilisation clinique, car celle-ci est alors implicitement incluse dans le facteur de calibration.

5.2.4 Détermination du facteur $N_{W,Q}$ pour la qualité de rayonnement Q

Le facteur de calibration pour la qualité de rayonnement Q_C pour laquelle le dosimètre a été calibré lors de la vérification est appelé N_{W,Q_C} (comme indiqué dans le certificat de vérification).

Si la qualité du rayonnement Q du faisceau de l'utilisateur diffère de chacune de celles pour lesquelles le dosimètre a été calibré lors de la vérification, un facteur de calibration $N_{W,Q}$ correspondant à la qualité Q doit être déterminé selon les procédures suivantes :

Si le nombre de facteurs de calibration disponibles n'est pas supérieur à 4, le nouveau facteur de calibration $N_{W,Q}$ est obtenu par interpolation linéaire en utilisant les facteurs les plus proches dans le certificat de vérification.

Si le nombre de facteurs de calibration disponibles est supérieur à 4, le nouveau facteur de calibration $N_{W,Q}$ sera calculé comme suit:

$$N_{W,Q} = a \cdot R_{50}^3 + b \cdot R_{50}^2 + c \cdot R_{50} + d$$

Les coefficients a, b, c et d seront obtenus par un fit selon la méthode des moindres carrés à partir des facteurs de calibration tirés du certificat de vérification.

6 Calibration d'un dosimètre d'usage courant

6.1 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 5.1, mais avec une séparation appropriée des centres des chambres, 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 doivent 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 de METAS; 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 5.2. 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:

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

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:

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

6.2 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 5.2.1)

7 Incertitudes représentatives dans la détermination de la dose absorbée

Dans la présente recommandation, l'évaluation des incertitudes se base sur les directives de l'AIEA [1].

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-type composée 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 typiques des incertitudes-types :

	Incetitude-type
Etape 1 : Laboratoire de vérification	
Facteur de calibration $N_{W,Qc}$	1.0%
Etape 2 : Faisceau de l'utilisateur	
Lecture de l'instrument M_Q (y compris les grandeurs d'influence)	0.8%
Procédure expérimentale et stabilité du système dosimétrique	1.2%
Incetitude-type composée sur $D_{W,Q}$	1.8%

Annexe 1 Détermination de la répartition de la dose absorbée en profondeur à partir d'une mesure de l'ionisation

L'ionisation en fonction de la profondeur, mesurée à l'aide d'une chambre d'ionisation, doit être convertie en dose absorbée en profondeur en tenant compte de l'énergie moyenne des électrons au point de mesure. La mesure en profondeur sur l'axe central avec une chambre d'ionisation plane parallèle peut être convertie en dose absorbée selon les indications données par le protocole de l'AIEA [1] (p. 185-186).

Conversion d'une répartition de l'ionisation relative en profondeur en dose absorbée relative

$$PDD(z) = M(z) \cdot s_{w,air}(R_{50},z)$$

PDD(z) dose absorbée relative à la profondeur z dans l'eau

M(z) lecture non corrigée de la chambre d'ionisation à la profondeur z dans l'eau

$s_{w,air}(R_{50},z)$ rapport des pouvoirs massiques de ralentissement entre l'eau et l'air en fonction de la qualité du faisceau R_{50} et de la profondeur z dans l'eau

$s_{w,air}(R_{50},z)$ tient compte de la variation du pouvoir de ralentissement des matériaux concernés (air dans la chambre d'ionisation et eau dans le fantôme) avec l'énergie des électrons et la position du point de mesure (z). Les valeurs de $s_{w,air}(R_{50},z)$ sont calculées à partir de simulations par Monte Carlo pour des faisceaux monoénergétiques [11] et peuvent être tirées du protocole AIEA [1] (tableau 20, p. 99 et suivantes).

$s_{w,air}(R_{50},z)$ peut aussi être calculé à l'aide de la formule suivante (fit à partir des données de base) :

$$s_{w,air}(R_{50},z) = \frac{1.075 - 0.5087 \cdot x + 0.0887 \cdot x^2 - 0.084 \cdot y}{1 - 0.4281 \cdot x + 0.0646 \cdot x^2 + 0.00309 \cdot x^3 - 0.125 \cdot y}$$

où $x = \ln(R_{50})$ et $y = z / R_{50}$ est la profondeur relative.

Le domaine couvert par la table pour $s_{w,air}(R_{50},z)$ est limité à des valeurs de R_{50} situées entre 1 gcm^{-2} et 20 gcm^{-2} et à une profondeur relative z/R_{50} entre 0.02 et 1.2. L'écart standard du fit est de 0.4%. Comme dans le protocole AIEA [1], nous admettons que le facteur de perturbation est indépendant de la profondeur de mesure. Pour une chambre d'ionisation plane parallèle à électrode de garde adéquate, cette hypothèse est justifiée.

Détermination de la dose absorbée à la profondeur z à partir de la dose absorbée à la profondeur de référence z_{ref}

La dose absorbée à la profondeur z peut être déterminée à partir de la dose à la profondeur de référence z_{ref} et de la dose absorbée relative en profondeur:

$$D_{W,Q}(z) = D_{W,Q}(z_{ref}) \cdot PDD(z) / PDD(z_{ref})$$

La dose absorbée au maximum (z_{max}) vaut:

$$D_{W,Q}(z_{max}) = D_{W,Q}(z_{ref}) \cdot PDD(z_{max}) / PDD(z_{ref})$$

La répartition de la dose absorbée dans l'eau en fonction de la profondeur peut être mesurée directement à l'aide d'un détecteur en diamant ou d'une diode semi-conductrice. Selon le protocole AIEA [1] (p. 88), la répartition de la dose en profondeur doit être comparée dans un tel cas à celle obtenue avec une chambre d'ionisation.

Annexe 2 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 radionuclide 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, à une température différente de celle 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. 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 1% 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 3 Mesure de la correction liée à la recombinaison ionique (k_S)

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 d'électrons 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 d'un rayonnement pulsé, de la géométrie de la chambre, de la tension de polarisation appliquée et de la dose par impulsion.

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 4 Liste des symboles

$D_{W,Q}$: dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q
DSS	: distance source-surface
E_0	: énergie moyenne du faisceau d'électrons à la surface du fantôme
F	: en indice; dosimètre d'usage courant (field dosimeter)
k_S	: correction liée à la recombinaison ionique
k_{TP}	: correction liée à la densité de l'air
M	: lecture non 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_Q	: lecture corrigée de l'instrument
M_S	: lecture de l'instrument en saturation complète
$M(z)$: lecture non corrigée de la chambre d'ionisation placée à une profondeur z dans l'eau
$N_{W,Q}$: facteur de calibration permettant de convertir la lecture de l'instrument en dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q
N_{W,Q_C}	: facteur de calibration obtenu lors de la vérification 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 la mesure, respectivement dans les conditions de référence
PDD(z)	: dose absorbée relative à la profondeur z dans l'eau
Q	: indice de qualité du rayonnement (correspond à R_{50})
Q_C	: qualité de radiation à laquelle le dosimètre a été calibré lors de la vérification
R	: en indice; dosimètre de référence
R_{50}	: profondeur dans l'eau à laquelle la dose absorbée vaut 50% de sa valeur maximale
$R_{50,ion}$: profondeur dans l'eau à laquelle le courant d'ionisation vaut 50% de sa valeur maximale
rF	: humidité relative de l'air
$s_{w,air}(R_{50},z)$: rapport du pouvoir massique de ralentissement entre l'eau et l'air en fonction de la qualité du faisceau R_{50} et de la profondeur z dans l'eau
t	: temps séparant la date de la calibration et la date de la mesure
t_{win}	: épaisseur de la fenêtre d'entrée dans le fantôme
$T_{1/2}$: 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
U	: tension de polarisation
z	: profondeur dans l'eau
z_{max}	: profondeur du maximum de la dose absorbée
z_{ref}	: profondeur de référence dans l'eau

Annexe 5 Liste des références

1. IAEA, Technical Report Series No. 398
Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy Based on Absorbed-Dose-to-Water Standards: An International Code of Practice for Dosimetry, Vienna, 2000
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. D.T. Burns et al.: R_{50} as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry. Med. Phys. 23(3), March 1996, 310-320
4. Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale
Dosimétrie des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation, Recommandations N° 8, 2000
5. Loi du 23 mars 1991 sur la radioprotection
6. Ordonnance du 22 juin 1994 sur la radioprotection
7. Ordonnance du 23 novembre 1994 sur les unités
8. Directives de METAS sur les systèmes dosimétriques de référence en radiothérapie, seront mises à jour en 2002.
9. M.R. McEwen et al.: Determination of absorbed dose calibration factors for therapy level electron beam ionization chambers. Phys. Med. Biol. 46 (2001), 741-755
10. IAEA, Technical Report Series No 381
The Use of Plane Parallel Ionisation Chambers in High Energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry, Vienna, 1997
11. G. X. Ding et al.: Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams. Med. Phys. 22 (5), 489-501, May 1995

Annexe 6 Membres du groupe de travail

J.-F. Germond, Hôpital Communal, 2300 La Chaux-de-Fonds

R. Moning, Office fédéral de métrologie et d'accréditation, 3003 Bern-Wabern

J. Roth, Radiologische Physik, Kantonsspital, 4031 Bâle

G. Stucki, Office fédéral de métrologie et d'accréditation, 3003 Bern-Wabern

J.-F. Valley, Institut Universitaire de Radiophysique Appliquée, 1007 Lausanne