

MODELE DE COMBINAISON DES DOSES ABSORBEES DANS L'ORGANISME

J.-F. Valley et P. Lerch

Institut de radiophysique appliquée, Service de la Santé
Publique, CH 1005 Lausanne etInstitut d'électrochimie et de radiochimie, Ecole poly-
technique fédérale, CH 1005 Lausanne

1. INTRODUCTION

La procédure consistant à fixer des normes de radioprotection est malaisée, car elle est la synthèse d'un ensemble complexe de notions issues de contextes très divers : physique des radiations, biologie, radiobiologie et sociologie. De plus, les normes doivent satisfaire aux exigences suivantes :

- grandeurs physiquement définies et mesurables
- grandeurs biologiquement significatives
- grandeurs généralisables à toutes les radiations et à tous les risques qui en découlent
- champ d'application défini
- expressions et calculs simples
- corrélation simple à une notion de limite légale.

Dans la situation actuelle fixée par les recommandations de la CIPR (1), les normes sont exprimées en dose équivalente*, produit de la dose absorbée, définie à partir de paramètres physiques, et du facteur de qualité. Par l'intermédiaire de cette dernière grandeur définie sur la base des caractéristiques microdosimétriques et radiobiologiques de la radiation, la généralisation des normes à tous les rayonnements est assurée.

Les normes fixent les doses maximales admissibles (DMA) pour chaque organe sur la base de considérations radiobiologiques et afin de tenir compte du risque global encouru par la personne irradiée. Soulignons ici que les normes concernent l'individu. En effet, l'appréciation de l'irradiation d'une population fait intervenir d'autres facteurs tels que l'incidence sociale en fonction de l'âge et du sexe de la personne irradiée.

Notons que dans ce schéma la radiobiologie intervient à deux niveaux : définition des facteurs de qualité et définition des DMA. Ceci suppose une absence de corrélation au niveau du risque entre le type de radiation et l'organe irradié.

Pour satisfaire au critère de simplicité et assurer la corrélation à la notion de limite légale, on fait appel au concept de dose à l'organe critique. Si cette méthode est satisfaisante dans le cas d'une source unique d'irradiation, il n'en est plus de même lorsque l'on est en présence de diverses sources. Une méthode de combinaison des doses est alors à définir et un critère légal clair doit remplacer les quelques remarques trop particulières consacrées à cette situation par la CIPR (1).

* appelée ci-dessous dose

Le but de ce travail est l'étude d'un modèle de combinaison des doses obtenu par extension des concepts actuellement en vigueur.

2. MODELE

Lorsqu'un individu est soumis à l'action de différentes sources de radiation, les seules grandeurs strictement additives et intéressantes sont les doses équivalentes aux différents organes. La dose D_i à l'organe i est la somme sur toutes les sources j des doses partielles D_i^j :

$$D_i = \sum_j D_i^j \quad (1)$$

Afin de comparer les doses aux différents organes, on définit la dose réduite comme suit :

$$d_i = \frac{D_i}{DMA_i} \quad (2)$$

où DMA_i est la dose maximale admissible à l'organe i .

Pour une source j donnée, la situation d'irradiation d'un individu peut être représentée par la donnée des d_i^j . En utilisant une notation vectorielle et en normant la dose à l'organe critique, on obtient :

$$\vec{d}^j = (d_1^j \dots d_i^j \dots) = d_c^j (\delta_1^j, \dots, \delta_i^j = 1, \dots, \delta_i^j \dots) = d_c^j \vec{\delta}^j \quad (3)$$

où d_c^j est la dose à l'organe critique produite par la source j . Les δ_i^j sont alors des coefficients inférieurs à 1.

On obtient pour une irradiation à plusieurs sources :

$$\vec{d} = \sum_j \vec{d}^j = \sum_j d_c^j \vec{\delta}^j \quad (4)$$

La situation d'irradiation est entièrement définie par le vecteur \vec{d} . Nous proposons comme mesure du risque global encouru la valeur absolue du vecteur \vec{d} :

$$\text{"risque"} = d = |\vec{d}| = \sqrt{\sum_{i=1}^n d_i^2} \quad (5)$$

Pour l'irradiation la plus hétérogène, l'irradiation d'un seul organe, le risque correspond à la dose réduite à l'organe. La dose maximale admissible est alors représentée par un risque $d = 1$.

Pour la situation homogène, irradiation de tous les organes à une même dose réduite d_{hom} , on obtient pour le risque :

$$d = d_{\text{hom}} \cdot \sqrt{n} \quad (6)$$

Le risque est ainsi pondéré lorsque plusieurs organes sont irradiés. Le facteur de pondération est fonction du nombre d'organes considérés.

La représentation géométrique du paramètre d permet de mieux apprécier sa signification. Dans l'hypervolume à n dimensions défini par les d_i l'ensemble des points satisfaisant à la condition que les doses maximales admissibles ne sont pas dépassées définit un hypercube de côté 1. L'ensemble des points $d=1$ définit une hypersphère inscrite dans l'hypercube. L'ensemble des irradiations produit par une source est représenté par une droite. L'intersection de celle-ci avec l'hypersphère donne un "risque" $d=1$ alors que l'intersection avec l'hypercube correspond au fait qu'une au moins des doses est égale au maximum admissible. La grandeur de la diagonale de l'hypercube donne le facteur de pondération attribué à une irradiation homogène des organes.

3. DISCUSSION

Le corps entier peut être considéré comme un organe et donner lieu à un vecteur de base dans la représentation vectorielle de la situation d'irradiation. Cette solution, si elle peut paraître simple, fausse cependant la notion générale d'additivité des doses équivalentes aux organes. Dans le modèle proposé, l'irradiation du corps entier à une dose D^{ce} peut être représentée par le vecteur :

$$\vec{d}^{\text{ce}} = D^{\text{ce}} \left(\dots, \frac{1}{\text{DMA}_i}, \dots \right) \quad (7)$$

où le corps entier ne figure pas dans les organes i . Pour que le risque soit égal ou supérieur à 1 lorsque la dose au corps entier est égale à la dose maximale admissible, il suffit que la DMA à un quelconque organe soit égale à la DMA pour le corps entier. Cette dernière notion est alors implicitement définie.

Le nombre d'organes n détermine la pondération apportée aux irradiations homogènes. Le lien entre ces deux grandeurs est évidemment artificiel, mais cette circonstance ne nous apparaît pas gênante, le choix du nombre d'organes à considérer étant lui-même quelque peu arbitraire.

La relation entre une source j d'irradiation et la situation d'irradiation n'est plus donnée par la notion de dose à l'organe critique, mais par la donnée du vecteur complet \vec{d}^j . Il existe une relation simple entre une grandeur mesurable comme l'activité incorporée A_j d'un radioélément j et la situation

d'irradiation \vec{d} :

$$\vec{d} = A^j \cdot \vec{\Delta}_i^j$$

où le vecteur $\vec{\Delta}_i^j$ peut être calculé une fois pour toutes et faire l'objet d'une recommandation.

4. CONCLUSIONS

Les avantages du modèle proposé peuvent se résumer comme suit :

- les paramètres biologiques apparaissent à deux niveaux uniquement : définition des QF et des DMA
- la situation d'irradiation est donnée par la dose aux divers organes
- un paramètre global, le "risque", permet de relier la situation d'irradiation aux limites maximales admissibles
- la pondération du risque lors de l'irradiation de plusieurs organes est interne au modèle et peut être fixée par le choix du nombre d'organes considérés
- la situation d'irradiation est liée aux activités incorporées et aux irradiations externes par l'intermédiaire de vecteurs qui peuvent faire l'objet d'une recommandation.

REFERENCE

- (1) ICRP Publication 9, Pergamon Press, Oxford (1966)