

# Évaluation de la dose locale pour une blessure contaminée

J. PIECHOWSKI<sup>1</sup>, Y. CHAPTINEL<sup>2</sup>

(Manuscrit reçu le 29 octobre 2003, accepté le 8 mars 2004)

## RÉSUMÉ

Les blessures contaminées présentent une grande variabilité pour ce qui concerne le type de plaie. L'évaluation de la dose locale est un des facteurs d'aide à la décision pour l'intervention chirurgicale. Un modèle simple a été utilisé pour calculer les doses dans un volume typique, celui d'une phalange par exemple. Les débits de dose sont donnés pour des radionucléides courants. La méthode de calcul est suffisamment simple pour pouvoir être utilisée par les praticiens dans les cas impliquant d'autres radionucléides. La dose engagée dépend de la période biologique qu'il est possible d'évaluer à partir des mesures locales. Quelques exemples de calcul de dose engagée sont donnés en considérant des périodes spécifiques du composé. La transposition de la dose au risque local est simple pour ce qui concerne le risque non stochastique. Il n'en va pas de même pour le risque d'inflammation chronique ou de cancer. Cette dernière question ne peut être résolue que par le retour d'expérience fondé sur l'analyse des cas réels observés jusqu'à présent, en sachant toutefois que les données disponibles ne sont en général pas facilement exploitables pour établir une corrélation dose – effet indiscutable. Une question importante reste ouverte quant à l'utilisation de ces doses pour la comparaison aux limites réglementaires et pour les décisions en cas de dépassement. L'impact réel d'une irradiation, par des particules alpha notamment, n'est pas lié d'une manière directe et simple à la dose locale calculée. Ce sujet mériterait une réflexion et peut être un guide sur la conduite à tenir. Les conséquences anatomiques (séquelles chirurgicales), psychologiques et professionnelles doivent peser largement face aux doses, hormis bien sûr les cas de contaminations indiscutablement importantes.

## ABSTRACT

Local dose assessment for a contaminated wound. Contaminated wounds present a great variability concerning the type of lesion. Assessment of the local dose is one amongst other factors for a decision as to the surgical operation. A simple model has been used to calculate the doses in a representative volume, that of a phalanx for instance. The dose rates are given for current radionuclides. The method of calculation is enough simple in order to allow the practitioners to use it in situations involving other radionuclides. Committed dose depends on the biological half-life which can be estimated from the local measurements. Some examples of calculation of committed dose are given considering half-lives characteristic of the compound. Transposition of the dose to the local risk is easy for the non-stochastic risk. Conversely, this is not the case for the risk of chronic inflammation or cancer. The latter question could only be solved by a feedback based on the analysis of real till now observed cases, nevertheless taking into account the fact that the available data are generally not so easy to make use for establishing an unquestionable dose – effect relation. A critical issue remains

<sup>1</sup> CEA, 31 rue de la Fédération, 75752 Paris Cedex 15, France.

<sup>2</sup> CEA, PMR/DPSN/SSR, 18 route du Panorama, B.P. 6, 92265 Fontenay-aux-Roses Cedex, France.

open as to the use of these doses for their comparison to the regulatory limits and for the subsequent decisions in case of exceeding the limits. The actual impact of an irradiation, especially by alpha particles, is not linked to the calculated dose in a simple and direct way. This question needs further consideration and perhaps a practical guide concerning this topic would be useful. The anatomical (surgical side effects), psychological and professional consequences should have a large weight relatively to the doses, obviously except for the cases involving actually large contamination.

---

## 1. Introduction

Le détriment résultant d'une blessure contaminée par des produits radioactifs est fonction d'une part de la dose absorbée localement et, d'autre part, de l'exposition systémique en résultant. Cet article est destiné exclusivement à évaluer l'exposition locale, il ne traite pas de l'exposition systémique qui a été abordée dans le rapport CEA-R-5583 (Piechowski *et al.*, 1992).

En présence d'une blessure contaminée, le problème pratique posé est celui de la thérapeutique. Son efficacité et les modifications en découlant ne sont pas quantifiables à l'avance. En outre, il semble que – hormis le cas où une blessure constitue par elle-même une urgence – les actions chirurgicales et l'exérèse du contaminant doivent être menées de façon réfléchie, en évitant la précipitation. La décision d'un acte chirurgical n'est pas anodine. Il faut analyser correctement la situation en ce qui concerne la localisation précise du contaminant, son niveau d'activité, et les conséquences de l'intervention afin de réduire au minimum les risques fonctionnels et anatomiques.

L'objet de ce travail est de donner une aide à la décision d'intervention. Le lecteur trouvera, pour une série de radionucléides, le débit de dose équivalente et des exemples de calcul de dose engagée dans la plaie.

Il est opportun de rappeler que la plus grande partie de l'irradiation locale se produit au voisinage de l'activité déposée. Une exérèse convenable du contaminant enlève une grande partie des tissus susceptibles d'être irradiés ce qui, *de facto*, diminue de manière significative le risque associé à une dose locale élevée.

Pour mémoire, le cas d'une contamination cutanée sans blessure associée a été étudié, par les auteurs de cet article, dans le rapport CEA-R-5441 (Chaptinel *et al.*, 1988).

## 2. Détermination du débit de dose équivalente

Le type de blessure et la nature des contaminants sont divers. Afin d'éviter l'écueil de la complexité en matière d'interprétation des résultats de mesure, le modèle

utilisé est très simple et destiné avant tout à estimer l'ordre de grandeur de l'irradiation locale. Il consiste en une sphère de 0,5 centimètre de rayon, au centre de laquelle est placée la source radioactive. Cette source est supposée isotropique. Elle émet, selon le radionucléide, des particules alpha, bêta, et des photons et électrons associés.

La dose équivalente engagée prend en compte la durée de présence du radionucléide dans la blessure, ce qui n'est généralement pas un paramètre connu dès les premiers jours. Pour cette raison, dans une première approche, il est fait référence au débit de dose équivalente afin d'établir une estimation, à court terme, du détriment local.

Dans la géométrie explicitée ci-dessus, le contaminant est au centre d'une sphère de 0,5 cm de rayon qui, en première approximation, représente un volume assez classique pour une blessure, celui d'une phalange par exemple. Le débit de dose moyen dans cette sphère-cible, par unité d'activité, est obtenu par sommation des contributions de chacun des rayonnements émis par le radionucléide, conformément à la relation :

$$\dot{h}^* = 1,10 \sum_i E_i Y_i F_i w_{R,i}$$

avec :  $\dot{h}^*$  débit de dose équivalente en  $\text{mSv kBq}^{-1} \text{h}^{-1}$ ,  $i$  chacun des rayonnements (particule ou photon) émis par le radionucléide,  $E_i$  énergie du rayonnement  $i$  en MeV,  $Y_i$  probabilité d'une émission d'énergie  $E_i$  par désintégration,  $F_i$  fraction de l'énergie  $E_i$  émise par la source ponctuelle et qui est absorbée dans la sphère de 0,5 cm de rayon,  $w_{R,i}$  facteur de pondération radiologique du rayonnement  $i$ .

Le facteur  $1,10 \text{ mSv MeV}^{-1} \text{ kBq}^{-1} \text{ h}^{-1}$  est lié aux unités utilisées et prend en compte la masse d'une sphère de 0,5 cm de rayon, conformément à l'expression :

$$\frac{1,6 \times 10^{-13} [\text{J MeV}^{-1}] \times 10^3 [\text{Bq kBq}^{-1}] \times 3600 [\text{s h}^{-1}] \times 10^3 [\text{mSv Sv}^{-1}]}{(4/3)\pi(0,5)^3 [\text{g}] \times 10^{-3} [\text{kg g}^{-1}]}$$

où  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$  et  $1 \text{ Bq s}^{-1} = 1$  désintégration (nombre sans unité).

Lorsque à un moment donné la blessure contient une activité  $A$ , le débit de dose, à ce moment, est  $\dot{H}^* = A \dot{h}^*$ .

## 2.1. Fraction de l'énergie émise par la source et absorbée dans la sphère de référence

### Particules alpha

Étant donné le faible parcours des particules alpha dans les tissus, toute l'énergie qu'elles transportent est absorbée dans une sphère de 0,5 cm de rayon. Dans ce cas  $F_i$  est égal à 1.

### Électrons et particules bêta

Le parcours des électrons d'énergie inférieure à 1,2 MeV ne dépasse pas 0,5 cm. Le freinage radiatif étant négligeable dans le milieu biologique, cette énergie peut être considérée comme totalement absorbée par ionisation et excitation dans la sphère de 0,5 cm de rayon (*cf.* Tabs. II.4 et II.7 dans : Balestic, 1995).

L'énergie des électrons émis à partir du cortège électronique est, pour l'essentiel, inférieure à quelques dizaines de keV pour les électrons Auger et à 1,2 MeV pour les électrons de conversion, de sorte que  $F_i = 1$ .

En ce qui concerne les spectres  $\beta$  ayant une énergie maximale  $E_{\max} < 1,2$  MeV, le débit de dose est calculé en prenant pour  $E_i$  l'énergie moyenne du spectre, avec une fraction absorbée  $F_i = 1$ . Pour les radionucléides dont  $E_{\max} > 1,2$  MeV, la fraction d'énergie du spectre relative aux particules de plus de 1,2 MeV, déposée hors de la sphère, dépend de la probabilité des émissions  $\beta$  de plus de 1,2 MeV et de leur absorption partielle avant d'atteindre la surface de la sphère. Cette fraction « perdue » à l'extérieur de la sphère ne dépasse pas quelques %. Dans ces conditions, on peut raisonnablement procéder comme précédemment et donc admettre, pour l'estimation du débit de dose, l'approximation  $E_i =$  énergie moyenne du spectre avec  $F_i = 1$ .

### Photons

Une partie des photons émis par le radionucléide est atténuée dans le milieu, en l'occurrence la fraction  $1 - e^{-\mu \cdot 0,5}$  pour une sphère de 0,5 cm de rayon ( $\mu$  est le coefficient linéique d'atténuation en  $\text{cm}^{-1}$ ). L'atténuation résulte de deux phénomènes, d'une part l'énergie déposée et absorbée dans la sphère avec un coefficient linéique d'absorption  $\mu_{\text{en}}$  en  $\text{cm}^{-1}$ , d'autre part l'énergie diffusée sous forme de photons secondaires (Berger, 1971). Une partie de ces derniers laisse également de l'énergie dans la sphère (build-up) mais cette contribution est négligeable dans le présent contexte. Considérant en effet les tableaux 2 et 3 de la publication de Berger, on constate qu'en général la contribution du build-up n'atteint pas quelques % compte tenu des énergies et des distances mises en jeu.

Pour chacune des énergies considérées (0,015 MeV à 3 MeV) on trouve, par interpolation dans le tableau 3, le build-up maximal  $B_{en}(\mu x)_{max}$  correspondant au produit  $(\mu x)_{max}$  calculé à partir des données du tableau 2,  $x$  étant la distance à la source en cm. Ainsi, on a par exemple  $B_{en}(\mu x)_{max} = 1,17$  pour  $E = 0,10$  MeV avec  $(\mu x)_{max} = 0,168 \times 0,5 = 0,084$  ;  $B_{en}(\mu x)_{max} = 1,05$  pour  $E = 0,5$  MeV avec  $(\mu x)_{max} = 0,0966 \times 0,5 = 0,0483$  ; la valeur de build-up la plus élevée est trouvée pour l'énergie  $E = 0,05$  MeV avec  $(\mu x)_{max} = 0,214 \times 0,5 = 0,107$ , soit  $B_{en}(\mu x)_{max} = 1,29$ . En prenant en compte l'ensemble des énergies des photons émis et surtout le fait que les interactions avec les tissus ont lieu au hasard à toutes distances entre 0 et 0,5 cm, on constate que le build-up est bien en dessous de 1,10. Autrement dit, la contribution à la dose des photons secondaires par rapport aux photons primaires est faible et peut être négligée. Finalement, l'énergie absorbée représente la fraction  $\mu_{en}/\mu$  de l'énergie des photons atténués et donc, pour chaque photon émis, on a :

$$F_i = (\mu_{en}/\mu) (1 - e^{-\mu \cdot 0,5}).$$

## 2.2. Énergie des particules et des photons émis par la source

Les données physiques concernant les radionucléides sont celles fournies par le Laboratoire de métrologie des rayonnements ionisants (LMRI, 1987). Seules les énergies dont la probabilité d'émission est supérieure à un pour cent ont été prises en compte dans les calculs.

Pour les particules bêta, compte tenu de la méthodologie qui ne nécessite pas de faire le calcul en décomposant le spectre, c'est l'énergie moyenne des émissions qui est prise en considération.

Le facteur de pondération radiologique  $w_{R,i}$  est de 1 pour les X, gamma, électrons et bêta, et de 20 pour les alpha.

## 2.3. Débits de dose équivalente pour quelques radionucléides

Les débits de dose locale, pour les principaux radionucléides susceptibles d'être en pratique impliqués dans une blessure, sont donnés dans le tableau I. Le calcul des valeurs figurant dans ce tableau est illustré dans le cas particulier du cobalt 60 (Annexe A).

Ces données doivent être considérées comme un indicateur dosimétrique de l'irradiation locale. Le but est d'évaluer un niveau de dose moyen et non de calculer une valeur précise en un point du volume. Dans la réalité, la distribution des doses est complexe et évolutive (modifications tissulaires post-traumatiques,

TABLEAU I

Débits de dose dans une blessure contaminée ( $\text{mSv h}^{-1} \text{kBq}^{-1}$ ) avec le détail par type de rayonnement.Dose rates in a contaminated wound ( $\text{mSv h}^{-1} \text{kBq}^{-1}$ ) with the details for each type of radiation.

Radionucléides	Période radioactive (jours)	$\chi, \gamma$	$e^-, \beta$	$\alpha$	Total
$^3\text{H}$	$4,50 \times 10^3$	0	$6,3 \times 10^{-3}$	0	$6,3 \times 10^{-3}$
$^{14}\text{C}$	$2,09 \times 10^6$	0	$5,4 \times 10^{-2}$	0	$5,4 \times 10^{-2}$
$^{32}\text{P}$	$1,43 \times 10^1$	0	$7,7 \times 10^{-1}$	0	$7,7 \times 10^{-1}$
$^{51}\text{Cr}$	$2,77 \times 10^1$	$1,6 \times 10^{-3}$	$3,2 \times 10^{-3}$	0	$4,8 \times 10^{-3}$
$^{54}\text{Mn}$	$3,12 \times 10^2$	$1,6 \times 10^{-2}$	0	0	$1,6 \times 10^{-2}$
$^{57}\text{Co}$	$2,72 \times 10^2$	$2,3 \times 10^{-3}$	$1,2 \times 10^{-2}$	0	$1,4 \times 10^{-2}$
$^{58}\text{Co}$	$7,08 \times 10^1$	$1,7 \times 10^{-2}$	$3,3 \times 10^{-2}$	0	$5,0 \times 10^{-2}$
$^{60}\text{Co}$	$1,92 \times 10^3$	$4,0 \times 10^{-2}$	$1,1 \times 10^{-1}$	0	$1,5 \times 10^{-1}$
$^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$	$1,03 \times 10^4$	0	1,2	0	1,2
$^{95}\text{Zr} - ^{95}\text{Nb}$	$6,40 \times 10^1$	$2,6 \times 10^{-2}$	$1,7 \times 10^{-1}$	0	$2,0 \times 10^{-1}$
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	$2,50 \times 10^{-1}$	$2,1 \times 10^{-3}$	$1,3 \times 10^{-2}$	0	$1,5 \times 10^{-2}$
$^{106}\text{Ru} - ^{106}\text{Nb}$	$3,73 \times 10^2$	$3,2 \times 10^{-3}$	1,6	0	1,6
$^{110\text{m}}\text{Ag}$	$2,50 \times 10^2$	$4,6 \times 10^{-2}$	$7,1 \times 10^{-2}$	0	$1,2 \times 10^{-1}$
$^{125}\text{I}$	$5,99 \times 10^1$	$3,0 \times 10^{-3}$	$1,3 \times 10^{-2}$	0	$1,6 \times 10^{-2}$
$^{131}\text{I}$	8,02	$6,7 \times 10^{-3}$	$2,1 \times 10^{-1}$	0	$2,1 \times 10^{-1}$
$^{137}\text{Cs} - ^{137\text{m}}\text{Ba}$	$1,10 \times 10^4$	$1,0 \times 10^{-2}$	$2,7 \times 10^{-1}$	0	$2,8 \times 10^{-1}$
$^{144}\text{Ce} - ^{144\text{m}}, ^{144}\text{Pr}$	$2,85 \times 10^2$	$7,0 \times 10^{-4}$	$9,0 \times 10^{-2}$	0	$9,1 \times 10^{-2}$
$^{201}\text{Tl}$	3,04	$6,3 \times 10^{-3}$	$3,1 \times 10^{-2}$	0	$3,7 \times 10^{-2}$
$^{235}\text{U}$	$2,57 \times 10^{11}$	$4,6 \times 10^{-3}$	0	$8,4 \times 10^{+1}$	$8,4 \times 10^{+1}$
$^{238}\text{U}$	$1,63 \times 10^{12}$	$6,7 \times 10^{-4}$	0	$9,2 \times 10^{+1}$	$9,2 \times 10^{+1}$
$^{238}\text{Pu}$	$3,20 \times 10^4$	$9,8 \times 10^{-4}$	0	$1,2 \times 10^{+2}$	$1,2 \times 10^{+2}$
$^{239}\text{Pu}$	$8,80 \times 10^6$	$4,7 \times 10^{-4}$	0	$1,1 \times 10^{+2}$	$1,1 \times 10^{+2}$
$^{241}\text{Pu}$	$5,24 \times 10^3$	0	$5,7 \times 10^{-3}$	0	$5,7 \times 10^{-3}$
$^{241}\text{Am}$	$1,58 \times 10^5$	$2,4 \times 10^{-3}$	0	$1,2 \times 10^{+2}$	$1,2 \times 10^{+2}$

œdème, hématome, fibrose, cicatrisation, mouvements). La dose moyenne dans un volume qui entoure largement la source est assez peu sensible à ces fluctuations. Par prudence, il faut néanmoins attacher un intervalle global de variation à la dose calculée, de manière à tenir compte de cette incertitude pour les décisions qui seront prises lors de la gestion médicale et réglementaire de la blessure. Prendre un ordre de grandeur sur une échelle logarithmique, soit environ un facteur trois de part et d'autre de la valeur calculée, est une estimation réaliste de l'enveloppe de cette incertitude. Des travaux plus fins, mettant en œuvre des techniques de simulation sur fantôme numérique, sont actuellement menés sur la dosimétrie locale

d'une blessure (De Carlan *et al.*, 2003). Il est intéressant de noter que les isodoses tracées dans cette dernière publication à propos du ruthénium 106 (gradient de 50 mSv kBq<sup>-1</sup> h<sup>-1</sup> à 0,1 mSv kBq<sup>-1</sup> h<sup>-1</sup>) sont en moyenne tout à fait cohérentes avec la valeur indicative de 1,6 mSv kBq<sup>-1</sup> h<sup>-1</sup> donnée dans le tableau I. Les deux approches ne sont pas contradictoires, elles sont différentes. L'approche élaborée suppose une stabilité de la géométrie source-cible ; l'approche simple donne une estimation qui n'est pratiquement pas modifiée par l'évolution post-traumatique ou par une fluctuation physiologique de cette géométrie, comme par exemple une pression de la pulpe ou un plissement des tissus mous d'un doigt. Dans les cas sévères, il paraît souhaitable de disposer des informations obtenues par les deux méthodes (dose moyenne et isodoses).

### 3. Détermination de la dose équivalente

#### 3.1. Formulation générale

L'évaluation de la dose équivalente est fonction de la période effective (composantes biologique et radioactive) de présence du radionucléide au niveau de la plaie. Suivant les radioéléments, les doses sont reçues sur une durée pouvant s'échelonner de quelques jours à plusieurs années.

Si  $A_0$  est l'activité initiale associée au débit de dose  $\dot{H}_0^*$  et  $r(t)$  la fonction de rétention exprimée en fraction de l'activité initiale, la dose équivalente (mSv) dans la blessure est égale à :

$$H = 24 A_0 \dot{h}^* \int_0^{18250} r(t) dt = 24 \dot{H}_0^* \int_0^{18250} r(t) dt$$

avec les unités suivantes :

$$A_0 \text{ (kBq)}, \dot{H}_0^* \text{ (mSv h}^{-1}\text{)}, \dot{h}^* \text{ (mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}\text{)} \text{ et } t \text{ (jours).}$$

Compte tenu des unités utilisées, la relation donnant H comporte les facteurs numériques 24 (nombre d'heures par jour) et 18 250 (nombre de jours dans 50 ans). Rappelons que l'intégrale entre 0 et T d'une exponentielle  $Qe^{-\lambda t}$  est  $(Q/\lambda)(1 - e^{-\lambda T})$  mais que cette formule se réduit à  $Q/\lambda$  dans le cas de périodes effectives courtes comparativement à la durée de l'intégration. Dans ces conditions  $\lambda T$  est grand et  $e^{-\lambda T} \rightarrow 0$ . C'est souvent le cas pour les blessures.

#### 3.2. Choix de la période biologique

À partir de la période effective  $T_E$  évaluée par des mesures locales itératives et connaissant la période radioactive  $T_R$ , on peut estimer la période biologique  $T_B$  par

la relation :  $1/T_B = 1/T_E - 1/T_R$ . Ces mesures sont pratiquées conjointement à celles réalisées sur les excréta ou par anthropo-gammamétrie, afin de déterminer l'activité transférée de la blessure vers l'organisme. En général, cette méthode nécessite un suivi sur une durée longue ce qui justifie, pour les cas courants, d'utiliser une approche générique avec des périodes « nominales » prenant en considération la transférabilité des radionucléides liée à leur nature physico-chimique.

La probabilité de migration d'un produit contaminant de la plaie vers l'organisme est plus grande lorsque celui-ci se présente sous forme liquide que solide. Pour cette dernière forme, la transférabilité peut être quasiment nulle, de même que l'élimination directe vers l'extérieur.

Les composés transférables sont des isotopes d'éléments du métabolisme normal tel l'iode ou le tritium sous forme d'eau tritiée, ou des analogues chimiques (couples césium-potassium, strontium-calcium). Cependant, bien que xénobiotiques, certains composés sont très transférables après une contamination par blessure ; c'est par exemple le cas du nitrate d'uranyle. Les composés non transférables ne sont pas normalement présents dans l'organisme et n'ont pas d'homologue. Certains métaux ou oxydes calcinés à hautes températures appartiennent à cette catégorie, comme l'oxyde de plutonium. D'une manière générale la transférabilité n'est pas bonne s'il y a hydrolyse avec précipitation *in situ* (cas des cations à charge électrique élevée, au-delà de 2+). Les composés organiques sont à l'inverse souvent de bons vecteurs d'entrée systémique. Enfin, certains complexes (chélation), circulent facilement mais, s'ils sont stables en milieu biologique, ressortent très vite de l'organisme par les émonctoires naturels, tout particulièrement *via* l'excrétion urinaire (ex. Pu-DTPA). Cependant, il y a de nombreux cas intermédiaires entre la transférabilité et la non-transférabilité, avec des comportements souvent difficilement prévisibles. Ceci est particulièrement vrai dans le cas de contaminations avec des composés mal définis, des mélanges moléculaires aux propriétés physico-chimiques difficiles à cerner, souvent rencontrés lors d'interventions sur des installations anciennes ou sur des dispositifs où transitent des liquides à éliminer après nettoyage ou à la suite de stagnations prolongées.

Pour évaluer la dose engagée locale, il faut choisir une période biologique compte tenu de la transférabilité la plus vraisemblable. Les valeurs nominales : 1 jour, 10 jours, 100 jours et 1000 jours constituent une base raisonnable de choix par défaut. Dans les cas où l'activité déposée représente un risque sévère, il faut évaluer plus précisément les périodes biologiques vraies à l'aide des mesures locales et de la charge corporelle. Quelques exemples de calcul de dose engagée sont donnés dans l'annexe B.



## 4. Conclusion

Au plan radio-toxicologique, suite à une blessure, on dispose de résultats de mesure de l'activité locale, d'une valeur de débit de dose et éventuellement d'une estimation de dose engagée. Pour autant, rien n'est réellement résolu parce qu'il faut considérer au moins trois aspects : la signification sanitaire de la dose en termes d'effets déterministes et stochastiques, sa signification par rapport aux limites réglementaires et sa signification par rapport à la thérapeutique ; si le traitement médical n'est pas un problème, il n'en va pas de même pour la décision chirurgicale à cause des risques fonctionnels et anatomiques. Entre la réalité et la théorie, il y a en pratique un fossé large, probablement dû pour l'essentiel à l'inadéquation de la dose équivalente pour apprécier le vrai risque.

Les blessures concernent souvent des émetteurs alpha et ce cas de figure est démonstratif du problème posé. Si les doses équivalentes induites par les particules alpha semblent très importantes relativement à celles induites par les photons, il faut se rappeler que les particules alpha ont des interactions dans la matière si intenses qu'elles dépensent la totalité de leur énergie après des parcours dans les tissus n'excédant pas quelques dizaines de microns. Sur ces micro-parcours, les tissus irradiés sont quasiment détruits. De ce fait, si le calcul donne une estimation de la dose moyenne répartie dans un volume déterminé, il ne reflète pas le détrimement biologique réel des tissus irradiés, en particulier pour les effets stochastiques. De fortes doses dues aux particules alpha induisent une sclérose qui va encapsuler le contaminant cependant que les tissus avoisinants ne sont pas irradiés. Si une intervention chirurgicale est réalisée, une sclérose cicatricielle vient encore s'ajouter à la sclérose radio-induite.

La proportion de cellules irradiées et qui survivent est faible. Encore plus rares sont celles qui peuvent se multiplier et avoir une descendance viable sur le moyen et le long terme. Ce sont elles qui sont susceptibles de présenter des anomalies du génome favorables à une dysplasie chronique et au cancer. Il convient d'ajouter à ces cellules celles qui, bien que n'étant pas directement irradiées, ont un génome perturbé par une propagation des anomalies biologiques à partir des cibles directes de l'irradiation (effet bystander ; Little, 2002). Ceci concerne des zones de plusieurs dizaines de microns autour des cellules irradiées. De toutes ces considérations il résulte que le risque stochastique n'est pas facile à évaluer mais il est sûr que l'énergie ionisante correspondant à la dose calculée est pour une large part perdue en irradiation de zones tissulaires nécrotiques ou acellulaires. La notion de dose utile, avec un facteur correctif largement inférieur à 1 appliqué à la dose calculée rendrait sans doute mieux compte de la réalité du risque.

Finalement, on est en droit de s'interroger sur l'interprétation de la dose due aux alpha par rapport aux limites réglementaires avec une conséquence pratique lourde à gérer, en l'occurrence une simple plaie contaminée peut-elle mettre fin à une carrière professionnelle ?

Une étude des conséquences locales réellement observées à la suite de blessures contaminées apparaît indispensable pour éviter de prolonger l'ambiguïté qui persiste en ce domaine. Un tel bilan nécessite un large recensement de cas, suffisamment documentés pour être exploitables au plan de la dosimétrie et des effets constatés.

## Annexe A

### Calcul du débit de dose équivalente $\dot{h}^*$ (cf. § 2) Exemple : plaie contaminée par 1 kBq de $^{60}\text{Co}$

La formule générale est :  $\dot{h}^* = 1,10 \sum_i E_i Y_i F_i w_{R,i}$ . Les énergies  $E_i$  et les probabilités d'émission  $Y_i$  sont prises dans le recueil publié par le Laboratoire de métrologie des rayonnements ionisants (LMRI, 1987).

#### A.1. Particules bêta

$$E_{\text{moy.}} = 0,0958 \text{ MeV} ; Y = 0,999 ; F = 1 ; w_R = 1$$

$$\text{d'où : } \dot{h}_\beta^* = 1,10 \times 0,0958 \times 0,999 = 1,05 \times 10^{-1} \text{ mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}.$$

#### A.2. Photons

Le colbat 60 émet deux photons,  $\gamma_1$  ( $E_1 = 1,173 \text{ MeV}$ ) et  $\gamma_2$  ( $E_2 = 1,332 \text{ MeV}$ ).

*On choisit les valeurs de  $\mu$  et  $\mu_{en}$  en se référant à l'énergie répertoriée dans le tableau 2 de la publication de Berger (Berger, 1971), la plus proche de celle de chacun des photons émis. Pour ceux de 1,173 MeV, on se réfère à 1 MeV et pour ceux de 1,332 MeV, on se réfère à 1,5 MeV. Les coefficients linéaires d'atténuation ( $\mu$ ), relatifs aux photons  $\gamma_1$  et  $\gamma_2$  émis par le  $^{60}\text{Co}$ , sont donc respectivement 0,0706 et 0,0575  $\text{cm}^{-1}$ . Le même principe s'applique pour le choix des coefficients linéaires d'absorption ( $\mu_{en}$ ).*

#### Pour $\gamma_1$ :

$$Y = 0,999 ; F = (0,0311 / 0,0706) (1 - e^{-0,0706 \times 0,5}) = 0,0153 ; w_R = 1$$

$$\text{d'où : } \dot{h}_1^* = 1,10 \times 1,173 \times 0,999 \times 0,0153 = 0,0197 \text{ mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}.$$

Pour  $\gamma_2$  :

$$Y = 1 ; F = (0,0284 / 0,0575) (1 - e^{-0,0575 \times 0,5}) = 0,0140 ; w_R = 1$$

$$d'où : \dot{h}_2^* = 1,10 \times 1,332 \times 1 \times 0,0140 = 0,0205 \text{ mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}.$$

Le débit de dose équivalente dû aux photons est égal à :

$$\dot{h}_\gamma^* = \dot{h}_1^* + \dot{h}_2^* = 0,0197 + 0,0205 = 0,0402 = 4,0 \times 10^{-2} \text{ mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}.$$

### A.3. Débit total de dose équivalente

$$\dot{h}^* = \dot{h}_\gamma^* + \dot{h}_\beta^* = 4,0 \times 10^{-2} + 1,05 \times 10^{-1} = 1,5 \times 10^{-1} \text{ mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}.$$

## Annexe B

### Calcul de la dose équivalente engagée H (cf. § 3)

On se limitera à quelques exemples nécessairement arbitraires puisque dans la réalité diverses fonctions de rétention au niveau d'une plaie peuvent être observées. Cela dépend des radionucléides et de leur forme physico-chimique mais il faut également prendre en compte le polymorphisme des plaies et leur gestion médico-chirurgicale (intervention locale éventuelle et thérapeutique systémique destinée à éliminer le contaminant). S'il existe des schémas généraux en termes de bio-cinétique et de traitement, la pratique montre que chaque situation a ses propres spécificités qu'il n'est évidemment pas possible de modéliser dans le détail.

Trois exemples vraisemblables seront considérés mais on les ramènera, pour simplifier, à une activité initiale  $A_0 = 1 \text{ kBq}$ .

#### B.1. Iode 131

On considérera une période biologique de rétention de 10 jours et, la période radioactive étant de 8 jours, cela correspond à une période effective de 4,4 jours. La formule donnant la dose engagée H en mSv figure dans le § 3.1. :

$$H = 24 A_0 \dot{h}^* \int_0^{18250} r(t) dt$$

avec, ici,  $A_0 = 1 \text{ kBq}$  par hypothèse,  $\dot{h}^* = 2,1 \times 10^{-1} \text{ mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}$  d'après le

$$\text{tableau I et } \int_0^{18250} r(t) dt = \int_0^{18250} e^{-(0,693/4,4)t} dt = 4,4 / 0,693 = 6,35, d'où :$$

$$H = 24 \times 0,21 \times 6,35 = 32 \text{ mSv}.$$

## B.2. Cobalt 60

On supposera une rétention à deux composantes, 30 % avec une période de 10 jours et 70 % avec une période de 100 jours. La période radioactive dépassant 5 ans, il est justifié de ne pas en tenir compte pour les périodes effectives. Dans ces conditions,  $\dot{h}$  (Tab. I) étant égal à  $1,5 \times 10^{-1} \text{ mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}$ , on obtient :

$$\begin{aligned} H &= 24 \times 0,15 \int_0^{18250} 0,3 e^{-(0,693 / 10) t} + 0,7 e^{-(0,693 / 100) t} dt \\ &= 24 \times 0,15 [0,3 \times (10 / 0,693) + 0,7 \times (100 / 0,693)] = 380 \text{ mSv.} \end{aligned}$$

## B.3. Plutonium 239

On supposera une rétention à deux composantes, 10 % avec une période de 10 jours et 90 % avec une période de 10 000 jours. Compte tenu de la période radioactive du plutonium, les périodes biologiques sont aussi les périodes effectives. D'après le tableau I,  $\dot{h}$  est égal à  $110 \text{ mSv h}^{-1} \text{ kBq}^{-1}$  et par conséquent :

$$\begin{aligned} H &= 24 \times 110 \int_0^{18250} 0,1 e^{-(0,693 / 10) t} + 0,9 e^{-(0,693 / 10\,000) t} dt \\ &= 24 \times 110 [0,1 \times (10 / 0,693) \\ &\quad + 0,9 \times (10\,000 / 0,693) (1 - e^{-(0,693 / 10\,000) 18250})] \\ &= 2,5 \times 10^7 \text{ mSv.} \end{aligned}$$

## RÉFÉRENCES

- Balestic F. (1995) Interactions des rayonnements ionisants avec la matière, dans : *Rayonnements et traitement ionisants*, pp. 11–60. Masson, Paris.
- Berger M.J. (1971) Energy deposition in water by photons from point isotropic sources. Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD), Pamphlet n° 2, *J. Nucl. Med.* **12**, 15-25.
- Chaptinel Y., Durand F., Piechowski J., Menoux B. (1988) Dosimétrie et thérapeutique des contaminations cutanées, Rapport CEA-R-5441.
- De Carlan L., Aubineau-Lanièce I., Lemosquet A., Borissov N., Jourdain J.R., Jeanbourquin D., Le Guen B., Franck D. (2003) Application of new imaging and calculation techniques to activity and dose assessment in the case of a  $^{106}\text{Ru}$  contaminated wound, dans : *Workshop on internal dosimetry of radionuclides, 9-12 september 2002, Oxford, Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 219-223.
- LMRI (1987) Laboratoire de métrologie des rayonnements ionisants, Radionucléides, CEA, Gif-sur-Yvette, France.
- Little J.B. (2002) Radiation-induced genomic instability and bystander effects: implications for radiation protection, *Radioprotection* **37**, 261-282.
- Piechowski J., Menoux B., Chaptinel Y. (1992) Évaluation de l'exposition systémique résultant d'une blessure contaminée par des produits radioactifs, Rapport CEA-R-5583.