

J. DUTREIX - A. DUTREIX et A. WAMBERSIE

Institut G. Roussy-Villejuif - Seine
France

Étalons secondaires en dosimétrie

Un des problèmes fondamentaux de la dosimétrie est le choix d'une méthode de mesure qui permette de conserver indéfiniment dans un même laboratoire un dispositif de référence pour la mesure des doses et de confronter les expérimentations de divers laboratoires sans recourir à de fréquentes intercomparaisons entre les appareils de mesure. Les dosimètres qui répondent à ce but sont les dosimètres *étalons*.

On doit distinguer les étalons absolus ou étalons *primaires* qui permettent une détermination de la dose à partir des mesures absolues de grandeurs physiques simples et les étalons *secondaires* pour lesquels on ne s'impose pas de déterminer la dose à partir de mesures absolues de grandeurs physiques mais qui sont seulement étalonnés par comparaison avec un dosimètre absolu.

En règle générale et en dosimétrie en particulier, l'étalon absolu est un appareil complexe, délicat, encombrant, car les qualités de constance et de précision qui sont requises pour atteindre la mesure absolue de la grandeur physique considérée imposent des conditions de fonctionnement rigoureusement définies et exactement connues à chaque étage de l'appareillage. Il se prête donc mal à l'utilisation dans le laboratoire d'expérimentation.

L'étalon secondaire étant affranchi des servitudes imposées par la mesure absolue des grandeurs physiques peut être beaucoup plus *maniable* mais doit conserver les qualités de fidélité et de précision qui restent aussi impératives. Son indication n'a pas de signification directe et il doit être gradué par comparaison avec l'étalon primaire.

On peut ainsi définir les qualités fondamentales exigées de l'étalon secondaire: précision, fidélité, maniabilité, longue conservation ou facilité de reproduction.

Sa sensibilité doit être adaptée à l'ordre de grandeur des doses utilisées mais peut être considérée comme d'importance secondaire.

Dans les applications biologiques, c'est la *dose absorbée* (rads) qui est l'expression la plus significative de l'action physique du rayonnement en un point du milieu irradié et sa détermination est une étape indispensable de l'étude biologique.

En pratique on ne dispose d'aucun moyen de mesure immédiat de la *dose absorbée* D_i dans le milieu i auquel on s'intéresse et que nous appellerons le *milieu irradié*.

On est conduit à substituer à ce dernier un *milieu détecteur* m et à mesurer dans celui-ci un *phénomène associé* à l'irradiation qui soit en relation bien définie avec l'énergie absorbée D_m dans le milieu détecteur.

La première étape de la détermination de D_i est donc la détermination de D_m .

I - Détermination de la dose absorbée dans le milieu détecteur

1 - Calorimétrie

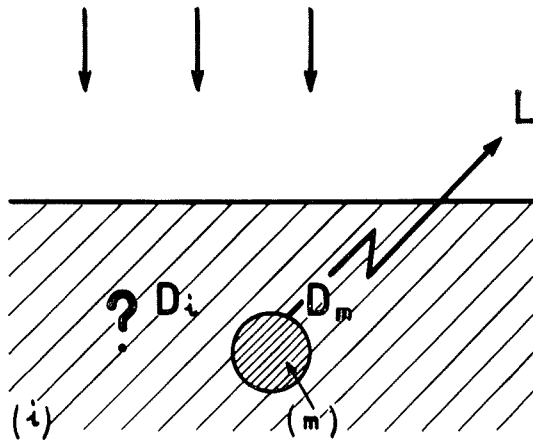
La chaleur dégagée Q s'identifie à l'énergie absorbée D_m dans la mesure où la totalité de cette dernière est dégradée en chaleur, c'est-à-dire dans un milieu qui se retrouve identique à lui-même à la fin de l'irradiation sans variation de son énergie physicochimique ou chimique interne.

Cette condition fondamentale est satisfaite pour un milieu simple (par exemple le carbone) et:

$$D_m = J.Q$$

Il reste les problèmes techniques d'isolement thermique et de mesure des faibles élévations thermiques produites qui sont actuellement résolus de façon satisfaisante et sont susceptibles de perfectionnement (Laughlin, 1956; Bewley, 1963).

La méthode calorimétrique est par excellence la méthode de mesure *directe* de l'énergie absorbée dans le milieu détecteur (satisfaisant la condition fondamentale); en effet, le coefficient J, équivalent mécanique de la calorie, entre la grandeur à déterminer (D_m) et la grandeur mesurée (Q) est une constante physique indépendante des conditions de l'expérience. Par contre, les exigences techniques de la calorimétrie se prêtent mal à une utilisation de la méthode dans les conditions expérimentales habituelles.



$$D_m = L \cdot K (\Sigma)$$

$$D_i = D_m \cdot \frac{S_i}{S_m} (\Sigma)$$

Figure 1 - Pour déterminer la dose absorbée D_i dans le milieu irradié i , on est conduit à y introduire un milieu détecteur m dans lequel la dose absorbée est D_m .

Le phénomène en jeu dans le milieu détecteur fournit une « lecture » L dont la relation avec la dose absorbée D_m dépend des spectres électroniques.

Lorsque l'énergie absorbée D_m n'est pas totalement dégradée en chaleur, la variation d'énergie interne Δ dépend de façon générale du spectre des électrons secondaires et la relation devient:

$$D_m = JQ + \Delta (\Sigma)$$

2 - Mesure d'ionisation dans un gaz

L'énergie absorbée dans un gaz (milieu détecteur) contenu dans une cavité creusée dans le milieu irradié se déduit de la quantité d'ionisation U par la relation:

$$D_m = U \cdot \bar{W} (\Sigma)$$

Le problème fondamental est la détermination de $\bar{W} (\Sigma)$ qui représente l'énergie moyenne d'ionisation correspondant au spectre Σ des électrons.

La détermination de D_m est *indirecte* car elle nécessite la détermination du coefficient $\bar{W} (\Sigma)$ qui dépend quelque peu des conditions de l'expérience.

Les problèmes techniques sont essentiellement liés à la mesure de la quantité d'électricité correspondant à l'ionisation V ; cette mesure nécessite un couple d'électrodes et des isolants qui introduisent généralement des hétérogénéités au voisinage du milieu détecteur.

L'avantage pratique de la méthode réside dans le fait que les mesures électriques sont très sensibles et que la masse de gaz peut être très réduite (inférieure à 1 mg).

Mais pour permettre une manipulation commode de la « cavité » celle-ci possède en règle générale une enveloppe solide dont la composition doit être par souci d'homogénéité, voisine de celle du gaz, c'est-à-dire, en pratique équivalent-air. Ainsi la masse du *milieu détecteur* à considérer pour la « chambre d'ionisation » comporte la paroi; elle est considérablement plus importante que la masse utilisée pour la mesure.

Par ailleurs, si la nature du gaz de mesure, l'air, est bien standardisée, il n'est pas de même pour sa paroi, les électrodes et les isolants. Les dosimètres ionométriques constituent donc nécessairement un *groupe disparate d'appareils*.

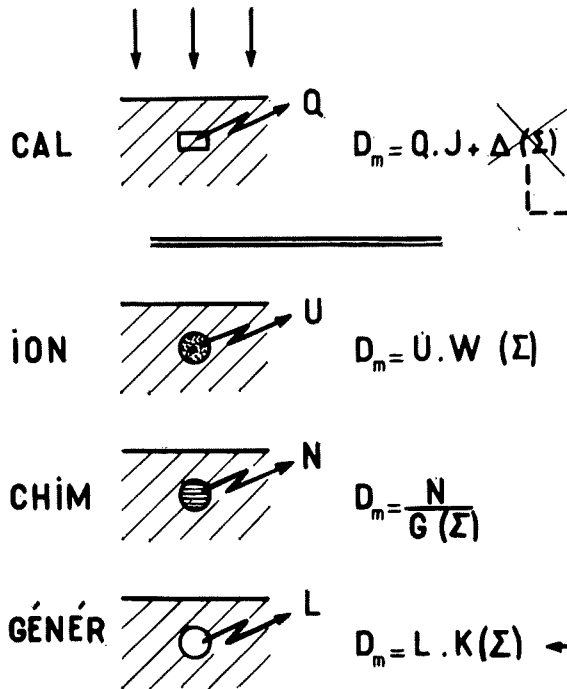
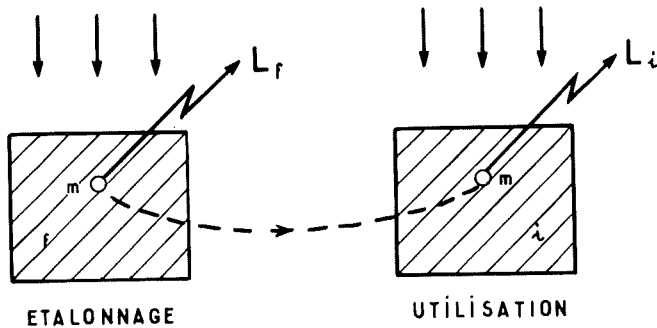


Figure 2 - Relation entre la « lecture » L du dosimètre et la dose absorbée D_m dans le milieu détecteur m.



$$(D_m)_f = \underline{D_f} \cdot S_{m-f}(\Sigma_f)$$

$$D_i = \frac{L_i}{L_f} \cdot \underline{D_f} \cdot \frac{K(\Sigma_i)}{K(\Sigma_f)} \cdot \frac{S_{i-m}(\Sigma_i)}{S_{f-m}(\Sigma_f)}$$

Figure 3 - Le détecteur est étalonné dans le milieu fantôme f où il fournit une mesure L_f . Placé dans le milieu irradié i il fournit une mesure L_i . La détermination de la dose D_i nécessite la connaissance des spectres électroniques Σ_i et Σ_f qui interviennent dans la relation entre L et D_m et dans les pouvoirs d'arrêt relatifs des différents milieux.

3 - Mesure chimique (sulfate ferreux)

L'énergie absorbée dans le sulfate ferreux, milieu détecteur, se déduit du nombre N d'ions Fe^{++} oxydés, par la relation:

$$D_m = \frac{N}{G} (\Sigma)$$

où $\bar{G} (\Sigma)$ représente le nombre d'ions par unité d'énergie absorbée, correspondant au spectre Σ .

Le problème fondamental est la détermination de $\bar{G} (\Sigma)$.

Le problème technique de la mesure N se présente d'une façon différente de celui soulevé par la méthode d'ionisation. Le milieu détecteur est irradié à l'état pur, les opérations de mesure étant totalement indépendantes des conditions d'irradiation. La nature du milieu détecteur peut être rigoureusement définie avec une pureté chimique parfaite, mais elle est à l'heure actuelle pratiquement imposée (sulfate ferreux).

L'inconvénient pratique de la méthode chimique est sa faible sensibilité qui impose une masse importante de milieu détecteur et les procédés qui permettent d'augmenter la sensibilité au détriment de la précision ne peuvent pas être retenus pour l'étalon secondaire.

4 - De façon très générale, toutes les autres méthodes à intention dosimétrique, s'adressent à la mesure d'un phénomène physique ou chimique, associé à l'énergie absorbée; la correspondance entre ces deux grandeurs est exprimée par un coefficient $K (\Sigma)$ qui dépend du spectre des électrons et qui, dans l'état actuel de la technique, est moins bien défini que les coefficients $\bar{G} (\Sigma)$ et $\bar{W} (\Sigma)$ des deux méthodes précédentes.

Il existe diverses méthodes de détermination de G et de W mais leur précision est relativement faible et les dosimètres ionométriques ou chimiques sont étalonnés par rapport au calorimètre.

De façon générale, l'indication L du dosimètre et la dose absorbée dans le milieu détecteur D_m sont en relation sous la forme:

$$D_m = L.K (\Sigma) \dots \dots \dots (1)$$

II - Etalonnage du dosimètre

Le dosimètre est étalonné dans le milieu fantôme f constituant le calorimètre et il est utilisé pour déterminer la dose

absorbée D_i dans un milieu i qui, en règle générale, sera différent de f .

Le problème de l'étalonnage se pose différemment selon que les dimensions du dosimètre sont petites ou grandes par rapport au parcours des électrons.

1 - Faisceau d'électrons de haute énergie

Le détecteur de petit volume est présumé ne pas perturber par sa présence la distribution énergétique et angulaire Σ .

La dose absorbée D_f dans un milieu fantôme, étant déterminée par calorimétrie à l'aide d'un échantillon calorimétrique de même nature que le milieu environnant, on substitue le dosimètre (milieu m) à l'échantillon calorimétrique.

La dose absorbée $(D_m)_f$ dans le milieu détecteur placé au sein du milieu f est:

$$(D_m)_f = D_f \frac{S_m}{S_f} (\Sigma_f)$$

où S_m/S_f est le rapport des pouvoirs d'arrêt des deux milieux vis-à-vis des électrons du spectre Σ_f .

L'indication du dosimètre est L_f

$$(D_m)_f = L_f K (\Sigma_f)$$

La relation entre L_f et la dose D_f est:

$$D_f = L_f K (\Sigma) \frac{S_f}{S_m} (\Sigma_f)$$

Le dosimètre est ensuite transporté dans le milieu i ; la relation entre la dose absorbée dans le détecteur $(D_m)_i$ et la dose absorbée D_i dans le milieu i est:

$$D_i = (D_m)_i \frac{S_i}{S_m} (\Sigma_i)$$

La relation entre la lecture L_i et la dose $(D_m)_i$ étant:

$$(D_m)_i = L_i \cdot K (\Sigma_i)$$

on a finalement:

$$D_i = \frac{L_i}{L_f} \cdot D_f \cdot \frac{K (\Sigma_i)}{K (\Sigma_f)} \cdot \frac{S_i/S_m (\Sigma_i)}{S_f/S_f (\Sigma_f)} \quad . \quad . \quad (2)$$

Si les spectres Σ_f et Σ_i sont identiques la relation se réduit à:

$$D_i = \frac{L_i}{L_f} \cdot D_f \cdot \frac{S_i}{S_f} (\Sigma)$$

D_f étant déterminée de façon absolue, il suffit de pouvoir calculer $S_i/S_f (\Sigma)$ ce qui nécessite de connaître Σ .

Il est évidemment préférable de choisir des milieux m et f aussi voisins que possible de i ; dans ces conditions les rapports de l'équation (2) sont voisins de 1.

Le milieu i est habituellement l'eau. Pour des raisons techniques le Carbone est actuellement adopté pour le fantôme calorimétrique.

2 - Photons de très haute énergie

Pour un faisceau d'électrons le milieu intervient seulement par les mécanismes de *ralentissement* (perte d'énergie et diffusion) tandis que pour un faisceau de photons, il intervient en plus dans la *production* des électrons, c'est-à-dire, dans leur distribution énergétique et angulaire initiales.

Si l'on suppose que le détecteur est de dimensions suffisamment petites pour ne pas perturber la distribution des électrons dans le milieu où il est placé, le spectre des électrons (Σ) en un point est gouverné par le milieu environnant celui-ci.

Dans les conditions d'étalonnage dans le milieu, on a comme précédemment:

$$(D_m)_f = D_f \frac{S_m}{S_f} (\Sigma_f)$$

et dans le milieu i , on retrouve l'équation (2).

Le problème serait donc en principe analogue à celui du cas précédent. Il existe en réalité une différence essentielle: le spectre des électrons secondaires s'étend nécessairement jusqu'à 0 et pour la partie « basse » du spectre, la condition initialement posée n'est pas respectée et le dosimètre introduit une perturbation. Ce problème est discuté dans les nombreux travaux consacrés à la théorie de la chambre d'ionisation.

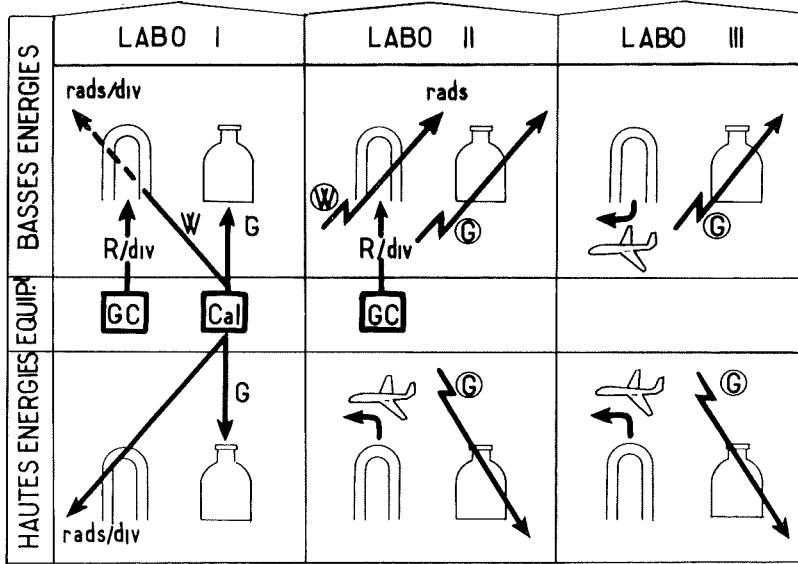


Figure 4 - Problèmes pratiques posés par la réalisation d'un étalon secondaire selon l'équipement du laboratoire (cfr. texte).

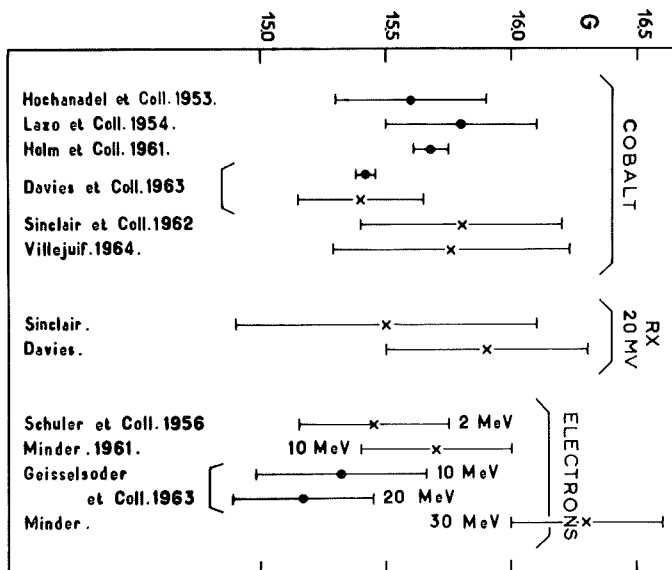


Figure 5 - Valeurs de G fournies par la littérature. Les cercles noirs correspondent aux valeurs obtenues par calorimétrie, les croix aux valeurs obtenues par mesure d'ionisation.

à une comparaison avec une *chambre sans paroi* qui permet cette mesure absolue, c'est-à-dire, l'étalonnage en R.

Il suffit d'effectuer ce double étalonnage pour établir la correspondance R-rad (dans l'air) ce qui revient à déterminer $W (\Sigma \text{ air})$.

III - Aspect pratique de l'étalonnage de la chambre d'ionisation et du dosimètre chimique

On peut distinguer 3 situations différentes selon l'équipement du laboratoire:

1 - le laboratoire (1) possède un calorimètre et une chambre à air libre.

Le calorimètre permet un étalonnage des dosimètres ionométrique ou chimique (ou autre) qui suffit à l'objet de cet étalonnage, la mesure de la *dose absorbée* dans le milieu irradié.

La chambre à air libre permet d'étalonner en R la chambre d'ionisation, étalon secondaire, de déterminer W ou le rapport rad/R dans l'air. Cette opération non indispensable au laboratoire (1) permettra comme nous allons le voir, à ce laboratoire, de communiquer ses résultats calorimétriques à d'autres laboratoires.

2 - Le laboratoire (2) possède une chambre à air libre. Cet appareil, étalon absolu de l'exposition, permet d'étalonner en R la chambre d'ionisation pour les *photons de faible énergie*.

Le laboratoire (1) ayant communiqué la correspondance $1 \text{ R} \rightsquigarrow 0,87 \text{ rad}$ dans l'air, la chambre étalonnée en R permet de calculer la dose absorbée dans le milieu irradié

$$D_1 = 0,87 \frac{\mu_1}{\mu_{\text{air}}} (\sigma) \cdot \Sigma (\text{Röntgens})$$

Pour les *photons de haute énergie*, le dosimètre chimique est le plus logique. Son étalonnage ne nécessite que la communication par le laboratoire 1 de la valeur G.

(les constantes nécessaires à la technique de mesure, par exemple, le coefficient d'extinction du sulfate ferrique, sont étudiées par des voies indépendantes de l'irradiation. Si des confrontations de ces constantes sont utiles, elles n'ont pas le caractère obligatoire de la communication de W).

3 - Le laboratoire (3) ne possède ni calorimètre, ni chambre à air libre.

La chambre d'ionisation ne peut être étalonnée que par confrontation avec l'étalon d'un autre laboratoire. La confrontation peut être directe par transport d'un des deux appareils au voisinage de l'autre, ou de façon indirecte par l'intermédiaire d'un dosimètre de « transport » ou d'une source radioactive.

L'étalonnage du dosimètre chimique nécessite seulement la communication de la valeur G par le laboratoire 1.

En résumé, le laboratoire 1 a les moyens de procéder à l'étalonnage des dosimètres à toutes les énergies; le laboratoire 2 dispose de moyens d'étalonnage aux faibles énergies à condition de recevoir W.

Le laboratoire 3 est tributaire des précédents. S'il utilise un dosimètre chimique, il lui suffit d'avoir communication de la valeur de G; s'il utilise un dosimètre ionométrique, il doit le transporter pour l'étalonner (en dose absorbée ou en exposition), dans un laboratoire où cet étalonnage est possible.

Ce transport peut être évité si les 2 laboratoires disposent de 2 *chambres rigoureusement identiques* et effectuent une *mesure absolue de l'ionisation*. L'expérience montre que des chambres de même type fabriquées simultanément par un même constructeur n'offrent pas les garanties requises d'identité. La différence de comportement des chambres usuelles est essentiellement due aux artifices empiriques qui permettent d'approcher l'équivalence-air; cette équivalence-air n'étant pas nécessaire pour la standardisation que nous considérons, on peut s'adresser à des matériaux simples de nature parfaitement définie comme le Carbone et l'identité de forme et de définition doit suffire à assurer l'identité du comportement. De telles chambres standards ont été réalisées (Pruitt, 1962 - Barnard, 1964) mais elles ne rempliront parfaitement leur rôle que lorsqu'un accord général permettra une large diffusion des modèles adoptés.

IV - Choix pratique de l'étalon secondaire

Nous pouvons tout d'abord considérer que dans les conditions pratiques de leur utilisation en radiothérapie et en radiobiologie, les dosimètres sont destinés à mesurer la dose absorbée dans *l'eau* pour des rayonnements qui s'étendent sur un très large domaine d'énergie, de quelques dizaines de kV à quelques dizaines de MV, comprenant le domaine d'énergie des rayonnements γ des radioéléments, et pour les électrons de quelques MeV à quelques dizaines de MeV.

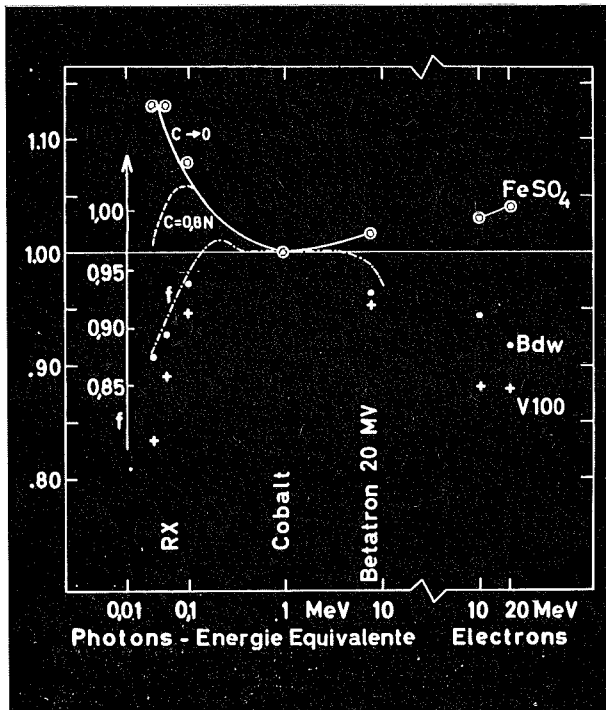


Figure 6 - Variation du facteur f , rads dans l'eau par R.
(d'après I.C.R.U. - 1964).

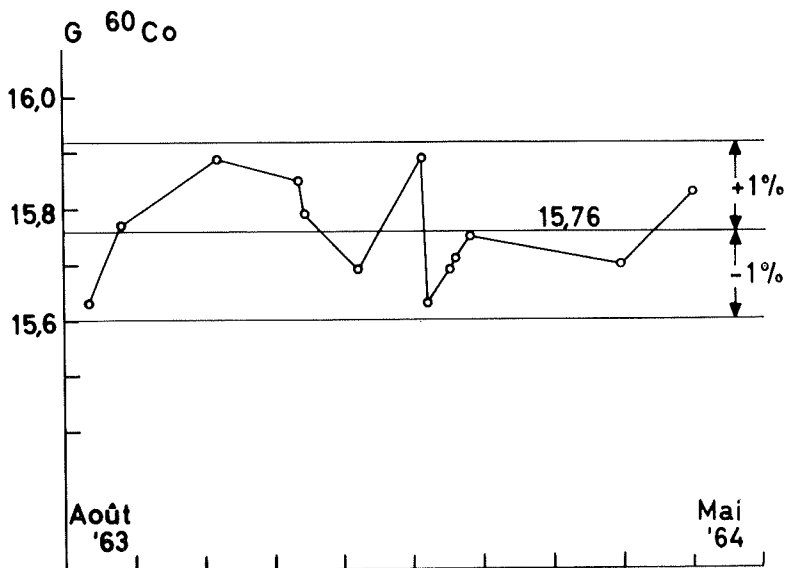


Figure 8 - Fidélité de l'étalonnage par SO_4Fe .
La dispersion des étalonnages effectués au ^{60}Co dans l'intervalle de temps indiqué n'atteint pas $\pm 1\%$.

Le problème de la standardisation se présente de façon différente pour les RX de moyenne et faible énergie et pour les rayonnements de haute énergie.

Pour les RX de faible énergie, il est préférable, pour les raisons théoriques que nous avons vues, que le dosimètre assure *son propre équilibre électronique* et l'étalonnage en dose d'exposition (R) est parfaitement logique. A ceci s'ajoute le fait pratique que la large diffusion commerciale de ce type de dosimètre a favorisé le perfectionnement technique des chambres d'ionisation; on peut actuellement disposer de dosimètres présentant une réponse constante dans un domaine d'énergie suffisamment étendu et livrés avec un étalonnage correct.

L'évaluation de la dose absorbée (rads) dans l'eau nécessite la connaissance du rapport (f) « rads dans l'eau par R » qui ne peut pratiquement être déterminée que par la calorimétrie. Ce rapport $f(E)$ varie avec la qualité du rayonnement et cette variation est relativement rapide dans le domaine des basses énergies. Ceci impose de définir avec précision l'énergie moyenne (\bar{E}) du rayonnement au point considéré, qui dépend de la qualité du rayonnement incident, et de la diffusion.

Plusieurs travaux ont été consacrés à la détermination de cette énergie moyenne (Greening and Wilson - 1951; Hettinger and Liden - 1960; Cormack and al. - 1958) et les données actuelles permettent cette évaluation. Cependant elle reste *difficile* pour des spectres de RX aux environs de 200 kV en raison de la variation rapide de l'énergie moyenne avec la filtration, la dimension du champ et la profondeur. Par ailleurs, dans ce domaine d'énergie, le coefficient f présente une variation relativement rapide.

Pour les raisons précédentes, la détermination de la dose absorbée dans l'eau est entachée d'une certaine imprécision.

On peut situer à 1 MeV (Co^{60}) la limite pratique de l'étalonnage en R des chambres d'ionisation (spécialement conçues pour ce domaine) et à cette énergie les 2 causes d'erreur précédentes sont très atténuées car les variations de la composition spectrale dans les faisceaux du Co^{60} sont limitées et la variation du facteur f est lente. Ainsi la détermination de la dose absorbée peut être plus précise qu'aux énergies plus faibles.

En résumé, dans le domaine d'énergie inférieure à 1 MeV il est logique de demander à la chambre d'ionisation *étalonnée en R* de remplir le rôle d'étalon secondaire. En supposant que son étalonnage est initialement correct pour tout le domaine d'énergie auquel elle est destinée, il reste le problème de son contrôle périodique. Celui-ci nécessite la confrontation directe

ou indirecte avec l'étalon primaire, chambre à air libre pour les faibles énergies; pour les sources radioactives (^{60}Co) le contrôle peut être effectué dans le laboratoire d'utilisation.

La fidélité d'une chambre d'ionisation manipulée avec précaution reste constante à 1 ou 2% près pendant plusieurs années, mais il faut souligner que la constance à une énergie déterminée n'implique pas la constance à une autre énergie.

Dans le domaine des hautes énergies ($>$ quelques MeV) le problème se pose différemment. Pour l'utilisation courante on s'adresse aux dosimètres précédents, conçus pour des énergies plus faibles qui perturbent l'équilibre électronique dans l'eau sans assurer leur propre équilibre.

Des chambres d'ionisation en accord satisfaisant à 200 kV présentent aux énergies plus élevées des différences dans leur réponse qui dépassent 10%. Des chambres de même type peuvent présenter des différences de 5% et la divergence de leurs réponses en fonction de l'énergie ne s'effectue pas de façon harmonieuse.

La méthode la plus commode pour leur étalonnage dans un Laboratoire isolé s'adresse au sulfate ferreux.

Le procédé le plus recommandable est d'effectuer une vérification de la technique de dosimétrie chimique utilisée, dans un domaine d'énergie plus faible; en effet à priori le Laboratoire peut faire confiance à l'étalonnage en R de ses chambres d'ionisation, et il lui est donc possible de calculer la dose absorbée, dans la mesure où la qualité du rayonnement est déterminée. Sous une autre forme, on peut dire que le Laboratoire est à même de déterminer le facteur G pour ce rayonnement et de s'assurer qu'il est en accord avec les valeurs les plus sûres de la littérature. Pour les raisons que nous avons vues plus haut il est préférable d'effectuer cette opération avec les γ du ^{60}Co . Les différentes déterminations du facteur G à cette énergie sont en accord satisfaisant ($G = 15,7 \pm 0,2$) tandis que leur dispersion est beaucoup plus grande aux énergies plus faibles.

Il suffit alors d'adopter les valeurs G les plus probables établies aux hautes énergies pour disposer d'un moyen d'étalonnage raisonnablement satisfaisant.

On peut remarquer que l'adoption d'une valeur G permet la confrontation des expérimentations faites dans divers Laboratoires; elle équivaut à un langage universel tandis que la chambre d'ionisation n'a que la signification d'un dialecte local qui devient définitivement inintelligible avec la disparition de l'appareil ou seulement la variation de sa réponse.

Les qualités pratiques de la dosimétrie par le sulfate ferreux sont satisfaisantes pour cette utilisation

- les opérations sont délicates mais relativement simples,
- sa précision atteint 1%; elle est de l'ordre de celle des calorimètres et de la chambre d'ionisation,
- sa fidélité (1%) est de l'ordre de celle de la chambre d'ionisation.

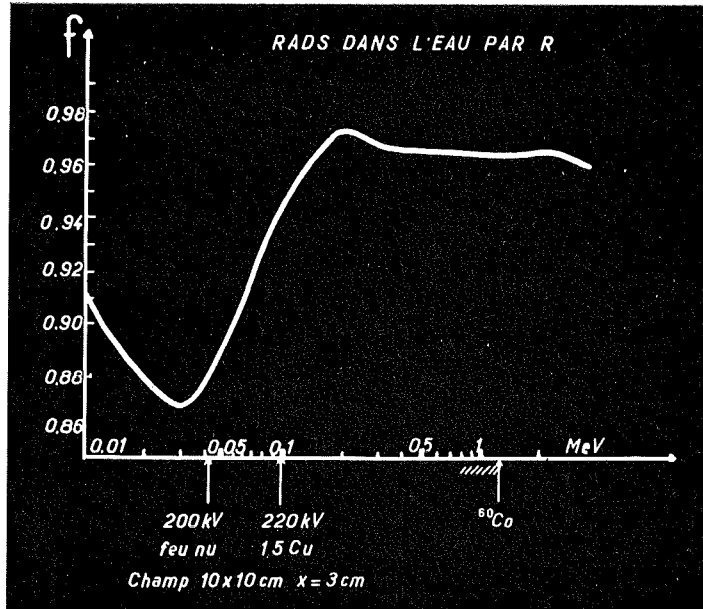


Figure 7 - Variation de la réponse de différents détecteurs en fonction de la qualité du rayonnement (Institut Gustave-Roussy).

Les ordonnées représentent l'étalonnage des différents détecteurs en rads dans l'eau par unité de lecture des appareils. Il s'agit, en fait, d'étalonnages relatifs par rapport à l'étalonnage au ^{60}Co pris comme référence.

Les cercles noirs correspondent à une chambre d'ionisation Baldwin, les croix à une Victoreen 100R. La variation de « f » a été rappelée.

Pour les hautes énergies, les chambres ont été étalonnées à partir de FeSO_4 en adoptant pour G les valeurs suivantes:

- 15,5 pour les photons de 20 MeV
- 15,32 et 15,17 pour les électrons de 10 et 20 MeV.

(d'après Shalek et Coll. 1962 et Geisselsoder et Coll. 1963).

La courbe supérieure (trait continu, cercles noirs et blancs) qui correspond à la variation de $1/G$ représente la dose absorbée dans l'eau par unité de lecture pour une solution dosimètre infiniment diluée.

La courbe en trait interrompu représente la dose absorbée en rads dans l'eau par unité de lecture du dosimètre pour $\text{FeSO}_4 - \text{H}_2\text{SO}_4$ 0,8N.

R É S U M É

Il est indispensable à un laboratoire de disposer d'une méthode de dosimétrie qui lui permette de conserver indéfiniment un dispositif de référence pour la mesure des autres laboratoires.

Seuls quelques laboratoires disposent de l'appareil de mesure absolue qu'est le calorimètre pour la détermination de la *dose absorbée* ou la grande chambre pour la mesure de la *dose d'exposition*.

Les autres laboratoires ne peuvent s'adresser qu'à des étalons secondaires, qui sont étalonnés par rapport aux dosimètres absolus. Les qualités fondamentales exigées de l'étalon secondaire sont:

précision, fidélité, maniabilité, longue conservation ou facilité de reproduction.

La sensibilité doit être adaptée à l'ordre de grandeur des doses utilisées mais peut être considérée d'importance secondaire.

Une qualité pratique, faible dépendance vis-à-vis de l'énergie du rayonnement, est imposée par la difficulté de spécifier et de reproduire rigoureusement d'un laboratoire à l'autre la qualité du rayonnement considéré.

Les deux types d'étalons secondaires, les plus couramment utilisés sont la chambre d'ionisation et le dosimètre chimique par sulfate ferreux.

La chambre d'ionisation a l'avantage de la maniabilité et de la sensibilité.

La dosimétrie chimique est sans doute plus délicate mais permet d'atteindre une précision et une fidélité de l'ordre de 1% comparable à celles de la chambre d'ionisation.

L'avantage majeur du sulfate ferreux comme milieu détecteur est la possibilité de se le procurer avec un très haut degré de pureté (pureté pour analyses) en n'importe quel lieu. Il suffit pour en faire un étalon secondaire de se faire communiquer par un laboratoire disposant des moyens d'effectuer cette détermination, la valeur de G (nombre d'ions transformés pour 100 eV) correspondant à la qualité du rayonnement utilisé.

A l'opposé du caractère universel du sulfate ferreux, chaque chambre d'ionisation avec son électronique associée, a une individualité propre et son étalonnage nécessite sa comparaison directe par transport auprès de l'étalon primaire, ou indirecte à l'aide d'un « dosimètre de transfert ».

Dans le domaine des très hautes énergies en particulier, le dosimètre chimique semble le plus approprié pour la standardisation des mesures effectuées dans des laboratoires éloignés.

INTERVENTI SULLA RELAZIONE

F. ELLIS

I should like to ask Dr. Dutreix if the ferrous ions in solution distort the measurement of dosage, especially with measurements of low dose rates.

RISPOSTA DEL RELATORE

J. DUTREIX

The measurement of the Fe^{+++} is correlated to the energy absorbed in the *solution* and a correction must be made for the determination of the absorbed dose in *water*. One can say that there is a distortion of the dosage but it can be corrected. The correction is in fact for the SO_4H_2 0.8 N solution, small at 200 kVp (about 4%) and negligible for high energies.

As far as the low dose rates are concerned we have no experience below around 10 rads/minute.

Argomento precedente



Indice

Argomento successivo

