



Ph. BLANCHIS



J.-M. BORDY

La métrologie des rayonnements ionisants au service de la santé

The metrology of ionizing radiation at the service of health

Philippe BLANCHIS, Jean-Marc BORDY, Marc DENOZIÈRE, Guilhem DOUYSET et Bruno CHAUVENET

LNE-LNHB, Laboratoire National Henri Becquerel, CEA-Saclay, 91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France, philippe.blanchis@cea.fr.

Résumé

Un des principaux domaines d'application des activités en métrologie des rayonnements ionisants concerne la santé. Dans ce cadre, le LNE-LNHB élabore des étalons d'activité et raccorde des installations de mesure, les activimètres, dispositifs destinés à mesurer l'activité des solutions radioactives injectées aux patients, à des fins de diagnostic ou de traitement. Il élabore également des références dosimétriques pour le radiodiagnostic et la radiothérapie. Dans ce domaine, on présente la référence nationale de curiethérapie haut débit et débit pulsé à ^{192}Ir . Il est montré que l'écart reste faible entre la précision des références métrologiques et la précision exigée au niveau des applications et qu'un effort important reste à accomplir par les laboratoires de métrologie pour améliorer cette situation.

MOTS CLÉS : MÉTROLOGIE DES RAYONNEMENTS IONISANTS, SANTE, PRECISION, MEDECINE NUCLEAIRE, RADIOTHERAPIE, RADIODIAGNOSTIC.

Abstract

One of the most important fields of applications of activities in ionizing radiation metrology deals with healthcare. In this context, LNE-LNHB elaborates activity standards and calibrates measuring equipments, radionuclide calibrators, aimed at measuring the activity of radionuclide solutions injected to patients, for diagnostic or clinical applications. LNE-LNHB realises also dosimetric references for radiodiagnosis and radiotherapy. In this area, the national reference for HDR and PDR brachytherapy is presented. It is shown that the gap between the precision of metrological references and the precision required by applications remains small and that an important effort has still to be made by metrology laboratories to improve this situation.

KEY WORDS: IONIZING RADIATION METROLOGY, HEALTH, PRECISION, NUCLEAR MEDICINE, RADIOTHERAPY, RADIO-DIAGNOSIS.

1. Introduction : utilisation des rayonnements ionisants pour la santé

L'utilisation des rayonnements ionisants pour la santé couvre de nombreuses applications :

- le diagnostic (imagerie) ;
- le traitement, notamment des cancers ;
- les soins palliatifs.

La médecine nucléaire a recours pour ces applications à l'injection dans le corps du patient de produits radio-pharmaceutiques.

La radiothérapie externe concerne l'utilisation de sources de rayonnements extérieures au patient (source de cobalt 60, accélérateur médical) pour le traitement des tumeurs ou les soins palliatifs

La curiethérapie concerne le traitement des tumeurs à l'aide de sources de rayonnement introduites dans le corps du patient au plus près de la tumeur.

Enfin le radiodiagnostic se rapporte aux techniques d'imagerie à l'aide de sources extérieures de rayonnement (tubes X).

Dans tous les cas, il est nécessaire de connaître précisément la dose reçue par le patient. Cette dose est l'objectif attendu quand elle est localisée dans la zone cible en cas de traitement (tumeur). Elle constitue un effet secondaire à minimiser quand elle concerne les tissus sains au voisinage de la zone cible en cas de traitement, ou quand elle résulte de l'irradiation lors d'un examen

radiologique, réalisé au moyen d'un appareil de radiodiagnostic à rayons X ou de l'injection d'un radiopharmaceutique en médecine nucléaire.

Le souci d'assurer la qualité des soins s'est traduit en Europe par la publication de la directive 97/43 « relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'exposition à des fins médicales ».

En France, l'application de cette directive repose sur l'arrêté du 3 mars 2003 [1] qui fixe la liste des dispositifs médicaux qui sont soumis à l'obligation de maintenance, de contrôle de qualité interne et de contrôle de qualité externe. On retrouve dans cette liste notamment les activimètres destinés au contrôle des quantités de radionucléides injectées en médecine nucléaire, les appareils de radiodiagnostic et de mammographie, les dispositifs de cobalthérapie et les accélérateurs médicaux.

Ces textes renouvellent en autres les exigences en termes de traçabilité métrologique des mesures effectuées dans ces domaines. Le LNE-LNHB, laboratoire national de métrologie en charge des rayonnements ionisants, se doit donc de mettre à la disposition des laboratoires d'étalonnage accrédités ou directement des utilisateurs les références dont ils ont besoin et d'en assurer le transfert. Pour les rayonnements ionisants, la « chaîne métrologique » qui va du laboratoire national à l'utilisateur final est très courte pour au moins deux raisons :

- Il y a peu d'écart en terme d'incertitude entre les meilleures réalisations des laboratoires nationaux de métrologie et les exigences des utilisateurs, particulièrement dans le domaine de la santé (moins d'un facteur 10 entre les meilleures incertitudes et celles souhaitées par les utilisateurs) ;
- La manipulation des produits radioactifs exige un matériel lourd, notamment en termes de radioprotection du personnel et donc un investissement important.

2. Métrologie de la radioactivité pour la médecine nucléaire

2.1. Les mesures de radioactivité en médecine nucléaire

Le principe de la médecine nucléaire est d'introduire dans l'organisme un produit marqué par un isotope radioactif. Les propriétés chimiques d'un isotope radioactif étant identiques à celles d'un isotope stable, ce dernier est choisi en fonction de ses propriétés à se fixer sur l'organe ou le tissu cible. Il s'agit parfois d'une absorption sélective par affinité mais le plus souvent, c'est une molécule vectrice qui "apporte" le radionucléide dans l'organisme.

Le choix du radionucléide doit aussi parfois tenir compte de ses propriétés physiques : le rayonnement émis doit être détectable dans les conditions d'utilisation, sa période radioactive doit être « acceptable » (de quelques minutes à quelques jours), enfin sa production doit

pouvoir être réalisée dans des conditions de rapidité et de coût raisonnables.

Plus d'une trentaine de radionucléides sont ainsi utilisés en médecine nucléaire dont une dizaine plus fréquemment que les autres (^{99m}Tc , ^{131}I , ^{123}I , ^{201}Tl , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{18}F , ...).

La métrologie de la radioactivité intervient notamment pour caractériser en terme d'activité les quantités de produits radioactifs injectés aux patients afin qu'elles soient les plus adéquates possibles, mais aussi pour quantifier les impuretés éventuelles, qui doivent respecter les seuils imposés par les règles de la pharmacopée.

Le LNE-LNHB doit définir les références nationales pour ces radionucléides et raccorder les activimètres. Ces appareils sont constitués d'une chambre d'ionisation à puits dans lequel est introduit l'échantillon à mesurer. Après étalonnage de l'installation, un équipement électronique permet la lecture directe de l'activité de l'échantillon.

L'appareil doit être étalonné pour chaque radionucléide et chaque type de conteneur utilisé dans les services de médecine nucléaire, ce qui conduit parfois à la détermination d'une quinzaine de coefficients d'étalonnage par activimètre.

Le LNE-LNHB est actuellement le seul laboratoire français accrédité pour ce type d'étalonnage. Il réalise donc la totalité des étalonnages des activimètres étalonnés vendus en France. Quant aux demandes d'étalonnage sur site, leur nombre a fortement augmenté en vue de l'application de la directive européenne concernant la radioprotection des patients [1].

L'élaboration d'un étalon de radioactivité présente plusieurs difficultés : chaque radionucléide possède un schéma de désintégration caractéristique et le phénomène de décroissance de l'activité au cours du temps interdit d'utiliser un échantillon radioactif pour réaliser un étalon qui, par définition, doit être pérenne.

Afin d'aider les utilisateurs d'activimètres à mettre en place les procédures nécessaires, le LNE-LNHB a pris l'initiative de créer un groupe de travail réunissant outre le LNE-LNHB, des sociétés savantes du domaine de la médecine nucléaire. Ce groupe finalise actuellement un document à caractère pédagogique qui est destiné aux utilisateurs d'activimètres. L'exemple du ^{18}F est présenté, de l'établissement de la référence primaire jusqu'à l'étalonnage de l'activimètre.

2.2. Exemple de la chaîne d'étalonnage du ^{18}F

2.2.1. Le ^{18}F et la tomographie à émission de positrons

La tomographie par émission de positrons (TEP) est apparue à la fin des années 70, mais en 2001, seulement 4 machines TEP réservées à l'usage clinique étaient opérationnelles en France. Depuis, la carte sanitaire mise en place par les pouvoirs publics autorise une TEP pour 800 000 habitants, dont une quarantaine est actuellement

opérationnelle. La TEP est aujourd'hui principalement utilisée en cancérologie.

Le ^{18}F se désintègre essentiellement (à environ 97 %) par émission β^+ au niveau fondamental avec une période de 1,828 8(3) h [2]. L'annihilation du positron s'accompagne de l'émission simultanée de deux photons de 511 keV de directions opposées, à l'origine des signaux exploités par le tomographe TEP.

Le traceur le plus utilisé est le [^{18}F]-fluorodéoxyglucose ([^{18}F]-FDG), un analogue du glucose, ce qui entraîne une accumulation du FDG dans les cellules cancéreuses dont la consommation de glucose est supérieure à celle des cellules saines.

Le [^{18}F]-FDG est produit par un automate associé à un cyclotron qui fournit du ^{18}F à partir de ^{18}O , isotope rare de l'oxygène. La période courte du ^{18}F impose d'avoir une unité de production proche de son lieu d'utilisation. Actuellement, une dizaine de cyclotrons pouvant produire du ^{18}F sont opérationnels en France.

2.2.2. *Elaboration d'une solution de référence de ^{18}F*

La difficulté majeure pour élaborer une solution de référence de ^{18}F est sa courte période. Il faut préparer dans la journée toutes les sources solides et liquides permettant les mesures nécessaires, en gardant la traçabilité de toutes les opérations (dilutions, pesées des solutions contenues dans les flacons) et réaliser les mesures absolues, relatives et celles destinées au contrôle de pureté radioactive.

2.2.3. *Mesure absolue*

La mesure absolue est réalisée au moyen d'une installation de scintillation liquide, la méthode utilisée étant la méthode RCTD (Rapport des Coïncidences Triples à Doubles) [3]. Le principe de la mesure en scintillation liquide est de mélanger intimement la solution radioactive avec un scintillateur liquide qui va transformer le rayonnement ionisant en lumière. Des photomultiplicateurs (PM) reçoivent les photons émis et les transforment en signal électrique.

La méthode RCTD utilise un compteur à scintillation liquide spécifique comportant 3 PM. Le rendement de détection est calculé à partir du rapport des coïncidences triples aux coïncidences doubles. La connaissance du rendement de détection permet ainsi de déterminer l'activité de l'échantillon à partir du nombre d'événements enregistrés par les PM. L'incertitude type composée relative de l'activité du ^{18}F obtenue par cette méthode est de l'ordre du pour cent.

2.2.4. *Méthode de transfert*

A partir de l'activité massique ainsi déterminée, on peut réaliser des échantillons permettant d'étalonner une chambre d'ionisation à puits. Le principe de cet appareil est de mesurer le courant créé par l'ionisation d'un gaz sous pression contenu dans une enceinte. Pour une chambre d'ionisation donnée, le coefficient d'étalonnage obtenu est caractéristique d'un radionucléide et de sa géométrie (solide ou liquide, volume, conteneur, etc.).

L'étalonnage de cette chambre est donc réalisé avec des échantillons divers, adaptés d'une part aux comparaisons inter laboratoires (ampoules normalisées), d'autre part aux utilisateurs (flacons et seringues permettant une mesure de l'activité de la dose avant l'injection au patient). Cette chambre d'ionisation est donc l'étalon de transfert qui sera utilisé notamment pour le raccordement des activimètres des utilisateurs.

Compte tenu des différentes opérations permettant d'étalonner un activimètre à partir d'une solution de référence de ^{18}F mesurée en scintillation liquide, le coefficient d'étalonnage pour les seringues en ^{18}F est donné avec une incertitude type composée relative de plus de 3 %, soit une incertitude élargie relative d'environ 7 % ($k = 2$).

2.2.5. *Comparaison internationale*

Afin de comparer l'étalon national français à d'autres étalons nationaux, le LNE-LNHB a élaboré une solution de référence de ^{18}F . Un échantillon sous forme d'ampoule scellée a été envoyé au BIPM dans le cadre du Système international de référence (SIR) [4]. Pour un radionucléide donné, ce système permet de comparer l'activité mesurée par le participant pour la solution qu'il envoie à celle fournie par les autres laboratoires pour leurs propres échantillons, indépendamment des dates de mesure. L'instrument comparateur est une chambre d'ionisation à puits installée au BIPM, dont la stabilité de réponse est contrôlée en permanence. Cette comparaison permet de chiffrer l'équivalence de chaque étalon national avec un étalon international virtuel dont l'activité est une combinaison des résultats individuels. Cette comparaison fait partie des comparaisons clés du BIPM.

L'activité de la solution du LNE-LNHB était d'environ 7 MBq avec une incertitude type composée relative de 1 %.

Cinq laboratoires nationaux ont participé jusqu'à présent à cette comparaison. Les résultats obtenus sont présentés figure 1. On observe que tous les résultats sont compatibles, compte tenu des incertitudes associées [5].

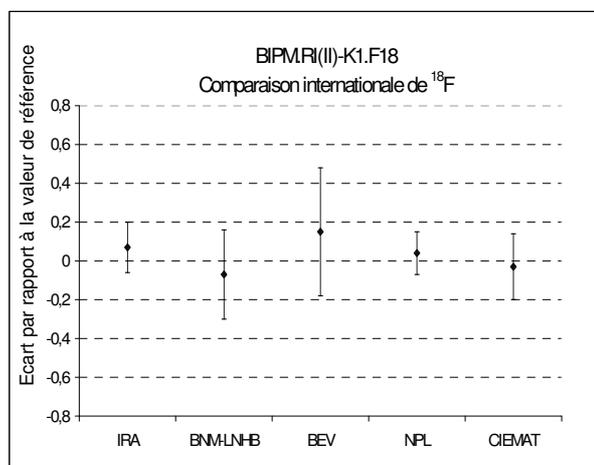


Fig. 1. - Résultats de la comparaison internationale de ^{18}F (le BNM-LNHB est l'ancien sigle du LNE-LNHB).

2.3. Besoins en précision

Dans certains cas, en pédiatrie notamment, l'activité des dose injectées doit être connue avec une incertitude maximale de 10 % ($k = 2$). Or, on a vu que pour le ^{18}F , le coefficient d'étalonnage des activimètres est connu avec une incertitude très proche de celle souhaitée par les utilisateurs. Cette situation peut être encore plus critique dans le cas d'émetteurs bêta (^{90}Y par exemple), dont l'absorption par les parois des divers conteneurs entraîne une incertitude importante des divers coefficients de passage d'une géométrie à l'autre.

C'est pourquoi l'amélioration des méthodes de mesure doit se poursuivre. Dans cette optique, le LNE-LNHB a entrepris un travail de modélisation des chambres d'ionisation et des activimètres et de simulation des interactions rayonnement-matière au moyen de codes Monte-Carlo [6] afin d'être à même de mieux répondre aux exigences des utilisateurs et notamment des services de médecine nucléaire.

3. Métrologie de la dose pour le radio-diagnostic et la radiothérapie

3.1. Elaboration des références métrologiques

Pour connaître la dose délivrée au patient au cours d'un traitement ou d'un examen radiologique, le faisceau de rayonnement utilisé doit être au préalable caractérisé en termes d'une grandeur dosimétrique adaptée (kerma, dose absorbée) dans des conditions de référence données. Cette caractérisation est effectuée par l'utilisateur lui-même ou un laboratoire d'étalonnage à l'aide d'un dosimètre de transfert qui doit être traçable aux étalons nationaux.

Afin d'établir des références nationales aussi proches que possible des besoins des utilisateurs et minimiser l'incertitude associée au transfert, le LNE-LNHB s'est doté au fil des années d'installations identiques à celles équipant les centres médicaux : accélérateur linéaire et sources de cobalt thérapie pour le traitement, générateurs de RX dédiés aux applications médicales pour le diagnostic,....

La première phase pour l'établissement d'une référence est celle de l'identification du besoin. Cette phase est menée en concertation avec les associations représentatives des utilisateurs. Les questions clés sont le nombre d'utilisateurs, la fréquence d'utilisation, la finalité de la référence envisagée. Viennent ensuite les questions techniques relatives à la grandeur dosimétrique désirée (kerma, dose absorbée, équivalent de dose) et aux rayonnements à mesurer (type, énergie) de manière à définir le type d'instrument primaire et la méthodologie qui seront mis en œuvre. Souvent, il s'avère nécessaire de réaliser un montage spécifique en fonction de la forme et des dimensions de la ou des sources de rayonnement mises en œuvre.

Le souci d'aboutir à un transfert « robuste » qui réponde aux besoins exprimés par les utilisateurs pendant la phase de conception reste présent tout au long des

travaux d'établissement de la référence. De nouveau, la concertation avec les utilisateurs est de mise et généralement un groupe test est constitué de volontaires en accord avec les représentants des associations d'utilisateurs pour tester la procédure de transfert. En parallèle, la référence primaire est elle-même validée en participant à ou en organisant des comparaisons internationales, bilatérales ou multilatérales, qui permettent de « confirmer » les résultats obtenus.

Deux exemples sont présentés, l'un ayant trait aux applications pour le diagnostic, l'autre à la radiothérapie.

3.2. Exemple de réalisation pour le diagnostic

3.2.1. Référence primaire

Les références pour les faisceaux de rayons X de radiodiagnostic sont établies en termes de kerma dans l'air [8]. Dans la gamme d'énergie considérée, entre quelques kiloélectronvolts et quelques centaines de kiloélectronvolts, l'étalon primaire est une « chambre d'ionisation à paroi d'air ». Ce dosimètre est adapté aux rayons X émis par les générateurs équipant les appareils de radiodiagnostic ($E_{max} \sim 150$ keV) et de mammographie ($E_{max} \sim 50$ keV). La figure ci-dessous présente une vue en coupe de côté d'un tel instrument.

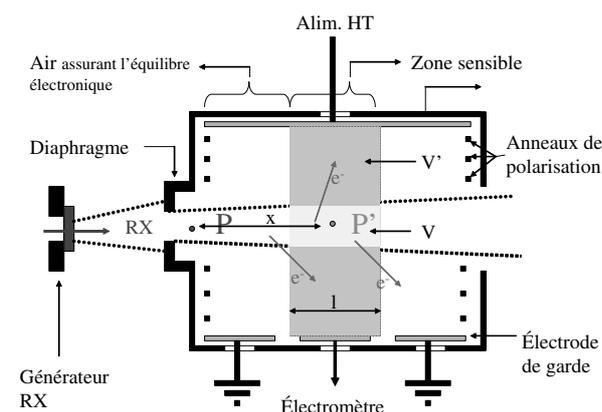


Fig. 2. - Chambre d'ionisation à paroi d'air.

La chambre est placée dans une enceinte ouverte dont les parois sont couvertes d'une épaisseur de plomb suffisante pour « arrêter » le rayonnement diffusé.

Le volume de détection V est cylindrique, il est défini par l'ouverture du collimateur placé à l'entrée du faisceau dans la chambre et la surface de l'électrode de collection. Les anneaux de polarisation disposés autour de ce volume sont portés, au moyen d'un pont de résistance, à des potentiels permettant d'obtenir un champ électrique constant et uniforme dans tout le volume de collection, V' .

Le choix des dimensions est dicté par l'énergie maximale des électrons mis en mouvement par l'interaction des photons avec les atomes de gaz. En effet cette mesure nécessite que l'énergie déposée par les électrons dans le volume de collection V' soit égale à ou très proche de l'énergie cinétique initiale des électrons mis en mouvement dans le volume de détection V . Pour cela,

la distance entre l'entrée de la chambre et le volume de détection doit être supérieure au parcours maximal de ces électrons afin d'assurer l'équilibre électronique. Cet équilibre électronique permet de compenser la fuite des électrons mis en mouvement dans le volume de détection V hors du volume de collection V' par les faces avant et arrière. De même, la distance inter-électrode et la largeur du volume de collection V' doivent être suffisantes pour minimiser les pertes dans les électrodes et par les faces latérales de V' .

Le point de référence du kerma dans l'air, P , est situé à la face d'entrée de la chambre au centre du diaphragme.

La formule permettant de calculer le kerma dans l'air à partir de la charge collectée sur les électrodes de la chambre est la suivante :

$$K_{air} = \frac{Q}{\rho_{air} V} \frac{W_{air}}{e} \frac{1}{1-g} \prod_i k_i ,$$

avec :

Q : charge exprimée en coulomb ;

V : volume de détection en cm^3 ;

$1-g = 1,000 0$ dans l'air pour les énergies de RX utilisés en mammographie (g étant la fraction de l'énergie convertie en rayonnement de freinage) ;

$\rho_{air} = 1,204 79 \text{ kg/m}^3$, masse volumique de l'air sec à $20^\circ C$ et à $101 325 \text{ Pa}$;

$W_{air}/e = 33,97 \text{ J/C}$, énergie moyenne pour créer une paire électron-ion dans l'air sec, rapportée à la charge de l'électron ;

k_i : produit des facteurs de correction pour les conditions ambiantes de mesure (pression température, humidité), fonctionnement du détecteur (diffusion de photons, recombinaison des charges, polarisation des électrodes, ...).

Remarque : Les générateurs médicaux délivrent des faisceaux pulsés d'une durée de quelques millisecondes à quelques secondes. Cette caractéristique conduit à étudier les problèmes de recombinaison des charges de manière approfondie ; on constate que pour des durées d'impulsion supérieures à environ 100 ms , les résultats obtenus avec les faisceaux pulsés et continus sont statistiquement équivalents.

On constate que le kerma dans l'air, dont l'unité est le gray (J/kg), est calculé à partir de mesures dimensionnelles (pour la détermination du volume de détection, dimension de l'électrode de collection et diamètre du diaphragme d'entrée), de la mesure de la charge collectée aux bornes des électrodes (utilisation d'un électromètre associé à un condensateur, mesure d'une tension), de la connaissance de grandeurs physiques (W_{air}/e , ρ_{air} , ...), de divers facteurs de correction de la mesure en fonction des caractéristiques du détecteur et des conditions de mesure. Autant de composantes qui participent au bilan des incertitudes.

Les trois principales composantes de l'incertitude globale sont la reproductibilité de la mesure de la charge, incluant le positionnement du détecteur et le réglage du faisceau ($0,25 \%$), le volume de détection ($0,20 \%$) et la valeur de W_{air}/e ($0,15 \%$). La composition quadratique de ces incertitudes avec celles associées aux facteurs de correction et aux autres données de la formule conduit à une valeur de l'incertitude élargie égale à $0,78 \%$ ($k = 2$).

Pour chaque catégorie d'examen, un « niveau de référence diagnostique », NRD, indique la valeur de « dose » qui ne devrait pas être dépassée. Ces niveaux ont été obtenus suivant la méthode dite du 3^e quartile : sur un grand nombre d'exams pratiqués pour une procédure donnée, 75% des doses reçues par les patients étaient inférieures au NRD. Ces niveaux constituent un objectif d'optimisation dans le cadre de la radioprotection des patients.

3.2.2. Besoins en précision

Le besoin en termes de précision sur la « dose » délivrée aux patients a été estimé [7] respectivement à 30% et 10% ($k = 3$) pour les examens radiographiques chez l'adulte et l'enfant. Le rapport entre la précision de la référence et celle requise pour la détermination de la dose délivrée au patient est donc de $8,5$ pour un examen pédiatrique et 25 pour un examen pratiqué sur un adulte. Pour augmenter ce rapport, il faut réduire l'une ou l'autre ou les trois composantes principales de l'incertitude sur la référence. Cette tâche est délicate sans introduire des coûts de réalisation prohibitifs. Par exemple, une diminution d'un facteur de 2 de l'incertitude sur le volume de détection ne se traduirait que par une diminution de $0,8$ pour mille de l'incertitude élargie (à noter que les tolérances sur les pièces mécaniques et leur position est actuellement de $10 \mu m$).

3.3. Exemple pour la radiothérapie : référence pour la curiethérapie HDR PDR au moyen de sources de ^{192}Ir

3.3.1. Métrologie pour les sources de curiethérapie

La curiethérapie devrait se développer dans les prochaines années. En effet, l'un de ces principaux avantages réside dans le fait que, contrairement à la radiothérapie externe, les sources de rayonnements sont introduites dans le corps du patient au plus près de la tumeur, ce qui permet de réduire l'irradiation des tissus sains.

L'exemple présenté ici est celui de la curiethérapie HDR et PDR (respectivement haut débit de dose et débit de dose pulsé) au moyen de sources de ^{192}Ir . Un dispositif, le projecteur de sources, permet de stocker les sources au repos et de programmer leur mouvement et leur positionnement à l'intérieur de cathéters par l'intermédiaire de câbles métalliques auxquelles elles sont fixées.

Il existe actuellement au monde trois références métrologiques pour cette application. Dans les trois cas, la grandeur de référence est le kerma dans l'air de référence

à 1 m, K_R (c'est-à-dire le kerma dans l'air, K_{air} , multiplié par le carré de la distance entre la source et de détecteur, dans le vide et en l'absence de rayonnement diffusé). La plus ancienne installation est aux Etats-Unis d'Amérique (Université du Wisconsin), la plus récente est installée depuis 2005 au Royaume-Uni (NPL). Les premiers transferts aux utilisateurs de la référence du LNHB datent de 2003 (seule référence disponible en Europe jusqu'en 2005).

3.3.2. Référence primaire et transfert

Pour cette application, le dosimètre de référence est une chambre d'ionisation à cavité ouverte (dite « chambre crayon » de par sa forme). Son coefficient d'étalonnage en terme de K_{air} , pour l'énergie équivalente en terme de K_{air} de l'iridium, est obtenu par interpolation entre les coefficients d'étalonnage pour les RX de 250 kV et les photons γ du ^{137}Cs (662 keV) ou ceux du ^{60}Co (1,17 MeV et 1,33 MeV). La mesure de la distance entre la source et le détecteur est le point critique. En effet, une erreur de 1 mm sur cette distance (10 cm à 15 cm) entraînerait une erreur pouvant atteindre 2 % sur le résultat de la mesure. On constate de nouveau que, comme dans le cas du diagnostic, le niveau d'incertitude globale associé au résultat dépend largement de grandeurs autres que celles relatives aux rayonnements ionisants, en l'occurrence ici une mesure de distance. Un système rotatif, autorisant le détecteur à tourner autour de la source selon un rayon de 10 cm à 20 cm, tout en réalisant des mesures du courant d'ionisation dans le détecteur, permet d'atteindre une incertitude de 50 μm sur la distance source-détecteur. D'autres facteurs de correction interviennent dans le calcul de la valeur finale de la référence ; certains d'entre eux sont déterminés au moyen de calculs numériques utilisant la méthode Monte-Carlo.

On caractérise ainsi une source radioactive dite primaire. Elle est ensuite utilisée pour étalonner les chambres d'ionisation à puits des centres de traitement destinées à caractériser leurs propres sources, identiques à celles utilisées pour la référence.

L'incertitude type composée du coefficient d'étalonnage du dosimètre de transfert est égale à 0,65 %. La composante majoritaire de cette incertitude vient du coefficient d'étalonnage du détecteur primaire (0,5 %) calculé à partir des coefficients d'étalonnage pour les RX de 250 kV, et les photons γ du ^{137}Cs ou du ^{60}Co . Chacun d'eux représentant entre 0,3 % et 0,4 %, cette incertitude est donc inhérente à la méthode. On peut la comparer aux composantes majeures de l'incertitude de la référence pour le diagnostic décrite précédemment : les incertitudes sur le volume de détection (0,3 %) et sur la valeur de $W_{air,e}$ (0,15 %).

3.3.3. Comparaisons internationales

Une comparaison internationale a été effectuée avec le laboratoire d'étalonnage accrédité de l'Université du Wisconsin (USA), qui possède la référence nationale américaine dans ce domaine [9].

L'opération consistait à réaliser, dans les deux laboratoires, l'étalonnage de trois chambres d'ionisation à puits et à comparer les valeurs des coefficients d'étalonnages obtenus par les deux laboratoires pour les trois instruments. Dans tous les cas, la différence entre les coefficients d'étalonnage est inférieure à 0,25 %. Compte tenu des incertitudes, les résultats sont compatibles.

Une seconde comparaison a été effectuée avec la référence récente du NPL (Euromet.RI(I)-S6). Les résultats sont en cours d'analyse.

3.3.4. Besoins en précision

On met souvent en avant le besoin d'améliorer l'écart entre les incertitudes associées aux meilleures réalisations en termes de références métrologiques et les besoins exprimés par les utilisateurs en termes de précision sur les traitements administrés pour le porter au moins à une décade.

Nous avons vu que dans le cas du diagnostic, cet objectif est raisonnable. Il est plus difficile à atteindre pour la radiothérapie où l'on considère que l'erreur maximum sur la « dose » délivrée aux patients dans le cadre d'un traitement ne doit pas dépasser 5 %, voire 3,5 % [10].

Les incertitudes globales associées aux références métrologiques du LNE-LNHB pour la dosimétrie des rayonnements ionisants dépendent de la grandeur et de la technique de mesure mise en oeuvre pour établir la référence. Avec un facteur d'élargissement égal à 2, cette incertitude globale élargie va de 0,8 % pour les références en termes de kerma dans l'air pour les faisceaux de photons émis par une source de cobalthérapie à 2,8 % pour les références en termes de dose absorbée dans l'eau pour les électrons de haute énergie. Ces niveaux d'incertitude sont parfois meilleurs, sinon identiques à ceux proposés par les laboratoires nationaux de métrologie étrangers. Elles constituent donc les meilleures performances qui sont obtenues dans le monde. On note cependant que le rapport entre l'erreur maximale admissible sur un traitement et l'incertitude associée aux meilleures réalisations métrologiques varie entre 2 et 5. Cet écart est faible et doit être augmenté.

Pour ce faire, il n'est pas envisageable de travailler sur une seule des composantes principales de l'incertitude globale associée à la référence primaire. Comme nous l'avons vu dans les exemples présentés, c'est l'ensemble de la méthode et de sa mise en oeuvre qu'il faut améliorer (mesure de volume, données physiques fondamentales, reproductibilité des mesures). Il ne faudra pas négliger le travail qui pourra être fait pour améliorer les procédures de transfert d'une référence aux utilisateurs, ainsi que l'utilisation qu'ils en font, qui contribuent aussi, et parfois majoritairement, à l'incertitude globale associée au traitement. C'est notamment dans cette perspective que les liens étroits, que nous avons soulignés, entre les utilisateurs des références nationales pour les rayonnements ionisants dans le domaine de la santé et le LNHB, prennent toute leur importance.

4. Conclusion

Les quelques exemples présentés illustrent le besoin des utilisateurs de rayonnements ionisants du domaine médical de disposer de possibilités de mesure plus précises. Ce besoin implique que les métrologues de ce domaine travaillent en lien étroit avec les professionnels de la santé, pour améliorer non seulement la précision des références nationales existantes mais aussi celle des méthodes de transfert. Il faut ajouter à cela la nécessité de développer de nouvelles références adaptées à l'évolution des techniques de traitement.

Références

- [1] Arrêté du 3 mars 2003, *Journal Officiel*, n° 66 du 19 mars 2003.
- [2] BÉ M.M. et al., "Table of Radionuclides", Monographie BIPM-5, **1**, 2004, 21-23, et « NUCLEIDE, Table de Radionucléides sur CD-ROM », Version 2, 2004.
- [3] CASSETTE P., « Mesures de radioactivité par scintillation liquide », *Techniques de l'Ingénieur*, 2 552.
- [4] RYTZ A., "The international reference system for activity measurements of gamma-ray emitting nuclides", *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, **34**, 1983, 1047-1056.
- [5] RATEL G. et al., "Update of the BIPM comparison BIPM.RI(II)-K1.F-18 of activity measurements of the radionuclide ^{18}F include the CIEMAT", *Metrologia*, **41**, Tech. Suppl., 2004, 06016.
- [6] AMIOT M.N., "Calculation of calibration factors using the PENELOPE ionization chamber simulation method", *Appl. Radiat. Isot.*, **60**, 2004, 529-534.
- [7] WAGNER L.K., FONTENLA D.P., KIMME-SMITH C., ROTHENBERG L.N., SHEPARD J. et BOONE J.M., "Recommendations on performance characteristics of diagnostic exposure meter, report of AAPM diagnostic x-ray imaging task group N°6", *Med. Phys.*, **19**, 1992, 231-241.
- [8] DENOZIÈRE M., « Référence dosimétriques pour le radiodiagnostic médical et la mammographie », Journées de la SFPM, Avignon, juin 2005, Actes de la conférence à paraître.
- [9] DOUYSSSET G., GOURIOU J., DELAUNAY F., DEWERD L., STUMP K. et MICKA J., "Comparison of dosimetric standards of USA and France for HDR brachytherapy", *Phys. Med. Biol.*, **50**, 2005, 1961-1978.
- [10] CHAUAUDRA J., CHAUVENET B. et WAMBERSIE A., "Medicine and ionizing radiation: metrology requirements", *C.R. Physique*, **5**, 2004, 921-931.