

# RADIO CONTAMINATION INTERNE

## EVALUATION DE LA DOSE ENGAGÉE

Dr P.G. BEAU CEA/CENFAR

### I. CONCEPT DE DOSE ENGAGÉE

La dose engagée est un concept propre à la radio contamination interne. Contrairement à l'irradiation externe où la dose est délivrée en totalité à l'instant, la dose engagée se constitue au cours du temps. C'est une quantité évaluée et calculée.

L'évaluation concerne l'acquisition de l'activité qui a séjourné dans les organes et tissus contaminés. Sa valeur dépend de l'interprétation des résultats des mesures pratiquées chez le contaminé au moyen de modèle biomathématiques.

Il s'agit de modèles métaboliques biocinétiques de l'élément chimique qu'est pour l'organisme le radionucléide. Ces modèles sont représentatifs d'un homme standard, modèle anatomophysiologique d'un homme moyen.

Une seconde catégorie de modèles permet d'obtenir la dose : ce sont les modèles biophysiques, dosimétrie d'absorption d'énergie des rayonnements dans les organes et tissus. Ils font appel à des simulations d'interaction rayonnement - matière biologique dans un contexte humain virtuel.

L'évaluation de la dose engagée apparaît donc comme une démarche pluri-disciplinaire, dont nous allons présenter les étapes avec des outils correspondants.

### II. MODÈLES BIOCINÉTIQUES

Ils donnent une description mathématique du parcours du radionucléide, sous sa forme physico-chimique, en relation avec le secteur concerné de l'organisme. On distingue deux secteurs anatomophysiologiques : celui des portes d'entrée et le secteur systémique (sang, liquide extracellulaires et organes).

#### A - SECTEUR DES PORTES D'ENTREE

1) C'est le secteur où se situe l'Incorporation (I) définie comme la quantité de radionucléide en Becquerels (Bq) prélevée par l'organisme, dans le milieu extérieur, sous forme d'un composé chimique ; ce sont les caractéristiques physico-chimiques du composé qui jouent ici et non la nature du radionucléide. On peut avoir :

- une incorporation par Inhalation (INH) conduisant à un modèle de l'appareil respiratoire dans lequel le dépôt de l'aérosol, dans les différentes régions, est quantifié en fonction de la granulométrie de ses particules. La quantité déposée est différente de la quantité inhalée par l'existence d'une quantité exhalée. Le dépôt est suivi d'une épuration qui s'effectue avec une cinétique exponentielle décroissante à tous les étages respiratoires par deux processus :

. Le premier, par l'appareil ciliaire bronchique, est mécanique avec passage des particules dans le tube digestif.

. Le second est biochimique par dissolution dans le mucus bronchique et le liquide alvéolaire (surfactant).

Une partie du dépôt passe dans le secteur systémique. La capacité de migration du dépôt vers ce secteur est nommée transférabilité et est quantifiée en trois classes : lente, moyenne et rapide par la valeur de la période biologique associée.

→ Une incorporation par ingestion (ING) : le modèle digestif adopte une segmentation de l'ensemble gastro-intestinal avec une cinétique de transfert entre segments et d'absorption systémique adaptée à la courte durée de transit.

→ Une incorporation par injection (INJ) c'est le cas de la pénétration sanguine percutanée ou par blessure. La variabilité de l'atteinte rend la modélisation très difficile, la cinétique locale étant peu accessible. Quand seule une partie du contaminant diffuse dans le secteur systémique se pose le problème d'une dose à la peau significative.

2) Rétention dans le secteur des portes d'entrée : c'est la fraction de la quantité déposée présente à un temps quelconque t. Dans le cas de l'appareil respiratoire, elle est modélisée par région et définie par rapport à l'incorporation I. Pour la région trachéo-bronchique (TB) on peut formuler la rétention biologique par :

$$R_{TB}^{INH}(t) = \frac{Q_{TB}^{INH}}{I}(0) \cdot e^{-\lambda_{TB} \cdot t} \quad \text{où} \quad Q_{TB}^{INH}(0)$$

est le dépôt initial en TB (Bq)

$e^{-\lambda_{TB} \cdot t}$  est la fonction de décroissance exponentielle par épuration biologique.

En prenant la fraction en TB du dépôt global, la décroissance radioactive associée  $e^{-\lambda \cdot t}$  au transfert biologique et en se rapportant à 1 Bq incorporé, on obtient l'expression de la rétention effective au temps t :

$$r_{TB}^{INH}(t) = \frac{R_{TB}^{INH}(0)}{1} \cdot e^{-(\lambda_{TB} + \lambda) \cdot t}$$

## B - SECTEUR SYSTÉMIQUE (SYS) :

1) Dans ce secteur se situent l'absorption passage du radionucléide dans le sang et les liquides extracellulaires et sa distribution dans les organes et tissus en fonction du métabolisme propre à l'élément stable.

2) La modélisation de la rétention perd le caractère générique qu'elle avait dans le secteur des portes d'entrée : on a des représentations en compartiments différents selon les organes ou partie d'organes concernés et liés par des coefficients de transfert.

La rétention peut être diffuse (Tritium, Césium) ou localisée (Plutonium : os et foie). Les modèles réunissent des fractions à élimination rapide et lente exponentielle. La rétention à forme :

$$r_{SYS}(t) = \sum_{i=1}^n \frac{Q_{ORG,i}^{SYS}}{Q_{ORG,i}^{SYS,max}(0)} \cdot e^{-\lambda \cdot t} = \sum_{i=1}^n R_{ORG,i}^{SYS}(t) \cdot e^{-\lambda \cdot t}$$

Où  $Q_{ORG,i}^{SYS,max}(t)$  correspond au dépôt initial maximum dans l'organe i consécutif à la phase d'invasion sanguine. Cette dernière étant très brève, sa cinétique n'est pas prise en compte.

3) L'Élimination effective et la fraction de la quantité présente à un temps donné t dans un organe ou tissu représenté par un compartiment et qui le quitte en combinant décroissance biologique et radioactive, par unité de temps. Elle est obtenue mathématiquement par dérivation de l'équation de rétention. Il en résulte l'équation de débit suivante en jour<sup>-1</sup> :

$$\dot{y}_{SYS}(t) = \sum_{i=1}^n \left\{ \frac{d}{dt} [R_{ORG,i}^{SYS}(t)] - \lambda \cdot R_{ORG,i}^{SYS}(t) \right\} \cdot e^{-\lambda \cdot t}$$

L'élimination, par son retour au compartiment extracellulaire et vasculaire, est suivie de l'excrétion, mais aussi pour certains contaminants d'un recyclage partiel (cas de l'iode) qui complique la modélisation.

4) l'excrétion, dernière étape métabolique, se formule en appliquant à l'équation précédente un coefficient  $f_u$  pour la voie urinaire et  $f_f$  pour la voie fécale métabolique (hépatique) avec  $f_u + f_f = 1$ . Ces fractions sont supposées constantes pendant toute la durée de l'élimination. On a pour les deux voies en j<sup>-1</sup> :

$$\dot{y}_u^{SYS}(t) = f_u \cdot \dot{y}_{SYS}(t) \quad \text{et} \quad \dot{y}_f^{SYS}(t) = f_f \cdot \dot{y}_{SYS}(t)$$

### C - LIAISON ENTRE LES DEUX SECTEURS

Il s'agit de la prise en compte au niveau de la rétention systémique de la cinétique des portes d'entrée. C'est surtout le cas de l'inhalation, ou pour certaines formes de contaminant, l'appareil respiratoire devient un réservoir délivrant son activité au sang avec des périodes biologiques et effectives très longues (cas de l'uranium et du plutonium sous forme d'oxydes peu transférables). Le couplage mathématique entre les cinétiques conduit à des quantités par Bq inhalé pour la rétention  $r_{SYS}^{INH}(t)$  et pour l'excrétion :

$$\dot{y}_u^{INH}(t) \quad , \quad \dot{y}_f^{INH}(t)$$

Ces quantités vont être les outils d'interprétation des résultats des mesures pratiquées sur les personnes.

## III. ÉVALUATION DE L'ACTIVITÉ INCORPORÉE

Elle est fondée sur les relations entre les mesures et les modèles bio-cinétiques.

### A - MESURES DIRECTES - RÉTENTIONS

Les mesures de détection externe directement sur la personne se font par comptage ou spectrométrie gamma à condition que les photons X. ou gamma émis aient une énergie d'au moins quelques dizaines de Kev.

Deux cas de figure se présentent :

1) La mesure locale : c'est le cas de la thyroïde pour l'iode 131.

À la mesure  $m_{THYR}(t)$  au jour t après l'incorporation, on associe la rétention  $r_{THYR}^{INH}(t)$  ou  $r_{THYR}^{ING}(t)$  par Bq inhalé ou ingéré prise sur une courbe préétablie.

L'activité I incorporée est alors donnée par :

$$I = \frac{m_{THYR}(t)}{r_{THYR}^{INH}(t)} B_q \quad \text{Ou} \quad I = \frac{m_{THYR}(t)}{r_{THYR}^{ING}(t)} B_q$$

2) la mesure globale : utilisée dans le cas du césium-137, elle conduit pour l'activité incorporée à la formulation :

$$I = \frac{m_{SYS}(t)}{r_{THYR}^{ING}(t)} B_q \quad \text{ou} \quad I = \frac{m_{SYS}(t)}{r_{SYS}^{ING}(t)} B_q$$

L'incertitude sur l'activité incorporée dépend de celles sur la mesure et sur la fonction bio-cinétique. L'efficacité de comptage, particulier en spectrométrie, est influencée par les étalonnages effectués avec des fantômes humains approximatifs.

L'incertitude sur la mesure peut-être plus importante que celle sur la rétention.

## B - MESURES INDIRECTES - EXCRÉTIIONS

Ce sont les analyses radio-toxicologiques effectuées sur les urines, mais aussi sur les selles lorsque l'on a un cas d'inhalation ou d'ingestion d'un radionucléide sous forme d'un composé peu transférable.

Après un accident connu les prélèvements urinaires sont pratiqués sur une durée de 24 heures pour tenir compte des variations de concentration. Dans ces conditions la quantité incorporée pour un composé peu transférable et distribué ponctuellement, est obtenue par : (t en jour)

$$I = \frac{m_u(t \text{ à } t + 1)}{\int_t^{t+1} y_u^{INH}(\theta) d\theta} B_q \quad \text{et} \quad I = \frac{m_u(t \text{ à } t + 1)}{\int_t^{t+1} y_u^{SYS}(\theta) d\theta} B_q$$

pour un composé très transférable et distribué dans tout l'organisme. Dans les deux cas l'intégrale au dénominateur est tabulée ou lue sur une courbe pour le temps t après l'incorporation.

L'incertitude prédomine sur la partie bio-cinétique, les fonctions d'excrétion devant prendre en compte tout le trajet effectué par le contaminant y compris les variations physiologiques de l'excrétion rénale.

La mesure bénéficie de géométries de comptage excellentes, contrairement à la détection externe directe.

#### IV. MODELES BIOPHYSIQUES

##### Modèle d'absorption d'énergie dans les organes et tissus

##### A - LES COUPLES D'ORGANES SOURCE (S.) - CIBLE (T)

Ces couples d'organes ramenés à des solides géométriques simples sont disposés dans une forme humaine virtuelle dans laquelle on réalise une simulation des interactions rayonnement - matière dans et entre ces volumes.

Pour les rayonnements pénétrants (photons X. ou gamma), le tissu T a pour tissus sources lui-même (s'il a concentré le radionucléide) et les tissus voisins également contaminés.

On a :  $S = T$  et  $S \neq T = S_1, S_2, \dots, S_n$

Pour les rayonnements non pénétrants (particules  $\alpha$ ) : on a seulement  $S = T$  et  $S \neq T = 0$

##### B - FRACTION ABSORBEE de rayonnement par le tissu cible T :

Pour un rayonnement pénétrant I où  $S_j \neq T$  c'est l'énergie absorbée en Mev par désintégration dans T en provenance de  $S_j$  et rapportée à l'énergie initiale  $E_0$  émise en  $S_j$ , soit :

$$F_{ab,i}(T \leftarrow S_j) = \frac{E_{ab,i}(T \leftarrow S_j)}{E_{0,i}(S_j)}$$

Pour  $S = T$ , on a :

$$F_{ab,i}(T \leftarrow T) > F_{ab,i}(T \leftarrow S_j)$$

Dans le cas d'un rayonnements non pénétrant, on a :

$$F_{ab,i}(T \leftarrow S_j) = 0 \quad \text{et} \quad F_{ab,i}(T \leftarrow T) = \max$$

##### C - ENERGIE MASSIQUE EFFICACE :

$$E_{ab,i}(T \leftarrow S) = \sum_i \sum_j \frac{E_{0,i} \cdot Y_i \cdot W_i \cdot F_{ab,i}(T \leftarrow S_j)}{M_T}$$

C'est l'énergie absorbée par le tissu T pour tous les couples S – T concernés, l'ensemble des rayonnements émis par le radionucléide est exprimé en :

$$\frac{M_{eV}}{\text{désintégration} \times \text{Kg de tissu T}}$$

Où  $Y_i$  est la probabilité d'émission du rayonnement  $i$ ,  $W_i$  son facteur de qualité fixant son efficacité biologique relative par rapport aux photons où  $W_i = 1$ . Pour les électrons  $W_i = 1$ , les protons, les neutrons  $W_i = 10$  et pour les particules  $\alpha$   $W_i = 20$ .

Ces énergies ont été tabulées sur ordinateur et vont constituer l'essentiel de la partie dosimétrique de la dose engagée.

## V. FORMULATION DU DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE

### A - PARTIE MÉTABOLIQUE

Elle donne un débit d'activité en nombre de désintégrations par jour et pour un Bq incorporé dans le/les tissus sources/cibles.

En prenant pour exemple l'inhalation :

$$\dot{A}_S(t) = K_1 \sum_{\substack{S=T \\ S \neq T}} r_S^{INH}(t) \text{ avec } K_1 = \frac{1 \text{ désintégration}}{\text{seconde}} \times \frac{86400 \text{ sec.}}{\text{jour}}$$

### B – PARTIE DOSIMETRIQUE

La dose par désintégration correspondant à la partie métabolique est :

$$D(T \leftarrow S) = K_2 \frac{E_{ab,i}(T \leftarrow S)}{MT} \text{ avec } K_2 = 1,6 \cdot 10^{-13} \frac{\text{Kg.Sievert}}{\text{MeV}}$$

$$1 \text{ Sievert } (Sv) = \frac{1 \text{ Joule pondéré}}{\text{Kg}}$$

### C – DEBIT DOSE ABSORBEE

En prenant la notation habituelle, on a :

$$\dot{h}_T^{INH}(t) = \dot{A}_S(t) \times D(T \leftarrow S) \frac{Sv}{j.B_q \text{ incorporé}}$$

## VI. DOSE ENGAGÉE

Dont la formulation précédente la quantité  $\dot{A}_s(t)$  est la seule variable du temps. C'est donc sur elle que va porter l'intégration sur 50 ans (18 250 jours) à partir du jour de l'incorporation qui définit la dose engagée (quantité tabulée) :

$$h_{50,T}^{INH} = \int_{t_0}^{t_0+18250} \dot{A}_s(t) dt \times D(T \leftarrow S) \frac{S_v}{B_q \text{ incorporé}}$$

### A- DOSE ENGAGÉE POUR UNE INCORPORATION UNIQUE I (Bq)

$$H_{50,T}^{INH} = I \times h_{50,T}^{INH} S_v$$

L'incorporation chronique fait l'objet d'un traitement mathématique particulier nécessitant l'introduction d'un débit et d'une durée d'incorporation.

### B - DOSE ENGAGÉE ET EFFICACE

On introduit dans la formulation de base un facteur de pondération pour le risque radiologique à l'organe T correspondant à un radionucléide donné. Le risque est celui de la survenue à long terme d'effets pathologiques aléatoires dans une population de personnes exposées (cancers connus pour être radio inductibles).

Ce facteur est défini par la relation :

$$W_T = \frac{\alpha_T}{\sum_{T=1}^N \alpha_T}$$

Où  $\alpha_T$  est la pente linéaire aux faibles doses de la relation dose-effet fournie par l'épidémiologie, N est le nombre variable d'organes pris dans le risque global.

$W_T$  représente donc la contribution relative de l'organe T au risque global dans un but comparatif.

## VII. CONCLUSION

Bien que déjà très développée l'évaluation de la dose engagée reste en constante évolution. Si la partie biophysique est assez stable, la partie métabolique a fait l'objet de mises à jour des paramètres bio-cinétiques à partir de données récentes et des logiciels de calcul d'incorporation ont été mis au point.