NORME INTERNATIONALE

ISO 18310-1

Première édition
2017-01

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**

Measurement and prediction of the ambient dose equivalent from patients receiving iodine 131 administration after thyroid ablation —

Part 1: During the hospitalization

Numéro de référence
ISO 18310-1:2017(F)

© ISO 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**

1 Domaine d'application **1**

2 Références normatives **1**

3 Termes et définitions **1**

4 Mesurage de l'équivalent de dose ambiant **3**
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

5 Modèle mathématique pour l'étalonnage de la chambre d'ionisation **6**
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'^{131}I 7

6 Contrôle qualité **7**

7 Bilan des incertitudes et estimation de l'incertitude **8**
7.1 Incertitude-type composée relative 8
7.2 Incertitude-type composée relative de $\boldsymbol{u}_C$ [$\boldsymbol{H}^*(10)$] 9
7.3 Incertitude élargie 9

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** **11**

Bibliographie **22**

© ISO 2017 – Tous droits réservés

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 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).

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 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: www.iso.org/iso/foreword.html.

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.

© ISO 2017 – Tous droits réservés

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.

© ISO 2017 – Tous droits réservés

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

© ISO 2017 – Tous droits réservés

3.1
iode radioactif
l'iode 131 (^{131}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}I perd le plus souvent (dans 89 % des cas) une énergie de 971 keV pour se transformer en ^{131}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}I sont des particules bêta d'énergie maximale 606 keV et des photons gamma de 364 keV. L'application majeure de l'^{131}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 1er 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 2ème 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)

© ISO 2017 – Tous droits réservés

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.

© ISO 2017 – Tous droits réservés