
**Rayonnements X et gamma de référence
pour l'étalonnage des dosimètres et des
débitmètres et pour la détermination de leur
réponse en fonction de l'énergie des
photons —**

Partie 3:

**Étalonnage des dosimètres de zone
(ou d'ambiance) et individuels et mesurage de
leur réponse en fonction de l'énergie et de
l'angle d'incidence**

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/83059f33-8e2c-42aa-b6fc-b46dd19fd57f/iso-4037-3-1999>

X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy —

Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence



Sommaire

1	Domaine d'application	1
2	Références normatives	1
3	Définitions	2
3.1	Grandeurs et unités	2
3.2	Détermination du facteur d'étalonnage et de la réponse	3
4	Procédures applicables à tous les dosimètres, individuels et de zone	6
4.1	Principes généraux	6
4.2	Méthodes de détermination du facteur d'étalonnage et de la réponse	9
5	Procédures particulières aux dosimètres de zone	12
5.1	Principes généraux	12
5.2	Grandeurs à mesurer	12
5.3	Coefficients de conversion	12
6	Procédures particulières aux dosimètres individuels	23
6.1	Principes généraux	23
6.2	Grandeurs à mesurer	24
6.3	Conditions expérimentales	24
6.4	Coefficients de conversion	26
7	Présentation des résultats	37
7.1	Fiches et certificats	37
7.2	Expression des incertitudes	38
Annexe A (informative)	Informations supplémentaires	39
Bibliographie		49

iTeh STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

ISO 4037-3:1999
<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/83059f33-8e2c-42aa-b6fc-b468d196f157/iso-4037-3-1999>

© ISO 1999

All rights reserved. Unless otherwise specified, no part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from the publisher.

International Organization for Standardization
Case postale 56 • CH-1211 Genève 20 • Switzerland
Internet iso@iso.ch

Printed in Switzerland

Avant-propos

L'ISO (Organisation internationale de normalisation) est une fédération mondiale d'organismes nationaux de normalisation (comités membres de l'ISO). L'élaboration des Normes internationales est en général confiée aux comités techniques de l'ISO. Chaque comité membre intéressé par une étude a le droit de faire partie du comité technique créé à cet effet. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'ISO participent également aux travaux. L'ISO collabore étroitement avec la Commission électrotechnique internationale (CEI) en ce qui concerne la normalisation électrotechnique.

Les Normes internationales sont rédigées conformément aux règles données dans les Directives ISO/CEI, Partie 3.

Les projets de Normes internationales adoptés par les comités techniques sont soumis aux comités membres pour vote. Leur publication comme Normes internationales requiert l'approbation de 75 % au moins des comités membres votants.

La Norme internationale ISO 4037-3 a été élaborée par le comité technique ISO/TC 85, *Énergie nucléaire*, sous-comité SC 2, *Radioprotection*.

L'ISO 4037 comprend les parties suivantes, présentées sous le titre général *Rayonnements X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres et pour la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des photons*:

- *Partie 1: Caractéristiques des rayonnements et leurs méthodes de production*
- *Partie 2: Dosimétrie pour la radioprotection dans les gammes d'énergie de 8 keV à 1,3 MeV et de 4 MeV à 9 MeV*
- *Partie 3: Étalonnage des dosimètres de zone (ou d'ambiance) et individuels et mesurage de leur réponse en fonction de l'énergie et de l'angle d'incidence*

Introduction

La présente partie de l'ISO 4037 est en relation directe avec deux autres parties. L'ISO 4037-1, décrit les méthodes de production et de caractérisation des rayonnements de référence, l'ISO 4037-2 décrit la dosimétrie des rayonnements de référence.

La présente partie de l'ISO 4037 est la troisième de la série, et elle décrit les procédures d'étalonnage et de détermination de la réponse des dosimètres et des débitmètres en utilisant les grandeurs opérationnelles [1,2,3,4] définies par la Commission internationale des unités et mesures de rayonnements (ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements) à des fins de radioprotection [5]. L'utilisation des grandeurs opérationnelles repose sur le fait que la dose efficace, définie dans l'ICRP 60 [6], n'est pas directement mesurable. Les grandeurs opérationnelles fournissent une approximation raisonnable et majorante de la dose efficace pour la plupart des rayonnements photoniques.

La détermination de la réponse des dosimètres et des débitmètres est essentiellement un processus à trois étapes. Premièrement, une grandeur fondamentale telle que le kerma dans l'air est mesuré en champ non perturbé (free-in-air) au point de mesure. Ensuite, la grandeur opérationnelle appropriée s'en déduit par application du coefficient de conversion qui relie la grandeur mesurée à la grandeur opérationnelle choisie. Finalement, l'instrument soumis à essai est placé au même point pour la détermination de sa réponse. Selon le type de dosimètre en essai, l'irradiation est effectuée, soit sur un fantôme, soit dans l'air, selon qu'il s'agit de dosimètres individuels ou de dosimètres de zone. La présente partie de l'ISO 4037 décrit, pour les surveillances de zone et individuelle des photons, les méthodes et les coefficients de conversion à utiliser pour la détermination de la réponse des dosimètres et des débitmètres en fonction des grandeurs opérationnelles de l'ICRU.

[ISO 4037-3:1999](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/83059f33-8e2c-42aa-b6fc-b468df9fd57f/iso-4037-3-1999)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/83059f33-8e2c-42aa-b6fc-b468df9fd57f/iso-4037-3-1999>

Rayonnements X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres et pour la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des photons —

Partie 3:

Étalonnage des dosimètres de zone (ou d'ambiance) et individuels et mesurage de leur réponse en fonction de l'énergie et de l'angle d'incidence

1 Domaine d'application

La présente partie de l'ISO 4037 traite de l'étalonnage des dosimètres et débitmètres, utilisés pour les surveillances individuelle et de zone, dans des champs de rayonnements photoniques de référence d'énergies moyennes comprises entre 8 keV et 9 MeV (voir ISO 4037-1). Pour la surveillance individuelle, les dosimètres « corps entier » et d'extrémités sont concernés, tandis que pour la surveillance de zone, les dosimètres portables et à poste fixe sont considérés. La présente partie de l'ISO 4037 traite aussi de la détermination de la réponse en fonction de l'énergie des photons et de l'angle d'incidence du rayonnement. De tels mesurages peuvent représenter une partie d'un essai de type au cours duquel on examine l'effet d'autres grandeurs d'influence sur la réponse.

La présente partie de l'ISO 4037 ne traite pas de l'étalonnage in situ de dosimètres de zone à poste fixe, qui fera l'objet d'une Norme internationale ultérieure.

La présente partie de l'ISO 4037 décrit les procédures à suivre pour les différents types de dosimètres et donne des recommandations sur le fantôme à utiliser et les coefficients de conversion à appliquer. De plus, elle donne des indications sur l'analyse des incertitudes et sur la préparation des fiches et certificats d'étalonnage.

NOTE 1 Le terme dosimètre est utilisé en tant que terme générique qualifiant tout dosimètre ou débitmètre pour les surveillances individuelle et de zone.

NOTE 2 Dans la présente partie de l'ISO 4037, sauf indication contraire, le terme kerma signifie kerma dans l'air en champ non perturbé (free in air).

2 Références normatives

Les documents normatifs suivants contiennent des dispositions qui, par suite de la référence qui y est faite, constituent des dispositions valables pour la présente partie de l'ISO 4037. Pour les références datées, les amendements ultérieurs ou les révisions de ces publications ne s'appliquent pas. Toutefois, les parties prenantes des accords fondés sur la présente partie de l'ISO 4037 sont invitées à rechercher la possibilité d'appliquer les éditions les plus récentes des documents normatifs indiqués ci-après. Pour les références non datées, la dernière édition du document normatif en référence s'applique. Les membres de la CEI et de l'ISO possèdent le registre des Normes internationales en vigueur.

ISO 4037-1:1996, *Rayonnements X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres, et pour la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des photons — Partie 1: Caractéristiques des rayonnements et méthodes de production.*

ISO 4037-2:1998, *Rayonnements X et Gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres, et pour la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des photons — Partie 2: Dosimétrie pour la radioprotection dans les gammes d'énergie de 8 keV à 1,3 MeV et de 4 MeV à 9 MeV.*

Guide ISO pour l'expression de l'incertitude d'une mesure, 1995.

3 Définitions

Pour les besoins de la présente partie de l'ISO 4037, les définitions suivantes s'appliquent.

3.1 Grandeurs et unités

3.1.1 équivalent de dose

H

produit de Q et de D en un point dans le tissu, dans lequel D , est la dose absorbée en ce point et Q est le facteur de qualité

$$H = QD \quad (1)$$

(ICRU 51 [7])

NOTE 1 L'unité d'équivalent de dose est le joule par kilogramme ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$). Son nom spécial est le sievert (Sv).

NOTE 2 Pour l'application de la présente partie de l'ISO 4037, la valeur 1 est attribuée au facteur de qualité des électrons et des photons.

ITeH STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

3.1.2 Grandeurs opérationnelles

3.1.2.1 équivalent de dose ambiant

$H^*(10)$

équivalent de dose qui, en un point d'un champ de rayonnement, serait produit par le champ correspondant expansé et unidirectionnel dans la sphère ICRU, à la profondeur de 10 mm sur le rayon faisant face à la direction du champ unidirectionnel

NOTE 1 L'unité d'équivalent de dose ambiant est le joule par kilogramme ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$). Son nom spécial est le sievert (Sv).

NOTE 2 Dans le champ expansé et unidirectionnel, la fluence et sa distribution en énergie ont la même valeur dans tout le volume d'intérêt qu'au point de mesure; le champ est unidirectionnel.

3.1.2.2 équivalent de dose directionnel

$H'(0,07; \Omega)$

équivalent de dose qui, en un point d'un champ de rayonnement, serait produit par le champ expansé correspondant dans la sphère ICRU, à la profondeur de 0,07 mm, sur un rayon dont la direction Ω est spécifiée

NOTE 1 L'unité d'équivalent de dose directionnel est le joule par kilogramme ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$). Son nom spécial est le sievert (Sv).

NOTE 2 Dans un champ unidirectionnel, la direction peut être repérée par l'angle α entre le rayon faisant face au champ incident et un rayon spécifié. Lorsque $\alpha = 0$, la grandeur $H'(0,07; 0)$ peut s'écrire $H'(0,07)$.

NOTE 3 Dans le champ expansé, la fluence ainsi que ses distributions énergétique et angulaire ont les mêmes valeurs dans tout le volume d'intérêt que dans le champ réel au point de mesure.

3.1.2.3 équivalent de dose individuel

$H_p(d)$

équivalent de dose dans le tissu mou défini dans l'ICRU 51 [7] à une profondeur appropriée d au dessous d'un point spécifié à la surface du corps

NOTE 1 L'unité d'équivalent de dose individuel est le joule par kilogramme ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$). Son nom spécial est le sievert (Sv).

NOTE 2 Tout énoncé de l'équivalent de dose individuel doit être accompagné d'une spécification de la profondeur, d , exprimée en millimètres. Pour les rayonnements faiblement pénétrants, une profondeur de 0,07 mm est utilisée pour la peau. L'équivalent de dose individuel à cette profondeur est noté $H_p(0,07)$. Pour les rayonnements fortement pénétrants, une profondeur de 10 mm est fréquemment utilisée avec une notation analogue.

NOTE 3 Dans le Rapport ICRU 47 [4], l'ICRU inclut dans la définition de l'équivalent de dose individuel l'équivalent de dose à la profondeur d dans un fantôme ayant la composition du tissu ICRU. Alors $H_p(d)$ pour l'étalonnage des dosimètres individuels, est l'équivalent de dose à une profondeur d dans un fantôme de tissu ICRU (voir 6.2), mais ayant la taille et la forme du fantôme utilisé pour l'étalonnage (voir 6.3.1).

3.2 Détermination du facteur d'étalonnage et de la réponse

3.2.1 grandeur d'influence paramètre d'influence

grandeur qui peut avoir un effet sur le résultat d'un mesurage sans être l'objet du mesurage

EXEMPLE L'indication d'un dosimètre possédant une chambre d'ionisation non scellée est influencée par la température et la pression de l'atmosphère environnante. Bien que nécessaire pour déterminer la valeur de la dose, la détermination de ces deux grandeurs n'est pas l'objectif fondamental.

3.2.2 conditions de référence

les conditions de référence représentent la série des grandeurs d'influence pour lesquelles le facteur d'étalonnage est valable sans effectuer de correction

(Voir aussi la note en 3.2.3.)

NOTE La valeur de la grandeur à mesurer peut être choisie librement en fonction des propriétés de l'instrument à étalonner. La grandeur à mesurer n'est pas une grandeur d'influence (voir 3.2.1).

3.2.3 conditions normales d'essai

les conditions normales d'essai représentent le domaine des valeurs d'une série de grandeurs d'influence pour lesquelles un étalonnage ou une détermination de la réponse est réalisée

NOTE L'idéal serait d'effectuer les étalonnages dans les conditions de référence. Comme cela n'est pas toujours réalisable (par exemple, pour la pression atmosphérique ambiante) ou commode (par exemple, pour la température ambiante) un (petit) intervalle encadrant les valeurs de référence peut être mis à profit. En principe, on devrait, en raison de ces écarts, corriger les variations du facteur d'étalonnage par la valeur qu'il aurait dans les conditions de référence. En pratique, l'incertitude vers laquelle on tend sert de critère; soit que l'on prenne en compte de façon explicite la grandeur d'influence par un facteur correctif, soit que l'on puisse intégrer son effet à l'incertitude. Pendant les essais de type, toutes les valeurs des grandeurs d'influence qui ne sont pas l'objet de l'essai sont fixées dans le domaine des conditions normales d'essai. Les conditions normales d'essai ainsi que les conditions de référence applicables à la présente partie de l'ISO 4037 sont listées aux Tableaux A.1 et A.2 de l'Annexe A.

3.2.4 conditions d'étalonnage

conditions dans le domaine des conditions normales d'essai, celles qui existent effectivement pendant l'étalonnage

3.2.5 point de référence

(d'un dosimètre) le point que l'on place au point de mesure, à des fins d'étalonnage ou d'essai

NOTE Par définition, la distance de mesurage est la distance comprise entre la source de rayonnement et le point de référence du dosimètre.

3.2.6**point de mesure**

le point du champ de rayonnement où l'on place le point de référence du dosimètre à des fins d'étalonnage ou d'essai, et où la valeur conventionnellement vraie (voir 3.2.9) de la grandeur à mesurer est connue

3.2.7**direction de référence**

dans le système des coordonnées du dosimètre, la direction par rapport à laquelle l'angle de la direction d'incidence du rayonnement est repéré dans des champs unidirectionnels

3.2.8**orientation de référence**

(d'un dosimètre) orientation pour laquelle la direction du rayonnement incident coïncide avec la direction de référence du dosimètre

3.2.9**valeur conventionnellement vraie d'une grandeur**

la meilleure estimation de la valeur de la grandeur à mesurer, déterminée à l'aide d'un étalon primaire ou secondaire ou par un instrument de référence qui a été étalonné par rapport à un étalon primaire ou secondaire

NOTE Une valeur conventionnellement vraie est, en général, considérée comme étant suffisamment proche de la valeur vraie pour admettre que la différence est négligeable vis-à-vis d'un objectif donné.

EXEMPLE Au sein d'une organisation, le résultat d'un mesurage obtenu à l'aide d'un étalon secondaire peut être pris comme valeur conventionnellement vraie de la grandeur à mesurer.

3.2.10**réponse**

R

(d'un dosimètre) le quotient de l'indication M du dosimètre et de la valeur conventionnellement vraie de la grandeur mesurée; il convient de spécifier le type de réponse [ISO 4037-3:1999](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/83059f33-8e2c-42aa-b6fc-6483d9d57130-4037-3-1999)

[https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/83059f33-8e2c-42aa-b6fc-](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/83059f33-8e2c-42aa-b6fc-6483d9d57130-4037-3-1999)

EXEMPLE La réponse en fonction de l'équivalent de dose ambiante $H^*(10)$; 999

$$R = M / H^*(10) \quad (2)$$

NOTE 1 La valeur de la réponse peut varier selon l'ordre de grandeur de la grandeur à mesurer. Dans de tels cas on dit que le dosimètre n'est pas linéaire.

NOTE 2 La réponse varie habituellement avec les distributions énergétique et directionnelle du rayonnement incident. C'est pourquoi il est utile de considérer la réponse comme une fonction $R(E, \Omega)$ de l'énergie E du rayonnement monoénergétique incident et de la direction Ω du rayonnement incident unidirectionnel. $R(E)$ décrit la «dépendance énergétique», et $R(\Omega)$ la «dépendance angulaire» de la réponse; pour cette dernière, Ω peut s'exprimer par l'angle α entre l'orientation de référence du dispositif dosimétrique et la direction d'un champ externe unidirectionnel.

NOTE 3 Certains algorithmes d'exploitation des détecteurs multi-éléments peuvent ne pas être additifs lorsque le dosimètre est irradié par une combinaison de rayonnements dont les énergies et les angles d'incidence sont différents. Par exemple, s'il y a deux contributions à l'équivalent de dose, H_1 et H_2 , la somme des deux indications correspondantes peut être différente de l'indication résultant d'une irradiation unique par $H_1 + H_2$, à savoir $M_{H_1} + M_{H_2} \neq M_{H_1+H_2}$. Dans de tels cas la fonction $R(E, \Omega)$, mentionnée dans la note précédente, ne suffit pas à caractériser le dosimètre dans tous les champs de rayonnement.

3.2.11**étalonnage**

détermination quantitative, dans une série contrôlée de conditions normales d'essai, de l'indication donnée par un dosimètre en fonction de la valeur de la grandeur à mesurer

(Voir aussi note 2 en 3.2.12.)

NOTE Normalement, les conditions d'étalonnage sont celles de toute la série des conditions normales d'essai (A.1). Il est possible d'effectuer un étalonnage de routine, dans des conditions simplifiées, soit pour vérifier l'étalonnage réalisé par le fabricant, soit pour contrôler si le facteur d'étalonnage est suffisamment stable pendant une utilisation continue de longue durée du dosimètre. En général, les méthodes d'étalonnage de routine seront mises en œuvre d'après les résultats d'un essai de type. L'un des objectifs d'un essai de type peut être d'élaborer les procédures des étalonnages de routine, de façon que le

résultat d'un étalonnage de routine soit aussi proche que possible de celui d'un étalonnage effectué dans des conditions normales d'essai (voir aussi 6.3.1). Un étalonnage de routine est souvent utilisé pour obtenir des facteurs d'étalonnage individuels ou d'un groupe d'éléments.

3.2.12

facteur d'étalonnage

N

la valeur conventionnellement vraie que le dosimètre doit mesurer, H , divisée par l'indication du dosimètre, M , (corrigée si nécessaire)

EXEMPLE Le facteur d'étalonnage d'un dosimètre en fonction de l'équivalent de dose individuel est donné par

$$N = H_p / M \quad (3)$$

NOTE 1 Le facteur d'étalonnage est sans dimension quand l'instrument indique la grandeur à mesurer. Un dosimètre indiquant la valeur conventionnellement vraie a un facteur d'étalonnage égal à 1.

NOTE 2 L'inverse du facteur d'étalonnage est égal à la réponse dans les conditions de référence. Contrairement au facteur d'étalonnage qui se réfère uniquement aux conditions de référence, la réponse se réfère aux conditions existant au moment de la mesure.

NOTE 3 La valeur du facteur d'étalonnage peut varier avec l'ordre de grandeur de la grandeur à mesurer. Dans de tels cas, on dit que le dosimètre a une réponse non linéaire.

3.2.13

normalisation

procédure qui consiste à multiplier le facteur d'étalonnage par un facteur, de manière à réaliser, pour un certain domaine des grandeurs d'influence, une meilleure estimation de la grandeur à mesurer

NOTE Une normalisation peut s'avérer pratique lorsqu'un dosimètre est surtout utilisé dans des conditions s'écartant des conditions de référence. Dans ce cas, la normalisation prend en compte les différences de réponse entre les conditions de référence et les conditions normales d'utilisation.

3.2.14

coefficient de conversion kerma-équivalent de dose

h_K

le quotient de l'équivalent de dose, H , et du kerma dans l'air K_a , en un point du champ de rayonnement:

$$h_K = H / K_a \quad (4)$$

NOTE 1 Les coefficients de conversion des articles 5 et 6, moyennés sur les distributions spectrales sont basés sur les données monoénergétiques de l'ICRP Publication 74 [17].

NOTE 2 Toute expression d'un coefficient de conversion kerma-équivalent de dose requiert la mention du type d'équivalent de dose, par exemple: équivalent de dose ambiant, directionnel ou individuel. Le coefficient de conversion h_K dépend de la distribution énergétique du rayonnement incident. Pour $H_p(10;\alpha)$ et $H'(0,07;\alpha)$, ce coefficient dépend aussi de la distribution directionnelle. C'est pourquoi il est utile de considérer le coefficient de conversion comme une fonction $h_K(E)$ de l'énergie E des photons monoénergétiques à plusieurs angles d'incidence. Cette série de données de base est souvent dénommée fonction de conversion.

3.2.15

facteur de rétrodiffusion

le rapport du kerma dans l'air à la surface du fantôme, et du kerma dans l'air, au même point, en l'absence de fantôme

NOTE 1 On considère le champ de rayonnement comme unidirectionnel, de direction d'incidence perpendiculaire à la surface du fantôme

NOTE 2 La valeur du facteur de rétrodiffusion dépend du point de mesure (repéré par ses distances à la surface du fantôme et à l'axe du faisceau), du diamètre du faisceau, de la taille du fantôme, du matériau dont il est constitué ainsi que de l'énergie du rayonnement.

4 Procédures applicables à tous les dosimètres, individuels et de zone

4.1 Principes généraux

4.1.1 Qualités de rayonnements

Toutes les qualités de rayonnements doivent être choisies et produites comme spécifiées dans l'ISO 4037-1. En général, il sera judicieux de choisir une qualité de rayonnement adéquate prenant en compte des domaines spécifiques d'énergies, de doses ou de débits de dose du dosimètre à tester. Pour simplifier, des abréviations ont été introduites dans la présente partie de l'ISO 4037 pour qualifier les qualités de rayonnement de l'ISO 4037-1.

Pour les rayonnements X, les lettres F, L, N, W ou H caractérisent la qualité des rayonnements, à savoir les séries de «fluorescence», «à faible débit de kerma dans l'air» (bw air kerma rate), «à spectres étroits» (narrow), «à spectres larges» (wide), «à fort débit de kerma dans l'air» (high). Elles sont suivies respectivement par le symbole chimique du radiateur pour le rayonnement de fluorescence et de la tension du tube radiogène pour les rayonnements X de filtration.

Les rayonnements de référence produits par les sources radioactives sont repérés par la lettre S, combinée au symbole chimique du radionucléide; les rayonnements de référence produits par des réactions nucléaires sont repérés par la lettre R suivie du symbole chimique de l'élément de la cible responsable de l'émission de rayonnement.

Le Tableau 1 contient toutes les qualités de rayonnements relatives à la présente Norme, ainsi que leurs énergies moyennes \bar{E} , moyennées sur le spectre en fluence. La dosimétrie de ces champs de rayonnement doit être menée selon les recommandations formulées par l'ISO 4037-2.

Tableau 1 — Qualités des rayonnements concernés par la présente partie de l'ISO 4037

Qualité du rayonnement	Énergie keV	Qualité du rayonnement	\bar{E} keV	Qualité du rayonnement	\bar{E} keV	Qualité du rayonnement	\bar{E} keV	Qualité du rayonnement	\bar{E} keV
F-Zn	8,6	L-10	8,5	N-10	8	W-60	45	H-10	7,5
F-Ge	9,9	L-20	17	N-15	12	W-80	57	H-20	12,9
F-Zr	15,8	L-30	26	N-20	16	W-110	79	H-30	19,7
F-Mo	17,5	L-35	30	N-25	20	W-150	104	H-60	37,3
F-Cd	23,2	L-55	48	N-30	24	W-200	137	H-100	57,4
F-Sn	25,3	L-70	60	N-40	33	W-250	173	H-200	102
F-Cs	31,0	L-100	87	N-60	48	W-300	208	H-250	122
F-Nd	37,4	L-125	109	N-80	65			H-280	146
F-Sm	40,1	L-170	149	N-100	83			H-300	147
F-Er	49,1	L-210	185	N-120	100				
F-W	59,3	L-240	211	N-150	118				
F-Au	68,8			N-200	164				
F-Pb	75,0			N-250	208				
F-U	98,4			N-300	250				
Radionucléides			Rayonnements photoniques de haute énergie						
Qualité du rayonnement	Radio-nucléide	\bar{E} keV		Qualité du rayonnement	Réaction	\bar{E} MeV			
S-Am	²⁴¹ Am	59,5		R-C	¹² C (p,p' γ) ¹² C	4,36 ^a			
S-Cs	¹³⁷ Cs	662		R-F	¹⁹ F (p, $\alpha\gamma$) ¹⁶ O	6,61 ^a			
S-Co	⁶⁰ Co	1250		R-Ti	capture(n, γ) dans Ti	5,14 ^a			
				R-Ni	capture(n, γ) dans Ni	6,26 ^a			
				R-O	¹⁶ O (n,p) ¹⁶ N	6,61 ^a			

^a Moyenné sur la fluence spectrale.

4.1.2 Coefficients de conversion

En ce qui concerne les tableaux des articles 5 et 6 et A.2, la distance d'irradiation est mesurée entre le foyer du tube radiogène (émetteur de rayons X) (ou le centre géométrique de la source de radionucléide) et le point de mesure, où le point de référence du dosimètre doit être positionné. Dans le cas des rayonnements X de fluorescence et des rayonnements R-C, R-F et R-O, la distance d'irradiation est mesurée à partir du centre du radiateur ou de la surface de la cible, d'où est émis le rayonnement jusqu'au point de mesure. Si un domaine de distances est mentionné, alors les mêmes valeurs des coefficients de conversion peuvent être utilisées dans tout ce domaine.

Aux articles 5 et 6, ainsi que A.2, on utilisera la notation particulière suivante pour la présentation des coefficients de conversion: l'exemple $h'_{K}(0,07;E,\alpha)$ se réfère au coefficient de conversion du kerma dans l'air K_a à l'équivalent de dose directionnel à la profondeur 0,07 mm pour le rayonnement photonique d'énergie E , dont la direction d'incidence fait un angle α avec la direction de référence du dosimètre. Dans d'autres exemples, le «prime» peut être remplacé par un astérisque pour l'équivalent de dose ambiant ou par la lettre «p» pour l'équivalent de dose individuel. Pour les qualités de rayonnements présentant une largeur spectrale finie, le symbole E est remplacé par la lettre figurant dans le tableau 1, pour repérer une série particulière de rayonnements de référence, c'est-à-dire: F, L, N, W, H, S ou R.

Les valeurs numériques des coefficients de conversion pour les rayonnements monoénergétiques [16], qui sont données dans les Tableaux 2, 8, 15, 21, 27 et A.3, doivent être considérées comme n'étant affectées d'aucune incertitude. A moins que cela ne soit mentionné différemment, une incertitude homogène de $\pm 2\%$ doit être associée aux coefficients de conversion figurant dans les tableaux restants des articles 5 et 6. Cette incertitude tient compte des différences entre le spectre utilisé pour le calcul des coefficients de conversion [8] et celui présent au point de mesure.

iTeh STANDARD PREVIEW

Pour les tensions de tubes radiogènes inférieures à 30 kV, et en particulier pour les séries à fort débit de kerma dans l'air, les valeurs numériques des coefficients de conversion $h^*_{K}(10;E)$ et $h_{pK}(10;E,\alpha)$ effectivement applicables à un montage expérimental particulier peuvent s'écarter de beaucoup plus que 2 % de leur valeur nominale donnée dans les tableaux des articles 5 et 6. Des combinaisons de qualité de rayonnement et de coefficients de conversion sensibles à de petites variations de distributions en énergie sont repérées dans les tableaux correspondants par un point d'exclamation (!). Dans ce cas l'incertitude de 2 % peut ne pas être suffisante, et une estimation spécifique de l'incertitude ou encore une valeur plus fiable du coefficient de conversion peut être requise. Si l'une des qualités de rayonnements mentionnée dans le tableau 1 n'apparaît pas dans l'un des tableaux des coefficients de conversion de $h^*_{K}(10;E)$ et de $h_{pK}(10;E,\alpha)$, cela signifie qu'aucune valeur fiable ne peut être recommandée.

NOTE Aux faibles énergies de photons, de petites différences de distributions en énergie peuvent entraîner des changements significatifs des valeurs numériques de ces coefficients de conversion puisque la contribution dominante au kerma dans l'air provient de la partie basse énergie du spectre, tandis que la contribution dominante à $H^*(10)$ et $H_p(10)$ provient de la partie haute énergie du spectre [9]. Des différences entre les distributions en énergie produites par différentes installations résultent d'un grand nombre de facteurs, par exemple: l'angle d'anode, l'érosion de l'anode, la présence de tungstène évaporé sur la fenêtre du tube, la mise en place d'une chambre moniteur à transmission dans le faisceau, les écarts d'épaisseur des filtres par rapport aux valeurs nominales, la longueur du trajet du rayonnement dans l'air entre le foyer du tube et le point de mesure ainsi que la pression atmosphérique au moment de la mesure. Il peut être nécessaire, pour les rayonnements de fluorescence, d'effectuer une optimisation dans le but de réduire la contribution du rayonnement diffusé à un niveau acceptable. Ceci peut s'obtenir en utilisant un radiateur plus mince et/ou en abaissant la tension du tube radiogène.

4.1.3 Conditions normales d'essai

On doit réaliser les étalonnages et la détermination de la réponse (voir aussi 4.1.4) avec les conditions normales d'essai. Les domaines des valeurs des grandeurs d'influence compatibles avec les conditions normales d'essai sont donnés dans les Tableaux A.1 et A.2, respectivement pour les paramètres radiologiques et pour les autres paramètres.

4.1.4 Variation des grandeurs d'influence

Lors des mesures destinées à déterminer les effets de la variation d'une grandeur d'influence sur la réponse, les autres grandeurs d'influence doivent être maintenues à des valeurs fixes compatibles avec celles des conditions normales d'essai. Dans le cas contraire, cela doit être spécifié.

NOTE Il peut exister des cas pour lesquels il est difficile ou peu réalisable de faire varier une seule grandeur d'influence à la fois. Par exemple, si la dépendance en énergie d'un dosimètre équipé d'un tube compteur doit être étudiée dans un domaine de débit de dose pour lequel le temps mort est notable, il peut être préférable que les mesurages soient effectués avec les différentes qualités de rayonnements soient réalisés à indication constante et non pas à débit de dose constant. La même remarque est valable pour les dosimètres thermoluminescents qui sont affectés de la caractéristique de «supralinéarité». Cependant, il est généralement recommandé d'effectuer l'étude d'un instrument dans des conditions pour lesquelles la réponse en dose ou en débit de dose est essentiellement linéaire.

4.1.5 Point de mesure et point de référence

Les mesurages doivent être effectués en positionnant le point de référence du dosimètre au point de mesure. Le point de référence et la direction de référence du dosimètre à tester doivent être fixés par le constructeur. Le point de référence doit être matérialisé sur l'extérieur du dosimètre. Si cela s'avère impossible, le point de référence doit être indiqué dans le document d'accompagnement fourni avec l'instrument. Toutes les distances entre la source de rayonnement et le dosimètre doivent être prises entre l'axe de symétrie de la source de rayonnement et le point de référence du dosimètre.

En absence d'information sur le point de référence ou sur la direction de référence du dosimètre à tester, ces paramètres doivent être fixés par le laboratoire d'essai. Ils doivent être mentionnés dans le certificat d'essai.

NOTE Dans le cas de sources ponctuelles, et en absence de rayonnement diffusé et d'absorption des photons, le débit de dose change selon l'inverse du carré de la distance l . Une erreur de positionnement du point de référence du dosimètre dans le faisceau d'une quantité Δl dans la direction du faisceau entraînera une erreur relative du facteur d'étalonnage de $2\Delta l/l$ à la distance l . Un défaut d'alignement de $\Delta \lambda$ dans une direction perpendiculaire à l'axe du faisceau produit une erreur relative de $(\Delta \lambda/l)^2$. En présence de rayonnement diffusé et pour des sources de dimensions finies, les approximations qui viennent d'être citées se limitent aux valeurs de Δl ou $\Delta \lambda$ petites par rapport à l .

4.1.6 Axes de rotation

Pour étudier l'effet de la direction d'incidence du rayonnement, on effectue une rotation du dosimètre de zone ou de l'ensemble dosimètre individuel-fantôme. La variation de la réponse avec la direction d'incidence du rayonnement doit être examinée par rotation autour d'au moins deux axes du dosimètre. Si deux axes sont utilisés, les directions des axes doivent être mutuellement perpendiculaires. Les axes de rotation doivent passer par le point de référence du dosimètre. La géométrie est décrite dans la Figure A.1.

4.1.7 État du dosimètre à étalonner

Avant d'entreprendre toute opération d'étalonnage, le dosimètre doit être vérifié pour s'assurer qu'il est en bon état de fonctionnement et exempt de toute contamination radioactive. La procédure de mise en service et le mode opératoire de l'instrument de mesure doivent être réalisés conformément à la notice d'utilisation.

4.1.8 Effets associés aux parcours des électrons

Les énergies 65 keV et 2 MeV sont celles des électrons pouvant traverser respectivement 0,07 mm et 10 mm de tissu ICRU. Dans les champs de rayonnements de référence photoniques capables de produire des électrons de ces énergies ou supérieures, les effets associés aux parcours des électrons doivent être pris en compte. Pour une discussion plus détaillée de ce sujet, se reporter à A.3. La procédure à suivre dans de tels cas est décrite ci-après.

Pour les grandeurs $H'(0,07)$ et $H_p(0,07)$ et les énergies mentionnées dans les Tableaux 2 à 7, 15 à 20 et A.3 à A.6, il n'y a pas lieu de prendre de précautions spéciales. En raison de la présence d'air et d'autres matériaux, la chambre-moniteur par exemple, l'équilibre électronique (build-up) est assuré à la profondeur de référence pratiquement dans toutes les situations où l'énergie des photons est inférieure à environ 250 keV [10]. Lors d'une détermination de la réponse à des énergies plus élevées, un étalonnage dans des champs de rayonnements photoniques assurant les conditions d'équilibre devient progressivement sans signification. À la place, un étalonnage dans des champs d'électrons, de référence et adéquats, doit être réalisé [19]. Pour plus de détails, voir A.3.

Dans le cas de champs de rayonnements photoniques dont l'énergie se situe entre celle du S-Cs et 9 MeV, et pour les grandeurs $H^*(10)$ et $H_p(10)$, la valeur conventionnellement vraie du kerma dans l'air doit être déterminée au point de mesure en conformité avec l'ISO 4037-2. Ensuite le point de référence du dosimètre doit être positionné au point

de mesure et un écran de polyméthyl-méthacrylate (PMMA) d'épaisseur suffisante pour assurer l'équilibre électronique (build-up) doit être positionné devant le dosimètre (pour les dosimètres de zone) ou devant l'ensemble dosimètre-fantôme (pour les dosimètres individuels). La modification du champ de rayonnement résultant de la mise en place de l'écran de PMMA doit être prise en compte en multipliant le coefficient de conversion par le facteur de correction k_{PMMA} donné dans les Tableaux 14 et 33. La section droite de l'écran doit être de 30 cm × 30 cm et son épaisseur celle mentionnée dans les Tableaux 14 et 33.

NOTE Pour les irradiations sur fantôme et pour certains dosimètres de zone, il peut être pratique de positionner l'écran de PMMA à une certaine distance du dosimètre ou de l'ensemble dosimètre-fantôme de façon qu'une rotation de l'écran ne soit pas nécessaire lorsqu'on étudie la variation de la réponse avec la direction d'incidence du rayonnement (voir Figure A.1).

4.2 Méthodes de détermination du facteur d'étalonnage et de la réponse

4.2.1 Mise en œuvre de l'instrument-étalon

La mise en œuvre de l'instrument-étalon doit se faire en conformité avec son certificat d'étalonnage et son manuel d'instructions; en particulier: contrôle du réglage du zéro, temps de mise en chauffe, vérification de la batterie, application des facteurs de correction d'échelles et de gammes. L'intervalle de temps entre les étalonnages périodiques de l'instrument-étalon doit respecter la fréquence définie par les réglementations nationales. Lorsque de telles réglementations n'existent pas, l'intervalle de temps ne devrait pas dépasser trois ans.

Des mesurages doivent être effectués régulièrement, soit avec une source radioactive, soit dans un champ de rayonnement étalonné, pour s'assurer que la reproductibilité de l'instrument-étalon vérifie à $\pm 2\%$ la valeur figurant dans le certificat. Lorsque cela s'avère nécessaire, des corrections de décroissance radioactive de la source ou de variations de masse volumique de l'air par rapport aux conditions de référence doivent être appliquées.

Dans le cas d'irradiation séquentielle de l'instrument-étalon et du dosimètre en cours d'essai, il est nécessaire de décider de la pertinence (voir 4.2.3.1 et 4.2.3.2) ou non (voir 4.2.2.1 et 4.2.2.2) de l'utilisation d'un moniteur. Cette décision doit être basée sur le constat de la stabilité de l'émission de la source de rayonnement.

Il peut y avoir deux types d'instruments-étalons. Les uns mesurent une grandeur dosimétrique fondamentale comme par exemple le kerma dans l'air et d'autres mesurent **directement** la grandeur dans laquelle l'étalonnage doit être effectué. Pour le premier type d'instruments, le coefficient de conversion approprié h doit être utilisé dans les expressions données de 4.2.2 à 4.2.5, tandis que h est égal à 1 pour le second type d'instruments.

4.2.2 Mesurages sans monitoring de l'émission de la source

En général un moniteur n'est pas nécessaire dans les champs de rayonnements de référence produits par les sources radioactives. Pour les champs de rayonnements X de référence, l'utilisation d'un moniteur est habituellement recommandée.

4.2.2.1 Étalonnage

La présente procédure peut être mise en œuvre si, dans le champ de rayonnement, le débit de kerma dans l'air est stable sur un intervalle de temps correspondant à la durée nécessaire à l'étalonnage pour obtenir les résultats avec la précision recherchée. Le facteur d'étalonnage, N_B , d'un dosimètre dont le détecteur est **ultérieurement positionné** au point de mesure pendant le même temps que le détecteur de l'instrument-étalon se déduira de

$$N_B = \frac{h N_A M_A}{M_B} \quad (5)$$

où

h est le coefficient de conversion kerma-équivalent de dose;

N_A est le facteur d'étalonnage de l'instrument-étalon;

N_B est le facteur d'étalonnage du dosimètre en cours d'étalonnage;

M_A est la valeur mesurée de l'instrument-étalon, à savoir indication multipliée par le facteur de correction résultant de variations de masse volumique de l'air, si nécessaire;

M_B est la valeur mesurée du dosimètre en cours d'étalonnage, c'est-à-dire l'indication multipliée, si nécessaire, par le facteur de correction résultant de variations de masse volumique de l'air.

4.2.2.2 Détermination de la réponse en fonction de l'énergie et de l'angle d'incidence

Dans des conditions qui ne sont pas nécessairement identiques aux conditions de référence, la réponse d'un dosimètre est donnée par:

$$R(E, \alpha) = \frac{M_B(E, \alpha)}{h(E, \alpha) N_A M_A k_E k_\alpha} \quad (6)$$

Les symboles sont définis en 4.2.2.1 et k_E et k_α sont les facteurs de correction à appliquer à l'indication de l'instrument-étalon pour prendre en compte les différences de qualité du rayonnement et de direction d'incidence du rayonnement entre les conditions de référence et celles existant au moment du mesurage.

On exprime souvent la réponse d'un dosimètre par sa réponse relative, r , en fonction de sa réponse dans les conditions de référence.

$$r = \frac{R}{R_r} \quad (7)$$

où

R_r est la réponse dans les conditions de référence.

NOTE La réponse relative peut être une grandeur utile pour décrire la variation de la réponse en fonction de l'énergie ou de l'angle d'incidence des photons (voir aussi 3.2.10).

4.2.3 Mesurages avec monitoring de l'émission de la source

4.2.3.1 Étalonnage

On peut corriger des variations modérées du débit de kerma dans l'air en fonction du temps en utilisant un moniteur et en irradiant **l'un après l'autre** l'instrument-étalon et le dosimètre. Cette technique est fréquemment utilisée sur des installations à rayons X pour corriger les variations du débit de kerma dans l'air lorsque l'instrument-étalon et le dosimètre sont placés au point de mesure. Les valeurs mesurées M_A et M_B par l'instrument-étalon et le dosimètre, dont les détecteurs sont successivement positionnés au point de mesure, doivent être reliées aux valeurs enregistrées par le moniteur. Le facteur d'étalonnage N_B se déduit de

$$N_B = h N_A \left(\frac{M_A}{m_A} \right) \left(\frac{m_B}{M_B} \right) \quad (8)$$

où

m_A est la valeur mesurée par le moniteur lors de l'irradiation de l'instrument-étalon;

m_B est la valeur mesurée par le moniteur lors de l'irradiation du dosimètre à étalonner;

h et N_A sont définis en 4.2.2.1.

NOTE 1 Dans la pratique, si les irradiations de l'instrument-étalon et du dosimètre ont lieu successivement et dans un court délai, les conditions ambiantes ne changent pas pour le moniteur et des corrections de son indication pour la normaliser aux conditions de référence sont inutiles.

NOTE 2 Dans les cas où le moniteur possède une bonne stabilité à long terme (voir aussi l'ISO 4037-2:1997, paragraphe 8.2), celui-ci peut servir d'instrument de référence après avoir été étalonné par comparaison à l'instrument-étalon.

4.2.3.2 Détermination de la réponse en fonction de l'énergie et de l'angle d'incidence (voir 4.2.2.2)

Dans des conditions qui ne sont pas nécessairement identiques aux conditions de référence, la réponse d'un dosimètre se déduit de

$$R(E, \alpha) = \frac{m_A M_B(E, \alpha)}{h(E, \alpha) N_A m_B M_A k_E k_\alpha} \quad (9)$$

La réponse relative s'obtient à l'aide de l'équation (7).

4.2.4 Mesurages par irradiation simultanée de l'instrument-étalon et du dosimètre

4.2.4.1 Étalonnage

Dans certaines circonstances (voir la note ci-après), on peut réaliser des étalonnages en irradiant **simultanément** l'instrument-étalon et le dosimètre soumis à essai, en les positionnant dans le champ de rayonnement symétriquement par rapport à l'axe du champ, à égale distance de la source. La distance entre les deux détecteurs doit être suffisamment grande pour que l'indication de chaque instrument ne soit pas modifiée de plus de 2 % par la présence de l'autre instrument.

Pour éliminer l'influence de l'asymétrie du champ de rayonnement, les mesurages doivent être répétés en échangeant les positions des deux instruments, et la moyenne géométrique des indications doit être déterminée. Le facteur d'étalonnage N_B sera déduit de

$$N_B = h N_A \sqrt{\left(\frac{M_A}{M_B}\right)_1 \left(\frac{M_A}{M_B}\right)_2} \quad (10)$$

où les symboles sont définis en 4.2.2.1, et les indices 1 et 2 se rapportent aux deux irradiations.

NOTE Cette procédure ne s'applique que dans les cas où n'intervient pas un fantôme d'étalonnage, c'est-à-dire pour les dosimètres de zone. Cette technique s'utilise plutôt avec les rayonnements de référence produits par des accélérateurs ou bien avec des sources non collimatées (voir ISO 4037-1).

4.2.4.2 Détermination de la réponse en fonction de l'énergie et de l'angle d'incidence

Dans des conditions qui ne sont pas nécessairement identiques aux conditions de référence, la réponse d'un dosimètre est donnée par:

$$R(E, \alpha) = \frac{1}{h(E, \alpha) N_A k_E k_\alpha} \sqrt{\left(\frac{M_B(E, \alpha)}{M_A}\right)_1 \left(\frac{M_B(E, \alpha)}{M_A}\right)_2} \quad (11)$$

où les symboles sont définis en 4.2.2.1 et 4.2.2.2, et les indices 1 et 2 se rapportent aux deux irradiations.

La réponse relative s'obtient à l'aide de l'équation (7).

4.2.5 Détermination du facteur d'étalonnage et de la réponse dans un champ connu de rayonnement gamma

Pour un champ de rayonnement gamma dans lequel le débit de kerma dans l'air au point de mesure est connu, le facteur d'étalonnage d'un dosimètre à étalonner, N_B , s'obtient à partir de