RECONNAISSANCE ASSISTÉE DES RAYONNEMENTS A PARTIR DES DONNÉES D'UN DOSIMÈTRE PHOTOGRAPHIQUE

F. BERMANN, J.C. CHANOURDIE *

(Manuscrit reçu le 12 novembre 1973)

RÉSUMÉ

Le problème de l'interprétation des données d'un dosimètre photographique à écrans multiples a fait l'objet de nombreux traitements qui sont passés en revue. La solution présentée ici fait intervenir un programme de recherche opérationnelle pour le choix d'une hypothèse concernant le rayonnement reçu. Cette méthode, particulièrement souple, permet de tenir compte de diverses particularités de la réponse des émulsions en fonction de l'énergie et de la dose. Il arrive, de ce fait, que l'on tire avantage de ce qui pouvait être considéré comme un inconvénient de ce type de dosimètre.

ABSTRACT

The interpretation of the data available out of the response of a multiscreen photographic dosimeter has been subjected to different processing methods which are reviewed. A new one is presented which uses linear programming to help the choice of an hypothesis on the radiation. This method, through a high degree of flexibility, can take account of any peculiarity of the dose or energy response of the emulsion. By this way, it may happen than one can take advantage out of what was considered as a drawback of this type of dosimeter.

I - C'est devenu matière à controverses académiques de décider si un dosimètre individuel doit indiquer la dose absorbée en un point du corps ou bien la fluence et l'énergie des radiations auxquelles il a été exposé ou bien encore quelque grandeur dérivée des précédentes. Nous nous garderons bien d'entrer dans ces polémiques et nous nous bornerons à deux remarques :

— La première est qu'au plan international la Commission Internationale de Protection Radiologique, dans ses dernières publications [1] [2], tend à distinguer deux types de dosimétrie : l'un, s'appliquant aux faibles doses, n'a pour but que de vérifier qu'un certain seuil d'alerte ou « niveau d'action » n'a pas été atteint; l'autre concerne les irradiations qui, même si elles ne sont pas aiguës,

* C.E.A. - D.Pr./S.T.E.P.P.A. - Section Dosimétrie physique - B.P. n° 6 - 92260 Fontenay-aux-Roses.

excèdent les normes délimitant le risque acceptable. Dans le premier cas, la dosimétrie peut être rudimentaire, la grandeur mesurée n'a guère d'importance pourvu que sa relation avec les normes soit établie. La précision de la mesure n'a guère d'importance non plus, pourvu que la marge de sécurité du niveau d'alerte soit suffisante. Dans le second cas, la mesure du rayonnement doit être aussi précise que possible. Elle doit fournir le maximum d'indications concernant non seulement les radiations (spectre et fluences), mais encore l'orientation de l'individu irradié par rapport à la source.

— La seconde remarque est qu'au plan national un seul type de dosimètre individuel est admis pour le contrôle des travailleurs exposés aux rayonnements ionisants : le dosimètre photographique à filtres multiples [3]. De tous les avantages et les inconvénients de ce dosimètre imposé, nous ne retiendrons qu'un avantage confirmé presque chaque jour par la littérature internationale spécialisée : l'exclusivité accordée à ce dosimètre nous a protégés jusqu'ici de la floraison de « gadgets dosimétriques », qui n'aurait pas manqué de nous submerger si chaque responsable de radioprotection avait pu adopter les dispositifs chers à son cœur.

Conçus d'abord pour corriger les fortes variations de la sensibilité de l'émulsion photographique dans le domaine des « X mous », les dosimètres à écrans multiples se sont peu à peu imposés comme moyens d'identification des rayonnements, au point que les utilisateurs de la thermoluminescence songent maintenant à faire appel à des substances plus « dépendantes de l'énergie » que le fluorure de lithium, comme le fluorure de calcium ou le fluorure de baryum pour retrouver ce « défaut » du dosimètre photographique [4] [5].

Le dosimètre photographique auquel nous nous intéressons ici est le PS1 [6] qui comporte 6 écrans destinés à différencier les radiations β , X et γ suivant leur énergie. Le film utilisé est le Kodak - type 1 de CHASSEND-BAROT à trois émulsions sur support opaque. Après développement, l'utilisateur a sous les yeux six plages dont les noircissements peuvent s'échelonner de l'équivalent d'une exposition de 20 mR de γ du ^{60}Co à celui de plus de 800 R de ce même rayonnement. Un seul coup d'œil suffit alors à diagnostiquer la nature du rayonnement : β , X « mous », X « durs » ou γ , et à avoir de surcroît quelques renseignements marginaux mais non négligeables, tels que l'orientation du dosimètre par rapport à la source ou l'homogénéité de l'irradiation.

La question que nous nous sommes posée est la suivante :

— Est-ce que les six informations données par les six plages du dosimètre ne nous permettraient pas une meilleure connaissance du spectre du rayonnement que cet examen visuel, quitte à les interpréter avec l'aide d'un ordinateur ?

II - LE PROBLÈME ET SES SOLUTIONS

Les différentes gammes de noircissement des trois émulsions de ce dosimètre s'échelonnent entre le minimum détectable — 20 mR de γ du ^{60}Co et le maximum — 800 R de γ du ^{60}Co . Un étalonnage par le ^{60}Co à différentes expositions à l'intérieur de ces limites permet donc de faire correspondre à tout noircissement

de chacune des trois émulsions une « dose apparente de γ du ^{60}Co ». La figure 1 présente la variation du rapport entre cette exposition apparente et l'exposition réelle en fonction de l'énergie.

FIG. 1

Pour chaque énergie particulière, on a donc une série de coefficients $k_j(E)$ caractérisant la réponse des différentes plages, de telle sorte que, pour une exposition réelle d_i à un rayonnement d'énergie E_i , les noircissements observés sur les différentes plages, exprimés en « exposition (ou dose*) apparente de ^{60}Co » seront :

$$\begin{aligned} \text{sur la plage 1 : } & k_{1i} d_i \\ \text{— } & 2 : k_{2i} d_i \\ & \dots\dots\dots \\ \text{— } & 6 : k_{6i} d_i. \end{aligned}$$

* Dans ce qui suit, nous substituons le terme plus bref et plus vague de *dose* à celui d'*exposition* étant entendu qu'il ne peut y avoir de confusion avec la dose absorbée, celle-ci n'ayant de sens que suivie de l'indication de la nature du milieu considéré, de la profondeur dans ce milieu, voire de la géométrie du corps irradié. L'équivalent de dose se trouve également exprimé par ce même terme de dose selon la pratique de la C.I.P.R. [1] dans des expressions telles que « dose maximale admissible » et chaque fois que le contexte lève toute ambiguïté.

Dans le cas général, le dosimètre est irradié par une série continue, ou discontinue, de rayonnements E_i contribuant chacun pour une part d_i à la dose totale d . Sur chaque plage la dose apparente observée est :

$$D_j = \sum_{i=1}^n k_{ij} d_i \quad j = 1 \text{ à } 6 \quad (1)$$

Le problème est de trouver $d = \sum_1^n d_i$.

Si le rayonnement n'était composé que de rayons monochromatiques, qu'il n'y ait que 6 valeurs possibles de l'énergie et pour peu que ces valeurs soient toutes situées dans la gamme de 10 à 200 keV où les coefficients k_{ij} varient fortement en fonction de l'énergie, le problème aurait une solution immédiate puisqu'il y aurait 6 équations du type (1) pour 6 inconnues d_i , composantes du vecteur D .

Sous forme matricielle :

$$\begin{aligned} X &= A D \\ D &= A^{-1} X \end{aligned} \quad (2)$$

X étant le vecteur colonne formé par les doses apparentes sur les 6 plages, D le vecteur des doses réelles et A la matrice carrée (6×6) des coefficients k_{ij} .

Il est évident que supposer tous les rayonnements réduits à 6 énergies discrètes est très arbitraire du point de vue physique, c'est pourquoi une telle méthode donne des solutions qui comportent souvent des doses négatives ! Cependant, lorsque la gamme des irradiations possibles est bien définie et limitée, on peut utiliser ce type d'analyse [7].

Pour éviter ces limitations, GOLD [8] a mis au point une méthode de calcul par itération assez souvent utilisée dont nous donnons ci-dessous les grandes lignes. A la solution (2) il substitue la suivante :

$$D = B X$$

B est une matrice diagonale qui ne peut pas être identifiée à A^{-1} du fait des erreurs de mesure et de l'impossibilité de représenter exactement le phénomène physique à l'aide des n mesures discrètes composant X .

On prend pour valeur de B la série de rapports :

$$B_{ii}^0 = \frac{d_i^0}{x_i} \text{ à partir d'une première approximation arbitraire } D^0 \text{ de } D.$$

On a donc une première solution :

$$D^0 = B^0 X$$

d'où l'on tire successivement :

$$X^0 = A D^0$$

$$B_{ii}^1 = \frac{d_i^0}{x_i^0}$$

$$D^1 = B^1 X$$

d'où l'on repart pour une nouvelle itération.

Si le processus est convergent, on progresse ainsi vers une solution approchée même lorsqu'une solution exacte est physiquement impossible. Cette méthode itérative a été appliquée à la restitution de spectres de neutrons à partir de mesures sous sphères modératrices [9]. Cependant la convergence est souvent faible et il est nécessaire d'imposer des conditions de lissage à la solution.

Une autre méthode mathématique appliquée au même problème est celle de ТИХОНОВ; sans faire appel au même processus d'itération, elle nécessite néanmoins des approximations successives pour atteindre une solution qui minimise une fonction prise pour critère [10].

Outre les difficultés de mise en œuvre — difficultés mathématiques et temps d'ordinateur — ces méthodes aboutissent à des résultats qui n'ont pas les caractères recherchés pour une « bonne solution » de notre problème, celle-ci étant le diagnostic approximatif des rayonnements reçus par le dosimètre individuel. Or, déterminer un spectre continu à partir de 5 ou 6 données qui ne sont pas même totalement indépendantes implique un fort degré d'arbitraire.

Cet arbitraire peut être réduit à des limites raisonnables dans le cas où l'on peut faire une hypothèse sur le spectre du rayonnement. Tel est bien celui des faisceaux obtenus par freinage d'électrons : générateurs X, accélérateurs. L'énergie maximale des photons est connue et il suffit d'effectuer un certain nombre de mesures derrière des écrans d'épaisseurs différentes pour déterminer un spectre qui rende compte des atténuations observées. Cette méthode implique, outre une bonne connaissance des coefficients d'atténuation, une géométrie canalisée pour minimiser les effets de diffusion. L'ajustement du spectre calculé aux résultats observés se fait soit par le procédé des transformées de Laplace, soit par celui des itérations [11] [12]. Un des inconvénients possibles de ces traitements pour les dosimètres individuels vient du fait que la détermination spectrale est meilleure pour les rayonnements de faible énergie que pour ceux de forte énergie : les mesures faites sous les écrans les plus minces risquent de rendre négligeables celles correspondant aux écrans les plus épais.

En ce qui concerne le problème particulier de l'interprétation des données d'un dosimètre photographique à écrans multiples, plusieurs tentatives ont été menées à bien en France presque simultanément. Devant ce problème, deux attitudes étaient possibles : chercher soit à l'assimiler à une forme mathématique connue pour laquelle il existe des solutions, soit à faire imiter par l'ordinateur ce que fait habituellement la personne chargée d'interpréter les résultats fournis par le film. La première attitude a été celle des mathématiciens du Laboratoire Central de l'Armement [13] [14] [15]. Elle les a conduits à une formulation continue du problème par une équation de Freedholm de 1^{re} espèce :

$$D(y) = \int_{E_1}^{E_2} a(E, y) f(E) dE$$

où

$D(y)$ est la dose apparente sur la plage y

$f(E) dE$ est la dose reçue dans l'intervalle d'énergie $(E, E + dE)$.

La solution est obtenue par la méthode de ТИХОНОВ mentionnée plus haut. Les résultats pour des dosimètres irradiés par des mélanges de rayons X filtrés et de γ du ^{137}Cs sont satisfaisants du point de vue de la dose totale, mais les auteurs n'indiquent pas s'il en est de même pour la décomposition spectrale calculée.

La seconde attitude est celle de l'Etablissement Central d'Electroradiologie des Armées [16] où de MORAS a réussi à tirer le maximum d'informations tant sur l'énergie que sur la dose du rayonnement à partir des données d'un dosimètre à trois écrans. Pour cela, il classe les rayonnements suivant leur énergie en trois catégories :

$$1) E > 200 \text{ keV} :$$

Les rayonnements de cette catégorie donnent un noircissement identique sur les trois plages.

$$2) 80 \text{ keV} < E < 200 \text{ keV} :$$

Les densités optiques sur les trois plages étant DO_1 , DO_2 , DO_3 l'énergie du rayonnement dans cette catégorie est donnée par la relation :

$$\frac{DO_1 - DO_3}{DO_3} = f(E).$$

$$3) E \leq 80 \text{ keV} :$$

L'énergie est donnée par la relation :

$$\frac{DO_1 - DO_3}{DO_2 - DO_3} = f(E).$$

L'utilisation d'un ordinateur ou d'une machine de bureau pour ce traitement n'est pas indispensable, mais elle permet de gagner du temps. Les résultats obtenus, notamment avec des mélanges de rayons X et de γ du ^{60}Co sont très convaincants.

Notre approche de ce même problème procède à la fois des deux attitudes précédentes : comme BRUNEAU *et al.*, nous ne perdons pas de vue que « l'on ne connaît pas toujours d'avance la nature et l'énergie du rayonnement auquel une personne risque d'être exposée » [16], donc nous nous interdisons de faire une hypothèse sur le spectre; en particulier nous n'admettons pas a priori qu'il soit lisse et continu. Mais, d'autre part, nous avons à faire, comme FIEGEL [15], à un dosimètre à 6 écrans. Une méthode trop simple ne permettrait pas de tirer un parti suffisant de toutes ces informations. Nous avons donc cherché un traitement mathématique se prêtant à l'utilisation d'un ordinateur mais visant, non pas tant à interpréter d'une façon rigide les lectures du dosimètre, qu'à fournir au technicien chargé de ce travail différentes hypothèses entre lesquelles la connaissance des circonstances de l'irradiation ou le simple bon sens lui permettrait de choisir.

III - LA MÉTHODE DU SIMPLEXE ET SON APPLICATION AU PS1

Le problème est ainsi posé : étant donné les six « doses apparentes » mesurées sur les six plages du film, quelle combinaison de radiations a pu donner ce résultat dans l'hypothèse pessimiste d'une dose totale maximale ou dans l'hypothèse optimiste d'une dose totale minimale ?

A. CAZIN et D. COSTER de la Direction des Applications Militaires du C.E.A. ont identifié cette formulation à celle des problèmes économiques classiques objet de la recherche opérationnelle :

les données $D_j = \sum_{i=1}^n k_{ij} d_i$ sont les **contraintes**,

la dose réelle totale recherchée $d_T = \sum_{i=1}^n d_i$ est l'**objectif** assimilable à un coût ou à un profit que l'on cherche à rendre minimal ou maximal.

L'algorithme utilisé pour ce type d'optimisation est le « simplexe » [17].

Le calcul est effectué selon le processus suivant :

— l'expression des mesures, ou contraintes, tient compte de l'imperfection des données expérimentales :

soit pour la plage j :

$$D_j = \sum_{i=1}^n k_{ij} d_i \pm d'_j$$

d'_j est la « variable d'écart » ou dose fictive représentant tout à la fois les erreurs de mesure, les différences entre rayonnements d'étalonnage et rayonnements à identifier, enfin l'inadéquation de la solution trouvée.

La fonction objectif à minimiser sera :

$$C = \sum_{i=1}^n \alpha_i d_i + \sum_{j=1}^6 \beta_j d'_j \quad (3)$$

Pour la recherche d'une dose totale minimale les coefficients α et β sont tous positifs, les coefficients β étant très supérieurs aux coefficients α : l'optimisation aboutira donc à minimiser les variables d'écart. De même, dans la recherche d'une dose totale maximale les coefficients α sont négatifs, tandis que les coefficients β restent positifs et supérieurs en valeur absolue aux coefficients α .

L'ensemble des éléments du problème constitue un tableau de la forme :

$$D_1 = k_{11} d_1 + k_{12} d_2 \dots \dots \dots k_{1n} d_n + d'_1$$

$$D_2 = k_{21} d_1 + k_{22} d_2 \dots \dots \dots k_{2n} d_n + d'_2$$

$$D_6 = k_{61} d_1 + k_{62} d_2 \dots \dots \dots k_{6n} d_n + d'_6$$

$$C = \alpha_1 d_1 + \alpha_2 d_2 \dots \dots \dots \alpha_n d_n + \beta_1 d'_1 + \beta_2 d'_2 + \dots + \beta_6 d'_6.$$

En écrivant les coefficients des variables on obtient la matrice M :

$$M = \begin{array}{c|cccccccc} \text{variables : } d_1 & d_2 & \dots & d_n & d'_1 & d'_2 & \dots & d'_6 & C \\ \hline D_1 & k_{11} & k_{12} & \dots & k_{1n} & 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ D_2 & k_{21} & k_{22} & \dots & k_{2n} & 0 & 1 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots & \vdots & \vdots & & & \\ D_6 & k_{61} & k_{62} & \dots & k_{6n} & 0 & 0 & \dots & 1 & 0 \\ 0 & \alpha_1 & \alpha_2 & \dots & \alpha_n & \beta_1 & \beta_2 & \dots & \beta_6 & 1 \end{array}$$

En annulant n variables, il reste 6 variables « principales » non nulles et la forme linéaire C , soit 7 relations entre 7 variables. Ce qui donne une matrice carrée A dont l'inversion constitue une première solution. Si cette solution n'est pas un optimum, il est possible de diminuer encore la valeur de C en substituant une variable « non principale » précédemment annulée à une des variables « principales ».

On passe ainsi de la solution A^{-1} à A'^{-1} . Le passage se fait selon certaines règles, en utilisant le produit :

$$Z = A^{-1} \times M$$

dans lequel on repère les variables à échanger à l'aide du « pivot » qui est l'intersection de la ligne et de la colonne contenant ces deux variables. Le processus se poursuit jusqu'à l'obtention d'une solution optimale caractérisée par l'absence de pivot dans la matrice Z . Cette absence de pivot signifie qu'aucune des variables non principales ne pourrait donner à la fonction objectif C une valeur inférieure à celle qui a été obtenue avec les variables principales utilisées dans la dernière itération.

IV - RÉSULTATS ET DIFFICULTÉS PARTICULIÈRES AU PROBLÈME TRAITÉ

a) β ET X MOUS :

Dans un premier temps, nous avons donné à tous les coefficients α des doses dans la fonction objectif (3) la même valeur 1, tandis que les coefficients β des variables d'écart étaient pris égaux à 1 000.

On observait alors deux types de résultats :

— lorsque les données — lectures du film en doses apparentes de ^{60}Co — correspondaient exactement à un rayonnement ayant servi à la détermination de la courbe de réponse du film en fonction de l'énergie, c'est-à-dire à la détermination des coefficients k_{ij} , les résultats du calcul étaient parfaits : l'énergie et la dose étaient exactes au point qu'il n'y avait pas de différence entre le maximum et le minimum calculés;

— lorsque les données correspondaient à un spectre particulier (X filtrés par exemple), le calcul donnait — souvent mais pas systématiquement — des solutions aberrantes telles que d'énormes doses β ou X ($E < 20$ keV) sans aucune justification physique. En fait, il s'agissait d'une difficulté particulière de l'adaptation du simplexe au cas du film, difficulté qui a une double origine.

D'une part, les coefficients k_{ij} correspondant aux rayonnements de faible énergie s'annulent (ou plus exactement, n'étant pas mesurables, ils sont considérés comme nuls) pour les plages les plus fortement filtrées. Pour les plages où ces coefficients ne sont pas nuls, les doses de ces rayonnements de faible énergie se comportent alors comme des variables d'écart supplémentaires : si les coefficients α — « coût » des doses — sont moins élevés que les coefficients β — « coût » des variables d'écart — les doses ont tendance à prendre la place de ces dernières.

D'autre part, l'équilibre électronique, généralement respecté dans les irradiations d'étalonnage, ne l'est pas toujours dans les autres cas : il s'ensuit que la plage dite nue présente, pour une exposition de même valeur à un rayonnement de même énergie, un noircissement très variable, allant du déficit à l'excès d'électrons. Ainsi, même dans les cas où les rayonnements en cause n'étaient que des gamma ou X « durs », les fluctuations de réponse des plages peu filtrées pouvaient faire apparaître de fausses doses β ou X mous qui étaient de véritables variables d'écart.

Le simplexe permet un traitement empirique de ces défauts par le jeu des coefficients α et β de la fonction objectif C . On peut, en effet, diminuer le poids accordé aux résultats des plages peu filtrées en diminuant les coefficients β des variables d'écart correspondantes. On peut, en même temps, pénaliser les rayonnements de faible énergie en augmentant les coefficients α .

C'est en jouant simultanément sur α et β que nous avons pu obtenir, sinon la disparition, au moins une forte diminution du nombre de solutions aberrantes.

b) EFFET DU NIVEAU DE LA DOSE :

Les émulsions photographiques étant constituées des mêmes corps chimiques quelle que soit leur sensibilité, on pouvait espérer utiliser une même série de coefficients k_{ij} pour caractériser la réponse énergétique des trois émulsions du film Kodak CB. En fait, nous nous sommes vite rendu compte qu'il n'en était rien : les coefficients k_{ij} varient en fonction de la dose* (fig. 2). Il est possible de tenir compte de cette variation dans le calcul. Pour ce faire, nous avons adopté la solution la plus grossière, mais aussi la plus économique en temps d'ordinateur, qui consiste à subdiviser les gammes de doses correspondant aux trois émulsions de façon à pouvoir considérer les coefficients k_{ij} comme constants dans chacune de ces sous-gammes. La figure 2 indique les limites de ces nouvelles gammes.

* Cette variation de sensibilité en fonction de la dose peut s'interpréter par des considérations microdosimétriques : les théories classiques de la photographie [18] admettent qu'un grain de bromure d'argent ne devient développable que lorsqu'un nombre critique d'atomes d'argent, formés par la neutralisation des ions Ag^+ par les électrons libérés par l'ionisation, est atteint. Aux faibles doses, un nouveau phénomène dépendant de l'énergie vient se superposer aux effets des variations du coefficient d'absorption de l'émulsion : celui des inégalités de distribution de l'énergie absorbée dans les grains de bromure d'argent.

Comme on le voit, l'émulsion n° 2 présente peu de variations en fonction de la dose; il ne lui correspond donc qu'un seul tableau. Au contraire, la 3^e émulsion a dû être divisée en trois sous-ensembles.

FIG. 2

Au début du calcul, la matrice M est constituée en fonction des doses apparentes lues sur le film : à chacune correspond une ligne D_j dont les coefficients k_{ij} sont pris dans le tableau de la gamme à laquelle appartient D_j .

c) PRÉSENTATION DES RÉSULTATS :

Les divers essais que nous avons effectués nous ont montré que les solutions trouvées pouvaient être plus ou moins affectées par toutes les inexactitudes portant soit sur la mesure, soit sur les coefficients k_{ij} . C'est ainsi que les solutions aberrantes sont plus fréquentes dans le cas où les doses apparentes se situent sur la 3^e émulsion, car les coefficients k_{ij} varient fortement avec la dose. Nous avons donc été amenés à multiplier les interprétations d'un même film. Le calcul est effectué 4 fois sur les bases suivantes :

contraintes : $D_j \geq \sum_{i=1}^n k_{ij} d_i$ (variables d'écart négatives)

fonction objectif: $C = \sum_{i=1}^n \alpha_i d_i + \sum_{j=1}^6 \beta_j d'_j$: le calcul recherche un minimum de C une première fois avec les coefficients α_i positifs, ce qui donne une solution minimisant la dose, une deuxième fois avec les α_i négatifs, ce qui fournit une dose totale maximale.

L'ensemble du calcul est repris en changeant le sens des inégalités :

$$D_j \leq \sum_{i=1}^n k_{ij} d_i.$$

D'autre part, les valeurs absolues des coefficients α et β sont différentes suivant qu'il s'agit de la recherche d'un maximum ou d'un minimum, de façon à accorder un poids plus ou moins grand aux différentes plages ou à pénaliser plus ou moins les rayonnements qui peuvent jouer le rôle de variables d'écart, comme nous l'avons vu plus haut.

Nous obtenons donc au total 4 solutions dont chacune comporte au maximum 6 énergies de rayonnement représentées par des doses non nulles.

Le découpage en énergie est effectué en bandes de largeur variable : au total 41 bandes dont la largeur passe : de 2 keV dans les zones où la réponse du film varie fortement en fonction de l'énergie, à 1 MeV entre 1 et 2 MeV.

FILM NO: 1071/2MBIS		DOSIMETRES AUXILIAIRES	
LECTURES(RONTGENS DE CO-60)			
43.000	15.000	43.000	39.000 31.000 8.400
INTERPRETATION DES LECTURES			
EXPOSITION TOTALE MINIMUM CALCULEE =		8.147 RONTGENS	
EXPOSITION TOTALE MAXIMUM CALCULEE =		8.279 RONTGENS	
RAYONNEMENTS	MINIMUM DE AD-E	MAXIMUM DE AD-E	MINIMUM DE AD+E
1 18 KEV	0.735	0.0	0.0
2 21 KEV	0.0	0.0	0.0
3 23 KEV	0.0	0.619	0.0
4 24 KEV	0.0	0.0	0.0
5 25 KEV	1.542	0.0	0.0
6 28 KEV	0.0	1.188	0.0
7 39 KEV	8.490	8.472	7.077
TOTAL	8.147	8.279	8.224
VARIABLES D'ECARTS			
1	1.283	0.0	0.0
2	0.0	0.0	0.0
3	1.083	0.0	0.0
4	1.046	3.126	0.0
5	0.0	0.0	0.0
OBTENUS APRES DANS LES TISSUS: SOUS TMC/CM2 MINIMUM= 7.615 MAXIMUM= 7.949			
(PAGE) SOUS TMC/CM2 MINIMUM= 7.544 MAXIMUM= 7.631			
OBSERVATION:CEFAUT D'EQUILIBRE ELECTRIQUE			

FIG. 3 — Intercomparaison européenne - Dosimètre irradié à Munich.
par : X (150 kV 1 mm Sn + 2 mm Al) = 2,2 R
 γ (Co⁶⁰) = 6,0 R.

Remarques :

- 1 - Les maximums et les minimums correspondent aux sommes $AD \pm E$, si bien que la somme des doses d'un minimum peut être supérieure à la somme des doses d'un maximum.
- 2 - La nécessité de traiter simultanément des doses faibles et des doses fortes entraîne le maintien de décimales incompatibles avec la précision des mesures.

A = Réponse du film.
D = Doses.
E = Variables d'écart.

La figure 3 montre un exemple de présentation des résultats. Ceux-ci concernent un dosimètre irradié à Munich par un mélange X + gamma dans le cadre des intercomparaisons européennes 1971. La figure 4 donne une présentation

graphique des mêmes résultats, ainsi que des expositions réelles. Le spectre X est figuré de deux façons : la ligne en tirets donne son allure tandis que la colonne claire donne l'exposition dans la bande correspondant à l'énergie moyenne. Le pas variable des bandes d'énergie explique la déformation apparente du spectre X.

FIG. 4

FIG. 5

Dans le cas présent, la séparation entre X et gamma dans le résultat du calcul est bonne. La figure 5 présente un autre cas, pris dans la même série d'irradiations où la séparation des X et des gamma ne s'est pas faite : le résultat est correct en ce qui concerne l'exposition totale, mais le rayonnement est représenté par une raie intermédiaire à 150 keV. Ce type d'amalgame est d'autant plus fréquent que les énergies en cause se trouvent dans les gammes où le dosimètre perd de sa sélectivité, c'est-à-dire, avec le dosimètre PS₁, au-delà de 150 keV.

FIG. 6

Les figures 6 à 8 montrent quelques exemples de décompositions spectrales obtenues à partir d'irradiations par des faisceaux X. La représentation est en coordonnées linéaires. La forme approximative du spectre est indiquée en tirets. On voit que le simplexe a extrait de ces spectres quelques bandes d'énergie qui en donnent une sorte de représentation par échantillonnage évidemment grossière, mais pas fausse : c'est une série hypothétique de raies X plus étroites que le spectre, mais dont l'ensemble aurait donné sur le dosimètre les mêmes noircissements.

Si l'on remarque que ces différents spectres correspondent à des énergies moyennes très voisines alors que leur pénétration est très différente, on voit l'intérêt de cette représentation qui marque une grande différence entre les faisceaux filtrés et non filtrés.

L'examen de l'ensemble des figures 4 à 8 donne une bonne idée des possibilités et des limitations de la méthode : il montre, en particulier, une certaine « économie de moyens » dans l'interprétation des résultats d'un dosimètre dont le pouvoir de résolution, en tant que spectromètre, est faible. Ainsi, les irradiations mixtes gamma + X sont traduites par trois doses discrètes, tandis qu'un maximum de 6 raies rend compte du large spectre de 140 kV non filtré : l'interprétation ne surestime donc pas l'information donnée par le dosimètre, comme le ferait tout

programme comportant des lissages ou des interpolations. Ces histogrammes, malgré leur aspect discontinu, sont dans ce sens plus réalistes que des représentations plus flatteuses pour l'œil du physicien.

FIG. 7

FIG. 8

V - DISCUSSION

Quels sont les cas où il est nécessaire d'opérer une analyse des rayonnements et que demander à cette analyse ?

Le bon sens et la C.I.P.R. [1] répondent :

— que seules méritent une analyse les doses accidentelles supérieures aux doses maximales admissibles;

— que l'identification des énergies n'a d'intérêt que dans la mesure où elles correspondent à des distributions de doses très différentes en fonction de la profondeur dans le corps, ce qui est le cas lorsqu'on a affaire à des β ou des X mous, seuls ou associés à des rayonnements plus pénétrants. De plus, lorsque la dose accidentelle atteint le double de la dose maximale admissible annuelle « une indication précoce des doses aux organes sera demandée. En pratique, les incertitudes porteront sur la valeur et la distribution des doses dans le corps. De telles incertitudes seront levées par une détermination des doses plus exacte que celle qui est possible avec les dosimètres individuels utilisés et, dans les cas extrêmes, il pourra être nécessaire de reconstituer les champs de rayonnement causes des expositions. Le dosimètre personnel devrait fournir d'importants points de référence et des informations supplémentaires seront tirées des renseignements concernant l'accident (C.I.P.R. n° 12 § 103) ».

Il est donc nécessaire que l'analyse des résultats d'un dosimètre fournisse le moyen de distinguer les irradiations superficielles des irradiations profondes. De plus, il est utile que ces résultats permettent une approximation de la dose à certains organes ou encore l'identification des rayonnements en vue d'une reconstitution de l'irradiation. A ces exigences de la C.I.P.R. s'ajoutent celles des services de radioprotection qui, en cas d'irradiation excédant les normes, procèdent à une enquête et demandent au dosimètre des indications sur l'énergie, l'incidence, l'homogénéité du rayonnement.

Tous ces renseignements sont donnés, en noir et blanc, par le dosimètre photographique PS1. Encore faut-il les décoder. Si l'on s'attache à l'exactitude de l'exposition totale mesurée, il est possible d'avoir un résultat relativement sûr en utilisant les lectures de seulement trois plages du film. Si, au contraire, on admet que toutes les combinaisons d'énergies et de doses sont possibles et que toutes les données du film sont utiles, il faut s'attendre à toutes sortes de résultats, y compris les meilleurs.

La méthode de codage que nous avons adoptée nous offre * 4 solutions dont on peut attendre qu'elles encadrent l'irradiation réelle. En fait, tous les résultats aberrants que nous avons pu obtenir provenaient d'une contradiction implicite entre la lecture du film et les tableaux de données k_{ij} . Il suffit pour cela d'une erreur de lecture ou d'une inhomogénéité de l'irradiation.

La présence d'une solution physiquement aberrante se manifeste par un écart anormalement grand entre la solution minimale et la solution maximale. Quant

* Au prix de 0,4 s de calcul sur l'IBM 360-91 de Saclay.

aux solutions aberrantes, elles-mêmes, elles se repèrent généralement, soit par une forte dose β ou « X mous » incompatible avec l'aspect du film, soit par l'existence d'une forte variable d'écart sur les pages les plus filtrées.

D'autre part, il est évident que la connaissance des circonstances de l'irradiation peut suffire à déterminer le choix de la meilleure solution. Ce choix pourrait d'ailleurs être rendu automatique par l'adjonction au film d'un dosimètre complémentaire, dont la réponse énergétique soit aussi différente que possible de la sienne.

Enfin, comme le montre la figure 3, l'analyse par ordinateur offre la possibilité d'obtenir simultanément les doses absorbées dans le corps aux profondeurs désirées. Dans cet exemple, le calcul de dose est effectué pour les deux épaisseurs de paroi généralement adoptées pour les chambres d'ionisation équivalentes aux tissus, afin de permettre la comparaison des résultats de ces dosimètres différents.

VI - CONCLUSION

Ainsi qu'il ressort de tout ce qui précède, cette méthode d'analyse ne vise qu'à mettre sous les yeux des responsables de la dosimétrie individuelle une série d'hypothèses sur la nature et la quantité du rayonnement reçu, avec leurs conséquences en fait de dose absorbée aux différents niveaux du corps jugés critiques. L'examen des résultats et, a fortiori, la connaissance des sources vraisemblables d'irradiation permettent le choix de la meilleure solution. Ce choix serait grandement facilité par l'association au film d'un dosimètre tel que le fluorure de lithium, dont la présence aurait également l'avantage de réconcilier les tenants du dosimètre spectrométrique et ceux du dosimètre global. Il ne resterait alors à ces derniers qu'à regretter que le film n'ait pas une réponse moins plate aux fortes énergies.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] General principles of monitoring for radiation protection of workers - ICRP - Publication 12, 1968, Pergamon Press.
- [2] Protection against ionizing radiation from external sources - ICRP - Publications 15, 1969, Pergamon Press.
- [3] Protection des travailleurs contre les rayonnements ionisants. Arrêté du 19 avril 1968 - *Journal Officiel* n° 68-100.
- [4] GORBICS S.G., ATTIX F.H. *Int. J. Appl. Radiat.*, 19, 81, 1968.
- [5] DIXON R.L., WATTS F.C. *Phys. Med. Biol.*, 17, 81-87, 1972.
- [6] SOUDAIN G. Le dosimètre photographique. *Sécurité et Médecine du travail*, n° 21, mai-juin 1972.
- [7] KIRCHNER R.A., RYAN T.L. A matrix method for the evaluation of β - γ dosimeter film. *Health Physics*, 13, 810-811, 1967.
- [8] GOLD R. An iterative unfolding method for response matrices - Argonne National Laboratory. Rapport n° 6984, 1964.
- [9] AWSCHALOM M. Use of the multisphere neutron detector for dosimetry of mixed radiation fields in neutron monitoring. Symposium AIEA, Vienne 1966 - SM 76/16, 289-312.
- [10] BUXEROLLE M., LAMBÉRIEUX J. Application de la méthode de Tikhonov à la spectrométrie des neutrons intermédiaires au moyen du détecteur polysphère. *Radioprotection* 2, 201-210, 1967.

- [11] CHEVALLIER J., WOLFF G. Méthode de spectrométrie par atténuation. Application à la détermination du spectre photonique d'Euphrosyne. Rapport CEA/DAM 70-05 - DO 0044-X-RP 1970.
- [12] TWIDELL J.W. The determination of X-ray spectra using attenuation measurements and a computer program, *Phys. med. Biol.*, **15**, 529-539, 1970.
- [13] CALLONNEC J.P. Méthode mathématique de dépouillement des films dosimétriques - Etude LCA n° 07.1, note technique n° 143/E.T., 1970.
- [14] FIEGEL A. La méthode de régularisation appliquée à la dosimétrie. Etude LCA n° 07.1 - Note technique 177/E.T., 1971.
- [15] FIEGEL A. Exploitation automatique des dosimètres photographiques - Radioprotection VIII, 85-95, 1973.
- [16] BRUNEAU M., KIENTZEL J., DE MORAS Y. Méthode d'exploitation d'un dosimètre photographique simple. *Radioprotection* VI, 93-117, 1971.
- [17] DANTZIG G.B. Applications et prolongements de la programmation linéaire. Edition française. Dunod, 1966.
- [18] CLERC L.P. La technique photographique. Editions Paul Montel, 1950.