
**Énergie nucléaire — Rayonnement
bêta de référence —**

**Partie 2:
Concepts d'étalonnage en relation
avec les grandeurs fondamentales
caractérisant le champ du
rayonnement**

Nuclear energy — Reference beta-particle radiation —

*Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities
characterizing the radiation field*

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/5e888c6c-2e79-4fa6-ac3f-7fa6dc638072/iso-6980-2-2022>



iTeh STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

ISO 6980-2:2022

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/3e888c6c-2e79-4fa6-ac3f-7fa6dc638072/iso-6980-2-2022>



DOCUMENT PROTÉGÉ PAR COPYRIGHT

© ISO 2022

Tous droits réservés. Sauf prescription différente ou nécessité dans le contexte de sa mise en œuvre, aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie, ou la diffusion sur l'internet ou sur un intranet, sans autorisation écrite préalable. Une autorisation peut être demandée à l'ISO à l'adresse ci-après ou au comité membre de l'ISO dans le pays du demandeur.

ISO copyright office
Case postale 401 • Ch. de Blandonnet 8
CH-1214 Vernier, Genève
Tél.: +41 22 749 01 11
E-mail: copyright@iso.org
Web: www.iso.org

Publié en Suisse

Sommaire

Page

Avant-propos	iv
Introduction	vi
1 Domaine d'application	1
2 Références normatives	1
3 Termes et définitions	1
4 Symboles et abréviations; conditions de référence et conditions normales d'essai	4
5 Étalonnage et traçabilité des champs de rayonnement de référence	6
6 Principes généraux relatifs à l'étalonnage de champs de particules bêta émises par des radionucléides	7
6.1 Généralités	7
6.2 Changement d'échelle pour la déduction des épaisseurs équivalentes de différents matériaux	7
6.3 Caractérisation du champ de rayonnement en termes de pénétrabilité	8
7 Modes opératoires d'étalonnage avec une chambre à extrapolation	9
7.1 Généralités	9
7.2 Détermination du débit de dose absorbée de référence de particules bêta	9
8 Étalonnages avec des chambres d'ionisation	11
9 Mesurages sous incidence non perpendiculaire	11
10 Incertitudes	11
Annexe A (normative) Conditions de référence et conditions normales d'essai	20
Annexe B (informative) Mesurages avec une chambre à extrapolation	22
Annexe C (normative) Facteurs de correction des mesures réalisées avec une chambre à extrapolation	26
Annexe D (informative) Exemple d'une analyse d'incertitude	39
Bibliographie	43

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 (IEC) en ce qui concerne la normalisation électrotechnique.

Les procédures utilisées pour élaborer le présent document et celles destinées à sa mise à jour sont décrites dans les Directives ISO/IEC, Partie 1. Il convient, en particulier, de prendre note des différents critères d'approbation requis pour les différents types de documents ISO. Le présent document a été rédigé conformément aux règles de rédaction données dans les Directives ISO/IEC, Partie 2 (voir www.iso.org/directives).

L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments du présent document peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. L'ISO ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et averti de leur existence. Les détails concernant les références aux droits de propriété intellectuelle ou autres droits analogues identifiés lors de l'élaboration du document sont indiqués dans l'Introduction et/ou dans la liste des déclarations de brevets reçues par l'ISO (voir www.iso.org/brevets).

Les appellations commerciales éventuellement mentionnées dans le présent document sont données pour information, par souci de commodité, à l'intention des utilisateurs et ne sauraient constituer un engagement.

Pour une explication de la nature volontaire des normes, la signification des termes et expressions spécifiques de l'ISO liés à l'évaluation de la conformité, ou pour toute information au sujet de l'adhésion de l'ISO aux principes de l'Organisation mondiale du commerce (OMC) concernant les obstacles techniques au commerce (OTC), voir le lien suivant: www.iso.org/iso/fr/avant-propos.

Le présent document a été élaboré par le comité technique ISO/TC 85, *Énergie nucléaire, technologies nucléaires, et radioprotection*, sous-comité SC 2, *Radioprotection*.

Cette deuxième édition de l'ISO 6980-2 annule et remplace l'ISO 6980-2:2004, qui a fait l'objet d'une révision technique. Les principales modifications sont les suivantes:

- l'ajout des grandeurs $H_p(3)$ et $H'(3;\Omega)$;
- l'ajout des sources $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ de la série 1;
- l'ajout de champs de particules bêta «à énergie réduite» produits par des sources $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$;
- la suppression des sources ^{14}C ;
- une référence à l'ISO 29661 ainsi qu'à ses termes et définitions à [l'Article 3](#);
- l'ajout de facteurs de correction pour la dosimétrie primaire, calculés en s'appuyant sur des simulations du transport de rayonnements – remplacement de certains facteurs utilisés dans l'édition de 2004;
- l'ajout d'un facteur de correction pour la dosimétrie primaire afin d'utiliser la théorie de Spencer-Attix à la place de la théorie de Bragg-Gray, k_{SA} ;
- l'ajout d'un facteur de correction du rapport des pouvoirs d'arrêt à différentes profondeurs dans le fantôme, k_{Sta} ;
- l'ajout d'un facteur de correction de la distance source-chambre à différentes profondeurs dans le fantôme, k_{ph} ;

- l'utilisation de polynômes de Tchebychev à douze paramètres au lieu de polynômes ordinaires à trois paramètres pour la description des fonctions de transmission.

Une liste de toutes les parties de la série ISO 6980 se trouve sur le site web de l'ISO.

Il convient que l'utilisateur adresse tout retour d'information ou toute question concernant le présent document à l'organisme national de normalisation de son pays. Une liste exhaustive desdits organismes se trouve à l'adresse www.iso.org/fr/members.html.

iTeh STANDARD PREVIEW (standards.iteh.ai)

ISO 6980-2:2022

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/3e888c6c-2e79-4fa6-ac3f-7fa6dc638072/iso-6980-2-2022>

Introduction

La série ISO 6980 traite de la production, de l'étalonnage et de l'utilisation de champs de rayonnement bêta de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres de dose à des fins de protection. Le présent document décrit les modes opératoires de détermination du débit de dose absorbée dans les tissus à une profondeur de référence, pour les champs de rayonnement bêta de référence. L'ISO 6980-1 décrit les méthodes de production et de caractérisation du rayonnement de référence. L'ISO 6980-3 décrit les modes opératoires pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres de dose, et la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des particules bêta et de l'angle d'incidence du rayonnement.

Pour les particules bêta, l'étalonnage et la détermination de la réponse des dosimètres et des débitmètres de dose est essentiellement un processus en trois étapes. Tout d'abord, la grandeur fondamentale caractéristique du champ de rayonnement, à savoir la dose absorbée dans les tissus à une profondeur de 0,07 mm (et, facultativement, à une profondeur de 3 mm également) dans une géométrie de «fantôme-plaque» en matériau équivalent tissu, est mesurée au niveau du point de mesure en utilisant les méthodes décrites dans le présent document. Ensuite, la grandeur opérationnelle appropriée est obtenue en appliquant un coefficient de conversion qui lie la grandeur mesurée (dose absorbée de référence) à la grandeur opérationnelle choisie pour la géométrie d'irradiation choisie. Enfin, le point de référence de l'appareil soumis à essai est placé au point de mesure pour étalonner le dosimètre et déterminer sa réponse. Selon le type de dosimètre soumis à essai, l'irradiation est réalisée soit sur un fantôme pour les dosimètres individuels, soit dans l'air en champ non perturbé pour les dosimètres de zone. Pour les surveillances individuelle et de zone, le présent document décrit les méthodes et les coefficients de conversion à utiliser pour la détermination de la réponse des dosimètres et des débitmètres de dose, en termes de grandeurs opérationnelles de l'ICRU, à savoir les équivalents de dose directionnels $H'(0,07;\Omega)$ et $H'(3;\Omega)$, et les équivalents de dose individuels $H_p(0,07)$ et $H_p(3)$.

[ISO 6980-2:2022](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/3e888c6c-2e79-4fa6-ac3f-7fa6dc638072/iso-6980-2-2022)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/3e888c6c-2e79-4fa6-ac3f-7fa6dc638072/iso-6980-2-2022>

Énergie nucléaire — Rayonnement bêta de référence —

Partie 2:

Concepts d'étalonnage en relation avec les grandeurs fondamentales caractérisant le champ du rayonnement

1 Domaine d'application

Le présent document spécifie les méthodes de mesurage du débit de dose absorbée dans un fantôme-plaque en matériau équivalent tissu dans les champs de rayonnement bêta de référence traités dans la série ISO 6980. La plage d'énergie des isotopes émetteurs de particules bêta couverte par ces rayonnements de référence est comprise entre 0,22 MeV et 3,6 MeV en énergie bêta maximale, soit 0,06 MeV à 1,1 MeV en énergie bêta moyenne. Les énergies de rayonnement situées hors de cette plage ne relèvent pas du domaine d'application du présent document. Alors que les mesures dans une géométrie de référence (profondeur de 0,07 mm ou de 3 mm à une incidence perpendiculaire dans un fantôme-plaque équivalent aux tissus) avec une chambre à extrapolation en tant qu'étalon primaire sont traitées en détail, l'utilisation d'autres systèmes de mesure et la réalisation de mesures dans d'autres géométries sont également décrites, mais de façon moins détaillée. Comme le souligne toutefois le rapport ICRU 56^[5], l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, et l'équivalent de dose individuel, $H_p(10)$, utilisés pour la surveillance de zone et pour la surveillance individuelle, respectivement, dans le cas de rayonnements fortement pénétrants ne sont pas des grandeurs appropriées pour un rayonnement bêta, même pour un rayonnement capable de traverser une épaisseur de tissu de 10 mm ($E_{\max} > 2$ MeV).

Le présent document est destiné aux organisations qui souhaitent développer des compétences de dosimétrie primaire pour les particules bêta et il constitue un guide pour la dosimétrie avec chambre à extrapolation en tant qu'étalon primaire s'appliquant à la dosimétrie des particules bêta dans d'autres domaines. Des recommandations relatives à l'expression des incertitudes de mesure sont également fournies.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités dans le texte de sorte qu'ils constituent, pour tout ou partie de leur contenu, des exigences du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

ISO 29661, *Champs de rayonnement de référence pour la radioprotection — Définitions et concepts fondamentaux*

Guide ISO/IEC 99, *Vocabulaire international de métrologie — Concepts fondamentaux et généraux et termes associés (VIM)*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et les définitions de l'ISO 29661, de le Guide ISO/IEC 99 ainsi que les suivants s'appliquent.

L'ISO et l'IEC tiennent à jour des bases de données terminologiques destinées à être utilisées en normalisation, consultables aux adresses suivantes:

— ISO Online browsing platform: disponible à l'adresse <https://www.iso.org/obp>

— IEC Electropedia: disponible à l'adresse <https://www.electropedia.org/>

3.1
courbe d'extrapolation
courbe donnée par un tracé du courant d'ionisation corrigé en fonction de la profondeur de la chambre à extrapolation

3.2
chambre d'ionisation
détecteur de rayonnements ionisants constitué d'une chambre remplie d'un gaz approprié (le plus souvent de l'air) dans laquelle un champ électrique d'intensité insuffisante pour provoquer une multiplication gazeuse est généré, permettant la collection, sur les électrodes, des charges associées aux ions et aux électrons produits par le rayonnement ionisant dans le volume de mesure du détecteur

Note 1 à l'article: La chambre d'ionisation comprend le volume de mesure, les électrodes de collection et de polarisation, le cas échéant l'électrode de garde, la paroi de la chambre, les parties de l'isolant adjacentes au volume sensible et tout matériau supplémentaire placé devant la chambre d'ionisation pour simuler une mesure en profondeur.

3.3
chambre (d'ionisation) à extrapolation
chambre d'ionisation (3.2) dans laquelle il est possible de faire varier en continu le volume d'ionisation, jusqu'à obtention d'une valeur infinitésimalement petite, en modifiant la distance interélectrodes et qui permet à l'utilisateur d'extrapoler la densité d'ionisation mesurée dans un volume de collection nul

3.4
densité d'ionisation
ionisation mesurée par unité de volume d'air

3.5
courant de fuite
 I_B
courant de la *chambre d'ionisation* (3.2) mesuré à sa tension de polarisation de fonctionnement en l'absence de rayonnement

3.6
énergie bêta maximale
 E_{max}
valeur la plus élevée de l'énergie de particules bêta émises par un radionucléide particulier qui peut émettre un ou plusieurs spectres continus de particules bêta d'énergies maximales différentes

3.7
énergie bêta moyenne
 E_{mean}
énergie moyenne en fluence du spectre de particules bêta à la distance d'étalonnage, à une profondeur de tissu de 0,07 mm dans un fantôme tissu ICRU 4-éléments

3.8
courant parasite
 I_p
courant négatif produit par des particules bêta arrêtées dans la partie collectrice de l'électrode de collection et diffusant vers cette électrode et vers le fil reliant celle-ci au connecteur de l'électromètre

3.9
fantôme
artefact conçu pour simuler les propriétés de diffusion du corps humain ou de parties du corps humain telles que les extrémités

Note 1 à l'article: Un fantôme peut être utilisé pour la définition d'une grandeur et être constitué d'un matériau artificiel, par exemple le tissu ICRU, ou être utilisé pour l'étalonnage et être constitué, dans ce cas, d'un matériau physiquement existant. Pour de plus amples informations, voir l'ISO 29661:2012, 6.6.2.

Note 2 à l'article: En principe, il convient d'utiliser un fantôme-plaque ISO rempli d'eau, un fantôme-rondin ISO, un fantôme-cylindre ISO rempli d'eau ou un fantôme-colonne ISO; voir l'ISO 29661. Pour les besoins du présent document, cependant, une plaque en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) de section transversale de (20 × 20) cm minimum et d'une épaisseur d'au moins 2 cm est suffisante pour simuler les propriétés de rétrodiffusion du tronc du corps humain, alors que des substituts de tissus, tel le polyéthylène téréphtalate (PET), sont suffisants pour simuler les propriétés d'atténuation des tissus humains (voir 6.2).

[SOURCE: ISO 29661:2012, 3.1.22, modifié — Les expressions «être dans un matériau artificiel» et «être dans un matériau physiquement existant» ont été remplacées par «être constitué d'un matériau artificiel» et par «être constitué, dans ce cas, d'un matériau physiquement existant» dans la Note 1 à l'article (ne concerne que la version française). La Note 2 à l'article a été ajoutée.]

3.10

point de référence de la chambre à extrapolation

point auquel se réfère la mesure de la distance de la source de rayonnement à la chambre, pour une orientation donnée, c'est-à-dire le centre de la surface arrière de l'électrode haute tension de la chambre

3.11

dose absorbée de référence

D_R

équivalent de dose individuel, $H_p(0,07)$, dans un *fantôme* (3.9)-plaque de tissu ICRU, le *fantôme* (3.9) étant orienté de sorte que la normale à sa surface coïncide avec la direction (moyenne) du rayonnement incident

Note 1 à l'article: L'équivalent de dose individuel, $H_p(0,07)$, est défini dans le rapport ICRU 51^[4]. Pour les besoins du présent document, cette définition est étendue à un fantôme-plaque.

Note 2 à l'article: Il est considéré que le matériau constituant la partie arrière de la chambre à extrapolation utilisé pour le mesurage du champ de rayonnement bêta approxime avec une exactitude suffisante le fantôme-plaque^{[7][8]}.

Note 3 à l'article: $H_p(0,07)$ est obtenu en multipliant la dose absorbée dans les tissus à une profondeur de 0,07 mm, $D_t(0,07) = D_R$, par le coefficient de conversion 1 Sv Gy⁻¹, voir l'ISO 6980-3:2022, 5.2.2.2 [Formule (3)].

3.12

dose absorbée de particules bêta de référence

$D_{R\beta}$

dose absorbée de référence, D_R (3.11), à une profondeur de 0,07 mm, due uniquement à des particules bêta

Note 1 à l'article: En première approximation, le rapport $D_{R\beta}/D_R$ est donné par le facteur de correction du rayonnement de freinage k_{br} (voir C.3).

3.13

équivalence aux tissus

propriété d'un matériau qui s'apparente aux propriétés d'atténuation et de diffusion de rayonnement d'un tissu ICRU

Note 1 à l'article: Voir l'Annexe A de l'ISO 6980-1; davantage d'exemples de matériaux équivalents aux tissus sont donnés dans le rapport ICRU 44.

Note 2 à l'article: Des informations supplémentaires sont données en 6.2.

3.14

fonction de transmission

$T_m(\rho_m \cdot d_m; \alpha)$

rapport de la dose absorbée, $D_m(\rho_m \cdot d_m; \alpha)$, dans un milieu m à une masse surfacique, $\rho_m \cdot d_m$, et à un angle d'incidence de rayonnement, α , à la dose absorbée, $D_m(0; 0^\circ)$, à la surface d'un *fantôme* (3.9)

3.15

fonction de transmission dans le tissu

$$T_t(\rho_t \cdot d_t; \alpha)$$

rapport de la dose absorbée, $D_t(\rho_t \cdot d_t; \alpha)$, dans le tissu ICRU à une masse surfacique, $\rho_t \cdot d_t$, et à un angle d'incidence de rayonnement, α , à la dose absorbée, $D_t(0; 0^\circ)$, à la surface d'un *fantôme* (3.9)-plaque en matériau tissu ICRU

3.16

point zéro

lecture de l'indicateur de profondeur de la chambre à extrapolation qui correspond à une profondeur de chambre nulle, ou distance interélectrodes nulle

4 Symboles et abréviations; conditions de référence et conditions normales d'essai

Une liste de symboles et d'abréviations est donnée dans le [Tableau 1](#).

Tableau 1 — Symboles et abréviations

Symbole	Signification
a	surface effective de l'électrode de collection de la chambre à extrapolation
BG	Bragg-Gray
C	capacité de condensateur de contre-réaction externe
C_k	capacité de la chambre à extrapolation
c_i	coefficient de sensibilité
d_{abs}	épaisseur de l'absorbeur devant la chambre à extrapolation
d_m	profondeur dans un milieu m
d_t	profondeur dans le tissu ICRU
d_t^m	épaisseur équivalente de tissu d'un milieu m
d_0	profondeur de référence de 0,07 mm ou de 3 mm dans le tissu
$D_m(d_m)$	dose absorbée à une profondeur d_m dans un milieu m
D_R	dose absorbée de référence
$D_{R\beta}$	dose absorbée de particules bêta de référence
$\bar{D}(d_m, v, r_m)$	dose moyennée par unité de volume dans un détecteur d'épaisseur v , de masse volumique ρ_m , à une profondeur d_m
E	énergie des particules (énergie des photons ou énergie cinétique des électrons)
E_1	constante dans la formule de correction de la saturation
E_{max}	énergie (cinétique) bêta maximale d'un spectre de particules bêta
e	charge d'un électron
f_i	coefficients utilisés pour le calcul de k_{pe}
$H_p(d)$	équivalent de dose individuel à une profondeur d dans le tissu ICRU
$H'(d; \Omega)$	équivalent de dose directionnel à une profondeur d , sur un rayon de direction Ω
I	courant d'ionisation
I_L	courant de fuite, non induit par une pré-irradiation de la chambre
I_{br}	courant d'ionisation provoqué par un rayonnement de freinage
I_p	courant parasite
I_+	courant mesuré sous polarité positive de la tension de collection
I_-	courant mesuré sous polarité négative de la tension de collection
ICRU	Commission internationale des unités et mesures radiologiques
ISO	Organisation internationale de normalisation

Tableau 1 (suite)

Symbole	Signification
k	produit des facteurs de correction de la chambre à extrapolation qui varient pendant la réalisation des mesures de tracé de la courbe d'extrapolation
k'	produit des facteurs de correction de la chambre à extrapolation qui sont constants pendant la réalisation des mesures de tracé de la courbe d'extrapolation
k_{abs}	facteur de correction des variations d'atténuation et de diffusion des particules bêta entre la source et le volume de collection, ainsi qu'à l'intérieur du volume de collection, dues à des variations par rapport aux conditions de référence, et des différences de la fenêtre d'entrée par rapport à une épaisseur équivalente de tissu de 0,07 mm
k_{ad}	facteur de correction des variations de masse volumique de l'air dans le volume de collection par rapport aux conditions de référence
k_{ba}	facteur de correction de la différence de rétrodiffusion entre le tissu et le matériau de l'électrode de collection et l'anneau de garde
k_{br}	facteur de correction d'effet du rayonnement de freinage émanant de la source de particules bêta
k_{de}	facteur de correction de la décroissance radioactive de la source de particules bêta
k_{el}	facteur de correction de l'attraction électrostatique de la fenêtre d'entrée due à la tension de collection
k_{hu}	facteur de correction de l'effet de l'humidité de l'air dans le volume de collection sur \bar{W}_0
k_{ih}	facteur de correction de l'inhomogénéité du débit de dose absorbée à l'intérieur du volume de collection
k_{in}	facteur de correction des effets d'interface entre l'air du volume de collection et la fenêtre d'entrée ainsi que l'électrode de collection adjacentes
k_{pe}	facteur de correction de la perturbation de la densité de flux de particules bêta par les parois latérales de la chambre à extrapolation
k_{ph}	facteur de correction de la modification de la distance source-chambre après la mise en place d'absorbeurs devant la chambre (pour augmenter la profondeur dans le fantôme)
k_{SA}	facteur de correction du rapport des pouvoirs d'arrêt dans le tissu et dans l'air pour utilisation de la théorie de Spencer-Attix à la place de la théorie de Bragg-Gray
k_{sat}	facteur de correction des pertes de collection d'ions dues à la recombinaison ionique
k_{Sta}	facteur de correction de la variation du rapport des pouvoirs d'arrêt à différentes profondeurs dans le fantôme
ℓ	profondeur de la chambre à extrapolation, c'est-à-dire la couche d'air entre l'électrode de collection et la fenêtre d'entrée
ℓ_0	ordonnée à l'origine de la courbe d'extrapolation avec l'axe de profondeur de la chambre
m_a	masse de l'air dans le volume de collection d'une chambre à extrapolation
p	pression atmosphérique ambiante
PMMA	polyméthacrylate de méthyle
PET	polyéthylène téréphtalate
PTFE	polytétrafluoroéthylène
q_m	densité d'ionisation mesurée
$(S/\rho)_{\text{el},m}$	pouvoir d'arrêt massique électronique dans un milieu m
SA	Spencer-Attix
$s_{\text{t},a}$	rapport des pouvoirs d'arrêt massiques électroniques dans le tissu ICRU et dans l'air
T	température de l'air ambiant
T_i	paramètres des fonctions de transmission
$T_m(\rho_m \cdot d_m; \alpha)$	fonction de transmission $D_m(\rho_m \cdot d_m; \alpha)/D_m(0; 0^\circ)$ dans un milieu m
$T_t(\rho_t \cdot d_t; \alpha)$	fonction de transmission $D_t(\rho_t \cdot d_t; \alpha)/D_t(0; 0^\circ)$ dans le tissu
t	durée d'intégration pour une mesure de courant
t_m	instant auquel une mesure est réalisée

Tableau 1 (suite)

Symbole	Signification
t_0	instant de référence auquel les mesures sont corrigées pour tenir compte de la décroissance radioactive
$t_{1/2}$	période d'un radio-isotope
U	valeur absolue de la tension de collection dans la chambre à extrapolation
U_1, U_2	tensions initiale et finale appliquées au condensateur de contre-réaction chargé par le courant de la chambre à extrapolation
v	épaisseur de fenêtre d'un détecteur
\bar{W}_0	énergie moyenne requise pour produire une paire d'ions dans l'air dans les conditions de référence
x_c	diamètre de la surface géométrique de l'électrode de collection
x_g	largeur de la couche d'isolant entre l'électrode de collection et l'électrode de garde
y_0	distance de la source au point de référence du détecteur
z	distance à l'axe du faisceau, perpendiculairement à cet axe
\bar{Z}_m	numéro atomique effectif du milieu m
α	angle compris entre la direction de l'axe du faisceau et la normale à la surface du fantôme
Γ_0	constante dans la formule du facteur de correction de saturation
ϵ_a	constante diélectrique de l'air
$\eta_{m1,m2}$	facteur d'échelle d'atténuation des particules bêta d'un milieu m_1 à un milieu m_2
ρ_a	masse volumique de l'air dans les conditions ambiantes
ρ_{a0}	masse volumique de l'air dans les conditions de référence
ρ_m	masse volumique du milieu m
ρ_t	masse volumique du tissu ICRU
σ	écart-type
τ_{br}	contribution du rayonnement de freinage à la dose, c'est-à-dire $\tau_{br} = 1 - k_{br}$
Φ_E	distribution spectrale de la fluence des particules bêta

Les conditions de référence et les conditions normales d'essai sont indiquées à l'[Annexe A](#). Tous les étalonnages et mesurages doivent être effectués dans les conditions normales d'essai, conformément aux [Tableaux A.1](#) et [A.2](#).

5 Étalonnage et traçabilité des champs de rayonnement de référence

Le débit de dose absorbée de référence d'un champ de rayonnement établi pour un étalonnage conformément au présent document doit être traçable par rapport à un étalon national reconnu. Ce lien d'étalonnage est obtenu en utilisant un étalon de transfert. Ce dernier peut être une source radioactive ou un instrument étalon de transfert approuvé. L'étalonnage du champ est valable, stricto sensu, uniquement au moment de l'étalonnage. Il doit être ensuite déduit, par exemple, à partir de la connaissance de la période et de la composition isotopique de la source radioactive.

La technique de mesure utilisée par un laboratoire d'étalonnage pour étalonner un appareil de mesure de particules bêta doit également être approuvée conformément aux réglementations nationales si elles existent. Un instrument du même type ou de type similaire à celui qui est étalonné en routine par le laboratoire d'étalonnage doit être étalonné à la fois par un laboratoire de référence, reconnu par un organisme ou une institution d'accréditation nationale, le cas échéant, et par le laboratoire d'étalonnage. Ces mesures doivent être réalisées par chaque laboratoire au moyen de ses propres méthodes d'étalonnage approuvées. Pour démontrer qu'une traçabilité adéquate a été obtenue, il convient que le laboratoire d'étalonnage obtienne le même facteur d'étalonnage, dans des limites convenues, que celui obtenu par le laboratoire de référence. L'utilisation par le laboratoire d'étalonnage de sources et de porte-sources normalisés qui ont été étalonnés dans un laboratoire national de référence est suffisante pour garantir la traçabilité par rapport à l'étalon national.

Il convient que la fréquence d'étalonnage d'un champ soit telle qu'il existe un degré de confiance raisonnable que sa valeur n'excède pas les limites de sa spécification entre des étalonnages successifs. Il convient de réaliser l'étalonnage de l'instrument de transfert approuvé en laboratoire ainsi que la vérification des techniques de mesure utilisées par le laboratoire d'étalonnage au moins tous les cinq ans ou chaque fois que des modifications significatives sont apportées dans l'environnement du laboratoire, ou selon les prescriptions des réglementations nationales.

6 Principes généraux relatifs à l'étalonnage de champs de particules bêta émises par des radionucléides

6.1 Généralités

Les mesures de la dose due au rayonnement bêta pour le suivi de zone et individuel sont souvent difficiles en raison de leur non-uniformité marquée au niveau de la peau et de leur variation en fonction de la profondeur. Pour mesurer correctement le débit de dose absorbée en un point d'un fantôme dans un champ de particules bêta, il est nécessaire de disposer d'un très petit détecteur ayant des caractéristiques d'absorption et de diffusion très similaires à celles du milieu constitutif du fantôme. Dans la mesure où il n'existe pas de détecteur idéal, un compromis doit être trouvé entre la taille du détecteur et la composition du fantôme. Les concepts de «facteur d'échelle» et de «fonction de transmission» aident à réaliser ces compromis.

6.2 Changement d'échelle pour la déduction des épaisseurs équivalentes de différents matériaux

Les facteurs d'échelle ont été développés par Cross^[9] pour établir le lien entre la dose absorbée d'un matériau à celle d'un autre. Ces facteurs sont fondés sur l'observation selon laquelle, pour des sources de particules bêta d'énergies relativement élevées, les distributions de dose dans différents milieux ont la même forme et ne diffèrent que par un facteur d'échelle, que Cross nomme « η ». Utilisé à l'origine pour la comparaison des courbes d'atténuation de rayons bêta dans différents milieux, où $\eta_{m,a}$, le facteur d'échelle du milieu m à l'air, était déterminé à partir des rapports d'atténuation mesurés, le concept a été étendu de sorte que, pour une source plane d'étendue latérale infinie, qu'il s'agisse d'un faisceau isotopique ou parallèle, la dose absorbée à une masse surfacique $\rho_{m1} \cdot d_{m1}$ dans un milieu m_1 est liée à la dose absorbée dans le milieu m_2 à la même masse surfacique $\rho_{m2} \cdot d_{m2}$, mais ramenée à l'échelle $\eta_{m1,m2} \cdot \rho_{m2} \cdot d_{m2}$ par:

$$D_{m1} (\rho_{m1} \cdot d_{m1}) = \eta_{m1,m2} \cdot D_{m2} (\eta_{m1,m2} \cdot \rho_{m2} \cdot d_{m2}) = \eta_{m1,m2} \cdot D_{m2} (\rho_{m1} \cdot d_{m1}) \quad (1)$$

à condition que

$$\rho_{m1} \cdot d_{m1} = \rho_{m2} \cdot d_{m2} \quad (2)$$

$\eta_{m1,m2}$ est défini comme le facteur d'échelle du milieu m_1 au milieu m_2 . Il convient de noter que les facteurs d'échelle sont des rapports, de sorte que $\eta_{m1,m2} = 1/\eta_{m2,m1}$ et $\eta_{m1,m3} = \eta_{m1,m2} \cdot \eta_{m2,m3}$.

Il convient d'avertir l'utilisateur du fait que ce concept n'a été démontré que pour des matériaux de numéro atomique Z ou de numéro atomique effectif, \bar{Z}_m , inférieur à 18. Les valeurs de $\eta_{m,t}$ calculées pour différents matériaux par rapport au tissu sont présentées dans le [Tableau 2](#). Les données du Tableau A.2 du rapport ICRU 56^[5] ont été multipliées par $\eta_{t,w}$.

Soit m_2 un tissu et m_1 un milieu m ; la [Formule \(1\)](#) se réduit à:

$$D_m(\rho_m \cdot d_m) = \eta_{m,t} \cdot D_t(\eta_{m,t} \cdot \rho_m \cdot d_m) \quad (3)$$

En considérant une autre profondeur, d'_m , dans le milieu m , une formule similaire est obtenue:

$$D_m(\rho_m \cdot d'_m) = \eta_{m,t} \cdot D_t(\eta_{m,t} \cdot \rho_m \cdot d'_m) \quad (4)$$

Le rapport de la dose absorbée à une profondeur arbitraire à la dose absorbée à la surface, ($d'_m = 0$), est défini comme la fonction de transmission. Ainsi, en effectuant cette substitution et en divisant la [Formule \(3\)](#) par la [Formule \(4\)](#), la formule suivante est obtenue:

$$T_m(\rho_m \cdot d_m) = \frac{D_m(\rho_m \cdot d_m)}{D_m(0)} = \frac{D_t(\eta_{m,t} \cdot \rho_m \cdot d_m)}{D_t(0)} \quad (5)$$

ou

$$T_m(\rho_m \cdot d_m) = T_t(\eta_{m,t} \cdot \rho_m \cdot d_m) \quad (6)$$

La transmission, à travers une couche de tissu d'épaisseur $\eta_{m,t} \cdot \rho_m \cdot d_m$, dans le tissu est égale à la transmission, à travers une couche de milieu d'épaisseur $\rho_m \cdot d_m$, dans un milieu m . Ainsi, l'épaisseur $\rho_m \cdot d_m$ est dite équivalente au tissu d'une épaisseur de $\eta_{m,t} \cdot \rho_m \cdot d_m$ puisque les transmissions sont égales. L'épaisseur équivalente de tissu d_t^m peut être définie comme suit:

$$d_t^m = \eta_{m,t} \cdot \rho_m \cdot d_m \cdot \rho_t^{-1} \quad (7)$$

En général, la dose et les fonctions de transmission sont fonction à la fois de la profondeur et de l'angle d'incidence dans un milieu. Quand ils sont exprimés comme ci-dessus, sans aucune indication d'angle, la valeur de l'angle doit être considérée égale à 0° . Des matériaux présentant une équivalence aux tissus sont indiqués dans l'ISO 6980-1:2022, Annexe A.

6.3 Caractérisation du champ de rayonnement en termes de pénétrabilité

La fonction de transmission dans le tissu, $T_t(\rho_t \cdot d; \alpha)$, est un paramètre important du champ de rayonnement bêta de référence. En raison de l'épaisseur finie de tous les détecteurs utilisés pour mesurer le débit de dose absorbée, le champ de rayonnement doit être caractérisé en termes de pénétrabilité avant de pouvoir être étalonné correctement. Étant donné que la fluence énergétique des particules bêta dans un champ varie à mesure de leur pénétration dans le milieu, la dose relative en fonction de la profondeur dans un milieu doit être déterminée au moyen d'un détecteur insensible aux variations de fluence énergétique. C'est pourquoi la fonction dose-profondeur doit être déterminée au moyen d'une chambre d'ionisation remplie d'air équipée d'une fenêtre mince (2 mm maximum). Une méthode recommandée de détermination avec la chambre à extrapolation est indiquée dans les Références [10][11]. Les fonctions dose-profondeur sont ensuite utilisées pour construire les fonctions de transmission, dont des exemples sont illustrés dans les [Figures 1](#) et [2](#)[11][12][13][14]. Les fonctions de transmission établies, conjointement avec les épaisseurs équivalentes aux tissus calculées (voir descriptions ci-dessus), peuvent être utilisées pour déterminer les corrections à apporter au débit de dose absorbée mesuré pour tenir compte d'une profondeur différente de 0,07 mm dans le fantôme (par exemple, 3 mm), ainsi que de la taille finie du détecteur et de la non-équivalence au milieu du matériau du détecteur. Elles peuvent également être utilisées pour rendre compte des variations du débit de dose absorbée au point de référence résultant des variations de la masse volumique de l'air entre la source et le point de référence, ainsi que de l'atténuation dans un matériau différent des tissus devant le détecteur. Des informations supplémentaires sont données ci-après (voir [Article 7](#)).

Pour les détecteurs à fenêtre épaisse, il faut tenir compte du fait que le débit de dose absorbée est moyenné sur le volume d'un détecteur. Compte non tenu des variations du débit de dose absorbée dans le plan transversal à la direction normale du champ, le débit de dose absorbée moyen d'un détecteur

caractérisé par une fenêtre d'épaisseur v et une masse volumique de l'air ρ , dont la surface avant est située à une profondeur d dans un fantôme de masse volumique unitaire ρ_t , est donné par:

$$\bar{D}_m(d, v, \rho) = \frac{\int_{\rho_t \cdot d}^{\rho_t \cdot d + \rho \cdot v} D_m(\delta) \cdot d\delta}{\rho \cdot v} = \frac{D_m(0) \cdot \int_{\rho_t \cdot d}^{\rho_t \cdot d + \rho \cdot v} T(\delta) \cdot d\delta}{\rho \cdot v} = D_m(0) \cdot \bar{T}(d, v, \rho) \quad (8)$$

où $\bar{T}(d, v, \rho)$ est la fonction de transmission moyennée sur le volume du détecteur. Pour les détecteurs à fenêtre épaisse ($v > 0,1$ mm), cet effet peut être compensé en décalant le point de référence vers la source.

7 Modes opératoires d'étalonnage avec une chambre à extrapolation

7.1 Généralités

La chambre à extrapolation est un appareil de mesure primaire permettant de déterminer le débit de dose dans des champs de particules bêta. Il s'agit d'une chambre d'ionisation à plaques parallèles qui comprend des éléments permettant d'obtenir un volume variable d'ionisation par déplacement de l'une des plaques vers l'autre plaque. Un modèle type^[15], comprenant une fenêtre d'entrée fixe et une électrode de collection mobile, est illustré à la [Figure 3](#). La fenêtre d'entrée sert également d'électrode haute tension; elle est constituée d'une feuille très mince de plastique conducteur. La fenêtre doit être suffisamment mince pour ne pas atténuer excessivement le rayonnement bêta, mais suffisamment solide pour ne pas être déformée sous l'effet de l'attraction exercée par l'électrode de collection reliée à la terre. Les appareils disponibles dans le commerce sont désormais couramment équipés de feuilles en PET carbonisé de masse surfacique d'environ $0,7 \text{ mg} \cdot \text{cm}^{-2}$. L'électrode de collection est maintenue au potentiel de terre et définit l'aire de la section droite du volume de collection de la chambre d'ionisation. Elle doit être constituée d'un matériau conducteur ou être pourvue d'un revêtement conducteur; elle doit être entourée par une zone de garde et isolée électriquement vis-à-vis de celle-ci. Cette isolation doit être suffisamment mince pour ne pas perturber les lignes de champ électrique à l'intérieur de la chambre, celles-ci étant, dans l'idéal, uniformes et en tout point perpendiculaires aux deux électrodes. L'électrode de collection du modèle illustré à la [Figure 3](#) est en polyméthacrylate de méthyle (PMMA); elle est revêtue d'une mince couche de matériau conducteur qui comporte une étroite rainure, laquelle délimite la zone de collection. L'appareil doit être équipé d'un dispositif permettant de déterminer avec exactitude les modifications incrémentales de la distance interélectrodes, ci-après appelée «profondeur de chambre»; il est généralement fait usage d'un micromètre fixé au piston qui entraîne l'électrode de collection. Une source d'alimentation à courant continu bipolaire et à tension variable est utilisée pour appliquer la haute tension à la fenêtre d'entrée, l'électrode de collection étant reliée à la terre; et un électromètre à faible bruit est utilisé pour mesurer le courant collecté par l'électrode de collection. L'[Annexe B](#) fournit des informations détaillées sur le mesurage du courant d'ionisation.

7.2 Détermination du débit de dose absorbée de référence de particules bêta

Le débit de dose absorbée dans les tissus lié à des particules bêta, mesuré avec une chambre à extrapolation, est dérivé de la relation générale suivante:

$$\dot{D}_{R\beta} = \frac{\bar{W}_0}{e} \cdot s_{t,a} \cdot \left[\frac{\Delta I}{\Delta m_a} \right]_{BG} \quad (9)$$

où ΔI est l'incrément du courant d'ionisation et Δm_a est l'incrément de la masse d'air dans le volume de collection dans les conditions de Bragg-Gray (BG). Malheureusement, le mesurage des champs de rayonnement bêta de référence n'est généralement pas effectué dans les conditions de Bragg-Gray;