

RADIOTHERAPIE : LA CALORIMETRIE GRAPHITE, UNE BASE DE LA CHAINE DE RACCORDEMENT

Dans le contexte actuel où l'exposition médicale est de loin la principale source d'irradiation d'origine artificielle, on conçoit la nécessité de mettre à disposition des références métrologiques adaptées à ce domaine. La radiothérapie en particulier requiert une très grande maîtrise des doses délivrées dans les volumes « cibles » (tumeurs), ce qui nécessite la caractérisation très précise des doses produites par les sources de rayonnement (accélérateurs, télécobalts). Pour répondre à ce besoin, les métrologues doivent développer des références primaires, les plus représentatives possibles de la dose absorbée dans les milieux biologiques, dans des conditions d'irradiation identiques à celles rencontrées lors d'expositions humaines. Les références sont ainsi définies dans des milieux proches des tissus biologiques, pour ce qui est de leurs propriétés d'interaction avec la matière (numéro atomique voisin) : air, eau, graphite,... Les médecins caractérisent ainsi leurs faisceaux de rayonnement en dose absorbée dans l'eau.

Une bonne connaissance des caractéristiques des irradiations permet de déterminer leurs conséquences sur la santé humaine et conduit ainsi à une meilleure maîtrise de leur utilisation.

INTRODUCTION AUX RAYONNEMENTS IONISANTS : SOURCES, GRANDEURS UTILES & ETALONS.

Un rayonnement est dit ionisant lorsque son énergie est suffisante pour arracher un électron du cortège électronique d'un atome ou d'une molécule.

On distingue ainsi deux catégories de rayonnements ionisants :

- les rayonnements directement ionisants : ce sont les particules chargées, tels que électrons, protons et particules α , qui interagissent directement avec les électrons des couches atomiques en les excitant ou les ionisant ;
- les rayonnements indirectement ionisants : ils sont constitués de particules neutres, tels que les photons et les neutrons. L'ionisation ne se produit que par l'intermédiaire de l'interaction de la particule « primaire » (interaction Compton, photoélectrique, création de paires...), qui libère dans le milieu une particule chargée « secondaire ».

L'exposition artificielle représente le tiers de l'exposition aux rayonnements ionisants en France ; soit environ 60 millions d'exams et 180 000 traitements par radiothérapie, annuellement. De multiples sources de rayonnements, à des fins de diagnostic ou de traitements curatifs, sont ainsi utilisées.

Les rayons X produits par des générateurs sont utilisés pour le radiodiagnostic. Leur énergie est très variable : autour de 30 kV en mammographie, de 50 kV en dentaire ou même jusqu'à 120 kV en diagnostic classique. En ce qui concerne la radiothérapie, en particulier le traitement de tumeurs, les rayonnements les plus utilisés sont ceux produits par des accélérateurs linéaires produisant des photons ou des électrons jusqu'à 30 MeV, des sources de ^{60}Co (cobalthérapie) ou de ^{192}Ir (curiethérapie).

Les rayonnements ionisants, quelle qu'en soit leur source, produisent dans les milieux biologiques une ionisation induisant notamment des réactions de radiolyse de l'eau qu'ils contiennent. Les radicaux

qui en sont issus altèrent l'ADN et les protéines des cellules. Les conséquences au niveau des tissus ou des organes sont diverses ; elles dépendent à la fois du volume irradié, du type et de l'énergie des rayonnements, et de l'énergie absorbée par unité de masse (appelée dose).

La notion de dose absorbée est donc essentielle pour les applications médicales : cette grandeur correspond en effet à la part d'énergie communiquée par le rayonnement incident aux tissus. La grandeur métrologique « dose absorbée », D , s'exprime en gray. Elle est égale à la quantité d'énergie absorbée par unité de masse :

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm}$$

Pour un rayonnement donné, sa valeur dépend du milieu dans lequel elle est mesurée.

Comme nous l'avons vu, la grandeur métrologique caractérisant un champ de rayonnement dépend de nombreux facteurs, dont le milieu dans lequel elle est mesurée, la nature et l'énergie du rayonnement considéré. Les références métrologiques sont donc constituées par les instruments de mesure étalons, qui permettent de quantifier la grandeur dosimétrique dans le milieu donné dans un champ de rayonnement spécifique, et par ce champ de rayonnement, une fois caractérisé.

Le calorimètre en graphite est l'un de ces instruments étalons : c'est l'un des dosimètres primaires les plus précis et donnant l'accès le plus direct à la grandeur « dose absorbée ».

En effet, l'énergie cédée par les rayonnements ionisants à la matière irradiée se transforme en chaleur. C'est l'élévation de température qui en résulte qui est mesurée. Si la transformation en chaleur de l'énergie communiquée est quasi-totale, on a alors un accès direct à la quantité recherchée, à savoir, la dose absorbée.

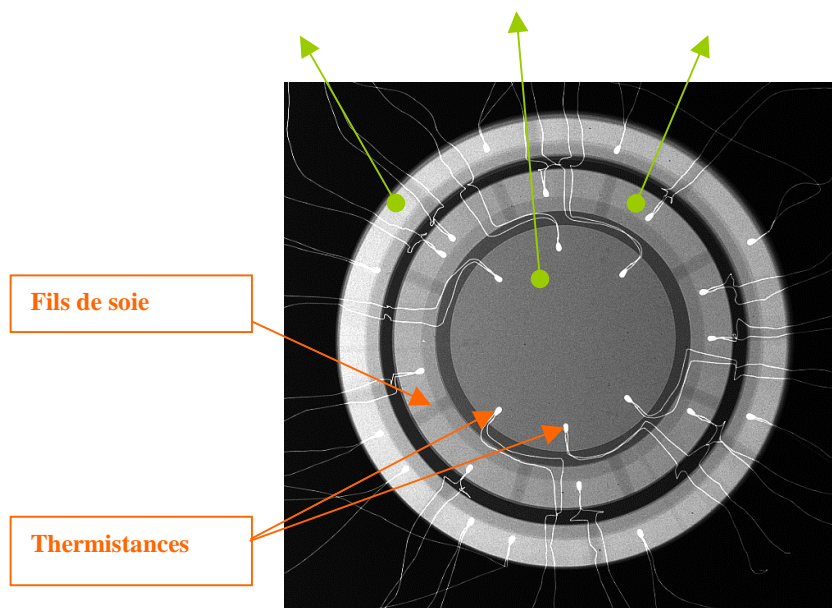
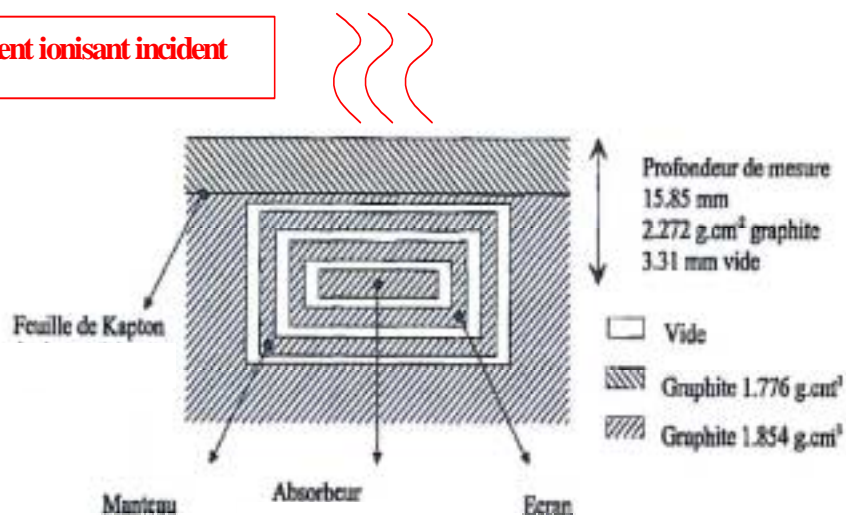
PRINCIPE DE LA MESURE CALORIMETRIQUE

La calorimétrie repose sur la mesure de l'élévation de température d'un élément de volume donné de cet instrument, lors de son exposition à une source de rayonnements. Pour cela, il faut s'assurer que la quantité de chaleur correspondante est rigoureusement égale à l'énergie communiquée dans cet élément de volume par les rayonnements ionisants. Cela implique qu'il n'y ait aucun échange thermique avec les éléments environnants, ou que le bilan de l'échange soit nul. Il faut également qu'il n'y ait aucun « défaut de chaleur », c'est-à-dire que la totalité de l'énergie communiquée par les rayonnements soit transformée en chaleur. En effet dans certains milieux, les rayonnements ionisants peuvent être à l'origine de réactions chimiques ou physico-chimiques produisant ou absorbant de la chaleur.

Pour répondre à ces conditions, un calorimètre solide est constitué de plusieurs corps concentriques, en général trois, (de l'intérieur vers l'extérieur : absorbeur, écran et manteau), insérés dans un bloc du même matériau de référence. La conception est schématisée en vue de côté ci-dessous. Une radiographie du calorimètre en cours de validation au LHNB, permet de visualiser celui-ci en vue de dessus.

L'absorbeur est la partie sensible du détecteur : c'est dans cette pièce que l'on détermine l'élévation de température induite par l'irradiation. Sa masse doit être parfaitement connue, de manière à déduire de l'énergie communiquée la valeur de la dose moyenne absorbée dans cet élément.

Rayonnement ionisant incident



L'assemblage en « poupées russes » est assuré par des fils soie, qui maintiennent chaque élément en suspension : les pièces ne sont donc pas en contact direct les unes avec les autres. On maintient, dans les interstices ainsi créés, un vide de 10^{-3} Pa à l'aide d'un système de pompage. Enfin, les pièces sont recouvertes de films en mylar aluminisé.

Ces trois précautions permettent de minimiser tous les phénomènes de transferts de chaleur (par conduction, convection et rayonnement) entre les constituants du calorimètre et son environnement extérieur. L'isolation thermique de l'ensemble et de l'absorbeur en particulier est ainsi assurée.

La mesure de l'élévation de température est effectuée avec des thermistances, dont la résistance varie en fonction de la température suivant une loi déterminée. Un ensemble de thermistances est inséré dans chacun des constituants du calorimètre. Ces thermistances ont deux usages : les unes sont destinées à la mesure de température, les autres à l'apport de chaleur par effet Joule. Des thermistances sont affectées au suivi permanent des écarts de température entre les éléments du calorimètre. Des asservissements permettent alors par l'intermédiaire des thermistances de chauffage d'apporter la quantité de chaleur nécessaire au maintien d'une part de l'écran à la même température que l'absorbeur, ce qui rend négligeable les échanges de chaleur par rayonnement entre ces deux corps, d'autre part du manteau à température fixe. Cette température est fixée à une valeur supérieure de quelques degrés à la température ambiante du laboratoire. Le manteau assure ainsi une fonction d'isolation vis à vis de l'environnement.

Le choix du graphite comme matériau des calorimètres repose sur trois de ses propriétés intrinsèques. Le graphite présente une absence de défaut de chaleur pour les rayonnements (photons, électrons) et les énergies considérées (jusqu'à quelques dizaines de MeV). Ce milieu est proche, de par son numéro atomique, des tissus biologiques. Enfin ses qualités mécaniques facilitent un usinage de précision, ainsi qu'un maintien de ses caractéristiques géométriques sous l'effet des irradiations.

Les mesures de température sont réalisées au moyen d'un pont de Wheatstone dont l'une des branches est constituée par la thermistance de mesure (montage en pont à 4 branches, les trois autres branches étant constituées respectivement de deux résistances connues et d'une résistance variable). La variation de température, entraînant une variation de résistance, est quantifiée par la mesure la tension de déséquilibre qui constitue la lecture, L , du pont. On établit ainsi la proportionnalité entre la variation de température ΔT et la lecture L , A est le coefficient de proportionnalité :

$$\Delta T = A \cdot L$$

La dose absorbée dans le graphite est donnée par la relation suivante :

$$D_g = \frac{Q}{m} \frac{1}{r_{cal}} \prod_i k_i$$

où :

- ✓ Q est la chaleur produite sous irradiation ; elle est égale à $C \cdot T$, C étant la capacité thermique de l'absorbeur ;
- ✓ r_{cal} est le rendement calorifique, il est égal à un pour le graphite, qui n'a pas de défaut de chaleur ;
- ✓ k_i sont les facteurs de correction de la dose.

En pratique, on s'affranchit de la connaissance de la capacité thermique de l'absorbeur C et de l'élévation de température ΔT , en procédant à l'étalonnage électrique du dispositif. Celui-ci est obtenu en dissipant par effet Joule dans les thermistances de chauffage une quantité connue de chaleur $Q_{ét}$ et en mesurant la lecture du pont $L_{ét}$ correspondante. On a alors simplement

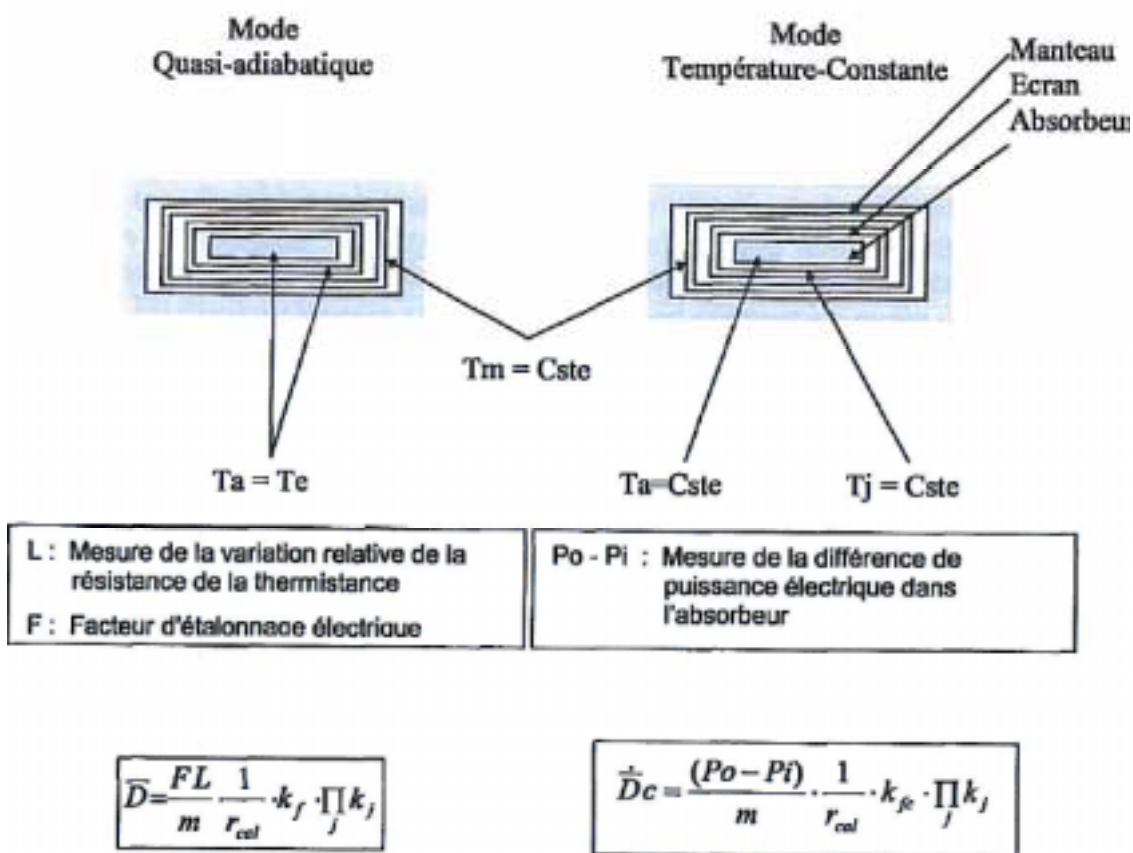
$$D_g = \frac{F L}{m} \frac{1}{r_{cal}} \prod_i k_i$$

avec F , le coefficient d'étalonnage électrique ($= Q_{ét} / L_{ét}$).

A titre d'illustration, une dose absorbée d'une valeur de 1 Gy correspond à une élévation de température de l'ordre de 10^{-3} K, induisant elle-même un déséquilibre résistif du pont de Wheatstone

de 0,3 Ω. On voit donc que la limitation principale de cette technique est sa faible sensibilité, de l'ordre du mK/Gy.

Quelques mots sur les facteurs de correction k_i . Ils rendent compte des perturbations introduites par tous les composants qui ne sont pas en graphite : les interstices de vide et les « impuretés » présentes dans l'absorbeur (thermistances, colles, fils,...), par les effets de gradient de dose dans l'absorbeur, les différences de fuites thermiques entre l'étalonnage et la mesure, les écarts géométriques (centrage du calorimètre par rapport à l'axe du rayonnement incident), etc...



Pour pouvoir réaliser des mesures exactes, il faut que l'isolement thermique soit parfait et que le système fonctionne de manière adiabatique. Les échanges de chaleur entre le système de mesure et son environnement étant difficiles à maîtriser, on pallie le problème en travaillant dans des modes de fonctionnement qui se rapprochent du cas idéal. Ces deux modes sont : le mode « quasi-adiabatique » et le mode « à température constante ».

Le mode « quasi-adiabatique » est assuré par une contre-réaction thermique entre l'absorbeur et l'écran. Lorsqu'une différence de température est détectée entre ces deux éléments, le régulateur PID envoie une puissance électrique dans l'écran, réduisant ainsi cette différence. Dans un tel fonctionnement, la température de l'ensemble croît de façon continue tout au long des irradiations. En fin de campagne de mesure, la contre-réaction est stoppée et les éléments retrouvent

leur température d'équilibre. Mais cet équilibre est lent à retrouver du fait même de leur bonne isolation thermique.

Le second mode de fonctionnement, dit « à température constante », a été mis au point ces dernières années au LNHB.

Son principe consiste à maintenir l'absorbeur, l'écran et le manteau à des températures fixes à l'aide de régulateurs thermiques très précis. Pour maintenir cet équilibre, l'énergie dissipée dans chaque élément doit être constante. Hors irradiation, cette énergie est uniquement dissipée par effet Joule. Sous irradiation, l'énergie électrique n'est que le complément de l'énergie communiquée par l'irradiation. La valeur du débit de dose à mesurer dans l'absorbeur est alors proportionnelle à la différence des puissances électriques apportées en l'absence (P_0) et en cours d'irradiation (P_i) dans cet élément. Une campagne de mesures comparatives a été réalisée avec le faisceau de photons gamma du ^{60}Co disponible au LNHB. Les résultats sont cohérents et présentent un écart de seulement 0,04 % seulement. L'incertitude de lecture de type A associée au mode à température constante (0,03 %) étant significativement plus faible que celle du mode quasi adiabatique (0,06 %).

MAITRISE DE L'EXPOSITION MEDICALE

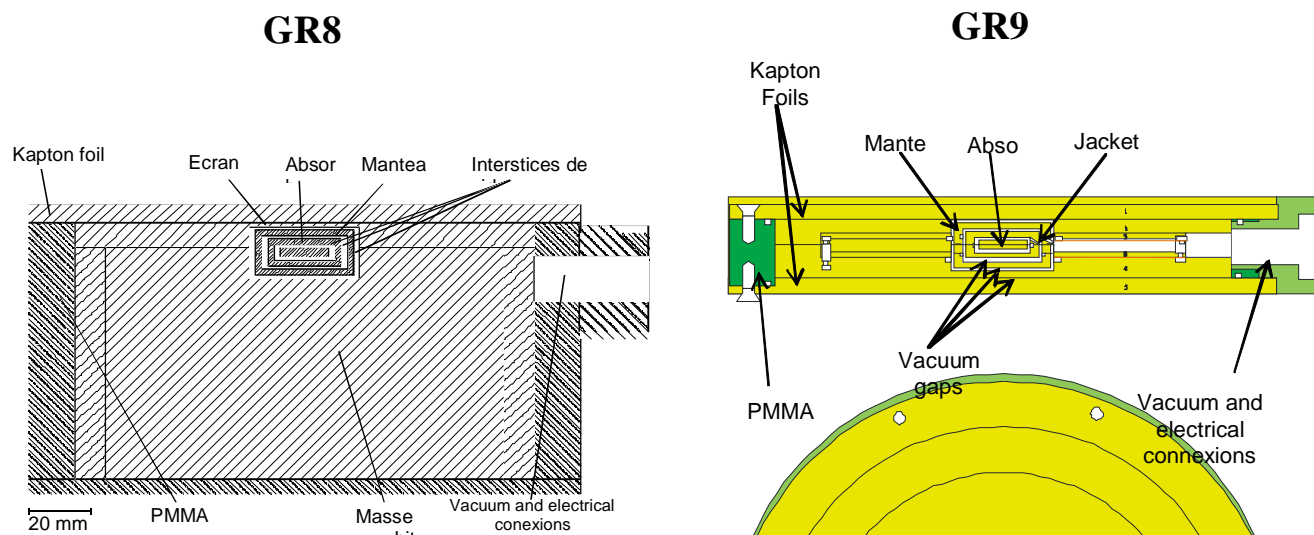
Les chaînes d'étalonnage, définies dans le cadre du comité français d'accréditation (COFRAC) créé en 1994 répondent au besoin de rationalisation et de confiance dans le domaine des essais et étalonnages. Elles réglementent le transfert d'une référence depuis sa création au laboratoire national de métrologie vers les utilisateurs avec l'appui de laboratoires d'étalonnage accrédités. L'organisation par le BIPM de comparaisons régulières des références nationales permet d'en garantir la cohérence à l'échelle internationale.

Le [Laboratoire National Henri Becquerel](#) (LNHB) est le Laboratoire National de Métrologie français pour les rayonnements ionisants. Il est le garant en France de trois unités dérivées du SI (système international), le gray (Gy), le sievert (Sv) et le becquerel (Bq). Les deux premières, qui concernent la dosimétrie, sont homogènes à une énergie divisée par une masse, soit des joules par kilogramme (J.kg^{-1}) et sont donc dérivées des unités de base : masse, longueur et temps. La chaîne d'étalonnage « rayonnements ionisants » pour les applications de la santé présente la particularité d'être très « courte ». Cela résulte du très faible nombre de laboratoires d'étalonnage accrédités, mais aussi et surtout du faible écart entre la précision des références métrologiques (de l'ordre du pour cent) et celle requise pour les applications notamment en radiothérapie (meilleure que 5 % pour la dose délivrée à la tumeur). Un lien direct avec le laboratoire national permet alors de minimiser l'incertitude liée à l'étalonnage. Le LNHB assure ainsi à lui seul les deux tâches de développement et de transfert des références vers les utilisateurs. C'est notamment le cas pour la radiothérapie, via l'étalonnage des dosimètres de référence des services de radiothérapie qui sont utilisés pour la caractérisation dosimétrique de leurs faisceaux de rayonnement.

Le calorimètre GR8, sous un faisceau de ^{60}Co , dans des conditions géométriques spécifiques précises constitue la référence primaire française actuelle de dose absorbée dans le graphite. Un second calorimètre, appelé GR9, réalisé en 2007, est actuellement en cours de validation. Il devrait permettre d'atteindre un meilleur niveau d'incertitudes et ainsi remplacer le GR8 dans la chaîne d'instrumentation primaire. Il a d'ores et déjà été testé dans les deux modes de fonctionnement

classiques, dans un faisceau de ^{60}Co . La validation de ces résultats devrait permettre d'aboutir à l'utilisation en mode standard du GR9 d'ici la fin de l'année 2008.

Ces deux calorimètres sont schématisés sur la figure ci-dessous. L'absorbeur est un cylindre plein en graphite, d'un diamètre de 16 mm et d'une épaisseur de 3 mm. L'écran et le manteau, qui sont symétriques par rapport à l'axe planaire, ont une épaisseur de 2mm. Ces trois éléments sont isolés thermiquement les uns des autres, les interstices de vide entre chaque corps ont une épaisseur de 1 mm. Le corps en graphite est en pompage sous vide, isolé par des feuilles de kapton et du PMMA.



Pour réaliser les étalonnages dosimétriques, le calorimètre de référence est inséré dans un « fantôme » parallélépipédique en graphite. Des cylindres de même matériau peuvent être intercalés entre le calorimètre et le faisceau incident, permettant d'ajuster la profondeur de la mesure.

L'incertitude type combinée sur D_g est égale à 0,24 % pour les photons du cobalt 60. Les principales composantes sont : l'incertitude sur le coefficient d'étalonnage électrique 0,05 %, celle inhérente à la conception mécanique du calorimètre (isolation thermique de la partie sensible, thermistance, étanchéité), 0,19%, et à la donnée physique r_{cal} , 0,1 %.

La dose absorbée dans l'eau est déterminée à partir de la dose dans le graphite en réalisant des expériences dites de transfert graphite-eau avec des dosimètres utilisés en relatif : chambres d'ionisation et/ou dosimètres chimiques de Fricke.

La caractérisation d'une exposition à des rayonnements ionisants passe par la mesure et le calcul de la dose absorbée dans le milieu biologique. Cette dernière nécessite le passage par des milieux de natures intermédiaires et l'introduction de facteurs correctifs multiples.

L'une des missions du LNHB est de maintenir les références nationales et d'en permettre l'accès aux utilisateurs concernés. A ce titre, et dans le cadre de son accréditation COFRAC, le laboratoire réalise le raccordement des laboratoires d'étalonnage accrédités, ainsi que des prestations d'étalonnage, dans les domaines du médical et de la radioprotection. Sont proposés, entre autres :

A - Etalonnages de dosimètres dans un faisceau de radiothérapie de photons gamma du ^{60}Co en termes de dose absorbée dans l'eau ou de kerma dans l'air

B - Etalonnages de dosimètres dans des faisceaux de RX de haute énergie (LinAc Saturne 43F) en termes de dose absorbée dans l'eau

C - Etalonnages combinés de dosimètres dans des faisceaux de RX de haute énergie (LinAc Saturne 43F) et de photons gamma du ^{60}Co en termes de dose absorbée dans l'eau

D - Etalonnages de dosimètres dans des faisceaux d'électrons de haute énergie (LinAc Saturne 43) en termes de dose absorbée dans l'eau

E - Etalonnages combinés de dosimètres dans des faisceaux d'électrons de haute énergie (LinAc Saturne 43) et de photons gamma du ^{60}Co en termes de dose absorbée dans l'eau

H - Etalonnages de dosimètres individuels et de dosimètres de zone pour la radioprotection dans les faisceaux de photons gamma du ^{60}Co et du ^{137}Cs et de rayonnement bêta émis par les sources de ^{90}Sr - ^{90}Y , ^{85}Kr et ^{147}Pm en termes d'équivalents de dose (ambiant ou directionnel, et individuel)

I - Irradiations à des doses données de dosimètres passifs dans tous les faisceaux de photons et de rayonnement bêta.

POUR APPROFONDIR LE SUJET ...

J. BARTHE, B. CHAUVENET et J.-M. BORDY, "La métrologie de la dose au CEA : le Laboratoire National Henri Becquerel", *Radioprotection*, **41**, n° 5, 2006, S9-S24.

J.-M. BORDY, "Références métrologiques en dosimétrie, possibilités d'étalonnages offertes aux utilisateurs, analyse des priorités et problématique de réduction des incertitudes", *Enseignement post-universitaire - CHU Henri Mondor*, 2006.

J. DAURES et A. OSTROWSKY, "New constant-temperature operating mode for graphite calorimeter at LNE-LNHB", *Phys. Med. Biol.*, **50**, 2005, 4035-4052.

J. DAURES et A. OSTROWSKY, "Test of the new GR9 graphite calorimeter. Comparison with GR8", *Workshop on Absorbed dose and kerma in air*, 2007.

J. CHAUDAUDRA, B. CHAUVENET and A. WAMBERSI E, "Medicine and ionizing radiation: metrology requirements", *C. R. Physique* **5**, 2004, 921-931.

J. M. BORDY, "Réalisation de prestations d'étalonnage", www-carmin.cea.fr/content/download/476/3362/version/6/file/lnhb_etalonnage.pdf

J. DAURES, A. OSTROWSKY et B. CHAUVENET, "Mesure de la dose absorbée de référence dans le le graphite, à l'aide du calorimètre graphie GR8 sous le faisceau de Cobalt 60 n°2B", *Rapport technique*, **3**, 1995.

D. BLANC, "Les rayonnements ionisants : détection, spectrométrie, dosimétrie", *Editions MASSON - Physique fondamentale et appliquée*, 1990.