

DOCUMENT  
INTERNATIONAL

**OIML D 21**

Edition 1990 (F)

---

Laboratoires secondaires d'étalonnage en dosimétrie  
pour l'étalonnage des dosimètres utilisés en  
radiothérapie

Secondary standard dosimetry laboratories for the calibration of dosimeters used in  
radiotherapy

---

OIML D 21 Edition 1990 (F)



ORGANISATION INTERNATIONALE  
DE MÉTROLOGIE LÉGALE

---

INTERNATIONAL ORGANIZATION  
OF LEGAL METROLOGY

## Avant-propos

L'Organisation Internationale de Métrologie Légale (OIML) est une organisation intergouvernementale mondiale dont l'objectif premier est d'harmoniser les réglementations et les contrôles métrologiques appliqués par les services nationaux de métrologie, ou organismes apparentés, de ses États Membres.

Les deux principales catégories de publications OIML sont:

- les **Recommandations Internationales (OIML R)**, qui sont des modèles de réglementations fixant les caractéristiques métrologiques d'instruments de mesure et les méthodes et moyens de contrôle de leur conformité; les États Membres de l'OIML doivent mettre ces Recommandations en application dans toute la mesure du possible;
- les **Documents Internationaux (OIML D)**, qui sont de nature informative et destinés à améliorer l'activité des services de métrologie.

Les projets de Recommandations et Documents OIML sont élaborés par des comités techniques ou sous-comités composés d'États Membres. Certaines institutions internationales et régionales y participent aussi sur une base consultative.

Des accords de coopération ont été conclus entre l'OIML et certaines institutions, comme l'ISO et la CEI, pour éviter des prescriptions contradictoires; en conséquence les fabricants et utilisateurs d'instruments de mesure, les laboratoires d'essais, etc. peuvent appliquer simultanément les publications OIML et celles d'autres institutions.

Les Recommandations Internationales et Documents Internationaux sont publiés en français (F) et en anglais (E) et sont périodiquement soumis à révision.

La présente publication – référence OIML D 21 (F), édition 1990 – placée sous la responsabilité du sous-comité OIML TC 15/SC 1 *Instruments de mesure pour rayonnements ionisants utilisés dans les applications médicales*, a été approuvée par le Comité International de Métrologie Légale en 1988.

Les publications de l'OIML peuvent être obtenues au siège de l'Organisation:

Bureau International de Métrologie Légale  
11, rue Turgot - 75009 Paris - France  
Téléphone: 33 (0)1 48 78 12 82 et 42 85 27 11  
Fax: 33 (0)1 42 82 17 27  
E-mail: [biml@oiml.org](mailto:biml@oiml.org)  
Internet: [www.oiml.org](http://www.oiml.org)

# **LABORATOIRES SECONDAIRES d'ÉTALONNAGE**

## **en DOSIMÉTRIE pour l'ÉTALONNAGE des DOSIMÈTRES**

### **UTILISÉS en RADIOTHÉRAPIE**

#### **1. Introduction**

1.1. Une grande exactitude est essentielle dans le mesurage des rayonnements ionisants pour assurer la qualité de la radiothérapie dans le monde entier et pour pouvoir comparer correctement les résultats cliniques sur une base internationale. Des exigences similaires existent dans d'autres domaines de travail connexes, où l'on utilise les rayonnements au niveau international, par exemple dans les études radiobiologiques. Cette précision ne peut être obtenue que si l'on dispose de dosimètres pour rayonnements étalonnés et vérifiés régulièrement pour maintenir des performances de mesure acceptables.

1.2. Dans beaucoup de pays, le défaut d'accès à un laboratoire primaire d'étalonnage a empêché l'utilisation de dosimètres étalonnés et leur réétalonnage régulier. Une solution pratique à ce problème est l'établissement d'un large réseau de laboratoires d'étalonnage équipés d'instruments de référence étalonnés par un des laboratoires primaires. Ces laboratoires secondaires d'étalonnage, fonctionnant selon des procédures prescrites avec une conservation soigneuse des étalons et des contrôles d'uniformité, peuvent étalonner les instruments usuels avec une exactitude qui n'est que légèrement inférieure à celle obtenue par comparaison directe à un étalon primaire.

Note: En 1986, des Laboratoires Secondaires d'Etalonnage en Dosimétrie (SSDL) existaient dans 40 pays. La plupart sont membres du Réseau de SSDL de l'Agence Internationale de l'Energie Atomique/Organisation Mondiale de la Santé (AIEA/OMS), établi en 1976. Ce réseau aide dans le développement des méthodes de travail en permettant l'accès aux étalons primaires et, grâce au Laboratoire de Dosimétrie de l'AIEA, en réalisant des intercomparaisons de mesurage de doses.

1.3. Le rôle principal des SSDL est d'établir un pont entre les Laboratoires Primaires d'Etalonnage en Dosimétrie (PSDL) et l'utilisateur des rayonnements ionisants, en permettant le transfert des étalonnages en dosimétrie depuis l'étalon primaire vers l'instrument usuel. Les SSDL devraient également conseiller l'utilisateur sur l'usage approprié des instruments usuels. Leurs tâches incluent donc la conservation des dosimètres étalons secondaires, l'étalonnage des instruments usuels par rapport à ces étalons et la délivrance de certificats d'étalonnage qui spécifient toutes les conditions d'étalonnage appropriées. Afin de maintenir leur compétence, les SSDL doivent participer, toutes les fois que cela est possible, à des mesurages comparatifs avec d'autres laboratoires en coopération avec d'autres SSDL et PSDL.

#### **2. Objet**

2.1. Dans le présent Document, le SSDL est supposé faire partie du Service national de métrologie et son rôle est de vérifier des dosimètres usuels en les étalonnant par comparaison avec des étalons secondaires eux-mêmes raccordés à l'étalon primaire, national et/ou international [1].

2.2. Le présent Document est destiné à servir de guide pour l'établissement et le fonctionnement d'un SSDL. Il fournit des conseils pour les procédures d'essai, de vérification et d'étalonnage des instruments, ce qui inclut les étalons secondaires, les instruments usuels et les équipements d'étalonnage associés dans le domaine de la radiothérapie.

2.3. Le présent Document ne concerne pas l'instrumentation utilisée pour les mesurages dans le domaine de la protection contre les radiations.

Les critères généraux développés par l'AIEA/OMS pour l'établissement d'un SSDL, y compris le personnel nécessaire et l'arrangement du laboratoire, ont été publiés par AIEA/OMS [2].

2.4. Le présent Document ne couvre pas les problèmes de protection contre les rayonnements pour le personnel de laboratoire et autres personnes. De telles exigences devraient être établies en conformité avec les règlements nationaux ou les recommandations internationales existantes.

### 3. Grandeurs et schémas de dissémination

#### 3.1. Grandeurs et unités

Les grandeurs, unités et symboles de rayonnements sont définis et donnés par la Commission Internationale des Unités et Mesures de Rayonnements, ICRU, Rapport 33 [3].

Le Système International d'Unités, SI, a été adopté par la 11e Conférence Générale des Poids et Mesures en 1960 et est maintenant officiellement introduit dans presque tous les pays. La mise en application générale du SI crée des difficultés dans la poursuite de l'utilisation des unités de rayonnements spéciales, le rontgen, le rad, le rem et le curie, en raison des facteurs peu commodes introduits par les équivalents SI. Sur proposition de l'ICRU, la 15e Conférence Générale des Poids et Mesures, en 1975, adopta des noms spéciaux pour les unités SI de rayonnements: le becquerel (Bq) comme unité d'activité des radionucléides, et le gray (Gy) comme unité de dose absorbée. En 1977 le nom spécial sievert (Sv) fut proposé en commun par l'ICRU et la CIPR (Commission Internationale de Protection Radiologique) pour l'unité d'équivalent de dose et fut approuvé par la 16e Conférence Générale des Poids et Mesures en 1979. Aucun nom spécial ne fut proposé pour l'unité SI d'exposition.

L'ICRU a recommandé que les unités de rayonnements spéciales (rontgen, rad, rem et curie) disparaissent en 1985 et soient remplacées par les unités SI appropriées [3]. Pendant la période de transition, les unités SI devaient être utilisées en même temps que les anciennes unités spéciales de rayonnements, ces dernières étant données entre parenthèses [4]. Les grandeurs, unités et symboles de rayonnements, utilisés dans le présent Document, sont donnés dans le Tableau 1.

#### 3.2. Schémas de dissémination

Deux modalités sont envisagées pour le fonctionnement de la chaîne de dissémination qui comprend un étalon primaire au PSDL, un étalon secondaire étalonné et l'étalonnage de l'instrument de l'utilisateur au SSDL.

3.2.1. Premièrement, un simple transfert d'étalonnage, exprimé en terme de facteur d'étalonnage, peut être effectué en mesurant la même grandeur à chaque maillon de la chaîne. Cette modalité est préférable car il n'est pas nécessaire d'utiliser des facteurs de conversion et par conséquent il y a moins de risques d'introduire des erreurs.

3.2.2. Deuxièmement, il y a le cas où la grandeur que l'utilisateur en bout de chaîne doit mesurer diffère de la grandeur en termes de laquelle l'étalonnage initial de l'étalon secondaire a été réalisé. Dans ce cas, des facteurs de conversion peuvent être utilisés pour obtenir un étalonnage de l'étalon secondaire en termes de la grandeur demandée par l'utilisateur.

TABLEAU 1 : GRANDEURS, UNITES ET SYMBOLES DE RAYONNEMENTS UTILISES DANS LE PRESENT DOCUMENT

Grandeur	Unité SI	Symbole	Nom spécial de l'unité SI	Symbole du nom spécial	Relation entre l'unité SI et l'ancienne unité spéciale
Dose absorbée	joule par kilogramme	$J \cdot kg^{-1}$	gray	Gy	$1 Gy = 100 rad$
Débit de dose absorbée	joule par kilogramme seconde	$J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$	gray par seconde	$Gy \cdot s^{-1}$	$1 Gy \cdot s^{-1} = 100 rad \cdot s^{-1}$
Kerma	joule par kilogramme	$J \cdot kg^{-1}$	gray	Gy	$1 Gy = 100 rad$
Débit de kerma	joule par kilogramme seconde	$J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$	gray par seconde	$Gy \cdot s^{-1}$	$1 Gy \cdot s^{-1} = 100 rad \cdot s^{-1}$
Exposition	coulomb par kilogramme	$C \cdot kg^{-1}$	—	—	$1 C \cdot kg^{-1} = \frac{10^4}{2,58} R$
Débit d'exposition	coulomb par kilogramme seconde	$C \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$	—	—	$1 C \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1} = \frac{10^4}{2,58} R \cdot s^{-1}$
Activité	un par seconde	$s^{-1}$	becquerel	Bq	$1 Bq = \frac{10^{-10}}{3,7} Ci$

Note: Le SI autorise l'expression de ces unités en d'autres unités de temps, c'est-à-dire minutes et heures.

Diverses chaînes de dissémination illustrant les chemins entre diverses grandeurs aux niveaux de l'étalon primaire et de l'utilisateur sont données en Figure 1. Les facteurs d'étalonnage initialement déterminés pour l'étalon secondaire sont dénotés  $N$  et le facteur donné par le SSDL à l'utilisateur de l'instrument  $N$ . Des exemples de la première modalité de fonctionnement sont illustrés par les chaînes représentées par des traits horizontaux pleins. Par exemple, un étalon de dose absorbée,  $D$ , est utilisé pour fournir un facteur d'étalonnage de dose absorbée  $ND$  pour l'étalon secondaire qui à son tour est utilisé pour étalonner l'instrument de l'utilisateur en donnant un facteur  $ND$ . Dans le second mode de fonctionnement, le passage entre grandeurs est illustré par des lignes verticales pointillées, indiquant l'application de facteurs de conversion à l'étalon secondaire. Par exemple, quatre transitions de ce genre sont illustrées dans la Figure 1 et regroupées en deux types. Le premier (a) inclut seulement des facteurs indépendants de la chambre d'ionisation et le deuxième (b) inclut à la fois des facteurs indépendants et des facteurs dépendants de la chambre. La seconde transition (b) nécessite donc d'utiliser des méthodes de dosimétrie appropriées [6, 7, 8, 9]. D'autres chemins de dissémination sont possibles mais leur valeur pratique est limitée.

#### 4. Equipement et moyens d'étalonnage (\*)

##### 4.1. Dispositif d'étalonnage en rayons X

Un schéma montrant une disposition convenable de l'appareillage pour étalonner les dosimètres avec les rayons X est donné en Figure 2. Ce dispositif d'étalonnage consiste en général en un générateur de rayons X avec gaine de protection autour du tube à rayons X; des diaphragmes primaires ( $D_1$ ), de limitation du faisceau ( $D_2$ ) et de protection ( $D_3$  et  $D_4$ ); un obturateur (S); des filtres (F); une chambre moniteur (M); des absorbants pour la mesure des couches de demi-atténuation (A); la chambre d'ionisation de référence (R); et la chambre d'ionisation de l'instrument à étalonner (I).

Les différents éléments du dispositif d'étalonnage devraient être montés sur un banc — semblable à un banc optique — avec des systèmes de fixation et de déplacement permettant une mise en place précise. Ces éléments, y compris les systèmes de fixation et de déplacement devraient être montés rigidement, causer le minimum de dispersion du rayonnement et être complètement hors du champ utile du faisceau.

##### 4.1.1. Générateurs de rayons X

Il faut généralement deux générateurs de rayons X: par exemple, un pour les rayons X d'énergie faible, avec une plage de tension de tube de 10 à 60 kV environ, et un autre pour les rayons X d'énergie moyenne avec une plage de tension de 50 à 300 kV environ. Une intensité de tube d'au moins 30 mA est souhaitable pour les rayons X d'énergie faible, et 10 mA pour ceux d'énergie moyenne. Chaque générateur de rayons X doit avoir son propre banc d'étalonnage.

La dimension effective de la tache focale du tube à rayons X doit être de 2 à 5 mm. Une faible autofiltration est nécessaire pour que le tube à rayons X soit effectivement utilisé jusqu'aux plus faibles potentiels du tube. L'autofiltration ne devrait pas être supérieure à l'équivalent de 2 mm de béryllium pour le tube de plus faible énergie, et de 4 mm d'aluminium pour le tube de plus haute énergie (\*\*).

Le générateur à rayons X devrait être du type à potentiel constant, les potentiels alternatifs éventuellement surimposés ne devant pas dépasser 10 % (crête à crête) du potentiel moyen, aux courants de tube utilisés lors des étalonnages. La tension du tube devrait pouvoir varier continuellement dans toute la plage utilisable et pouvoir être réajustée à n'importe quelle valeur avec une précision de  $\pm 1$  %.

---

(\*) Beaucoup des recommandations données dans ce point sont basées sur les informations contenues dans les Rapports Techniques N° 185 de FAIEA.

(\*\*) La mesure de l'autofiltration en équivalent d'aluminium est décrite au point 3.1.3.3 de la Norme ISO 4037 [10].

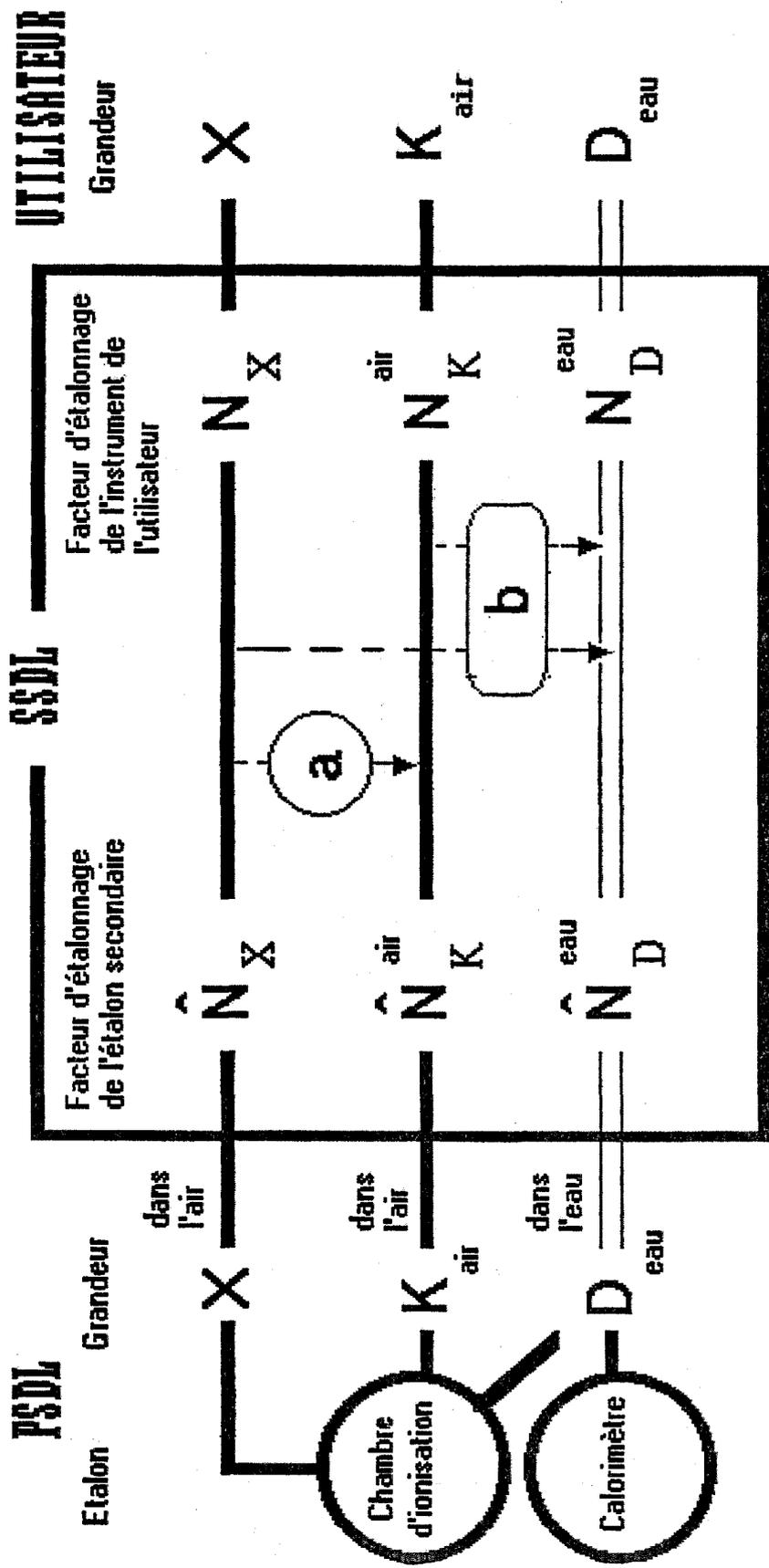


FIG. 1 SCHEMAS DE DISSEMINATION DES GRANDEURS DE DOSIMETRIE

X = exposition, K = kerma, D = dose absorbée

Le milieu est spécifié par une indication en indice pour les grandeurs et en exposant pour les facteurs d'étalonnage.

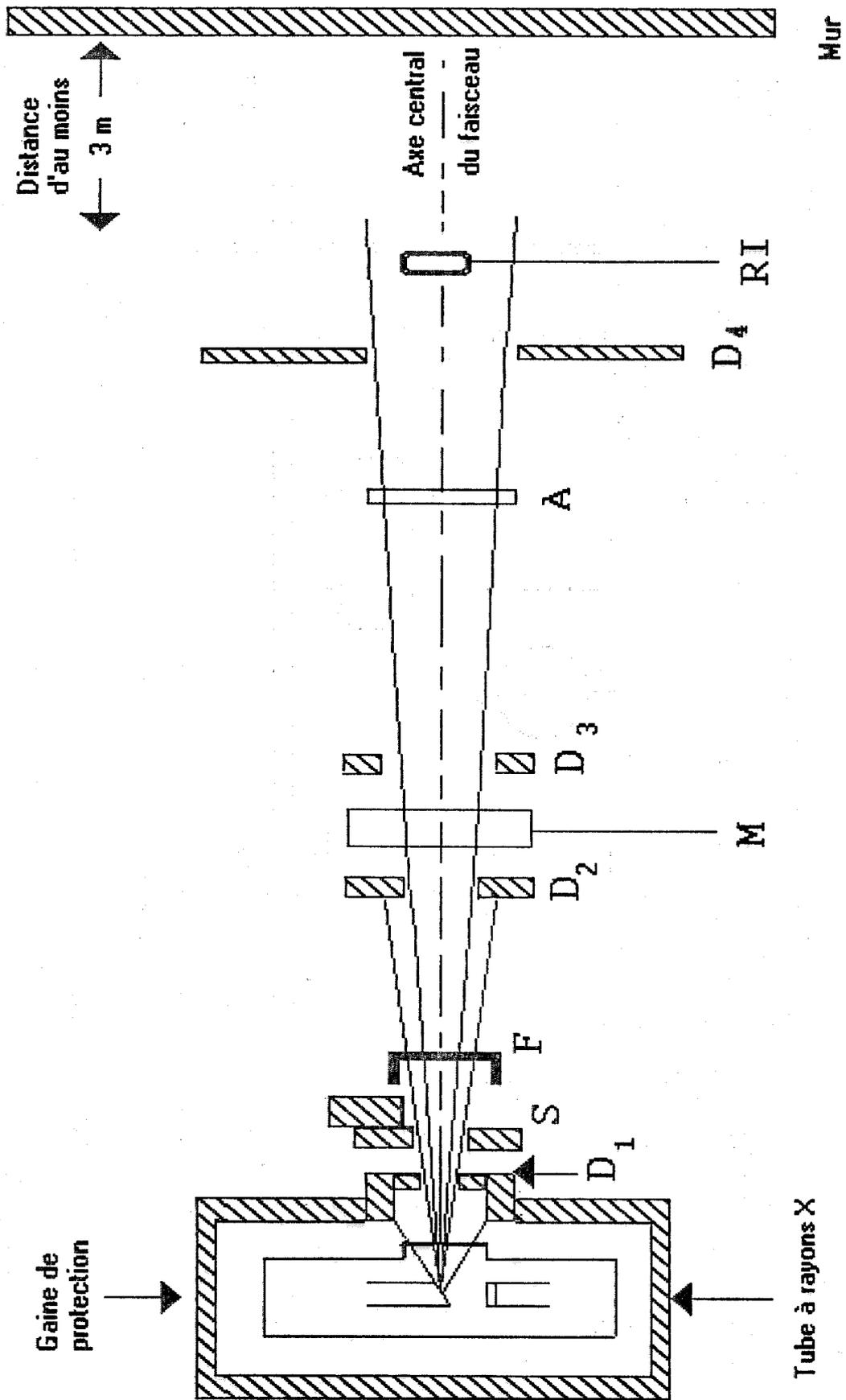


FIG. 2 FIGURE SCHEMATIQUE D'UNE INSTALLATION D'ETALONNAGE EN RAYONS X

(pour les symboles, voir le texte du point 4)

Un stabilisateur devrait être utilisé pour réduire les variations de tension à moins de 0,3 % pour toute variation pouvant se produire dans la tension ou la fréquence du réseau.

Le tube à rayons X devrait être monté dans une gaine protectrice (blindage) de façon qu'aucun rayonnement appréciable ne soit émis dans une direction autre que celle du faisceau utile. Les étalonnages devraient normalement être réalisés dans l'étendue de débits de kerma dans l'air de 10 mGy/min à 1 Gy/min environ. (Cela correspond à un débit d'exposition de 1 R/min à 100 R/min environ). La taille du laboratoire et le blindage devraient être tels que l'influence des radiations dispersées ne dépasse pas, au point de mesure, 5 % du débit d'exposition.

Le tube à rayons X doit être ajustable de telle manière que le faisceau de rayons X puisse être précisément aligné sur l'axe du banc d'étalonnage. Après alignement le tube doit être fixé rigidement en position.

#### 4.1.2. Diaphragme primaire ( $D_1$ )

Il fait souvent partie de la gaine du tube à rayons X; il doit être juste assez large pour laisser passer le plus large des champs utilisables et doit être placé aussi près que possible de la cible du tube à rayons X.

#### 4.1.3. Obturateur (S)

Il peut y avoir soit deux obturateurs, soit un obturateur à double effet; leurs fonctions sont les suivantes:

- a) obturateur de sécurité, pouvant faire partie de la gaine du tube à rayons X, pour atténuer le rayonnement jusqu'à un niveau de sécurité convenable pour le personnel et ainsi améliorer la stabilité du faisceau de rayons X, étant donné qu'il n'est plus nécessaire de procéder à l'enclenchement puis à la coupure de la haute tension sur le tube à rayons X à chaque irradiation,
- b) obturateur rapide, ayant un taux de transmission inférieur à 0,1 %, pour commencer et terminer chaque irradiation, en permettant au temps de transition entre l'irradiation complète et l'irradiation nulle de la chambre d'être inférieur à 0,1 % du temps d'irradiation usuel. (Le temps d'irradiation devrait si nécessaire être corrigé).

Sauf s'il fonctionne comme diaphragme primaire ( $D_1$ ), l'obturateur doit avoir une ouverture plus large que le diamètre du faisceau de rayons X en son emplacement. Un obturateur ayant une épaisseur d'environ 1 mm de plomb pour les rayons X d'énergie faible (tension du tube  $\leq 60$  kV) et d'environ 15 mm de plomb pour les rayons X d'énergie moyenne (tension du tube de 50 à 300 kV), est nécessaire pour obtenir l'atténuation requise du faisceau. La position de l'obturateur le long du faisceau de rayonnement, par rapport aux filtres (F) et au diaphragme de limitation du faisceau ( $D_2$ ), est arbitraire.

#### 4.1.4. Filtres (F)

Pour les besoins de l'étalonnage, les faisceaux des rayons X exigent normalement une filtration supplémentaire. Elle devrait être choisie de telle manière que les qualités du rayonnement utilisé pour l'étalonnage, soient similaires à celles de celui utilisé en radiothérapie. Des filtres faits d'un métal de pureté appropriée devraient être montés aussi près que possible de l'obturateur, ceux du numéro atomique le plus élevé étant placés le plus près de la fenêtre du tube à rayons X. Un ensemble convenable de filtres peut être monté sur une roue pour faciliter le changement.

La filtration par l'aluminium seul peut être utilisée pour obtenir des faisceaux de rayons X avec des couches de demi-atténuation jusqu'à environ 4 mm Al (environ 0,15 mm Cu). Pour des couches de demi-atténuation supérieure, la filtration par le cuivre devrait être utilisée (avec 1 mm Al après le filtre de cuivre). Pour des couches de demi-atténuation supérieure à 2 mm Cu, la filtration par l'étain devrait être utilisée avec 0,5 mm Cu et 1 mm Al après l'étain.

Note: La matière des filtres devrait être aussi homogène que possible, c'est-à-dire sans trous, fentes, fêlures, etc. Des ensembles de filtres appropriés peuvent en général être fabriqués à partir de feuilles d'aluminium et de cuivre d'une épaisseur de 0,1 à 5 mm. Des matériaux de haute pureté appropriée sont commercialement disponibles. Il faut faire particulièrement attention à éviter des impuretés de nombre atomique élevé.

#### 4.1.5. Diaphragme de limitation du faisceau ( $D_2$ )

Il définit la dimension du faisceau utile au point de mesure et devrait être soit ajustable, soit interchangeable. Son épaisseur devrait être suffisante pour transmettre moins de 0,1 % du rayonnement à l'extérieur du faisceau utile.

Ce diaphragme peut être d'acier ou de laiton, avec une épaisseur d'environ 6 mm pour les rayons X d'énergie faible, et doit être fait en plomb (ou toute autre matière convenable de masse volumique élevée) d'épaisseur 15 mm environ pour les rayons X d'énergie moyenne.

Dans le plan de la chambre à étalonner ou essayer, la dimension du champ devrait être aussi petite que possible afin de réduire le rayonnement dispersé, la diffusion par le manche etc., mais suffisante pour irradier uniformément le détecteur d'ionisation. La non-uniformité du faisceau dans toute l'aire du détecteur devrait être inférieure à 1 %.

#### 4.1.6. Chambre moniteur (M)

Pour les étalonnages en rayons X, sauf dans le cas où la méthode d'irradiation simultanée (tête-à-tête - voir point 4.1.9) est utilisée, une chambre d'ionisation de transmission devrait être mise en place pour recevoir la totalité du faisceau collimaté après son passage par les filtres et le diaphragme limiteur de faisceau. Toutes les lectures de la chambre d'ionisation de référence et de l'instrument à étalonner devraient être rapportées aux lectures de la chambre moniteur.

#### 4.1.7. Diaphragme de protection ( $D_3$ )

L'effet sur la chambre moniteur du rayonnement rétrodiffusé par la chambre de référence et par la chambre à étalonner est en général faible; si cependant il apparaît significatif, une action corrective devrait être effectuée. On peut le réduire en introduisant un diaphragme de protection ( $D_3$ ) afin de protéger la chambre moniteur. Ce diaphragme peut être ajusté pour réduire la pénombre, mais ne devrait pas limiter le faisceau utile.

Note: Il est de bonne pratique de placer tous les éléments indiqués dans les points 4.1.2 à 4.1.7 aussi près que possible de la cible tout en ne produisant qu'une mince pénombre, afin de réduire la dispersion à l'emplacement des chambres d'ionisation.

Les diaphragmes de limitation du faisceau ( $D_2$ ) et de protection ( $D_3$ ) peuvent être montés près des deux faces de la chambre moniteur.

#### 4.1.8. Diaphragme additionnel ( $D_4$ )

Un diaphragme additionnel, ajustable ou interchangeable, placé un peu plus loin de la cible, peut parfois être utilisé pour réduire encore la pénombre et donner une protection supplémentaire à celle donnée par le diaphragme de protection ( $D_3$ ) décrit au point 4.1.7.

#### 4.1.9. Système de support de la chambre d'ionisation (R, I)

Quand on utilise la méthode d'étalonnage par substitution, le point de mesure de la chambre d'ionisation de référence et celui de la chambre d'ionisation de l'instrument à étalonner doivent être placés alternativement au même point de l'axe du faisceau utile.

Si on utilise la méthode d'irradiation simultanée pour comparer des chambres-dé ayant des dimensions et des caractéristiques de dispersion similaires, elles doivent être fixées côte à côte ou tête-à-tête, symétriquement par rapport à l'axe du faisceau utile, à la même distance de la source.

Le système de support doit être ajustable et doit maintenir les chambres rigidement. Le support doit être entièrement en dehors du faisceau de rayons X afin de ne produire qu'une dispersion minimale du rayonnement au point de mesure. L'échange entre la chambre d'ionisation de référence et la chambre d'ionisation de l'instrument à étalonner devrait pouvoir se faire en utilisant des dispositifs mécaniques fonctionnant facilement et rapidement. Le système de support devrait aussi pouvoir maintenir un fantôme (pour la méthode d'irradiation simultanée) ou deux fantômes (pour la méthode d'irradiation alternée) lorsque l'on doit déterminer des grandeurs dans un milieu autre que l'air.

L'axe central du faisceau de rayonnement devrait être déterminé radiographique-ment et défini optiquement: par exemple un faisceau laser ou lumineux peut permettre un alignement facile du système d'étalonnage.

Le système de support doit être assez long pour permettre à la distance source-chambre d'être à peu près égale à la distance source-peau (DSP) utilisée en radiothérapie; cependant, en pratique, une distance plus grande est souvent nécessaire pour placer l'obturateur de faisceau, la roue à filtres, la chambre moniteur etc. Pour les rayonnements d'énergie faible (10 à 60 kV), on recommande une distance de 30 à 50 cm; pour les rayonnements d'énergie moyenne et haute, on recommande une distance de 50 à 100 cm. Cependant, pour les rayonnements d'énergie faible, des données additionnelles sont parfois nécessaires pour des distances source-chambre inférieures à 30 cm.

Afin de réduire les erreurs dues à l'incertitude sur la position des chambres, un dispositif que l'on peut ôter facilement et remettre en place avec précision devrait être disponible pour contrôler la position des chambres; par exemple une lunette montée perpendiculairement au faisceau de rayonnement peut être utilisée à cet effet. A 50 cm de la cible, par exemple, les centres des chambres doivent être à la même distance de la cible à 0,5 mm près si les erreurs dues aux variations de positionnement ne doivent pas dépasser 0,2 %.

#### 4.1.10. Absorbants pour mesurer les couches de demi-atténuation (A)

Les absorbants utilisés pour mesurer les couches de demi-atténuation devraient être placés à peu près à mi-chemin entre la chambre de mesure et la source; il faut cependant faire attention au risque de rétrodiffusion de l'absorbant vers la chambre moniteur. Des feuilles d'aluminium ayant une épaisseur comprise entre 0,02 et 5 mm sont nécessaires et devraient être d'une pureté de 99,99 % pour la mesure des couches de demi-atténuation. Des feuilles de cuivre de 0,1 à 5 mm d'épaisseur sont aussi nécessaires; elles n'ont cependant pas besoin d'être de haute pureté. Un absorbant pour mesurer les couches de demi-atténuation devrait avoir une épaisseur convenablement uniforme et être aussi homogène que possible, sans trous, fentes, fêlures, etc.

L'exactitude de mesure de l'épaisseur devrait, si possible, être meilleure que la plus grande de ces deux valeurs:  $\pm 5 \mu\text{m}$  ou  $\pm 1 \%$ . Pour cela, il peut être nécessaire de peser les feuilles d'épaisseur inférieure à 0,5 mm; ces feuilles doivent avoir une épaisseur suffisamment uniforme.

#### 4.2. Dispositif d'étalonnage en rayons gamma

Les étalonnages en rayons gamma peuvent être effectués avec une unité de téléthérapie utilisant du  $^{60}\text{Co}$  ou du  $^{137}\text{Cs}$ . L'activité de la source devrait être assez grande pour produire un débit de kerma dans l'air d'au moins 0,1 Gy/min (correspondant à un débit d'exposition d'environ 10 R/min) à une distance de 1 mètre. La source devrait avoir une protection adéquate et un collimateur de faisceau variable. Toutes les erreurs de temps dues, par exemple, au temps de transmission de la source ou de l'obturateur, devraient être déterminées et les corrections appropriées appliquées si nécessaire.

Une source de rayons gamma ne nécessite ni filtration additionnelle, ni chambre moniteur. Elle devrait comprendre son propre obturateur et/ou les moyens de stocker les sources. Le chronomètre d'exposition devrait être utilisé pour uniformiser les mesurages pour différentes périodes d'irradiation. A part cela, les exigences pour le banc d'étalonnage et le système de support de la chambre d'ionisation sont similaires à celles du dispositif d'étalonnage en rayons X.

Il est fortement recommandé de disposer d'un faisceau de rayons gamma car il fournit de façon permanente une source de référence pour les contrôles de constance (voir point 6.2).

## 5. Instruments

### 5.1. Instruments de référence

Un SSDL doit détenir un dosimètre étalon secondaire, étalonné et réétalonné chaque fois que nécessaire par le PSDL. Il devra être stocké soigneusement dans des conditions qui rendent minimal le risque de modification du facteur d'étalonnage. Il peut être utilisé pour l'étalonnage de routine d'autres instruments, ou bien il peut être utilisé seulement pour vérifier de temps en temps l'étalonnage de un ou de plusieurs instruments étalons tertiaires (de référence) qui sont à leur tour utilisés pour les étalonnages de routine. Il est essentiel que le dosimètre étalon secondaire d'un laboratoire ainsi que tous les dosimètres étalons de référence soient conservés avec le plus grand soin; ils devraient répondre aux spécifications pour instruments de la classe de référence contenues dans la Publication CEI 731 (1983) [11]. Une source radioactive devrait également être disponible pour permettre un contrôle global du système de dosimétrie. L'incertitude globale relative à l'étalonnage d'un instrument usuel est susceptible d'être plus faible lorsqu'on le compare directement à un étalon secondaire que lorsqu'on le compare à un étalon du troisième niveau. On peut s'attendre à ce que cette différence soit petite et, de toute façon, elle contrebalance le risque plus élevé d'une modification du facteur d'étalonnage de l'étalon secondaire utilisé de façon routinière; il est important de noter que la totalité du travail du SSDL repose sur la stabilité de l'instrument étalon secondaire.

Un dosimètre de référence comprend en général deux parties principales — la chambre d'ionisation et l'ensemble de mesure et peut comprendre aussi une source portable pour contrôler la constance.

#### 5.1.1. Chambre d'ionisation

La chambre d'ionisation d'un dosimètre étalon secondaire doit avoir un haut degré de constance à long terme et une faible dépendance énergétique. La variation de réponse ne devrait pas dépasser 0,5 % par an.

Les chambres d'ionisation-dé pour les mesurages de rayonnement d'énergie moyenne et haute ont en général un volume utile d'environ 0,1 cm<sup>3</sup> à environ 1,0 cm<sup>3</sup>. La modification de la réponse énergétique de telles chambres devrait être inférieure à ± 2 % pour la gamme de couches de demi-atténuation comprises entre 2 mm Al et 3 mm Cu, c'est-à-dire pour des tensions du tube à rayons X de 70 kV à 250 kV. Pour une chambre prévue pour être adaptée à une utilisation avec un rayonnement d'énergie haute, l'épaisseur totale de la paroi (y compris le capuchon d'équilibre, s'il existe) doit pouvoir produire l'équilibre des électrons au moins pour un rayonnement gamma de <sup>60</sup>Co. La réponse d'une telle chambre pour un rayonnement gamma de <sup>60</sup>Co, en utilisant le capuchon d'équilibre approprié ne doit pas différer de plus de 5 % de la réponse pour des rayons X de couche de demi-atténuation de 1,8 mm Cu, environ 200 kV.

Les chambres d'ionisation pour mesurer les rayonnements d'énergie faible ont en général une fenêtre d'entrée consistant en une fine membrane ou grille à travers laquelle le rayonnement pénètre dans le volume de mesure (chambres à fenêtre mince). Les limites de variation de la réponse de telles chambres seront en général de ± 2 % dans la gamme de couches de demi-atténuation de 0,05 mm à 2 mm Al, c'est-à-dire pour des tensions de tube à rayons X d'environ 12 kV à 70 kV.

La chambre d'ionisation d'un dosimètre étalon secondaire ne devrait pas être scellée; elle devrait être conçue pour permettre un équilibre rapide avec les conditions atmosphériques ambiantes extérieures.

La chambre d'ionisation peut être étalonnée avec l'ensemble de mesure ou séparément. Dans ce dernier cas, son facteur d'étalonnage devrait être donné en unité de la grandeur de rayonnement appropriée par unité de charge.

Des câbles spéciaux sont nécessaires pour relier la chambre d'ionisation à l'ensemble de mesure. En général, un câble coaxial à haut niveau d'isolement produira un bruit électrique lorsqu'il est plié ou déformé. Bien que cet effet soit en général de courte durée, il peut entraîner des erreurs si le câble bouge pendant le mesurage. Le câble peut aussi engendrer une différence de potentiel continue lorsqu'il est mis sous contrainte, et il faut quelques temps pour qu'elle s'affaiblisse; les mesurages peuvent être impossibles pendant ce temps. Le câble coaxial reliant la chambre d'ionisation à l'ensemble de mesure devrait donc être du type "non-microphonique" ou "à faible bruit", conçu pour minimiser ces effets.

#### 5.1.2. Ensemble de mesure

La fonction principale de ce dispositif est de mesurer la charge ou l'intensité en provenance de la chambre d'ionisation et de la convertir sous une forme convenable pour l'affichage, le contrôle ou la mise en mémoire. Il peut également constituer une alimentation électrique pour la tension de polarisation de la chambre d'ionisation.

La constance à long terme de l'ensemble de mesure doit être meilleure que  $\pm 0,5$  % par an.

Un dispositif d'affichage doit être prévu pour une présentation visuelle des données à partir desquelles on peut déterminer la valeur du rayonnement en question.

L'ensemble de mesure peut être étalonné avec la chambre d'ionisation ou séparément. Dans ce dernier cas, l'ensemble de mesure doit être étalonné en unités de charge ou d'intensité. Les étendues de mesure de ces instruments de mesure de charge/intensité doivent correspondre au type de chambre(s) d'ionisation avec la(les)quelle(s) ils sont utilisés.

#### 5.1.3. Source portable de contrôle de constance

La fonction d'une source portable de contrôle de constance est de permettre de réaliser le contrôle de constance relatif au fonctionnement global du dosimètre complet et d'assurer qu'il n'y a pas de changements significatifs entre l'étalonnage de l'étalon secondaire au PSDL et son utilisation pour étalonnages au SSDL. Il faut noter que cette source ne devrait en aucun cas être utilisée comme chambre d'étalonnage. Un tel dispositif devrait irradier uniformément la chambre d'ionisation. La position géométrique de la source radioactive par rapport à la chambre doit être parfaitement reproductible afin de minimiser l'effet de petites variations de position de la chambre. Il doit être possible de déterminer la température à l'emplacement de la chambre d'ionisation. L'écart-type d'un seul mesurage avec la source de contrôle, déterminé à partir de 10 mesures répétées, ne doit pas dépasser 0,3 % en valeur relative; dans le cas de valeurs plus élevées, un examen est nécessaire.

Pour protéger le personnel du laboratoire contre les rayonnements non voulus, la source devrait être convenablement blindée et munie d'une fermeture empêchant l'émission extérieure de rayonnements en dehors de l'utilisation.

Une source de contrôle-type est, pour une chambre d'ionisation-dé, constituée d'une source cylindrique de  $^{90}\text{Sr}$  4+  $^{90}\text{Y}$ , encapsulée dans une feuille d'argent.  $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$  est un émetteur de particules bêta pures, avec pour le  $^{90}\text{Sr}$  une période d'environ 28 ans, ce qui entraîne une correction pour l'affaiblissement de quelques dixièmes de pour-cent par mois seulement. L'énergie maximale des particules bêta du  $^{90}\text{Y}$  (2,2 MeV) est propre à pénétrer l'encapsulation d'argent et la paroi de la chambre.

Dans le cas où une source portable de contrôle de constance n'est pas disponible, ou n'est pas envoyée au PSDL avec l'étalon secondaire, la constance de l'étalon secondaire doit être contrôlée par les méthodes décrites au point 6.2.

## 5.2. Instrument moniteur

### 5.2.1. Chambre moniteur

C'est une chambre à transmission à plaques parallèles dont le volume utile devrait dépasser le diamètre du plus grand faisceau requis. Dans la mesure du possible, le champ de rayonnement ne devrait pas être perturbé par la chambre moniteur, qui en particulier ne doit pas créer d'ombre dans le faisceau de rayonnement utile. Les parois devraient être assez fines pour ne pas augmenter de manière significative la filtration du faisceau. Cela n'étant pas possible pour les rayonnements de faible énergie, la filtration supplémentaire due à cet élément devrait donc être comprise dans la filtration totale. Si l'épaisseur de la fenêtre de la chambre n'assure pas l'équilibre des électrons, on devrait prendre soin que, pendant les mesurages, la réponse de la chambre ne soit pas influencée par un changement quelconque des conditions de diffusion autour de la chambre. La variation de la réponse énergétique d'une chambre moniteur devrait être inférieure à  $\pm 15\%$  dans l'étendue utilisée, et ne devrait pas dépasser  $0,5\%$  dans l'étendue des variations d'énergie qui, lors d'un seul étalonnage, résultent des variations non voulues de la tension du tube.

### 5.2.2. Exigences de répétabilité

L'instrument de mesure de charge/intensité à utiliser avec la chambre moniteur doit avoir une bonne répétabilité. L'écart-type d'un seul mesurage ne doit pas dépasser  $0,2\%$  avec une intensité d'entrée constante.

## 5.3. Autres dosimètres

D'autres dosimètres appropriés peuvent être nécessaires en tant qu'étalons de travail, étalons de transfert et instruments usuels. Ils devraient remplacer les instruments étalons secondaires pour le travail courant du SSDL, comme le mesurage des couches de demi-atténuation ou d'uniformité de champ, les activités de recherche ou de formation, ou les mesurages dans d'autres institutions.

## 5.4. Sources de tension stabilisée

L'ensemble de mesure et l'instrument moniteur peuvent comprendre l'alimentation électrique pour la tension de polarisation de la chambre d'ionisation. Sinon, des sources de tension stabilisée, ayant une étendue appropriée (par exemple 0-500 volts) sont nécessaires pour les chambres d'ionisation de référence et moniteur.

## 5.5. Mesurage du temps

Un chronomètre peut être utilisé avec un obturateur pour mesurer le temps d'irradiation, ou pour contrôler le temps de mesure sans utiliser d'obturateur. Un chronomètre peut servir aux deux usages, ou des chronomètres différents peuvent être utilisés. Le chronomètre doit de préférence être électronique, avec une incertitude dans la mesure des temps d'exposition inférieure à  $0,1\%$ . Quand on utilise un obturateur pour contrôler l'irradiation, l'influence des temps d'ouverture et de fermeture devrait être déterminée.

## 5.6. Instruments de mesure et de contrôle des conditions ambiantes

On doit disposer d'instruments appropriés pour déterminer la température, la pression et pour contrôler l'humidité relative de l'air ambiant.

Le thermomètre utilisé pour mesurer la température de l'air à proximité des chambres d'ionisation devrait permettre une mesure de température à  $\pm 0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ , et le baromètre permettre une mesure de la pression de l'air avec une incertitude inférieure à  $\pm 0,1\%$ .

Un baromètre anéroïde de précision portable devrait être disponible pour les étalonnages des dosimètres sur leur lieu d'utilisation.

De plus, un équipement de contrôle d'ambiance peut être prévu pour enregistrer continûment la température, la pression et l'humidité dans le laboratoire.

L'étalonnage des instruments doit assurer leur traçabilité aux étalons nationaux de pression et de température.

#### 5.7. Dispositif de mesure de distances

Il doit être possible de mesurer et de maintenir la distance relative chambre-source. L'emplacement de la chambre doit être reproductible avec une incertitude inférieure à  $\pm 0,5$  mm pour des distances supérieures à 50 cm, et encore moins pour des distances inférieures.

#### 5.8. Fantômes

Si nécessaire, un fantôme approprié doit être disponible pour les étalonnages. Pour des raisons d'exactitude et de cohérence, il y a avantage à utiliser un fantôme à eau, mais cela présente parfois des problèmes pratiques et un fantôme d'une matière solide appropriée est également acceptable. Les deux types ont été décrits [6, 12] et sont disponibles dans le commerce. Il faut noter que lorsque la méthode d'irradiation simultanée doit être utilisée pour un étalonnage en fantôme, le fantôme doit avoir deux ouvertures, chacune exactement adaptée au type de la chambre d'ionisation à utiliser dans le fantôme, et située à la même profondeur d'immersion dans le matériau du fantôme (voir point 4.1.9).

#### 5.9. Equipement auxiliaire

Certains équipements auxiliaires, en plus de celui précédemment décrit, peuvent être utiles dans l'équipement permanent du SSDL:

- films ou encore petit écran fluorescent pour vérifier le réglage des faisceaux,
- dispositif pour vérifier la mise à l'atmosphère des chambres d'ionisation,
- dosimètres personnels pour la protection contre les rayonnements,
- calculatrices de poche ou de bureau,
- voltmètre et/ou multimètre de précision.

On peut également avoir besoin de l'équipement additionnel suivant:

- micromètre convenable pour mesurer l'épaisseur des filtres et absorbants,
- balance convenable pour déterminer par pesée l'épaisseur des filtres et absorbants fins,
- compteurs portatifs de surveillance pour la protection contre les rayonnements, utilisés pour contrôler les fuites de rayonnement du tube à rayons X, et le niveau en rayonnement des endroits occupés,
- disponibilité d'un petit atelier, pour fabriquer et modifier l'équipement de laboratoire.

## 6. Exactitude et fiabilité

### 6.1. Exactitude recherchée

Le SSDL devrait rechercher l'exactitude suivante dans l'étalonnage des instruments de radiothérapie des utilisateurs:

	<sup>60</sup> Co	
	rayons gamma	rayons X
instruments de référence	$\pm 1 \%$	$\pm 2 \%$
instruments usuels	$\pm 2 \%$	$\pm 3 \%$

Cette exactitude recherchée est donnée, en pour-cent, par référence au PSDL qui étalonne l'instrument étalon secondaire. Les incertitudes systématiques de l'étalon primaire du PSDL ne sont pas comprises dans ces chiffres. Un instrument de référence est un instrument dont les performances et la constance sont suffisantes pour qu'il puisse être utilisé pour étalonner d'autres instruments; un instrument usuel est un instrument dont les performances et la constance sont suffisantes pour qu'il puisse être utilisé pour les mesurages usuels de routine [11]. Ces termes concernent les qualités des instruments, non leur utilisation. Un instrument de référence utilisé pour l'étalonnage de routine de faisceaux de radiothérapie est considéré comme instrument usuel.

L'exactitude d'étalonnage atteinte par un SSDL peut être obtenue en comparant l'étalonnage d'un étalon de travail à celui fourni par un PSDL, ou en comparant les étalonnages déterminés par plusieurs SSDL. Les différences entre les facteurs d'étalonnage ne devraient pas être sensiblement supérieures à l'exactitude recherchée donnée ci-dessus.

## 6.2. Contrôle global de constance

Afin d'assurer la fiabilité de l'instrument étalon secondaire, tous les mesurages périodiquement répétés dans des conditions spécifiées devraient être considérés comme faisant partie d'un contrôle redondant de constance. Des enregistrements complets devraient être conservés de tous les mesurages, et tout écart par rapport à une valeur attendue devrait être immédiatement examiné. Ce contrôle de constance devrait comprendre l'utilisation d'une source de contrôle portable, des mesurages dans un endroit donné d'un faisceau de rayon gamma de  $^{60}\text{Co}$  ou de  $^{137}\text{Cs}$  et la comparaison de l'instrument étalon secondaire à un autre instrument de référence. Si l'instrument étalon secondaire est comparé avec un autre instrument également dans un faisceau de rayons X, cela contrôlera la constance de la réponse énergétique. Il est préférable que la chambre secondaire soit comparée à une chambre d'ionisation de taille et de construction différentes parce qu'il est très peu probable qu'elles soient toutes les deux inexactes de la même manière.

Ce contrôle de constance devrait être au moins triplement redondant. Ensuite, tant qu'aucun écart de mesure n'apparaît, on peut, avec un très haut degré de confiance, estimer que le facteur d'étalonnage de l'étalon secondaire est resté constant. Un contrôle de constance soigneux et redondant, combiné avec des essais périodiques de l'exactitude d'étalonnage, peut réduire la nécessité de réétalonnages périodiques de l'étalon secondaire au point que plusieurs années peuvent s'écouler entre les réétalonnages. Un réétalonnage de l'instrument étalon secondaire devrait bien sûr être fait chaque fois que les contrôles de constance ou l'essai d'exactitude d'étalonnage montrent des écarts significatifs supérieurs à l'exactitude recherchée par le SSDL.

Quand on acquiert un nouvel instrument étalon secondaire, le contrôle de constance redondant devrait être établi et la constance de l'instrument devrait, si possible, être contrôlée pendant au moins quelques semaines, avant que l'instrument ne soit envoyé au PSDL pour étalonnage. La procédure devrait être répétée immédiatement après le retour du PSDL de l'instrument, et ensuite à des intervalles de temps appropriés.

## 7. Rapport d'étalonnage

Ce point décrit les informations qui devraient figurer dans le rapport d'étalonnage d'un instrument usuel. Le rapport devrait inclure les informations décrites ci-après, sans nécessairement s'y limiter. Il devrait donner les informations additionnelles utiles à, ou demandées par, l'utilisateur de l'instrument.

7.1. Nom du SSDL, date du rapport, numéro d'identification unique du rapport. Note: Le numéro d'identification devrait figurer sur chaque page du rapport.

7.2. Nom et adresse du propriétaire de l'instrument usuel, date à laquelle l'instrument a été reçu, identification de l'instrument, y compris, constructeurs, modèle et numéro de série.

7.3. Conditions d'étalonnage, méthode et étalons utilisés

7.3.1. Pour la source de rayonnement: type, description appropriée de la qualité ou de l'énergie du faisceau, distance entre la source et le point d'étalonnage, dimension du champ de rayonnement au point d'étalonnage, débit d'exposition (ou kerma ou dose absorbée) pendant l'étalonnage.

7.3.2. Conditions de référence de l'instrument usuel: méthode d'utilisation pendant l'étalonnage, y compris les positions de commutation, le point de l'échelle auquel a été fait l'étalonnage, la valeur du courant de fuite (et si une correction a été appliquée) et l'angle entre l'axe de la chambre et l'axe du faisceau. Donner les résultats des essais de linéarité et d'étendue d'échelle et les résultats de tout essai spécial jugé nécessaire, comme la mise à l'atmosphère.

7.3.3. Description de la procédure d'étalonnage. La méthode doit être détaillée: tête-à-tête, substitution, dans l'air ou dans un fantôme spécifié, ou toute autre méthode utilisée. Pour un étalonnage en dose absorbée, composition du fantôme et profondeur d'immersion du dosimètre pendant l'étalonnage.

7.3.4. Identification de l'étalon secondaire, date de son plus récent étalonnage au PSDL. Si un contrôle d'assurance des mesurages a été réalisé avec le PSDL, donner la date du dernier contrôle.

#### 7.4. Facteur de correction ou d'étalonnage

Note: On doit indiquer de manière absolument claire comment les facteurs donnés dans le rapport doivent être appliqués aux réponses du système de mesure étalonné.

7.4.1. Un facteur de correction est un facteur numérique par lequel le résultat de mesure non corrigé est multiplié pour corriger une erreur systématique supposée. Les facteurs de correction sont normalement donnés pour des instruments ayant une échelle graduée en unité d'une grandeur appropriée, telle que l'exposition, le kerma ou la dose absorbée.

7.4.2. Un facteur d'étalonnage est souvent la manière la plus commode pour indiquer le résultat d'un étalonnage; il établit, dans les conditions spécifiées de l'étalonnage, la relation entre les valeurs indiquées par le système de mesure soumis à l'étalonnage et les valeurs correspondantes connues du mesurande, obtenues avec l'étalon secondaire.

Les facteurs d'étalonnage peuvent avoir des unités comme par exemple: coulombs par kilogramme par division ( $C \cdot kg^{-1} \text{division}$ ) ou grays par division ( $Gy/\text{division}$ ) ou grays par coulomb ( $Gy/C$ ).

Note: La grandeur physique du numérateur du facteur d'étalonnage doit être donnée complètement, et sera normalement une exposition, un kerma dans l'air, un kerma dans l'eau, ou une dose absorbée dans l'eau. Par exemple, le facteur d'étalonnage peut être donné comme étant le facteur par lequel on multiplie la lecture de l'instrument, dans les conditions de référence, pour avoir l'exposition en millicoulombs par kilogramme ( $mC/kg$ ).

7.4.3. Donner la température et la pression auxquelles le facteur de correction ou d'étalonnage se rapporte. L'humidité à laquelle le facteur s'applique devrait également être indiquée.

7.4.4. Donner l'incertitude ou l'exactitude du facteur de correction ou d'étalonnage, avec une brève explication sur la manière dont elle a été obtenue.

7.5. S'il existe une réglementation s'appliquant aux réétalonnages, spécifier la date à laquelle le réétalonnage est exigé. Sinon, donner une date de réétalonnage recommandée.

7.6. Inclure la signature et le titre de la personne du SSDL responsable, la(les) signature(s) ou initiales de la(des) personne(s) ayant effectué l'étalonnage.

Note: Ces signatures ou initiales des personnes ayant effectué l'étalonnage doivent apparaître sur toutes les pages du rapport où apparaissent des données d'étalonnage.

## REFERENCES

- [1] BIPM-IEC-ISO-OIML, International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology, ISO, 1984, ISBN 92 67 010328.
- [2] Criteria for the Establishment of a Secondary Standard Dosimetry Laboratory, IAEA Circular E2.13.0.Circ. (23 April 1985).
- [3] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Radiation Quantities and Units, Report 33 (1980).
- [4] LIDEN, K., SI Units in Biomedical Dosimetry, Biomédical Dosimetry, proceedings of a Symposium, IAEA, Vienna, 1975, 451.
- [5] Institute of Physical Sciences in Medicine, Code of Practice for High Energy Photon Therapy Dosimetry Based on the NPL Absorbed Dose Calibration Service; (in preparation).
- [6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X- or Gamma-Rays, Report 23 (1973).
- [7] Recommendation by the Nordic Association of Clinical Physics (NACP), Procedures in External Radiation Therapy Dosimetry with Electron and Photon Beams with Maximum Energies between 1 and 50 MeV, ACTA RADIOLOGICA, Stockholm, 1979.
- [8] American Association of Physicists in Medicine, Radiation Therapy Committee, Task Group 21, A Protocol for Determination of Absorbed Dose from High Energy Photon and Electron Beams, Med. Phys. 10, 741, 1983.
- [9] Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams - An International Code of Practice, Technical Report Series N° 277, IAEA, Vienna, 1987.
- [10] ISO International Standard 4037, X and  $\gamma$  reference radiations for calibrating dosimeters and dose ratemeters and for determining their response as a function of photon energy.
- [11] IEC Publication 731, Dosimeters with Ionisation Chambers as Used in Radiotherapy.
- [12] MASSEY, J.B., Manual of Dosimetry in Radiotherapy, Technical Reports Series no. 11, IAEA, Vienna, 1970.

## TABLE DES MATIERES

<i>Avant-propos</i> .....	2
1 Introduction .....	3
2. Objet .....	3
3. Grandeurs et schémas de dissémination .....	4
4 Equipement et moyens d'étalonnage .....	6
4.1. Dispositif d'étalonnage en rayons X .....	6
4.2. Dispositif d'étalonnage en rayons gamma.....	11
5. Instruments .....	12
6. Exactitude et fiabilité.....	15
7. Rapport d'étalonnage.....	16
Références .....	18