

---

---

**Mesurage et prévision de l'équivalent  
de dose ambiant de patients  
bénéficiant d'un traitement par iode  
131 après ablation de la thyroïde —**

**Partie 1:  
Pendant l'hospitalisation**

iTeh STANDARD PREVIEW

(standards.iteh.ai)  
*Measurement and prediction of the ambient dose equivalent from  
patients receiving iodine 131 administration after thyroid ablation —*

*Part 1: During the hospitalization*

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/c688a799-40f1-41c2-9b7d-726a816d64bf/iso-18310-1-2017>



**iTeh STANDARD PREVIEW**  
**(standards.iteh.ai)**

ISO 18310-1:2017

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/c688a799-40f1-41c2-9b7d-726a816d64bf/iso-18310-1-2017>



**DOCUMENT PROTÉGÉ PAR COPYRIGHT**

© ISO 2017, Publié en Suisse

Droits de reproduction réservés. Sauf indication contraire, 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, l'affichage sur l'internet ou sur un Intranet, sans autorisation écrite préalable. Les demandes d'autorisation peuvent être adressées à l'ISO à l'adresse ci-après ou au comité membre de l'ISO dans le pays du demandeur.

ISO copyright office  
Ch. de Blandonnet 8 • CP 401  
CH-1214 Vernier, Geneva, Switzerland  
Tel. +41 22 749 01 11  
Fax +41 22 749 09 47  
copyright@iso.org  
www.iso.org

## Sommaire

Page

Avant-propos.....	iv
Introduction.....	v
<b>1</b> <b>Domaine d'application</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b> <b>Références normatives</b> .....	<b>1</b>
<b>3</b> <b>Termes et définitions</b> .....	<b>1</b>
<b>4</b> <b>Mesurage de l'équivalent de dose ambiant</b> .....	<b>3</b>
4.1    Généralités.....	3
4.2    Étalonnage de la chambre d'ionisation avec le faisceau de référence.....	3
4.3    Mesurage de l'équivalent de dose ambiant.....	4
4.4    Examen des éléments d'incertitude.....	6
<b>5</b> <b>Modèle mathématique pour l'étalonnage de la chambre d'ionisation</b> .....	<b>6</b>
5.1    Généralités.....	6
5.2    Coefficient d'étalonnage d'une chambre d'ionisation avec le faisceau de référence.....	6
5.3    Mesurage du débit d'équivalent de dose ambiant à l'aide de la chambre d'ionisation étalonnée avec un champ de faisceau d' <sup>131</sup> I.....	7
<b>6</b> <b>Contrôle qualité</b> .....	<b>7</b>
<b>7</b> <b>Bilan des incertitudes et estimation de l'incertitude</b> .....	<b>8</b>
7.1    Incertitude-type composée relative.....	8
7.2    Incertitude-type composée relative de $u_C [H^*(10)]$ .....	9
7.3    Incertitude élargie.....	9
<b>Annexe A (informative) Application expérimentale du présent document: Mesurage et prévision du débit d'équivalent de dose ambiant de patients bénéficiant d'un traitement par iode 131 après ablation de la thyroïde</b> .....	<b>11</b>
<b>Bibliographie</b> .....	<b>22</b>

## 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](http://www.iso.org/directives)).

L'attention est appelée 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/patents](http://www.iso.org/patents)).

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.

(standards.iteh.ai)

Pour une explication de la signification des termes et expressions spécifiques de l'ISO liés à l'évaluation de la conformité, ou pour toute autre 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: <https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/c688a799-4011-41c2-9b7d-726a810d04bf/iso-18310-1-2017>

Le comité chargé de l'élaboration du présent document est l'ISO/TC 85, *Énergie nucléaire, technologies nucléaires et radioprotection*, sous-comité SC 2, *Radioprotection*.

Une liste de toutes les parties de la série ISO 18310 est disponible sur le site Internet de l'ISO.

## Introduction

L'ISO 18310 décrit des méthodes et des modes opératoires de mesurage du débit d'équivalent de dose ambiant dû à des patients ayant bénéficiés d'une administration d'iode 131.

De plus en plus de cancers de la thyroïde ont été diagnostiqués ces dernières années. Ces cancers peuvent être traités par administration d'iode radioactif, car ce radionucléide s'accumule de manière sélective dans les cellules thyroïdiennes, les irradie et tue les cellules cancéreuses. Les cancers de la thyroïde sont peu volumineux et généralement peu agressifs. Le diagnostic et le traitement précoces permettent d'éliminer ces cancers alors qu'ils n'ont pas encore eu le temps de s'étendre au-delà de la glande thyroïde.

Cependant, en raison des rayonnements émis par les patients pendant le traitement, les patients à proximité ou le personnel soignant peuvent également être exposés. Pour cette raison, il convient de mettre en œuvre une méthode normative d'évaluation de la dose aux personnes à proximité du patient. Il existe deux méthodes courantes pour traiter le cancer de la thyroïde: l'une consiste à administrer de l'iode radioactif sans résection de la thyroïde, l'autre consiste à l'administrer après résection de la thyroïde. Ces dernières années, l'administration d'iode radioactif après intervention chirurgicale s'est répandue.

Le radionucléide le plus utilisé pour le traitement est l'iode 131. Il émet principalement de l'énergie photonique de 364 keV, ainsi que d'autres émissions photoniques, et sa demi-vie radiologique est de 8,02 jours. L'iode administré est absorbé dans le système digestif, puis il se concentre dans la glande thyroïde par l'intermédiaire de la circulation sanguine et après quelques heures, excrété dans la vessie et éliminé dans les urines et les matières fécales. Pour le patient ayant bénéficié d'une ablation de la thyroïde, le temps de rétention dans le corps est plus court que pour le patient n'ayant pas subi d'ablation de la thyroïde.

Le présent document concerne la détermination du débit d'équivalent de dose ambiant à une certaine distance du patient ayant bénéficié d'un traitement par iode radioactif. Il repose sur l'estimation du débit de dose à l'aide de la dosimétrie basée sur une chambre d'ionisation.

Pour les besoins de la série ISO 18310, le présent document traite de la détermination du débit d'équivalent de dose ambiant du patient. L'incertitude de l'équivalent de dose ambiant est également abordée.

**iTeh STANDARD PREVIEW**  
**(standards.iteh.ai)**

ISO 18310-1:2017

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/c688a799-40f1-41c2-9b7d-726a816d64bf/iso-18310-1-2017>

# Mesurage et prévision de l'équivalent de dose ambiant de patients bénéficiant d'un traitement par iode 131 après ablation de la thyroïde —

## Partie 1: Pendant l'hospitalisation

### 1 Domaine d'application

Le présent document spécifie des méthodes appropriées pour le mesurage du débit d'équivalent de dose ambiant à une certaine distance du patient traité par iode radioactif pour l'ablation de la thyroïde. Pour ce faire, le mesurage direct du débit d'équivalent de dose ambiant en raison des patients hospitalisés peut être utilisé avec une chambre d'ionisation (ou par un autre dispositif approprié).

Le présent document concerne les méthodes de mesure, l'étalonnage de la chambre d'ionisation et l'estimation de l'incertitude de mesure du débit d'équivalent de dose ambiant du patient traité par iode radioactif pour l'ablation de la thyroïde à l'aide d'une chambre d'ionisation.

### 2 Références normatives

Les documents suivants sont référencés dans le texte de sorte qu'une partie ou la totalité de leur contenu constitue les 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 4037-1, *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 4037-3:1999, *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*

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 définitions donnés dans la série ISO 4037, le Guide ISO/IEC 99, l'ISO 29661, 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:

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

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

**3.1**  
**iode radioactif**  
l'iode 131 ( $^{131}\text{I}$ ) décroît avec une demi-vie de 8,02 j avec émissions d'électrons bêta et de photons gamma

Note 1 à l'article: Lors de sa décroissance, l' $^{131}\text{I}$  perd le plus souvent (dans 89 % des cas) une énergie de 971 keV pour se transformer en  $^{131}\text{Xe}$  stable selon deux étapes, l'émission d'un photon gamma survenant juste après l'émission d'un électron bêta. Les émissions primaires intervenant lors de la décroissance de l' $^{131}\text{I}$  sont des particules bêta d'énergie maximale 606 keV et des photons gamma de 364 keV. L'application majeure de l' $^{131}\text{I}$  est la radiothérapie métabolique permettant de traiter l'hyperthyroïdie et certains types de cancer de la thyroïde.

**3.2**  
**kerma dans l'air**  
somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées libérées par les rayonnements ionisants non chargés tels que les photons et les neutrons dans l'air, divisée par la masse d'air

**3.3**  
**équivalent de dose ambiant  $H^*(10)$**   
équivalent de dose qui, au niveau d'un point dans un champ du faisceau, serait produite par la sphère ICRU du champ élargi et aligné équivalent, positionnée à une profondeur de 10 mm sur l'axe central du champ aligné

**3.4**  
**chambre d'ionisation**  
type le plus simple de tous les détecteurs de rayonnements remplis de gaz, qui est couramment utilisé pour détecter et mesurer certains types de rayonnements ionisants (rayons X, rayons gamma et particules bêta) qui permet de recueillir toutes les charges créées par ionisation directe dans le gaz, par l'application d'un champ électrique, sans amplification des électrons libérés

**3.5**  
**étalonnage**  
opération, dans des conditions spécifiées, qui permet dans un 1<sup>er</sup> temps, d'établir un lien entre les grandeurs associées aux incertitudes de mesure fournies par les étalons de mesure, et les indications correspondantes associées aux incertitudes de mesure et, dans un 2<sup>ème</sup> temps, d'utiliser ces informations pour établir un lien afin d'obtenir un résultat de mesure à partir d'une indication

**3.6**  
**système d'étalonnage standard**  
système d'étalonnage utilisé pour établir une condition d'étalonnage (3.5) de référence

Note 1 à l'article: Cela comprend l'instrument de mesure de référence (chambre d'ionisation de référence avec, comme unité de mesure, le courant ou la charge, ainsi que les conditions environnementales telles que la température et la pression) et le système d'irradiation standard.

**3.7**  
**instrument à étalonner**  
instrument fourni par le client au laboratoire à visée d'étalonnage

**3.8**  
**kerma dans l'air de référence**  
*kerma dans l'air* (3.2) déterminé par le système d'étalonnage standard (3.6)

**3.9**  
**système d'irradiation de référence**  
unité d'irradiation permettant d'établir le débit de *kerma de référence dans l'air* (3.8) pour des photons gamma ou X

**3.10**  
**méthode d'irradiation de référence**  
méthode permettant d'obtenir un *coefficient d'étalonnage* (3.14) d'un instrument en comparant le résultat de l'instrument avec le débit de *kerma dans l'air* (3.2) au point d'étalonnage, déterminé par le système d'irradiation de référence (3.9)

**3.11****taille du faisceau**

zone du faisceau d'irradiation dans laquelle le débit de dose du rayonnement est supérieur à 50 % de la valeur maximale au centre de la zone, dans le plan de référence situé à 1 m de la source

Note 1 à l'article: Ce terme est généralement abrégé sous la forme de FWHM (largeur à mi-hauteur).

**3.12****taille effective du faisceau**

zone effective du faisceau d'irradiation dans laquelle le débit de dose du rayonnement est supérieur à 95 % de la valeur maximale au niveau de l'axe central de la zone, dans le plan de référence situé à 1 m de distance de la source

Note 1 à l'article: Dans cette zone, la correction de non-uniformité radiale devient négligeable.

**3.13****conditions environnementales standards**

standards de température et de pression (20 °C, 101,325 kPa) en fonction desquelles les débits de dose des dosimètres mesurés en laboratoire sont corrigés

**3.14****coefficient d'étalonnage**

facteur qui convertit la valeur vraie conventionnelle de la grandeur que l'instrument est destiné à mesurer, divisé par l'indication de l'instrument, corrigé en fonction des *conditions environnementales standards* (3.13)

Note 1 à l'article: Par exemple, le coefficient d'étalonnage  $N$  par rapport à l'équivalent de dose ambiant mesuré par la chambre d'ionisation (3.4) est donné par l'expression  $N = H^*(10)/M$ , où  $M$  est une valeur dosimétrique mesurée au point de référence de la chambre d'ionisation.

**3.15****correction de non-uniformité du champ du faisceau**

conversion entre le débit de dose en un certain point dans le champ du faisceau et le débit de dose moyen mesuré sur le volume de la cavité du détecteur

**4 Mesurage de l'équivalent de dose ambiant****4.1 Généralités**

Le mesurage du débit d'équivalent de dose ambiant d'un patient traité par administration d'iode radioactif est effectué à l'aide d'une chambre d'ionisation, comme suit.

**4.2 Étalonnage de la chambre d'ionisation avec le faisceau de référence**

Le mode opératoire d'étalonnage, par le laboratoire national de métrologie ou par un laboratoire accrédité, de la chambre d'ionisation à partir du mesurage de l'équivalent de dose ambiant, est le suivant.

La chambre d'ionisation est étalonnée en utilisant soit la méthode de substitution, soit la méthode d'irradiation de référence. Dans la méthode de substitution, le mesurage à l'aide de la chambre d'ionisation de référence et celle à étalonner est effectué avec la même position en échangeant les chambres. Le coefficient d'étalonnage est ensuite déterminé à partir du rapport des deux valeurs mesurées. Par ailleurs, le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation peut être obtenu en positionnant cette dernière dans le champ du faisceau de référence dans lequel le débit de dose à chaque position a déjà été déterminé par l'étalonnage du champ du faisceau.

- a) Il convient que l'utilisateur soit formé et connaisse parfaitement le mode opératoire d'étalonnage du dispositif avant d'étalonner une chambre d'ionisation.
- b) S'assurer que la chambre d'ionisation à étalonner est en état de marche.

- c) Confirmer que le point central de la chambre se trouve sur l'axe central du faisceau, que l'axe central de la tige de la chambre est perpendiculaire à la direction du faisceau et que le marquage ou l'inscription sur le col de la chambre est en face de la source de rayonnement.
- d) Déterminer que la taille du faisceau est supérieure à la taille du volume utile de la chambre d'un facteur de 1,5 à 2.
- e) Placer la chambre au niveau du point d'étalonnage et la stabiliser après avoir appliqué une tension appropriée de l'unité de mesure.
- f) Mesurer le courant ou la charge de fuite de la chambre au moins cinq fois avant irradiation à visée d'étalonnage.
- g) Établir et maintenir les conditions environnementales de l'étalonnage à  $23\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$  et à  $50\% \pm 20\%$  d'humidité relative pendant le mesurage.
- h) Lors de l'irradiation par le système d'irradiation standard, mesurer le courant ou la charge de la chambre plus de cinq fois.
- i) En cas de variation supérieure à  $\pm 0,3\%$  entre le premier et le dernier mesurage du courant, ou en cas de variation supérieure à  $\pm 0,2\%$  du facteur de correction atmosphérique pendant l'étalonnage, répéter les étapes f), g) et h).
- j) La configuration du système d'irradiation et de la chambre d'ionisation doit être conforme à la [Figure 1](#).
- k) L'équivalent de dose ambiant des faisceaux de référence ( $^{137}\text{Cs}$  ou  $^{60}\text{Co}$ ) est obtenu en multipliant le coefficient de conversion,  $h_K^*(10)$ , par le kerma dans l'air à l'aide de la chambre d'ionisation. Les coefficients de conversion entre le kerma dans l'air et l'équivalent de dose ambiant,  $H^*(10)$ , pour des rayonnements photoniques mono-énergétiques et parallèles (élargis et alignés) et la sphère ICRU sont indiqués dans le Tableau 8 de l'ISO 4037-3:1999. Les coefficients de conversion,  $h_K^*(10; S)$ , entre le kerma dans l'air et l'équivalent de dose ambiant pour les qualités de rayonnement de certains radionucléides sont indiqués dans le Tableau 8 de l'ISO 4037-3:1999.

### 4.3 Mesurage de l'équivalent de dose ambiant

Le mesurage de l'équivalent de dose ambiant pour  $^{131}\text{I}$  à l'aide d'une chambre d'ionisation pendant les expériences cliniques est effectué de la façon suivante.

- a) Pendant l'hospitalisation, à certains moments après administration de l'iode radioactif, le patient est invité à participer au mesurage du courant électrique créé dans la chambre d'ionisation, suite à son positionnement à 10 cm de son cou et à 1 m de lui.
- b) L'équivalent de dose ambiant pour  $^{131}\text{I}$  peut être déterminé en multipliant l'équivalent de dose ambiant pour le faisceau de référence par le rapport des coefficients de conversion entre  $^{131}\text{I}$  et le faisceau de référence. Le coefficient de conversion pour  $^{131}\text{I}$  peut être déterminé de la façon suivante.
  - 1) D'après l'ISO 4037-3:1999, Tableau 8 de des coefficients de conversion,  $h_K^*(10; S)$ , entre le kerma dans l'air et l'équivalent de dose,  $H^*(10)$ , dans la sphère ICRU pour les rayonnements photoniques mono-énergétiques, il est possible de représenter le graphe du coefficient de conversion en fonction de l'énergie photonique.
  - 2) Dans le domaine d'énergie de 10 keV à 10 MeV, les données du graphe peuvent être ajusté à l'aide de la formule suivante:  $h_K^*(x) = a + b/x + c/x^2 + d/x^3 + e/x^4 + f/x^5 + g/x^6$ . Ainsi, par interpolation, le coefficient de conversion, pour le rayonnement gamma d'énergie

364 keV de l' $^{131}\text{I}$ , peut être déterminé comme étant de 1,27. Cette fonction d'ajustement n'a pas de signification physique, mais dans ce domaine d'énergie, les coefficients de conversion pour les isotopes radioactifs, dont les valeurs ont été données dans l'ISO 4037-3, donnent de bonnes correspondances.

- 3) Le graphe est illustré à la [Figure 2](#) et l'incertitude de la méthode d'interpolation peut être estimée d'après la formule suivante, en pourcentage (%):

$$\sqrt{\frac{\sum \left[ 100 \times \left( \frac{h_K^{*ISO} - h_K^{*cal}}{h_K^{*ISO}} \right)^2 \right]}{N - m}}$$

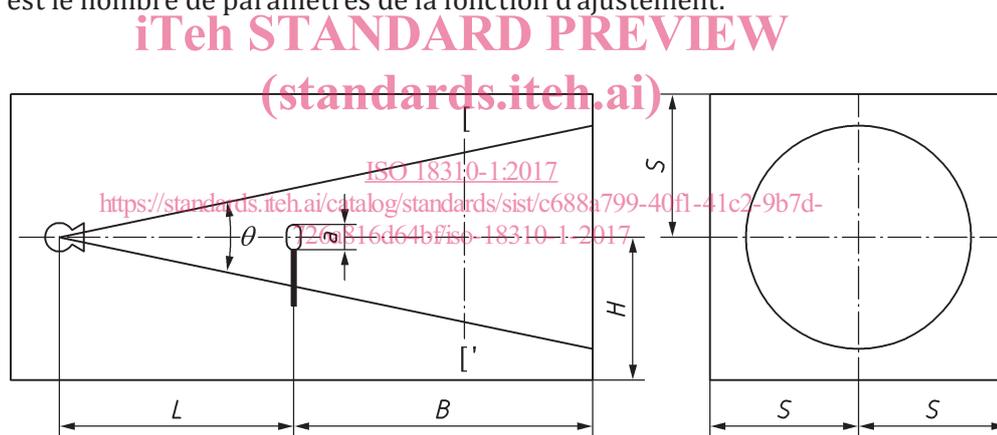
où

$h_K^{*ISO}$  est la valeur de référence extraite de l'ISO 4037-3;

$h_K^{*cal}$  est la valeur obtenue d'après la fonction d'ajustement;

$N$  est le nombre de points du graphe;

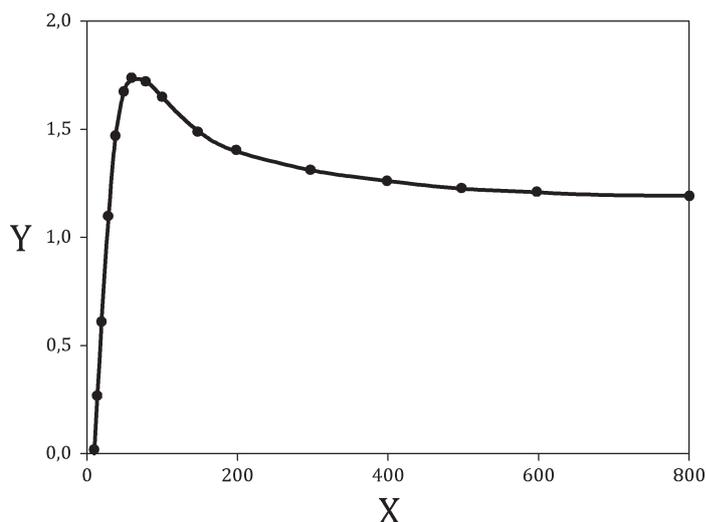
$m$  est le nombre de paramètres de la fonction d'ajustement.



#### Légende

- $L$  distance entre la source et l'instrument ( $L > 0,5$  m)
- $a$  taille de l'unité de détection de l'instrument ( $a/L < 1/5$ )
- $B$  distance entre l'instrument et le mur du fond ( $B > 1,5$  m)
- $H$  distance entre l'axe central du faisceau et le sol ( $H > 1,0$  m)
- $S$  distance entre l'axe central du faisceau et un mur latéral ou le plafond ( $S > 1,5$  m)
- $\theta$  distribution angulaire du faisceau irradié ( $\theta < 40^\circ$ )

**Figure 1 — Configuration géométrique du faisceau gamma de référence et de l'instrument**



### Légende

X énergie du faisceau mono-énergétique (keV)

Y coefficient de conversion

**Figure 2 — Graphique du coefficient de conversion entre le kerma dans l'air et l'équivalent de dose ambiant dans la sphère ICRU en fonction de l'énergie photonique (d'après l'ISO 4037-3)**

iTeh STANDARD PREVIEW

## 4.4 Examen des éléments d'incertitude

(standards.iteh.ai)

Examiner les éléments d'incertitude impliqués dans le mesurage et estimer l'incertitude composée totale de l'équivalent de dose ambiant d'après le modèle mathématique du calcul de l'incertitude. L'incertitude du coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation est extraite du certificat d'étalonnage et représente une incertitude systématique (type B). Cette incertitude comprend les composantes d'incertitude des conditions d'étalonnage de référence telles que le mesurage du courant, le débit du kerma de référence dans l'air, le positionnement de la chambre d'ionisation, la correction en fonction des conditions environnementales standards, la non-uniformité du champ du faisceau et les coefficients de conversion entre le kerma dans l'air et l'équivalent de dose avec le faisceau de référence (rayonnement gamma du  $^{137}\text{Cs}$  ou du  $^{60}\text{Co}$ ). Les autres éléments d'incertitude sont l'incertitude de mesure du courant (incertitude statistique, type A), l'incertitude de correction des conditions environnementales (type B), l'incertitude de positionnement de la chambre d'ionisation dans le rayonnement  $^{131}\text{I}$  (type B) et l'incertitude du rapport des coefficients de conversion entre l' $^{131}\text{I}$  et le faisceau de référence (type B).

## 5 Modèle mathématique pour l'étalonnage de la chambre d'ionisation

### 5.1 Généralités

Le modèle mathématique pour l'étalonnage de la chambre d'ionisation sous la forme d'équivalent de dose ambiant avec le faisceau de référence et le mesurage de l'équivalent de dose ambiant avec l' $^{131}\text{I}$  est le suivant.

### 5.2 Coefficient d'étalonnage d'une chambre d'ionisation avec le faisceau de référence

Pour étalonner la chambre d'ionisation par rapport à l'équivalent de dose ambiant à partir du kerma dans l'air, le coefficient d'étalonnage de la chambre peut être obtenu à l'aide de la [Formule \(1\)](#):

$$N_r = \frac{\dot{K}_a \cdot h_K^{*ref}}{I_r \cdot k_{tp}} \quad (1)$$