

COMMISSARIAT À L'ÉNERGIE ATOMIQUE

LA DOSIMÉTRIE EXTERNE DES RAYONNEMENTS IONISANTS DE LA RÉFÉRENCE NATIONALE AUX UTILISATEURS EN RADIOTHÉRAPIE ET EN RADIOPROTECTION

par Jean-Marc BORDY

CEA SACLAY

DIRECTION DE LA RECHERCHE TECHNOLOGIE

LABORATOIRE D'INTÉGRATION DES SYSTÈMES

ET DES TECHNOLOGIES

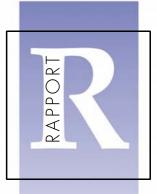
DÉPARTEMENT DES TECHNOLOGIES DU CAPTEUR

ET DU SIGNAL

LABORATOIRE NATIONAL HENRI BECQUEREL

DIRECTION DES SYSTÈMES
D'INFORMATION

CEA / SACLAY 91191 GIF-SUR-YVETTE CEDEX FRANCE



RAPPORT CEA-R-6214

2009

- Rapport CEA-R-6214 -

CEA Saclay

Direction de la Recherche Technologique
Laboratoire d'Intégration des Systèmes et des Technologies
Département des Technologies du Capteur et du Signal
Laboratoire National Henri Becquerel

LA DOSIMÉTRIE EXTERNE DES RAYONNEMENTS IONISANTS
DE LA RÉFÉRENCE NATIONALE AUX UTILISATEURS
EN RADIOTHÉRAPIE ET EN RADIOPROTECTION

par

Jean-Marc BORDY

RAPPORT CEA-R-6214 – Jean-Marc BORDY

«La dosimétrie externe des rayonnements ionisants. De la Référence nationale aux utilisateurs en radiothérapie et en radioprotection»

Résumé - Ce mémoire présente un tour d'horizon de la dosimétrie externe des rayonnements ionisants pour la protection de l'Homme. S'intéressant à ce sujet, nous sommes d'emblé confronté à la diversité de ses aspects : radioprotection des travailleurs et du public, expositions médicales pour la radiothérapie, le diagnostic, la chirurgie, et situations accidentelles. Souvent, on remarque qu'il est tentant de séparer ces domaines. Cette démarche scinde artificiellement un tout et en contrarie la compréhension. Nous soulignons les points de convergence et les liens qui existent entre les concepts dosimétriques adoptés pour traiter ces domaines. Il est aussi apparu nécessaire d'éviter de proposer un dictionnaire de définitions copiées dans les rapports des commissions internationales, et d'adopter le formalisme des rapports de l'ICRU. C'est pourquoi les définitions, lorsqu'elles sont indispensables, ne sont reprises qu'en annexe. Ce texte présente les raisons qui ont conduit à l'adoption du système de grandeurs utilisé aujourd'hui pour la dosimétrie externe des rayonnements ionisants. Après une introduction traitant du principe global de ce système, le premier chapitre aborde les grandeurs « physiques » et des méthodes utilisées pour la détermination des références nationales. Le deuxième chapitre, au travers de la radioprotection des travailleurs et du public décrit le lien entre les grandeurs « opérationnelles » mesurables et les grandeurs de « protections » non mesurables mais permettant d'établir les limites d'exposition et de vérifier leurs respects. Le troisième chapitre aborde les difficultés rencontrées pour la mesure en dosimétrie de zone et en dosimétrie individuelle. Le quatrième chapitre traite de la spécificité des expositions médicales avec les grandeurs « pratiques », le principe d'optimisation et les modalités de mise en œuvre pour la radiothérapie. Un cinquième et dernier chapitre aborde succinctement le cas des expositions concertées et de l'accident. En conclusion, nous analysons les besoins et quelques pistes de travail potentielles pour la métrologie des rayonnements ionisants.

2009 - Commissariat à l'Énergie Atomique – France

RAPPORT CEA-R-6214 – Jean-Marc BORDY

$\,$ «External dosimetry for ionising radiation. From the national standard to the users in radiotherapy and radiation protection $\,$ »

Abstract - This report presents a review of the external dosimetry of the ionising radiations for the protection of the human being. Looking at this topic, at first we are confronted with its diversity: the protection of the workers and the public against radiations, the medical exposures for radiotherapy, diagnosis and surgery, and the accidental situations. These aspects are often artificially separated so that the global comprehension becomes more difficult. We underline the points of convergence and the bonds which exist between the concepts of dosimetry adopted to deal with its different aspects. It also appeared useful to avoid proposing a dictionary of definitions copied in the reports of the international commissions, and adopting the formalism of the ICRU reports. This is why the definitions, when they are essential, are put in appendix. This text presents the reasons which led to the adoption of the system of quantity used today for the external dosimetry of the ionising radiations. After an introduction dealing with the general principle, the first chapter deals with the "physical" quantities and the methods used for the determination of the national references. The second chapter, through the protection against radiation of the workers and the public, describes the bonds between the measurable "operational" quantities and the non measurable "protections" quantities which allow establishing the radiation protection limits and check that they are respected. The third chapter deals with the difficulties encountered for the measurements in area and personal dosimetry. The fourth chapter deals with the specificities of the medical exposures with the "practical" quantities, the principle of optimisation and how radiotherapy is implemented. The fifth chapter briefly describes the case of the concerted exposures and of the accident. In conclusion, we analyse the needs and some potential new avenues of work for the metrology of the ionising radiations.

2009 – Commissariat à l'Énergie Atomique – France

Avant-propos

Ce mémoire est celui de l'Habilitation à Diriger des Recherches que l'auteur a présentée le 21 novembre 2008 à l'Université de Nice Sophia Antipolis.

Les membres du jury étaient par ordre alphabétique :

Jean Barthe (Directeur de recherche ; Docteur D'Etat)

Franscesco Fernandez (Commissaire auprès du gouvernement Espagnol pour la sécurité nucléaire – Professeur à l'Université Autonome de Barcelone – Espagne ; Président du jury)

Jean-Pierre Gérard (Directeur du Centre Antoine Lacassagne à Nice ; Professeur à la faculté de médecine de l'Université de Nice Sophia Antipolis)

Sabet Hachem (Professeur à l'Université de Nice Sophia Antipolis – Directeur du laboratoire de physique médicale)

Hanna Kafrouni (Président Directeur Général de la société Dosisoft ; Docteur d'Etat)

Serge Marcié (Chef de service de physique médicale au Centre Antoine Lacassagne à Nice; HDR)

Wolfgang Sauerwein (Professeur à la faculté de médecine de l'Université de Essen - Allemagne)

Table des matières

Introduction.
I – Des grandeurs physiques aux références nationales pour la dosimétrie.
 II – Les grandeurs en radioprotection des travailleurs et du public. 1 Les grandeurs de protection 2 Les grandeurs opérationnelles
III Mesure des grandeurs opérationnelles
 IV – Expositions médicales 1 Exposition pour le diagnostic (radioprotection des patients). 1.1 Les grandeurs pratiques. 1.2 Des grandeurs pratiques aux grandeurs de protection. 1.3 Les NRD moyen d'optimisation 2 Dosimétrie pour la radiothérapie.
V - Dosimétrie d'accident et expositions concertées
Conclusion – analyse du besoin – voies de recherches dans les prochaines années.
Annexes
Liste des sous chapitres
Liste des annexes
Bibliographie

Introduction.

1 Un seul indicateur – une seule mesure ?

En matière de dosimétrie externe des rayonnements ionisants pour la protection de l'homme, il est souhaitable de disposer d'une grandeur unique qui réponde à l'ensemble des besoins,

- > pour l'établissement de références nationales,
- pour rendre compte du risque lié aux effets déterministes et aux effets stochastiques de l'exposition aux rayonnements,
- > pour les besoins de la radioprotection, de la radiothérapie et du radiodiagnostic.

Hélas ce souhait n'est pas exhaussé! À chaque besoin correspond une catégorie de grandeurs composant un tout, dont la complexité n'est qu'apparente (figure 1).

2 Dualité des effets du rayonnement.

Les raisons principales de la multiplication des grandeurs tiennent dans la dualité entre effets physiques du rayonnement (ionisation et excitations d'atomes, réactions nucléaires ...), et leurs conséquences au niveau biologique (altération de molécules conduisant à la mort cellulaire ou à son disfonctionnement) et pour chacun d'eux respectivement dans la variété :

- des réactions des cellules et des organes selon leurs natures en fonction de la « dose » et de son débit.
- des modes d'interaction du rayonnement selon sa nature et son énergie.

Ce très large panel de mécanismes conduit, au niveau biologique macroscopique, à la multiplicité des effets du rayonnement sur le vivant – dont nous laissons la description aux spécialistes de la médecine. De fait, les effets sont classés par la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR, en anglais *ICRP*) en deux catégories :

- les **effets stochastiques** (aussi dit effets à long terme); c'est-à-dire l'apparition de cancers radio induits (effets somatiques) ou de mutations génétiques transmises à la descendance (ces derniers étant qualifiés d'effets héréditaires) résultant du dommage subit par une seule cellule,
- les réactions tissulaires (en anglais, « tissue reactions ») détectables lorsque le nombre de cellules mortes est suffisamment important. Elles peuvent apparaître à court terme ou tardivement (le délai peut atteindre des années, dans ce cas le terme est « réaction tissulaires générique ») lorsqu'une valeur d'exposition seuil est dépassée le Elles présentent une augmentation de la sévérité de l'effet avec la « dose ». Dans les publications 60 (1991) et 103 (2007) de la CIPR, elles sont qualifiées « d'effets déterministes » et dans la publication 41 (1984) le terme « d'effets non stochastiques » était utilisé.

Pour les effets stochastiques, l'un des éléments clefs est l'adoption par la CIPR de la relation linéaire sans seuil, hypothèse conservative qui stipule que, pour les faibles débits de « dose », la probabilité globale d'apparition d'effets stochastiques est proportionnelle à la « dose » aussi petite soit elle. Cela fourni une « base biologique » à l'additivité des « doses de rayonnements » et introduit le principe ALARA qui stipule que l'on réduise au niveau le plus faible possible l'exposition des travailleurs et du public aux sources de rayonnements d'origine non naturelle.

¹ Le seuil est la valeur de « dose » pour laquelle la réaction tissulaire apparaît dans 1% des cas.

3 Rôle et utilisation des catégories de grandeurs dosimétriques.

Pour rendre compte de l'apparente complexité du système de grandeurs dosimétriques, il convient, dans un premier temps, de brosser un tableau, le plus schématique et simple possible, de l'objet et des liens existants entre les différentes catégories de grandeurs dosimétriques.

La dosimétrie, étymologiquement « mesure de la dose », est une discipline fondée sur la mesure physique de l'échange d'énergie entre le rayonnement et la matière. C'est donc naturellement que le point de départ du système de grandeurs dosimétriques se trouve au niveau des grandeurs « physiques », dites aussi primaires, assez aisément accessibles aux techniques de mesures absolues ². Les grandeurs primaires ont vocation à l'établissement et à la comparaison des références nationales des différents pays. Les autres catégories de grandeurs sont :

- pour quantifier le risque d'effet stochastique de l'exposition aux rayonnements, établir des limites d'expositions des travailleurs et du public (voir paragraphe 16) et vérifier le respect de ces limites dans le cadre de la radioprotection, les grandeurs de protections (« protection quantities » en anglais), définies par la CIPR,
- > pour mesurer l'exposition des travailleurs aux rayonnements ionisants, **les grandeurs opérationnelles** (« *operational quantities* » en anglais), développées par l'ICRU ³,
- pour mesurer et optimiser l'exposition des patients subissant des examens diagnostics et la comparer aux niveaux de références en diagnostic définis pour chaque type d'examen, **les grandeurs pratiques** (« *practical quantities* » en anglais), dont l'usage s'étend à partir de concepts développés au Royaume Uni dans les années 1980.

Afin de compléter le panorama des grandeurs utilisées, nous devons ajouter celles relatives aux fortes doses (donnant lieu à l'apparition d'effets déterministes) rencontrées dans le cadre des **expositions accidentelles** et de la **radiothérapie** pour lesquelles une dénomination globale n'est, en général, pas arrêtée du fait de la similitude avec les grandeurs primaires et de la spécificité des applications ; Applications dans le cadre desquelles il appartient au corps médical de prendre les décisions pour assurer le meilleur traitement possible.

<u>4 Relations entre les catégories de grandeurs dosimétriques.</u>

La figure 1 présente schématiquement les liens entre ces grandeurs. Nous faisons apparaître des « frontières », parfois arbitraires, entre les domaines de la radioprotection et hors radioprotection, et ceux des expositions médicales d'une part et des expositions professionnelles et accidentelles de l'autre.

² La mesure d'une grandeur est dite absolue lorsque la technique mise en œuvre ne requiert pas un étalonnage préalable dans la grandeur mesurée.

³ ICRU: International Commission in Radiation Units and Measurements

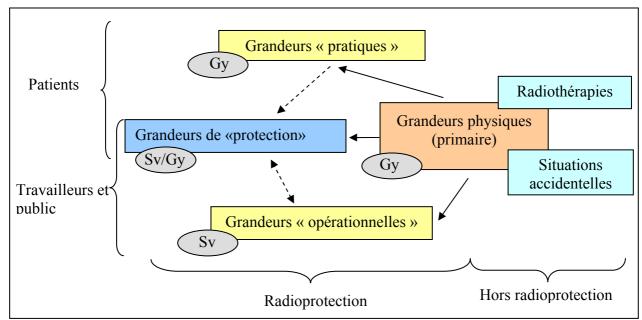


Figure 1 : Schéma simplifié du système de grandeurs dosimétriques pour les rayonnements ionisants

Comme il a été souligné au paragraphe précédent, à l'origine de ce système, nous trouvons les **grandeurs physiques.** C'est à partir de ces dernières que, pour la radioprotection, les **grandeurs de protection, les grandeurs opérationnelles et les grandeurs pratiques** sont déterminées. Toutes ces catégories de grandeurs sont dites « traçables », par le calcul ou l'étalonnage aux grandeurs physiques.

Ainsi les **grandeurs de protections** sont **calculées** au moyen de **modèles anthropomorphiques** au sein desquels la « trajectoire » et les interactions du rayonnement sont « reproduites » ⁴.

Les **grandeurs opérationnelles** sont elles aussi « traçables » aux grandeurs physiques ; leurs valeurs théoriques sont calculées à partir de modèles simplifiés (fantômes sphérique, cylindriques et parallélépipédique taillés dans un matériau équivalent au tissu, champs de rayonnements uniformes et expansés) sur lesquels nous reviendrons plus loin. Elles peuvent aussi être mesurées au moyen de dosimètres préalablement étalonnés. Les grandeurs opérationnelles servent **d'estimateurs mesurables**, « aussi conservatifs que possible » sans trop surestimer les grandeurs de protection.

Contrairement aux grandeurs opérationnelles, les **grandeurs pratiques** ne sont pas des estimateurs des grandeurs de protection. Chacune d'elles est **spécialement adaptée à une ou plusieurs catégories d'examen** (scanner, mammographie, ...). Elles sont **mesurables** au moyen de dosimètres étalonnés. Les valeurs théoriques peuvent être calculées à partir des grandeurs physiques pondérées par des coefficients représentatifs des réglages des générateurs de RX et des modalités de réalisation de l'examen (tension appliquée à la cathode, intensité du courant, distance source-peau, facteur de rétro diffusion du rayonnement par le patient, surface exposée, nombre de rotations pour un scanner, ...). Elles sont utilisées pour établir les Niveaux Diagnostics de Référence (NDR – « *Diagnostic Reference Level (DRL)* » en anglais) qui

_

⁴ Les codes de calcul utilisés sont fondés sur la méthode de Monte-Carlo utilisant des fonctions de probabilité pour choisir la localisation de chaque événement, le type d'interaction, l'énergie, la nature et la direction du ou des rayonnements émergeants.

constituent l'outil d'optimisation des expositions médicales en diagnostic. Les calculs dans des fantômes anthropomorphiques permettent d'évaluer les grandeurs de protection à partir des grandeurs pratiques.

Dans le domaine des fortes doses pour la **radiothérapie et de la dosimétrie d'accident**, les grandeurs sont fondées sur les mêmes concepts que ceux des grandeurs primaires et sont donc directement accessibles aux moyens de mesures absolues. C'est donc au corps médical de quantifier au cas par cas la probabilité d'apparition d'effets stochastiques et la gravité des effets déterministes.

Pour terminer, le cas des **expositions concertées** n'est pas indiqué sur la figure 1. Selon l'ampleur de l'exposition aux rayonnements, il sera pris en compte soit dans le cadre de la radioprotection au moyen des grandeurs opérationnelles et de protection, soit dans celui de la dosimétrie d'accident.

Chacun peut retrouver les définitions des différentes grandeurs dans les documents rédigés par les commissions et instances internationales (ICRU, CIPR, AIEA ...). L'objet de ce mémoire est de fournir un éclairage aussi démystificateur que possible sur l'ensemble du système. Le parti a donc été pris de ne reprendre, en annexe, que les définitions nécessaires à la compréhension des concepts dosimétriques afin de ne pas alourdir le texte principal.

Chapitre I

Des grandeurs physiques, dites « primaires », aux références nationales.

Dans ce chapitre, après avoir présenté le concept de dose, répondant aux critères pour le choix des grandeurs dosimétriques primaires, utilisables pour l'établissement des références nationales, nous traitons des méthodes de mesure absolue ainsi que du consensus international sur les grandeurs spécifiques et les indices de qualité utilisés en fonction de la nature des champs de rayonnements.

5 « Caractéristiques nécessaires pour une grandeur physique. »

Une grandeur physique doit être:

- > Evidente et compréhensible,
- Aussi aisément que possible accessible à la mesure et stable
- Exempte de toutes ambiguïtés pour définir toutes les composantes d'un champ de rayonnements,
- ➤ Mathématiquement utilisable (additivité, linéarité, intégration ...).

Ainsi, elle doit permettre de calculer les valeurs théoriques des autres grandeurs (opérationnelles, pratiques et de protection).

6 Deux candidats complémentaires.

L'interaction du rayonnement ionisant avec la matière se traduisant par un échange d'énergie, c'est donc une **quantité d'énergie par unité de masse** qui est la mieux adaptée ⁵ – C'est le comité international des unités pour les rayons X (aujourd'hui renommée ICRU) qui a introduit pour la première fois le terme « dose » en 1938. Ce concept est « traduit » en termes de **joules par kilogramme** dans le système international d'unité.

Il convient cependant de séparer le cas des particules chargées et des particules électriquement neutres. Confronté à la diversité des modes d'interaction de ces dernières, le **nombre de particules par unité de surface (la fluence)** peut s'avérer plus facile à mesurer. Il convient donc de disposer de coefficients de conversion de la fluence vers la quantité d'énergie par unité de masse. Ces coefficients sont obtenus par le calcul.

L'accessibilité à la mesure de ces deux grandeurs est assurée (chambres d'ionisation, spectromètre, ...), la simplicité des concepts permet de lever d'éventuelles ambiguïtés.

7 De la microdosimétrie vers la dosimétrie.

Les interactions du rayonnement avec la matière sont de nature discrète ⁶. Il en résulte qu'au <u>niveau microscopique</u> (on parle alors de microdosimétrie), la quantité d'énergie échangée entre le rayonnement et la matière dans un volume donné varie de manière aléatoire avec le nombre d'interactions dont il est le siège. La grandeur utilisée en microdosimétrie est exprimée en joules par kilogramme, c'est l'énergie spécifique (z) ⁷; elle est stochastique et la répétition des

⁵ Cette définition, très générale, a été reprise et précisée au travers des années dans de nombreux concepts. Nous limiterons ici notre propos aux grandeurs dont l'usage est préconisé aujourd'hui par les instances internationales.

⁶ On considère ici préférentiellement les rayonnements électriquement neutres

⁷ Voir la définition de l'énergie spécifique en annexe A8

mesures permet d'observer une distribution aléatoire de celle-ci. Cette variabilité, bien qu'elle traduise la réalité des phénomènes physiques à l'échelle microscopique, et les difficultés engendrées par la mesure dans un aussi petit volume sont incompatibles avec les critères auxquels doit répondre une grandeur primaire. Afin de quitter le domaine stochastique propre à la microdosimétrie, il faut augmenter la dimension du volume (à masse volumique constante). En effet, plus le volume augmente, plus la dispersion des mesures de z ou du nombre d'interactions diminue pour finalement se confondre avec la dispersion due à la précision de la mesure. Les mesures, alors, ne sont plus stochastiques; ce sont des valeurs espérées (moyennes) stables dont la fluctuation ne dépend que de la précision statistique, c'est le domaine de la dosimétrie.

8 Grandeurs physiques (primaires) utilisées en dosimétrie.

Comme indiqué au paragraphe précédent, les grandeurs utilisées en dosimétrie sont des valeurs moyennes donc non stochastiques. La définition en un point, comme il est d'usage courant en physique, est continûment dérivable ce qui facilite leur « manipulation » mathématique. Les grandeurs physiques sont la fluence, le kerma et la dose absorbée.

<u>La fluence</u> est : $\Phi = \frac{dN}{da}$ (m⁻²) ; ou dN est le nombre de particules pénétrant dans une sphère dont l'aire du plan diamétral est da

<u>Le kerma</u> (acronyme anglais pour *Kinetic Energy Release in MAterial*) est : $K = \frac{dE_{tr}}{dm}$ (Gy) ⁸

Où dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques <u>initiales</u> 9 de toutes les particules chargées générées par les particules électriquement neutres dans le volume de masse dm. Le kerma est donc défini comme le rapport entre l'énergie transférée et la masse dm.

Le kerma est utilisé pour les particules électriquement neutres. Il peut être défini dans n'importe quel matériau. Pour les besoins de la métrologie le milieu de référence est l'air pour les photons

<u>La dose absorbée</u> est : $D = \frac{d\overline{\varepsilon}}{dm}$ (Gy) ; ou $d\overline{\varepsilon}$ est l'énergie moyenne impartie à la matière dans un volume de masse dm par le rayonnement ionisant. Autrement dit, $d\overline{\varepsilon}$ représente la somme des énergies cinétiques, de toutes les particules chargées secondaires, localement absorbées dans un volume de masse dm.

La dose absorbée et le kerma s'expriment en Gray (1 Gray = 1 J / kg).

A l'équilibre électronique, la relation suivante lie approximativement ¹⁰ le kerma et la dose absorbée dans un milieu donnée est :

$$D = (1-g) K$$

-

⁸ Le gray (Gv) est homogène à des joules par kilogramme, c'est une unité dérivée du Système International.

⁹ Le terme « initiale » indique que la particule chargée ne perd pas nécessairement toute son énergie cinétique dans le volume de masse dm

¹⁰ En fait, en toute rigueur, cette relation lie le kerma de collision avec le kerma total (voir annexe), elle n'est rigoureusement exacte que lorsque les courbes de variation en profondeur du kerma collision et de la dose absorbée se croisent. Pour les besoins de la radioprotection, compte tenu de la précision recherchée (voir conclusion de ce rapport), on peut admettre cette approximation.

g représente la fraction de l'énergie transférée dans la matière aux particules chargées secondaires, mais non absorbée par le milieu, car « perdue » sous forme de rayonnements de freinage. Pour le domaine d'énergie des neutrons habituel en radioprotection ainsi que les rayons X de basse et moyenne énergies g est pratiquement négligeable.

La différence entre le kerma et la dose absorbée tient donc au fait que le premier prend en compte toute l'énergie transmise aux particules chargées dans ce volume autour du point de définition, alors que la seconde est restreinte à l'énergie absorbée localement dans ce volume, ignorant par exemple l'énergie transférée à un photon qui sortirait de ce volume sans interagir.

9 Dosimètres absolus – références nationales.

Les grandeurs physiques sont utilisées pour établir les références nationales. C'est la comparaison de ces dernières entre laboratoires nationaux de métrologie qui assure la cohérence et la pérennité du système international d'unité.

La valeur de référence est « portée » par l'appareil servant à la mesure absolue et non l'installation de production du rayonnement. La détermination des valeurs de références n'est donc possible qu'au moyen d'appareils de mesures dits dosimètres absolus qui présentent le plus haut degré de réalisation métrologique.

Dans le cas des photons et des électrons, les dosimètres absolus sont des chambres d'ionisation et des calorimètres qui mesurent le kerma dans l'air et la dose absorbée.

Avec <u>les chambres d'ionisation</u>, le kerma dans l'air est obtenu selon la formule suivante :

$$K_{air} = \frac{Q}{\rho_{air} V} \frac{W_{air}}{e} \frac{1}{1 - g} \prod_{i} k_{i}$$

avec

Q Charge collectée aux bornes des électrodes, coulomb

Volume de collection efficace de la chambre d'ionisation, cm³

g Fraction de l'énergie convertie en rayonnements de freinage

 $\rho_{\rm air}$ Masse volumique de l'air sec à 20 °C et 101,325 kPa - 1,20479 g/cm³

 $W_{\rm air}/e$ Energie moyenne pour créer une paire électron-ion dans l'air sec, de masse volumique $\rho_{\rm air}$, rapportée à la charge de l'électron - 33,97 J/C

Produit des facteurs de correction de la masse volumique de l'air en fonction des conditions climatiques de mesure (pression température, humidité) pour les chambres d'ionisation dites ouvertes (c'est-à-dire dont le gaz contenu dans son volume interne est à l'équilibre thermodynamique avec l'air ambiant), des facteurs de correction propres au détecteur, ses « imperfections », son fonctionnement ainsi que la perturbation qu'il introduit dans le champ de rayonnements (diffusion et absorption du rayonnement, recombinaison des charges, polarisation des électrodes, non ponctualité, correction de milieu).

La dose absorbée dans les tissus (à 0,07 mm de profondeur) pour les particules β est mesurée au moyen d'une <u>chambre d'ionisation à extrapolation</u>. Il s'agit d'une chambre d'ionisation à géométrie plane qui dispose d'un volume de collection variable. Ce dernier est obtenu par le

déplacement de l'électrode arrière au moyen d'un piston. Ce dispositif permet, en réalisant des mesures pour des volumes de plus en plus petits, d'extrapoler la densité d'ionisation par unité de volume qui serait mesurée dans un volume de collection nul.

$$D_{t}(0.07) = \frac{W_{air}}{e} \frac{1}{\rho_{air}} \frac{1}{a} \overline{S}_{t,a} \ k' \left[\frac{d(kI)}{d\ell} \right]$$

a Surface effective de l'électrode de collection,

 $\overline{S}_{t,a}$ Rapport entre les pouvoirs d'arrêt massiques électroniques moyen dans les tissus et l'air,

 $\left[\frac{d(kI)}{d\ell}\right]$ Valeur limite de la pente du courant en fonction de la profondeur ℓ de la chambre

d'ionisation, lorsque ℓ tant vers 0,

k Produit des facteurs de correction qui varient avec la profondeur de la chambre (masse volumique de l'air en fonction des conditions climatiques, atténuation et diffusion des particules dans le volume de collection, non uniformité du champs de rayonnements selon l'axe de la chambre, recombinaison, perturbation des parois latérale ...),

k' Produit des facteurs de correction qui sont indépendants de la profondeur de la chambre (non uniformité radiale du champ de rayonnement, attraction électrostatique de la fenêtre d'entrée en fonction du champ électrique, différence entre le tissus et les matériaux constituant le chambre ...).

Avec <u>les calorimètres</u>, la dose absorbée s'exprime selon la formule suivante :

$$D = \frac{Q}{m} \frac{1}{r_{cal}}$$

Q est la quantité de chaleur apparaissant dans l'élément sensible du calorimètre (il est communément appelé « absorbeur »),

m est la masse de l'absorbeur.

r_{cal} est le rendement calorifique du matériaux constituant l'absorbeur, il permet de corriger de la fraction de l'énergie dissipée par le rayonnement dans ce dernier sans donner lieu à l'apparition de chaleur.

La chaleur étant mesurée par le biais de l'élévation de la température dans l'absorbeur, ΔT . La formule précédente est modifiée en introduisant la chaleur spécifique c_p .

$$D = c_p \ \Delta T \ \frac{1}{r_{cal}}$$

L'élévation de température est mesurée au moyen de thermistances, le signal recueilli, S, est donc proportionnel à la variation de résistance de cette dernière en fonction de la température.

La connaissance de c_p et de la relation de proportionnalité entre chaleur et résistance n'étant pas suffisamment précise, il est d'usage (pour les calorimètres en graphite) d'avoir recours à un étalonnage électrique. Ce dernier consiste à dissiper une énergie connue dans l'absorbeur par effet joule en faisant passer un courant électrique dans des thermistances qui y sont implantées

et, dans le même temps, à mesurer l'élévation de température produite. Cet étalonnage se traduit par la relation suivante :

$$F = \frac{P_{\acute{e}t}}{S_{\acute{e}t}}$$

F est le coefficient d'étalonnage, $P_{\text{\'et}}$ est la puissance dissipée dans l'absorbeur, $S_{\text{\'et}}$ est le signal recueilli sur la thermistance de mesure. La dose absorbée est donc en définitive :

$$D = \frac{F S}{m} \frac{1}{r_{cal}}$$

L'utilisation de la calorimétrie en tant que technique de mesure absolue suppose les pré requis suivants :

- Les conditions de la dissipation de la chaleur par effet joule lors de l'étalonnage et celles consécutives à l'irradiation doivent être identiques,
- Toute l'énergie transmise à l'absorbeur doit être dissipée sous forme de chaleur, c'est à dire $r_{cal} = 1$; ce qui est admit pour le graphite,
- L'absorbeur doit être homogène et thermiquement isolé de l'extérieur.

Chaque fois qu'un de ces pré requis ne sont pas respectés, un facteur de correction est introduit dans la formule, ou une incertitude est ajoutée au résultat. La dose absorbée étant mesurée dans un volume macroscopique, elle correspond à la dose absorbée moyenne dans l'absorbeur. La dose absorbée est donc obtenue en introduisant les facteurs de correction qui tiennent compte de l'inhomogénéité de l'irradiation de l'absorbeur et des perturbations introduites par le calorimètre dans le champ de rayonnements.

Remarques:

Dans les cas présentés ci-dessus, des mesures autres que dosimétriques sont nécessaires à l'établissement de la référence. Ce sont : la mesure du volume de collection, V, de la chambre d'ionisation et celle de la masse, m, de l'absorbeur du calorimètre. Notons aussi que plusieurs mesures complémentaires sont nécessaires pour corriger de la variation des ambiances physiques (température, pression, hygrométrie) par rapport aux conditions de références pour les chambres d'ionisation.

Alors que pour les photons et les particules chargées, un seul appareil permet de mesurer en une seule opération le kerma ou la dose absorbée, le cas des neutrons est plus complexe. La technique du bain de manganèse permet de mesurer l'émission instantanée, B, de neutrons dans 4π stéradian par une source dite isotopique (exemple ²⁴¹AmBe, ²⁵²Cf) pour déterminer in fine une fluence.

La méthode dite du bain de manganèse est une méthode de détection par activation (dont le principe est aussi utilisé en dosimétrie de criticité). Le détecteur à activation est une solution de sulfate de manganèse (SO₄Mn). La source de neutrons est placée au centre de la solution activable. Les neutrons émis pas la source sont thermalisés puis « capturés » par le ⁵⁵Mn produisant ainsi du ⁵⁶Mn (réaction de capture radiative n,γ). D'autres radionucléides à vie longue apparaissent dans la solution comme le ³²P et le ³⁵S par activation du Soufre. L'oxygène

peut aussi capturer des neutrons (réaction n,α). Le ⁵⁶Mn est instable et se désintègre en émettant principalement des particules β et des photons (période : 2,5785 heures). A la fin de l'irradiation, la solution est brassée énergiquement de façon à la rendre homogène en activité. On constate alors que lors d'une irradiation à saturation, l'activité de la solution est proportionnelle à l'intensité de la source de neutrons.

La variation du nombre d'atome de ⁵⁶Mn dans la solution est le résultat de deux phénomènes qui sont en concurrence, d'une part la capture radiative des neutrons par le ⁵⁵Mn, d'autre part la décroissance radioactive du ⁵⁶Mn. Cette variation est traduite par la relation différentielle suivante :

$$\frac{dN_{56}}{dt} = \overline{\sigma} N_{55} B - \lambda N_{56}$$

Avec

N₅₆, nombre d'atomes de manganèse 56

N₅₅, nombre d'atomes de manganèse 55

λ, constante radioactive du manganèse 56

 $\overline{\sigma}$, section efficace macroscopique moyenne de capture radiative n, γ du manganèse 55

A saturation,
$$dN_{56}/dt = 0$$
 ; ainsi $B = \frac{\lambda N_{56}}{\overline{\sigma} N_{55}}$

A cette équation il faut apporter des corrections pour tenir compte des neutrons qui s'échappent du bain de manganèse et de ceux qui donnent lieu à d'autres réactions mentionnées ci-dessus, de l'auto absorption des neutrons dans la source. Le facteur f prend en compte ces corrections.

L'équation finale peut donc s'écrire :
$$B = \frac{\lambda N_{56}}{\overline{\sigma} N_{55} f}$$

Faisant l'hypothèse d'une source émettant de manière isotrope le débit de fluence totale à la distance r d'une source est donné par la formule suivante :

$$\varphi = \frac{B}{4 \pi r^2}$$

r étant le rayon d'une sphère centrée sur le point d'émission des neutrons.

Cependant le débit de fluence totale n'est pas suffisant pour caractériser sans ambiguïté le champ de rayonnements, sa distribution spectrale (souvent appelée par abus de langage « spectre en fonction de l'énergie ») est nécessaire. Au moins trois spectromètres de conception différentes (sphères de Bonner, compteurs proportionnels à hydrogène, scintillateurs) doivent être associés pour « couvrir » l'ensemble du domaine en énergie des neutrons pour la radioprotection (jusqu'à dix d'ordres de grandeur depuis des neutrons thermiques jusqu'aux neutrons rapides). L'intégrale de la distribution spectrale du débit de fluence ainsi obtenue doit corroborer la mesure absolue de l'émission instantanée.

Le tableau 1 résume les catégories de dosimètre utilisable en fonction de la grandeur à mesurer.

Tableau 1 : Dosimètres absolus et grandeurs mesurées pour différentes catégories de rayonnements

pour universités euregonies de rayonnements.			
Rayonnement	Grandeur physique	Moyen de mesure	
Photons de faible et moyenne énergie (< ~400 kV)	$K_{ m air}$	Chambre d'ionisation à paroi d'air	
Photons de moyenne et haute	$K_{ m air}$	Chambre d'ionisation à cavité	
énergie (> ~ 500 keV)	Dose absorbée	Calorimètre	
Particules β Photons de faible et moyenne énergie (< ~400 kV)	Dose absorbée	Chambre d'ionisation à extrapolation	
Protons	Dose absorbée	Calorimètre	
Neutrons	Emission instantanée	Bain de manganèse	

Le travail du laboratoire national de métrologie, pour la conservation et l'amélioration des références, consiste dans la mise au point de ces méthodes en assurant la conception, la fabrication et la mise en oeuvre des dosimètres afin d'obtenir la plus faible incertitude possible sur le résultat.

10 Choix pratique et consensus international.

Le concept des grandeurs étant posé, la pratique s'établit par consensus international en fonction de la simplicité et des possibilités de mesure. Ainsi, dans la pratique :

- la dose absorbée est utilisée pour les particules β et les particules lourdes chargées, leur mode d'interaction coulombien, en excluant la production de rayonnements de freinage négligeable aux énergies rencontrées en radioprotection, conduit à une absorption locale de l'énergie déposée par le rayonnement,
- ➤ le kerma et la dose absorbée sont utilisés pour les photons ; en effet pour ces derniers une partie de l'énergie cédée à la matière peut s'échapper du volume centré sur le point de définition de la grandeur (la fluence peut aussi être utilisée pour les photons),
- ➤ la fluence et le kerma sont utilisés pour les neutrons ; dans la mesure ou l'efficacité biologique des neutrons varie dans une très grande proportion entre autres avec leur énergie et qu'il n'existe pas de faisceaux purement monocinétique, il peut être nécessaire de caractériser le champ de rayonnements en termes de distribution spectrale.

L'énoncée de la grandeur ne suffit pas, il faut préciser dans quel milieu et à quelle profondeur elle est définie. Par exemple, pour les particules ß, c'est la dose absorbée dans le tissu « mou » à 0,07 mm de profondeur qui est utilisée (notons que certains pays utilisent aussi dans ce cas la dose absorbée dans l'air, Royaume Uni, Suède, Irlande)

Tableau 2 : Principales grandeurs physiques utilisées selon le domaine.

Grandeur			Domaine
Symbole	Nom unité		Domaine
$D_{\rm t}(0,07)$	Dose absorbée dans le tissu « mou » à 0,07 mm de profondeur Gy		Radioprotection
$D_{ m eau,p}$	Dose absorbée dans l'eau à une profondeur p qui dépend de la nature et de l'énergie du rayonnement *		Radiothérapie
$K_{ m air}$	kerma dans l'air		Radioprotection Radiothérapie Accident
φ	Fluence	cm-2	Radioprotection Accident

^{*} la profondeur est fixée à la surface du fantôme pour les RX obtenus avec des tensions accélératrices inférieures à 100 kV. Elle est fixée à 5 ou 2 cm pour RX au dessus de 80 kV ¹¹, à 5 cm pour les photons du ⁶⁰Co et 10 cm pour les photons d'énergie supérieure à ceux du ⁶⁰Co, enfin une épaisseur variable en fonction de l'indice de qualité du faisceau pour les faisceaux d'électrons et de protons.

11 Conditions de référence - qualité des faisceaux.

Comme il est écrit plus haut, l'utilisation d'un dosimètre absolu garantie une mesure de référence indépendante d'un étalonnage dans la grandeur mesurée ; dans notre cas on détermine in fine des joules par kilogramme. Cette garantie n'est pas suffisante pour permettre la comparaison des références nationales entre elles et le transfert de ces références aux utilisateurs. En effet, elles doivent être établies dans des faisceaux normalisés dont les caractéristiques (« qualités ») peuvent être reproduites à l'identique dans chaque pays. La normalisation précise les indices qui expriment la qualité, par exemple :

- ➤ pour les faisceaux de radiothérapie obtenus à partir d'accélérateur linéaires médicaux, les indices sont le TPR_{20,10} pour les RX de freinage et le R₅₀ pour les électrons (voir protocoles AIEA 277 et 398),
- \triangleright pour les faisceaux de RX de filtration et de fluorescence utilisés en radioprotection des travailleurs et du public, les indices sont la distribution spectrale de la fluence, Φ_E , et la couche de demi-atténuation, CDA (voir normes ISO série 4037),
- ➤ Pour les faisceaux de RX utilisés pour l'exposition des patients en diagnostic, l'indice est la CDA codée en termes de « Radiation Quality » (RQ) dans la norme CEI 61267.

Ces indices sont fondés sur la mesure de l'atténuation du rayonnement soit dans l'air (CDA), soit dans l'eau ($TPR_{20,10}$, R_{50} , R_{res}). Le tableau ci-après rassemble les indices les plus utilisés.

On constate un recouvrement pour les RX entre 80 et 100 kV, dans cet intervalle les deux possibilités peuvent être utilisées, mesure à l'équilibre électronique en surface ou à 5 ou 2 cm de profondeur.

Tableau 3 : Indice de qualité d'un faisceau de rayonnements

Tuoieuu 5 . Indiee de quante d'un faiseeuu de fayonnements			
Domaine	Domaine Rayonnement		Bibliographie
	RX (50 - 100 kV)* RX (80 - 250 kV)*	CDA **	AIEA Tech Doc
Radiothérapie	RX de freinage (1-50 MeV)	TPR _{20,10} (0,5 - 0,84) ; PDD(10) (60-90)	277 et 398, AAPM TG 51
	Electron (3-50 MeV)	$R_{50}(1 - 20 \text{ g/cm}^2)$	AAIW 10 31
	Proton (50-250 MeV)	R _{res}	AIEA Tech Doc 398
	RX (filtration et fluorescence)	CDA	Normes ISO
	Sources isotopiques de photons	$oldsymbol{arPhi}_{ m E}$	série 4037
Radioprotection	Sources isotopiques de particules	$oldsymbol{arPhi}_{ m E}$	Normes ISO série 6980
	Neutrons (sources isotopiques et réactions nucléaires)	$oldsymbol{\phi}_{ m E}$	Normes ISO séries 8529 et 12789
Diagnostic	RX (filtration)	CDA	Norme CEI 61267

^{*} Le protocole AIEA 398 ne fournie pas d'information sur la filtration

Pour les photons :

La Couche de Demi Atténuation, CDA (en anglais, HVL pour Half-Value Layer), représente l'épaisseur de matière (de l'aluminium ou du cuivre pur à 99,9 % pour la caractérisation des faisceaux) pour laquelle la moitié des photons incidents a disparu (suite à une absorption ou une diffusion).

$$CDA = \frac{Ln(2)}{\mu}$$
 $\frac{N}{N_0} = \frac{1}{2} = e^{-\mu CDA}$

μ est le coefficient linéique d'atténuation

Dans la norme 4037-1, le coefficient d'homogénéité (rapport entre la première et la deuxième CDA) est utilisé avec la valeur de la haute tension et la résolution pour caractériser le champ de rayonnements.

Remarques:

Les recommandations internationales relatives aux différentes applications des rayons X de faible et moyenne énergies sont moins directives dans le domaine des applications médicales que pour celui de la radioprotection des travailleurs et du public. Ainsi, le protocole AIEA 398 indique que la CDA est l'indice de qualité requit en l'absence de mesures directes dans un fantôme sans préconiser de valeurs pour la filtration des faisceaux.

^{**} Notons que la CDA est fondée sur la mesure du kerma dans l'air alors que la grandeur préconisée pour la radiothérapie est la dose absorbée dans l'eau. La valeur de référence de cette dernière est donc calculée à partir du kerma dans l'air. Une incertitude de type B est ajoutée au bilan des incertitudes pour tenir compte de cette conversion. Le protocole AIEA 398 mentionne la possibilité d'utiliser un rapport d'atténuation dans l'eau entre 2 et 5 cm de profondeur (sorte de TPR_{5,2}) pour les photons entre 80 et 250 kV, mais les données sont aujourd'hui insuffisantes pour l'adopter.

Pour les applications en diagnostic et en chirurgie, les caractéristiques des faisceaux (cible émettrice, haute tension, filtration, fantôme en eau ou matériau équivalent au tissu, première CDA) sont présentées sous forme de codes alphanumériques dans la norme CEI 62267 (à noter que cette nome précise que ces prescriptions ne sont applicables qu'en laboratoire ou en usine mais pas sur le lieu d'utilisation). C'est dans le cadre des normes ISO de la série 4037 que la meilleure définition métrologique du champ de rayonnements est décrite en l'absence de mesure spectrométrique. En effet, non seulement la cible émettrice, la haute tension, la filtration sont précisées mais aussi la première et la deuxième CDA le qui permet d'avoir une information aussi précise que possible sur la distribution spectrale des photons.

Afin de fournir le plus haut niveau de précision possible pour la mesure des doses délivrées aux patients dans le cadre des applications médicales, un travail de normalisation, en association avec les organisations professionnelles, est nécessaire pour définir un consensus sur les qualités des champs de rayonnements utilisables pour l'étalonnage des dosimètres ¹³.

Tableau 4 : Qualités de rayonnements pour l'étalonnage les dosimètres pour le diagnostic (Rapport AIEA 457 et norme CEI 61267).

Qualité	Nature du filtre	Domaine d'application
	additionnel	
RQR	Pas de filtre additionnel	Radiographie générale et dentaire, fluoroscopie (mesure
		dans l'air)
RQA	Aluminium	Mesuré derrière le patient sur détecteur
RQT	Cuivre	Tomographie (mesure dans l'air)
RQR-M	Pas de filtre additionnel	Mammographie (mesure dans l'air)
RQA-M	Aluminium	Etudes en mammographie

Le « Tissue Phantom Ratio », TPR_{20,10} , est défini comme le rapport des doses absorbées à une profondeur de 10 et 20 cm dans un fantôme d'eau. Le point de référence est situé à 10 cm de profondeur et le faisceau à cette profondeur présente une section carrée de 10 cm de coté. La distance source-détecteur est de 100 cm. Il a pour principal avantage d'être quasiment indépendant de la contamination du faisceau de photons par des électrons. Cependant, la relation polynomiale d'ordre 3 ou supérieur qui lie le TPR_{20,10} au rapport des pouvoirs d'arrêt pour l'eau et l'air limite la précision de la définition d'un faisceau à 0.5% pour les faisceaux de très haute énergie délivré par des accélérateurs de physique ne présentant pas les mêmes caractéristiques que les accélérateur médicaux. Pour palier cette difficulté ces laboratoires ont proposé d'utiliser le « pourcentage depth dose » à 10 cm de profondeur, PDD(10), qui présente une relation linéaire avec le rapport de pouvoir d'arrêt. Il s'agit du rapport de la dose absorbée maximal et de la dose absorbée à 10 cm de profondeur. Ce denier indicateur, utilisé au USA, n'a pas été retenu par l'AIEA car il est sensible à la contamination du faisceau par les électrons qui fait varier la position de la valeur maximum de la dose.

¹³ Dans le Technical report 457 de l'AIEA certaines qualités de faisceau sont proposées

¹² Dans la norme CEI 61267 la seconde CDA n'est précisée que pour les qualités RQR

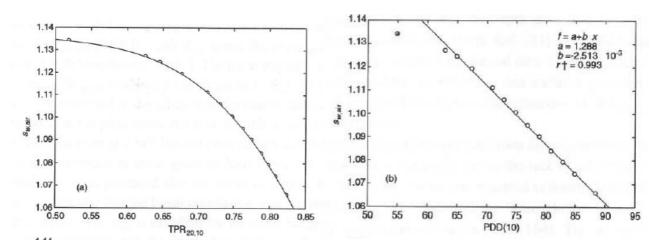


Figure 2 : Variation du $TPR_{20,10}$ et du PDD(10) en fonction du rapport des pouvoirs d'arrêt dans l'eau et dans l'air. (AIEA 398)

Pour les électrons :

La profondeur correspondant à 50% de la valeur maximum de la dose absorbée, R_{50} , est l'indice de qualité pour les faisceaux d'électrons en radiothérapie. Il est mesuré dans un fantôme d'eau avec un faisceau à section carrée de 10 cm de coté pour les $R_{50} < 7$ g/cm² et de 20 cm de coté pour les $R_{50} > 7$ g/cm². La distance source face avant du fantôme est égale à 100 cm.

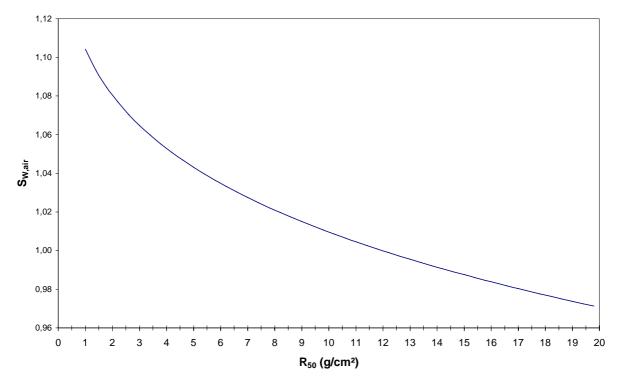


Figure 3 : Variation du R₅₀ en fonction du rapport des pouvoirs d'arrêt dans l'eau et dans l'air. (AIEA 398)

Pour les protons :

Le parcours résiduel des protons, R_{res} , à la profondeur de référence, Z_{ref} (située au milieu du « plateau » correspondant pour un traitement donné à l'accumulation des pics de Bragg pour différente énergie et intensité de faisceau) est défini dans un fantôme d'eau comme la profondeur d'eau entre Z_{ref} et le parcours « pratique », R_p , correspondant à un dixième de la dose maximum. Le parcours résiduel est exprimé en g/cm².

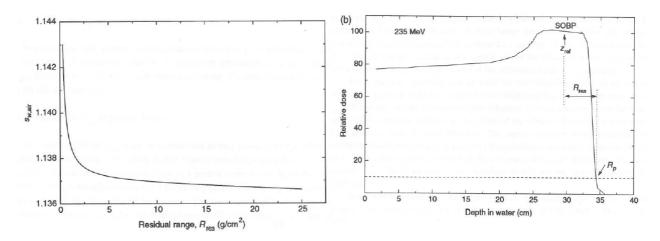


Figure 4 : (a) Variation du R_{res} en fonction du rapport des pouvoirs d'arrêt dans l'eau et dans l'air des protons mono énergétique ; (b) pourcentage de dose en profondeur pour un faisceau modulé de protons, SOBP : en anglais Spread Out Peak Break, en français plateau. (AIEA 398)

Remarque:

Le cas des faisceaux d'ions lourds n'est pas traité pas ici. Le protocole AIEA 398 limite son propos au numéro de masse atomique de 1(H) à 18(Ar) avec un parcours compris entre 2 et 30 g/cm²; il indique qu'il existe aujourd'hui très peu de données sur la distribution spectrale des ions et que, en l'absence de données suffisantes, la pratique courante est d'utiliser le numéro de masse atomique associé à l'énergie du faisceau incident et son parcours.

Ces indices décrivent le champ de rayonnements au point de mesure. Les normes décrivent aussi l'environnement et les caractéristiques de l'appareillage de production de rayonnements qui permettent de respecter ces critères (impureté dans les sources isotopiques, distance de mesure, caractéristiques des appareils de mesure, protocoles d'étalonnage ...). Il convient donc de souligner que la mesure, fût elle absolue, doit être réalisée dans des conditions maîtrisées permettant la comparaison des références qui est la clef de voûte du système d'unité international.

Chapitre II – Les grandeurs pour la radioprotection des travailleurs et du public.

La radioprotection des travailleurs et du public requiert l'usage de deux catégories de grandeurs dosimétriques, toutes deux fondées sur la pondération de la dose absorbée par des facteurs permettant de tenir compte de l'effet biologique du rayonnement. Ce sont les grandeurs de protection et les grandeurs opérationnelles. Ce chapitre a pour objet de décrire le principe de ces grandeurs, des relations existantes entre elles et de leurs limites d'utilisation.

12 Raison d'être des grandeurs de radioprotection.

Comme écrit dans l'introduction (paragraphe 2), l'interaction du rayonnement ionisant avec les atomes constituant la matière vivante aboutie, lorsque les mécanismes de réparation échoue, soit à la mort cellulaire à court ou moyen terme soit au disfonctionnement de la cellule survivante.

En fonction du nombre de cellules mortes, le fonctionnement d'un organe peut être affecté et la survie de l'organisme mise en danger. Il s'agit là d'effets déterministes, caractérisés par un seuil exprimé en termes de dose absorbée ¹⁴, dont la gravité est proportionnelle à cette dernière. Dans le cas des effets déterministes, la dose absorbée est un indicateur globalement suffisant.

Tel n'est pas le cas lorsque l'effet du rayonnement est moins « massif » de sorte que les mécanismes de réparation cellulaire, n'étant pas « submergés » par l'ampleur des dégradations que les cellules subissent, entrent en action de manière plus ou moins efficace. Dans ce cas, la cellule peut survivre et se reproduire même lorsque la réparation n'est pas parfaite. La mutation ainsi radio-induite peut conduire à la prolifération de cellules ayant mutées et donc à l'apparition de cancers ¹⁵. Dés lors, nous touchons au domaine des effets stochastiques, rencontrés pour des « doses » dites faibles, caractéristiques des situations de radioprotection. L'apparition de ces effets n'est pas contingentée au dépassement d'un seuil d'exposition et leur gravité n'est pas proportionnelle à la dose absorbée. « L'indicateur » numérique de ces effets doit traduire la probabilité d'apparition des effets stochastiques. Il est donc nécessaire, pour la radioprotection, de définir une nouvelle grandeur répondant à ce besoin.

13 Un concept de base : la dose absorbée et sa pondération.

Cette grandeur, comme pour les grandeurs physiques présentées au chapitre précédent, doit :

- Donner satisfaction d'un point de vue mathématique et physique (additivité, linéarité, représentativité, ...),
- > Etre mesurable,

➤ Etre exempte de toutes ambigüités, évidente, compréhensible et stable, afin de répondre aux attentes des scientifiques et de la société.

Force est de constater que, comme pour les grandeurs primaires, une seule grandeur ne remplit pas l'ensemble de ces conditions. Deux systèmes complémentaires cohabitent, celui des grandeurs de protection (elles sont élaborées par la CIPR et ne sont pas directement

¹⁴ La plupart des organes peuvent, si le nombre de cellules détruites n'est pas trop important, se régénérer. La valeur seuil dépend donc du laps de temps dans lequel l'irradiation à lieu.

¹⁵ Ce phénomène peut être influencé par d'autres causes antérieures ou postérieures à l'irradiation

mesurables) et celui des grandeurs opérationnelles (mesurables et élaborées par l'ICRU). Dans le deux cas, le principe est de pondérer la dose absorbée pour définir une grandeur « équivalente » tenant compte de l'effet biologique du rayonnement afin d'élaborer des limites d'exposition et d'être en mesure de vérifier leurs respects pour la protection de chaque individu. Ces deux catégories de grandeurs font largement appel à la modélisation pour l'établissement de leurs valeurs théoriques.

14 Relation linéaire sans seuil, principe ALARA.

L'un des éléments clefs du système de protection radiologique est l'adoption par la CIPR de la **relation linéaire sans seuil** qui stipule que la probabilité d'apparition d'effets stochastiques est proportionnelle à la « dose » aussi petite soit elle ¹⁶. Ce choix, favorisant l'additivité, est fondé sur les constatations suivantes liées aux les effets stochastiques qui :

- > peuvent être initiés par la mutation d'une seule cellule,
- présentent une grande diversité, en fonction du type de cellule, du tissu et de l'organe et du rayonnement.

Cette dernière constatation conduit à une simplification de la forme de la relation qui ce veut conservative vis-à-vis de l'estimation du risque. C'est l'adoption de la relation linéaire sans seuil est l'un des éléments qui conduit au principe dit **ALARA** (en anglais As Low As Reasonably Achievable), qui stipule qu'il convient de « maintenir toutes doses aux valeurs les plus faibles auxquelles on peut parvenir sans difficulté compte tenu des aspects sociétaux et économiques ».

15 Les grandeurs de protection.

Définies par la CIPR, les grandeurs de protection ont pour objectif d'être l'indicateur d'une relation sans ambiguïté avec la probabilité du risque d'occurrence de cancers et d'effets héréditaires (effets stochastiques) permettant de fixer et de contrôler les limites légales d'exposition aux radiations pour le corps entier et les organes. Elles ne sont donc strictement applicables qu'à la radioprotection, c'est à dire aux « doses » de l'ordre de grandeur des limites d'exposition pour les expositions externes et la contamination interne ¹⁷. La CIPR donne comme valeur limite indicative 100 mSv délivrée en une fois ou accumulée de manière chronique sur une année ¹⁸.

Les grandeurs de protection sont élaborées sur un modèle (dit fantôme) anthropomorphique représentant de manière plus ou moins idéalisée un être humain hermaphrodite moyen. Des calculs de la dose absorbée engagée dans des tissus ou des organes cibles (T) par les rayonnements (R), $D_{T,R}$ sont réalisés pour différents angles d'incidence du rayonnement sur le fantôme afin de tenir compte de son atténuation lors de la traversée des organes. Il s'agit la d'une extension du concept de dose absorbée, normalement définie en un point, étendue à tout un organe.

¹⁶ Le choix d'une relation sans seuil fait l'objet de controverse dans la communauté scientifique internationale, nous nous contentons ici de l'indiquer sans prendre parti.

¹⁷ Seule les expositions externes sont traitées ici.

¹⁸ Il est aussi admis que lorsque l'exposition est au delà ou proche des limites légales, des informations complémentaires relatives au poste de travail et aux caractéristiques des dosimètre utilisés doivent être fournies.

Cette dose absorbée est multipliée par le facteur de pondération pour le rayonnement, w_R, qui varie de 1 à 20 ¹⁹ en fonction de la nature et de l'énergie du rayonnement et dont les valeurs sont basées principalement sur l'observation de l'efficacité biologique relative, EBR ²⁰.

L'introduction de w_R revient à créer un lien entre la grandeur physique (la dose absorbée) et le risque d'effet pour un organe estimé au moyen de la dose équivalente à un organe, H_T . Pour éviter la confusion, il est indispensable d'introduire une nouvelle unité le sievert, Sv, homogène au gray puisque w_R est sans dimension.

$$H_{\mathrm{T}} = \sum_{\mathrm{R}} D_{\mathrm{T,R}} \mathbf{w}_{\mathrm{R}}$$

A partir de la dose équivalente à un organe, il devient possible, connaissant la « radiosensibilité » des organes de calculer un estimateur des effets du rayonnement pour le corps entier. Ce dernier est la **dose efficace**, *E*, exprimée en sievert.

$$E = \sum_{\mathbf{T}} H_{\mathbf{T}} \mathbf{w}_{\mathbf{T}}$$

Les valeurs du facteur de pondération pour les tissus, w_T sont choisies afin de rendre compte de la contribution de chaque organe vis-à-vis du risque stochastique global de cancers radio-induits et d'effets héréditaires (chacun de ces effets étant pondérés en fonction de sa sévérité et de la réduction potentielle de la durée de vie). Le risque spécifique à chaque organe dépend de l'age et du sexe des personnes exposés. La probabilité pour l'apparition d'un cancer radio induit pendant la vie du patient exposé dans sa jeunesse est plus grande que pour des patients âgés et les effets héréditaires ne concernent que ceux dont la période de fertilité n'est pas terminée. L'incertitude sur l'estimation de ces risques est suffisamment grande pour conduire à l'utilisation d'indicateurs de risque moyenné. La CIPR a moyenné les w_T sur l'ensemble de la population. De la même manière, le coefficient total de probabilité pour les effets stochastiques sévères (appelé « detriment-adjusted nominal risk coefficients » par la CIPR) de 5,7% par sievert ²¹ de dose efficace pour les faibles débits de dose, représente une valeur moyenne sur toute la population.

16 Limites d'exposition pour les travailleurs et le public.

De part leur mode de calcul, les grandeurs de protection ne sont pas mesurables sur le terrain mais permettent de définir les limites d'exposition aux rayonnements ionisants. La limite en termes de dose efficace est choisie afin qu'il n'y ait pas d'apparition d'effet déterministes pour chacun des organes et tissus inclus dans sa définition.

 $^{^{19}}$ L'annexe fournit le détail des valeurs de w_{R}

²⁰ L'EBR d'un rayonnement de TLE élevé par rapport à un rayonnement de TLE faible est le rapport de la dose absorbée du rayonnement ionisant de faible TLE à la dose absorbée du rayonnement ionisant de fort TLE, doses absorbées qui conduisent pour chacun d'entre eux, au même degré de l'effet biologique servant de critère de référence.

²¹ ICRP publication 103 (2007)

Tableau 5: Limites annuelles d'exposition.

Grandeur utilisée	Limite (mSv)	Limite (mSv)
pour exprimer la limite	travailleur	public
Dose efficace, E (mSv)	20 (a)	1 (b)
Dose équivalente, $H_{\rm T}$ (mSv) Cristallin	150	15
Dose équivalente, H_T (mSv) peau, mains et pieds (d)	500 (c)	50 (c)

- (a) Dépassement autorisé à 50 mSv/an dans la mesure ou la moyenne sur 5 ans est de 20 mSv/an)
- (b) Dépassement autorisé dans la mesure ou la moyenne sur 5 ans est de 1 mSv/an)
- (c) valeur maximale moyennée pour 1 cm² de peau, cette valeur ne doit pas entraîner un dépassement de la limite de dose efficace, *E*.
- (d) pour le public seule la peau est considérée.

17 Facteur de qualité des particules chargées.

Au sein d'une cellule, il est généralement admis que la cible principale pouvant donner lieu à l'apparition d'effets stochastique est l'ADN 22 (plus précisément sa cassure simple ou double brins de l'ADN). Le nombre de cassures, et donc la probabilité de réparations imparfaites, varient avec le transfert linéique d'énergie. La CIPR, prenant en compte les résultats des études de radiobiologie, a défini un **facteur de qualité des particules chargées, Q**, en fonction du transfert linéique infini d'énergie dans l'eau, L_{∞} . Ce facteur traduit la différence d'efficacité biologique relative (EBR) entre les rayonnements de faible et de fort L pour un effet donné 23 .

La fonction Q(L) est donnée dans la publication 60 de la CIPR.

$$L_{\infty} < 10 \text{ keV/}\mu\text{m}$$
 $Q(L) = 1$
 $10 \text{ keV/}\mu\text{m} \le L_{\infty} \le 100 \text{ keV/}\mu\text{m}$ $Q(L) = 0.32 L - 2.2$
 $100 \text{ keV/}\mu\text{m} < L_{\infty}$ $Q(L) = 300 / \sqrt{L}$

Le facteur de qualité Q en un point est donné par

$$Q = \frac{1}{D} \int_{L=0}^{\infty} Q(L) D_L \ dL$$

 D_L est la distribution de la dose absorbée en fonction du transfert linéique infini d'énergie dans l'eau des particules chargées contribuant à la dose absorbée au point d'intérêt.

18 Les grandeurs opérationnelles.

Les grandeurs de protection, si elles remplissent l'un de leurs objectifs en quantifiant des limites d'exposition, ne sont pas suffisantes pour répondre au besoin car, n'étant pas mesurable, elles ne permettent pas de vérifier le respect des limites. Il faut donc leur adjoindre des

_

²² Acide Désoxyribonucléique

²³ A de rare exception prés, pour un même rayonnement et un tissu donné, l'EBR pour les faibles doses (effets stochastiques) est plus grand que pour les fortes doses (effets déterministes).

grandeurs mesurables fournissant une approximation correcte (sans sous estimation ni surestimation excessive) des grandeurs de protection.

Les grandeurs de protection sont fondées sur la connaissance de la dose absorbée dans un fantôme anthropomorphique. La précision mais aussi la complexité se sont accrues au fil des années passant de 6 à 14 organes cibles. Les grandeurs opérationnelles, pour permettre une mesure « de terrain », sont quant à elles définies en fonctions des conditions d'utilisation des dosimètres.

Le concept de base est celui de l'équivalent de dose, H. Il est égal à la dose absorbée au point d'intérêt, D, multipliée par un facteur de qualité moyen du rayonnement en ce point, \overline{Q} (voir annexe).

$$H = \overline{O} D$$

L'unité de l'équivalent de dose est comme pour la dose efficace, le sievert.

Intéressons nous d'abord, aux conditions de mesure (notons que, l'équivalent de dose de part sa nature n'est pas accessible aux moyens de mesures absolus, ce sont donc des dosimètres relatifs, nécessitant un étalonnage dans la grandeur qu'ils mesurent, qui sont utilisés). Deux sortes de mesures sont possibles selon qu'il s'agisse de mesures collectives ou individuelles :

- La dosimétrie de zone dite aussi d'ambiance (les dosimètres sont installés à poste fixe ou portés au « poing »)
- ➤ La dosimétrie individuelle (les dosimètres sont portés en contact du corps poitrine, poignet, doigt ²⁴).

Selon le cas, le dosimètre ne reçoit pas le même rayonnement ; dans le cas de la dosimétrie individuelle, il est non seulement exposé aux rayonnements « directement incidents » émis par la source mais aussi aux rayonnements rétro diffusés et atténués par le corps. Il y aura donc a minima une grandeur opérationnelle pour la dosimétrie de zone et une grandeur opérationnelle pour la dosimétrie individuelle.

Comme pour les grandeurs de protection, s'agissant de quantifier les effets du rayonnement sur le corps humain, il faut disposer d'un fantôme au sein duquel les grandeurs opérationnelles seront définies. Le modèle anthropomorphique conduisant à des grandeurs non mesurable, il faut utiliser la forme la plus simple possible ; le matériau constituant le fantôme doit être le plus proche possible de la composition des tissus biologiques au sein desquels on désire quantifier les effets du rayonnement. Le choix s'est porté sur une sphère homogène de 30 cm de diamètre constituée du matériau solide dit équivalent au tissu « mou » de masse volumique égale à 1 g/cm³, dont la composition massique relative est la suivante :

- > Oxygène (76,2 %),
- > Carbone (11,1 %),
- ➤ Hydrogène (10,1 %),
- > Azote (2,6 %).

Un tel fantôme est appelé "sphère ICRU". Il est utilisé pour la définition des grandeurs opérationnelles pour la dosimétrie de zone. Pour la dosimétrie individuelle, la forme sphérique ne rappelle pas, en général, celle du corps humain ; une forme rappelant les conditions de port du dosimètre est plus adaptée, il s'agit d'un parallélépipède droit de 30 x 30 cm² de section et de 15 cm de profondeur.

_

²⁴ Nous reviendrons sur le cas de l'exposition du cristallin de l'œil plus tard.

Les valeurs théoriques des grandeurs opérationnelles sont déterminées au sein de ces fantômes au moyen de code de calculs du transport du rayonnement utilisant la méthode Monte Carlo. Là encore la simplification est de mise, il n'est en effet pas réaliste de reproduire la distribution des points sources et des directions d'un champ réel de rayonnements. C'est pourquoi, les calculs sont réalisés dans des champs de rayonnements simplifiés dit expansés et alignés assimilables à des faisceaux parallèles. Pour ces calculs, une autre simplification consiste à assimiler la dose absorbée au kerma ce qui revient à dire que toute l'énergie est absorbée là ou elle est transmise à la matière; on évite ainsi d'avoir à « suivre » les particules secondaires. L'annexe, paragraphe A19, présente la formulation mathématique de ce calcul à partir de l'exemple des neutrons.

Comme pour les grandeurs primaires, il faut aussi tenir compte de la nature du rayonnement à mesurer et de la « cible ». Ainsi, les grandeurs sont définies à des profondeurs différentes, 10 mm pour les irradiations corps entier et les rayonnements fortement pénétrants, 3 mm pour le cristallin et 0,07 mm pour la peau et les rayonnements faiblement pénétrants. La profondeur est l'un des paramètres qui permet d'ajuster au mieux l'estimation des grandeurs de protection par les grandeurs opérationnelles.

Selon sa nature (faiblement ou fortement pénétrant) et son angle d'incidence sur le fantôme, le rayonnement sera plus ou moins atténué avant d'atteindre la profondeur voulue. Pour un rayonnement fortement pénétrant arrivant sur la sphère ICRU, il est considéré que l'atténuation du rayonnement ne varie quasiment pas quel que soit l'angle d'incidence; la grandeur ne doit donc pas varier avec l'angle d'incidence, elle est dite « isotrope ». Ce n'est pas le cas, si le fantôme est un parallélépipède, en effet l'épaisseur traversée, donc l'atténuation du rayonnement incident augmente significativement avec son angle d'incidence, la grandeur doit rendre compte de cette réalité physique, elle est alors dites « isodirectionnelle », c'est-à-dire que pour une même quantité de rayonnements incidente à la surface du fantôme la valeur de la grandeur varie. Pour un rayonnement faiblement pénétrant, quelle que soit la forme du fantôme, la variation de l'atténuation en fonction de l'angle d'incidence du rayonnement est significative et la grandeur est donc dite « isodirectionnelle ».

Tableau 6 : Récapitulatif des grandeurs opérationnelles, (principales caractéristiques)

ruoteur o : recupitatum des grandeurs operationnenes, (principales caracteristiques)			
Type de	Pouvoir de pénétration	Grandeurs dosimétriques	Réponse angulaire
Dosimètre	du rayonnement	opérationnelles	du dosimètre
Zone Dosimètre	Fort	Equivalent de dose ambiant $H^*(10)$	Isotrope
d'ambiance	Faible	Equivalent de dose directionnel $H'(0,07)$	"Isodirectionelle"
Individuel Dosimètre	Fort	Equivalent de dose individuel $H_p(10)$	"Isodirectionelle"
porté sur le corps*	Faible	Equivalent de dose individuel $H_p(0,07)$	"Isodirectionelle"

^{*} pour $H_p(10)$ le dosimètre est porté sur la poitrine, pour $H_p(0,07)$ le dosimètre peut aussi être porté au poignet ou au doigt.

Remarque:

Notons que pour l'exposition du cristallin les grandeurs H'(3) et $H_p(3)$ ont été définies mais ne peuvent être utilisées en pratique pour les photons faute, jusqu'à aujourd'hui, de dosimètres susceptibles de les mesurer et de procédures d'étalonnage adaptées. Dans le cadre de champs de rayonnements présentant de large distribution en energie, un dépassement des valeurs limites pour le cristallin pour les photons impliquerait un dépassement des limites pour la dose équivalent et la dose équivalente à la peau sauf circonstances particulières (ICRU 39). Le même phénomène est constaté pour les électrons.

Les dosimètres mesurant les grandeurs opérationnelles sont des dosimètres relatifs. En tant que tel, ils doivent être étalonnés. Les procédures d'étalonnage doivent être aussi simples que possible, afin de faciliter la reproductibilité des mesures, et représentatives des conditions d'utilisation du dosimètre. Ainsi, un dosimètre de zone est étalonné « en champ libre », c'est-à-dire en l'absence de tous matériaux atténuant et diffusant significativement le rayonnement ; alors qu'un dosimètre individuel est étalonné posé à la surface d'un fantôme. Selon que le dosimètre individuel est destiné à la dosimétrie « corps entier » ou des extrémités, la forme du fantôme varie. Pour le corps entier, il s'agit du parallélépipède, pour les extrémités c'est soit un fantôme dit « rondin » (30 cm de long sur 7,3 mm de diamètre) pour les poignets, soit un fantôme dit « doigt » (30 cm de long sur 1,9 mm de diamètre). Les matériels utilisés pour confectionner les fantômes doivent être accessible aisément, c'est pourquoi le matériau équivalent tissu a été remplacé par du PMMA ou des cuves en PMMA rempli d'eau.

19 Relation entre grandeurs de protection et grandeurs opérationnelles.

L'objectif des grandeurs opérationnelles est il atteint ? A savoir, les grandeurs opérationnelles représentent elles une estimation conservative des grandeurs de protection ?

Pour répondre à cette question, il faut garder à l'esprit qu'avant d'aboutir à un système de grandeurs relativement stable depuis la seconde partie des années 1980, aussi bien les grandeurs de protection que les grandeurs opérationnelles ont évoluées. Ainsi, les grandeurs opérationnelles décrites ci-dessus, définies dans les rapports 39 et 43 de l'ICRU publiés en 1985 et 1988, remplissaient correctement leur fonction d'estimateurs conservatifs du précèdent système de grandeurs de protection (ICRP publication 26, 1977). Concernant la situation actuelle (conséquente à la publication 60 de l'ICRP en 1991), Il existe un certain nombre de sous estimations de la dose efficace par les équivalents de dose. Mais ces sous estimations doivent être analysées en fonction des situations rencontrées dans la pratique auprès des installations.

Ainsi, par exemple, les rapports $E/H^*(10)$ et $E/H_p(10)$ sont supérieurs à l'unité pour les neutrons d'énergie épithermique (entre 1 eV et une quarantaine de keV) et rapide au dessus de 2 MeV (ICRU 57 - ICRP 74). Cependant dans la grande majorité des cas, la composante du spectre des neutrons dans ces domaines est très minoritaire et en conséquence il peut être considéré que les équivalents de dose demeurent des estimateurs fiables de la dose efficace pour des irradiations antéropostérieure, latérale et isotrope. Il convient de noter qu'en cas d'irradiation exclusivement postéro antérieure ou en cas d'irradiation partielle du corps ce n'est pas le cas. Il existe aussi des difficultés pour les rayonnements de haute énergie lorsque l'équilibre électronique n'est pas atteint à 10 mm de profondeur comme à proximité des accélérateurs de haute énergie, pour les équipages des avions ou les spationautes.

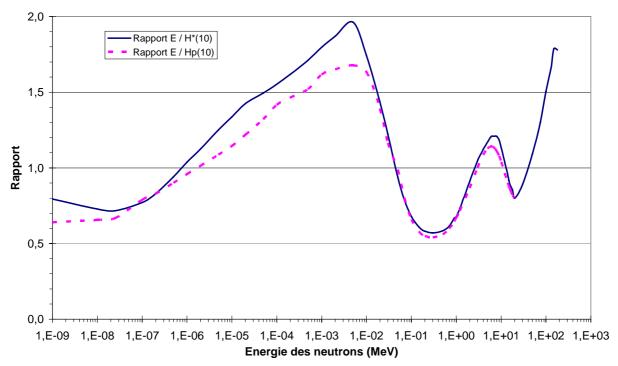


Figure 5 : Rapport de la dose efficace à l'équivalent de dose en fonction de l'énergie des neutrons (ICRU 57)

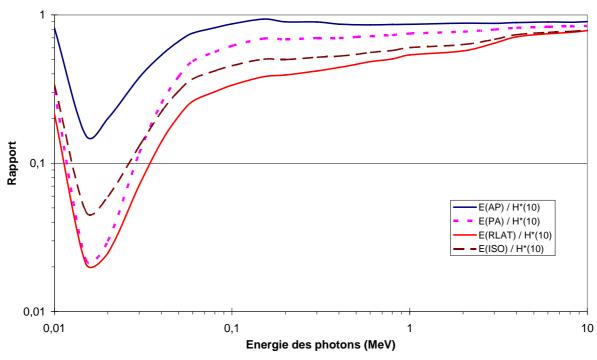


Figure 6 : Rapport de la dose efficace à l'équivalent de dose en fonction de l'énergie des photons (ICRU 57) ; AP : antéro postérieur, PA : postéro antérieur, RLAT : latéral de la droite, ISO : isotrope.

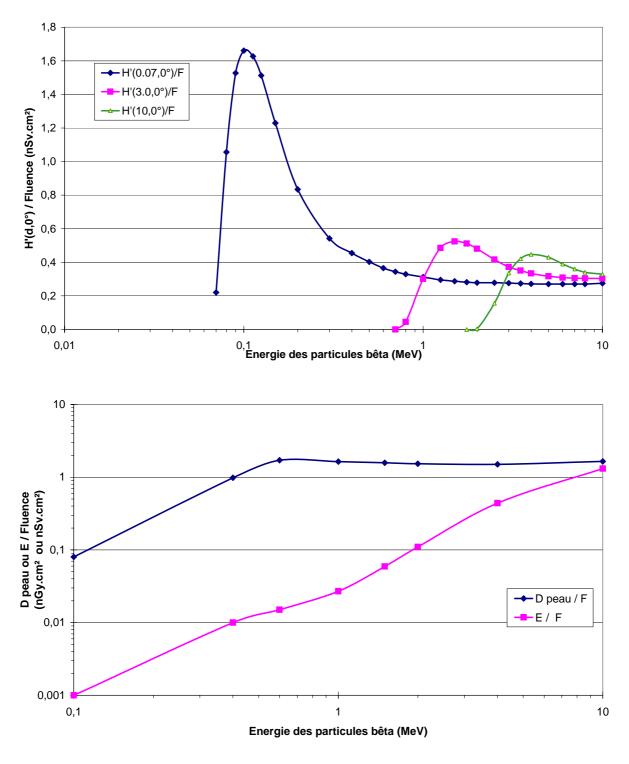


Figure 7 : Variation des équivalents de dose directionnels (haut), de la dose efficace et de la dose peau (bas), des équivalents de dose directionnels en fonction de l'énergie des particules beta (ICRU 57)

Chapitre III – Mesure des grandeurs opérationnelles

20 Méthodes de mesure des grandeurs opérationnelles.

Les méthodes succinctement décrites dans ce chapitre sont envisageables aussi bien pour la dosimétrie de zone que pour la dosimétrie individuelle. Dans le cas le plus simple, le dosimètre est constitué d'un seul détecteur dont l'indication (nombre d'événements, courant, densité optique, ...) ne permet pas de différencier les composantes du champs de rayonnements qui est donc mesuré dans sa globalité. Un coefficient d'étalonnage, k_H, déterminé expérimentalement, permet de convertir l'indication du dosimètre en équivalent de dose. La valeur de ce coefficient, qui devrait idéalement rester constante, varie avec l'énergie du rayonnement. Dans la majorité des applications, des écrans absorbants ou diffusants sont associés au détecteur pour atténuer l'amplitude de cette variation. La simplicité du principe de cette méthode globale représente son atout majeur.

Les méthodes spectrométriques sont plus complexes mais permettent d'espérer de meilleurs résultats. La méthode est dite "spectrométrique" si le dosimètre (constitué d'un ou de plusieurs détecteurs) est capable de mesurer la distribution spectrale du rayonnement (spectrométrie en énergie), ou la distribution des TLE des particules chargées (spectrométrie micro-dosimétrique).

La spectrométrie en énergie est en fait une méthode globale améliorée où l'on substitue une matrice de coefficients d'étalonnage au coefficient unique de la méthode globale. Les coefficients sont déterminés expérimentalement ou au moyen de simulations numériques. La multiplication du nombre de coefficients accroît la précision du résultat. Cette méthode requiert des traitements électroniques et numériques.

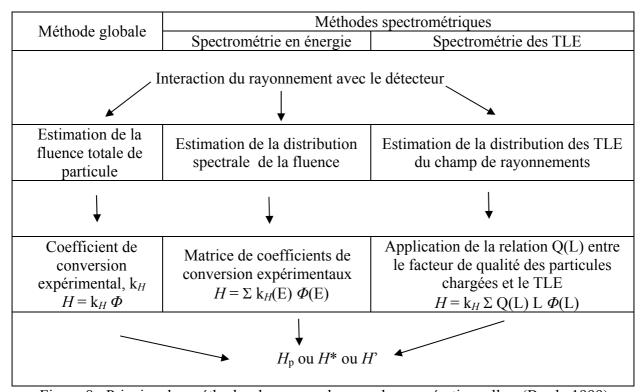


Figure 8 : Principe des méthodes de mesure des grandeurs opérationnelles. (Bordy 1999)

Dans le cas de la spectrométrie micro-dosimétrique, la méthode de calcul de l'équivalent de dose à partir de la distribution des TLE du champ de rayonnements est similaire à celle utilisée pour déterminer sa valeur théorique de l'équivalent de dose (annexe A19), car on utilise dans les deux cas le facteur de qualité des particules chargées définies par la CIPR en fonction du TLE infini dans l'eau. C'est donc la méthode de spectrométrie micro-dosimétrique qui devrait permettre la mesure la plus juste de l'équivalent de dose.

21 Caractéristiques requises pour les dosimètres de radioprotection.

Leurs spécifications sont déclinées dans les normes de la Commission Electrotechnique internationale CEI. Ces dernières s'appuient sur les normes ISO pour la définition des rayonnements de référence et des conditions d'étalonnage et de test. Les spécifications dépendent des besoins exprimés par les exploitants dans le cadre de la protection des travailleurs. Elles prennent aussi en compte les possibilités techniques des matériels de mesure du rayonnement. Les spécifications sont déclinées selon les catégories de rayonnements (photons, particules β , neutrons) et de dosimétrie (individuelle ou d'ambiance) lorsque les textes existent.

Les deux caractéristiques qui posent le plus de difficultés sont la variation de la réponse en fonction de l'énergie et le seuil en énergie. Compte tenu de la variété des situations rencontrées dans la pratique en radioprotection des travailleurs et du public, les dosimètres ne peuvent être étalonnés (sauf cas exceptionnel) dans des champs de rayonnements identiques à ceux dans lesquels ils seront utilisés. Les conditions d'étalonnage sont donc toujours différentes des conditions d'utilisation. Les normes définissants les caractéristiques requises pour les dosimétries introduisent des plages de variation à l'intérieur desquelles ces caractéristiques doivent se trouver. Avant d'utiliser un dosimètre, un « test de type » est réalisé afin de vérifier qu'il répond correctement à toutes les spécifications des normes.

Tableau 7 : Principales normes présentant les caractéristiques Requises pour la dosimétrie des travailleurs en fonction du rayonnement

Rayonnements	Texte de référence
Photons – particules	ISO 1757, 12794 CEI 60846, 61066, 61526,62387
neutrons	ISO 21909 CEI 61005, 61322, 61526

L'ensemble de ces textes ne permet pas de couvrir tous les domaines de la dosimétrie individuelle et d'ambiance et tous les types de dosimètres à lecture différée ou directe. Lorsqu'un domaine n'est pas couvert par une norme récente, les textes existants sont parfois utilisés en étendant leur champ d'application. Ainsi, on peut être amené à appliquer les mêmes caractéristiques à la dosimétrie d'ambiance et à la dosimétrie individuelle. Cette façon de procéder peut être justifiée en constatant par exemple que les caractéristiques requises pour les dosimètres à lecture différée sont souvent voisines de celles requises pour les dosimètres à lecture directe dans le cas des photons et des particules β. Cependant, un effort normatif au niveau national et international est nécessaire

22 Principes de détection.

La mise au point du dosimètre biologique universel fondé sur des indicateurs directs de l'effet du rayonnement sur le vivant (c'est-à-dire rendant compte des étapes physique et biologique de l'effet du rayonnement), et donc permettant la mise en œuvre de la méthode globale tout en répondant aux exigences, notamment en termes de précision et de sensibilité, est un objectif pour l'instant inaccessible aux dosimétristes. La mesure est donc assurée au moyen de détecteurs fondés sur des principes physiques (excitation et ionisation dans un solide ou un gaz) adaptés à la nature et aux caractéristiques physiques des champs de rayonnements. Ces derniers peuvent être séparés en deux catégories, les champs de rayonnements ne comportant que des photons et des électrons et les champs de rayonnements dits « mixtes » comportant des photons, des électrons et des neutrons ²⁵, les particules chargées étant présentes dans la plupart des cas. La capacité à mesurer séparément les électrons, les photons et les neutrons est un critère essentiel pour la dosimétrie des champs de rayonnements mixtes.

Dans tous les cas le dépôt d'énergie dans le détecteur est, in fine, réalisé par l'intermédiaire des particules chargées. Le principe de base de la détection des rayonnements neutres est donc la conversion des neutrons et des photons respectivement en particules lourdes chargées et électrons. Il est pratique pour les besoins de la démonstration de séparer arbitrairement la fonction de conversion du rayonnement et celle de détection :

- L'obtention d'une réponse constante, en termes d'équivalents de dose en fonction de l'énergie, implique de reproduire dans le détecteur le dépôt d'énergie tel qu'il a lieu dans les tissus biologiques. Il est donc préférable d'utiliser des matériaux convertisseurs dont la composition est proche (ou équivalente) de celle des tissus biologiques. La forme de la courbe de réponse en fonction de l'énergie dépend en première approximation de la variation des sections efficaces d'interaction avec le milieu convertisseur.
- ➤ Il est aussi indispensable d'utiliser un milieu détecteur présentant une forte efficacité de détection pour atteindre une précision statistique satisfaisant aux critères des normes.

La valeur du seuil de détection en énergie dépend de l'énergie absorbée minimum nécessaire pour obtenir un signal mesurable et de la possibilité pour les particules chargées mises en mouvement dans le matériau convertisseur d'atteindre le milieu détecteur. Il est, de ce point de vu, préférable que le matériau détecteur et le milieu convertisseur ne fassent qu'un.

L'ensemble des méthodes décrites précédemment peut être mis en œuvre au moyen de dosimètres à lecture différée (dit passifs) ou à lecture directe (dit actifs). Cependant, c'est la méthode globale qui est préférée pour sa simplicité dans la mesure où la courbe de réponse en fonction de l'énergie répond aux critères des normes. Pour répondre à cette condition, il est généralement nécessaire d'ajouter des atténuateurs et diffuseurs de nature et d'épaisseur différentes autour du détecteur pour en renforcer ou réduire la sensibilité à telle ou telle composantes du champ de rayonnements. La dosimétrie de zone offre plus de latitude dans le choix de la méthode de mesure et du principe de détection car les contraintes d'encombrement et d'autonomie sont moins drastiques que pour la dosimétrie individuelle. C'est pourquoi les dosimètres à lecture directes faisant appel aux méthodes spectrométriques sont plus aisément utilisés pour la dosimétrie de zone. Cependant, les avancées de l'électronique et de l'informatique (miniaturisation, augmentation de l'autonomie) principalement à partir des années

_

²⁵ Le cas des particules lourdes chargées est spécifique aux expositions dans les avions et les stations orbitales pour les énergies rencontrées au niveau du sol les mesures de protection sont suffisantes pour éviter d'avoir à les mesurer.

1980 ont permis d'envisager d'en étendre l'usage à la dosimétrie individuelle permettant ainsi de corrections numériques de l'indication du dosimètre pour en améliorer les performances.

23 Mise en œuvre des principes de détection pour les photons.

Pour les énergies rencontrées en radioprotection, les photons interagissent principalement par effet photoélectrique, diffusion Compton, et création de paire. La principale difficulté vient des variations abruptes de la section efficace de l'effet photoélectrique pour les faibles énergies. Lorsque le milieu détecteur est le milieu convertisseur, l'ajout d'écrans atténuateurs suffit à rendre la courbe de réponse en fonction de l'énergie compatible avec les critères exprimés dans les normes. Il est aussi possible d'associer un jeu d'écrans d'épaisseur et de nature différentes pour réaliser une spectrométrie en énergie simplifiée. Dans une très large majorité des cas, c'est la méthode globale qui est appliquée. Les détecteurs thermo et photo luminescents, les émulsions photographiques, les scintillateurs, les détecteurs à gaz fonctionnant en régime de chambre d'ionisation ou Geiger-Muller, les scintillateurs et les détecteurs à semi-conducteur permettent de répondre aux besoins.

Prenant l'exemple de la dosimétrie pour les travailleurs en milieu médical, deux paramètres sont particulièrement importants notamment pour la radiologie et la chirurgie interventionnelle, ce sont :

- Le seuil en énergie qui est difficile à atteindre tout en respectant la variation maximale de la réponse en énergie.
- ➤ Le débit maximum admissible pour les dosimètres actifs dans les champs de rayonnements pulsés ou pour des impulsions très courtes.

24 Mise en œuvre des principes de détection des neutrons en dosimétrie de zone.

Le cas des neutrons est plus difficile du fait :

- ➤ de leurs multiples modes d'interaction avec les noyaux des atomes qui renforcent la nécessité d'utiliser des matériaux dont la composition est proche de celle des tissus biologiques,
- ➤ de la présence systématique de photons dans le champ de rayonnements qui limite drastiquement le nombre de détecteurs successibles d'être utilisé en assurant une discrimination des signaux dus aux photons et aux neutrons.

Deux catégories d'appareils sont utilisées pour la dosimétrie de zone : les Compteurs Proportionnels Equivalent au Tissu (CPET) et les "REM compteurs" ²⁶.

-

²⁶ Bien que le terme soit devenu impropre depuis le remplacement du REM par le sievert, nous avons conservé ce vocable.

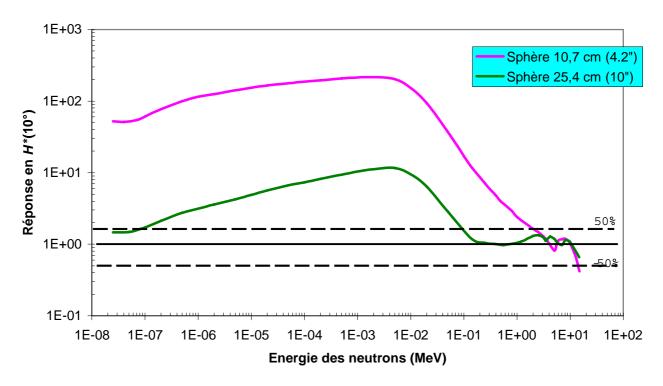


Figure 9 : Comparaison des réponses en termes d'équivalent de dose ambiant de REM-compteurs pour des diamètres de sphère modératrice de 4,2 et 10 pouces.

Les REM-compteurs sont fondés sur la méthode globale, un détecteur sensible aux neutrons thermiques (compteur ³He ou BF₃) est placé au centre d'un modérateur en polyéthylène de forme sphérique ou cylindrique. Les dimensions du modérateur sont choisies de sorte que la réponse en fonction de l'énergie des neutrons soit la plus constante possible. Le modérateur réduit le nombre de neutrons thermiques incidents successibles d'atteindre le détecteur et « ralentit » les neutrons épithermiques, intermédiaires et rapides qui atteignent ainsi le détecteur à l'état de neutrons thermiques pour y être détectés. Ce résultat est obtenu pour des modérateurs de grande dimension (STUDSVIK [Ratanen 1998], LINUS [Birattari 1998], CRAMAL [CTHIR 1983], BERTHOLD [Barthett 1997] etc.). Parfois, un capuchon de cadmium est placé autour du détecteur pour diminuer sa réponse aux neutrons thermiques. La figure 9 illustre le principe de l'utilisation d'un modérateur, la réponse obtenue avec un REM-compteur muni d'une sphère de 10 pouces de diamètre varie moins qu'avec une sphère de 4,2 pouces de diamètre. Cependant, une sensibilité en moyenne 5 fois plus forte pour les neutrons épithermiques est encore constatée avec la sphère de 10 pouces. Les résultats du tableau 8 montrent que les performances obtenues, auprès des quatre spectres décrits en annexe, paragraphe A1, avec des sphères de diamètres différents sont acceptables pour des diamètres supérieurs à 10 pouces. En effet la variation de la réponse est inférieure à 50 % pour les sphères de 10 et 12 pouces.

La réponse angulaire de ces appareils vient tempérer ces relativement bons résultats. En effet, l'électronique associée peut masquer le détecteur selon un angle solide important et fausser le résultat. C'est pourquoi on préférera des appareils présentant une électronique déportée qui respecte une géométrie de mesure isotrope et sphérique conforme à celle utilisée pour la définition de l'équivalent de dose ambiant.

Tableau 8 : Réponse théorique en termes d'équivalent de dose normalisée pour la source d'américium béryllium

Diamètre de la sphère	AmBe	AmBe thermalisé	CANEL+
2 pouces (2,54 cm)	1	785	133
4,2 pouces (10,7 cm)	1,0	20,7	8,5
8 pouces (20,3 cm)	1,0	2,6	2,1
10 pouces (25.4 cm)	1,00	1,28	1,10
12 pouces (30,5 cm)	1,00	1,15	0,72

Les CPET mettent en œuvre la méthode micro-dosimétrique; une cathode en matériau équivalent tissu entoure un volume de gaz lui aussi équivalent au tissu. Une majorité des particules chargées atteignant le gaz, maintenu à une faible pression, n'y perdent qu'une fraction de leur énergie. En divisant l'énergie déposée par la corde moyenne du volume de gaz, on détermine l'énergie linéale, grandeur homogène au transfert linéique d'énergie qui le remplace dans la formule de la figure 8 pour le calcul de l'équivalent de dose. La diminution de l'efficacité du convertisseur pour les énergies intermédiaire et épithermique, introduit une nette diminution de la réponse des CPET en termes d'équivalent de dose ambiant pour ces énergies (figure 10). Une modification des algorithmes de calcul de l'équivalent de dose est nécessaire pour corriger ce défaut. Cela se traduit par une adaptation de la formule Q(L) aux conditions de mesure de l'énergie linéale, à la géométrie du CPET et aux matériaux entrant dans sa fabrication [Taylor 1995, Bordy 1995]. Le transfert linéique d'énergie des électrons n'excédant pas 10 keV/μm et l'énergie linéale mesurée pour les particules lourdes chargées pour les mesures réalisées au niveau du sol étant supérieure à quelques keV/µm, il est possible de séparer les composantes neutronique et photonique du champ de rayonnements. Les CPET peuvent être utilisés comme des sondes externes car leur réponse angulaire est, dans ce cas, quasiment isotrope. L'utilisation de ces détecteurs est relativement peu répandue et se heurte encore à des difficultés technologiques (dégazage des matériaux entraînant une pollution du gaz et donc une perte de rendement de multiplication en mode proportionnel, ...).

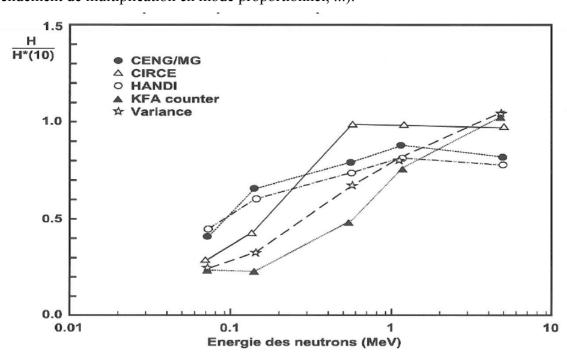


Figure 10 : Exemple de réponse en fonction en termes d'équivalent de dose ambiant en fonction de l'énergie des neutrons pour différent CPET, [Alberts 1989].

25 Mise en œuvre des principes de détection des neutrons pour la dosimétrie individuelle.

La situation de la dosimétrie individuelle est plus compliquée que celle de la dosimétrie de zone car un seul détecteur ne couvre pas la totalité de la gamme d'énergie des neutrons. Les matériaux convertisseurs sont souvent des matières plastiques composées de carbone, d'hydrogène, d'azote et d'oxygène. La figure 11 présente le nombre de noyaux de recul émergeant de un centimètre carré de matériau équivalent tissu d'épaisseur supérieure au parcours des noyaux de recul ayant la plus grande énergie. Nous constatons que la diffusion élastique sur l'hydrogène et la réaction nucléaire (n,p) sur l'azote sont respectivement prépondérantes pour les neutrons intermédiaire et rapide d'une part, et les neutrons thermiques d'autre part.

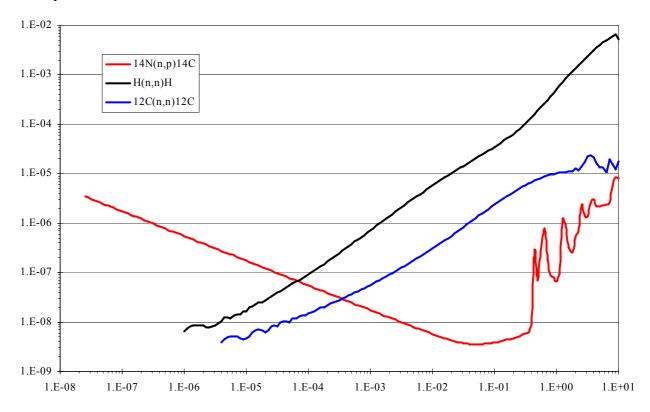


Figure 11: Nombre de noyaux de recul émergeant de un centimètre carré de matériau équivalent tissu d'épaisseur supérieure au parcours des noyaux de recul ayant la plus grande énergie par unité de fluence neutronique en fonction de l'énergie des neutrons pour différentes réactions nucléaires [De Sousa 1997]

Les trois principales catégories de dosimètres sont les dosimètres thermo-luminescents, Les détecteurs solides de traces et les détecteurs à bulles.

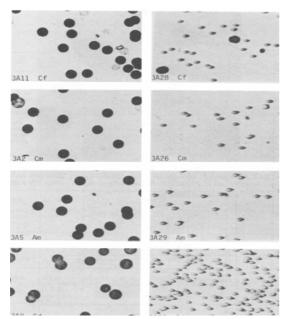
Les dosimètres thermo-luminescents

Les dosimètres thermo-luminescents utilisent des détecteurs à base de lithium-6 ou de bore-10 dont la section efficace de capture des neutrons diminue rapidement lorsque l'énergie des neutrons augmente, rendant ces détecteurs presque exclusivement sensibles aux neutrons thermiques. Cependant, les dosimètres individuels étant portés sur la poitrine, une partie des neutrons pénétrants dans le corps est rétro diffusée avec une énergie inférieure à l'énergie

incidente. Ce phénomène est appelé "albédo". Ainsi, les neutrons d'énergie élevée qui sont rétro diffusés vers le dosimètre avec une énergie comprise dans le domaine thermique sont indirectement détectés. L'efficacité de la détection "par albédo" n'est significative que dans le domaine des énergies épithermiques (figure 13 – dosimètre DIN). Dans la majorité des cas, ces dosimètres mesurent la différence de sensibilité aux neutrons de pastilles frittées de fluorure de lithium 6 (sensible à la fois aux neutrons et aux photons) et 7 (sensible presque exclusivement aux photons) comme pour le DIN [Buxerolle 1987]. Notons que si le signal dû aux neutrons est très faible devant celui dû aux photons, il devient difficile d'obtenir une information fiable sur les neutrons par différence.

Les détecteurs solides de traces

Les détecteurs solides de traces sont des matières plastiques (nitrate de cellulose, polycarbonate - dont le plus connu est le CR39) qui enregistrent le passage des particules lourdes chargées sous la forme de traces latentes. Ces dernières sont ensuite agrandies ou révélées sous l'action d'un réactif chimique dont l'action, dans le cas du CR39 (utilisé en lunetterie), peut être favorisée par un procédé électrique. Les traces deviennent alors visibles au microscope optique (figures 12). Le plus souvent, un convertisseur est déposé à la surface du détecteur pour accroître la sensibilité du dosimètre. Si ce convertisseur contient du bore-10 ou du lithium-6, le dosimètre met à profit le phénomène d'albédo comme les détecteurs thermo-luminescents. Si le convertisseur est un matériau hydrogéné ou équivalent au tissu, la principale réaction est la diffusion élastique des neutrons sur les atomes d'hydrogène qui permet la détection des neutrons "intermédiaires" et "rapides". Notons que l'avantage de ces détecteurs réside dans le fait qu'ils ne sont pratiquement pas sensibles aux photons pour les équivalents de dose rencontrés habituellement en radioprotection.





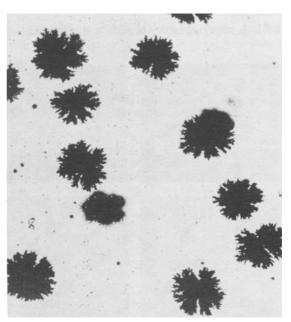


Figure 12 b : Attaque électrochimique, protons.

Les détecteurs à Bulles.

Dans un détecteur à bulles ²⁷, le dégagement d'énergie, faisant suite à l'interaction des neutrons avec les noyaux des atomes « initiateurs » constituants de micro-gouttelettes prisonnières d'un gel élastique, provoque directement ou indirectement la vaporisation de ces micro-gouttelettes et donc la formation, d'une bulle de gaz. La forme de la courbe de réponse en fonction de l'énergie des neutrons dépend de la nature des initiateurs, c'est à dire de la section efficace d'interaction des neutrons avec les nucléides qui entrent dans leur composition. La réponse en fonction de l'énergie du détecteur BD 100 R [Chemtob 1995] fabriqué par Bubble Technology Industry [Ing 1984] est présentée sur la figure 13 (courbe verte). Elle présente un seuil de détection aux environs de 200 keV. En application de la méthode globale, l'équivalent de dose individuel est obtenu en multipliant le nombre de bulles par un coefficient d'étalonnage. Les dosimètres à bulles sont réputés insensible aux photons dans des conditions normales d'utilisation en radioprotection.

Aucun de ces détecteurs ne couvre à lui seul l'intégralité de la gamme d'énergie des neutrons. La figure 13 présente les courbes de réponse, en termes d'équivalent de dose, en fonction de l'énergie des neutrons incidents. Pour illustrer notre propos, deux catégories d'appareils représentés par le DIN pour les dosimètres à albédo aveugle dans les régions intermédiaire et rapide et le détecteur à bulles BD 100 R aveugle dans les régions thermique, épi thermique et partiellement la région intermédiaire.

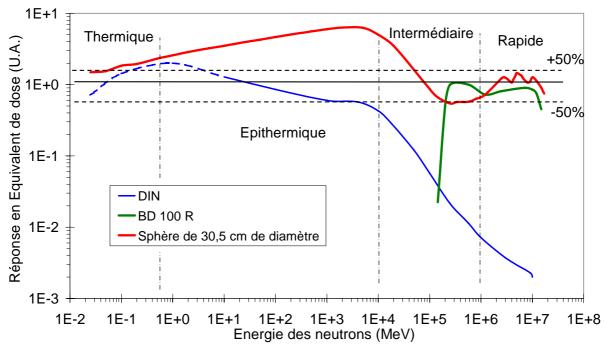


Figure 13: Courbes de réponse en termes d'équivalent de dose ambiant pour le dosimètre de zone disposant d'une sphère de 12 pouces et en termes d'équivalent de dose individuel pour les dosimètres individuels. Pour ces derniers, les courbes sont normalisées à l'unité pour la valeur maximum de la réponse.

-

²⁷ Les deux principaux types de dosimètres distribués commercialement sont : les détecteurs dits « Superheated Drop Detector » (SDD) produits par Apfel (brevet déposé en 1979) et les « Bubble Dommage Neutron Detectors » (BDND) produits par Ing (brevet déposé en 1983).

La figure 14 présente les résultats d'une étude plus complète prenant en compte une vingtaine de spectres de la base de données françaises [Buxerolle 1987-1]. En abscisse, nous utilisons le coefficient de conversion moyen de la fluence vers l'équivalent de dose individuel. Comme le suggéraient les courbes de réponse de la figure 13, ces résultats soulignent qu'un dosimètre présentant une zone aveugle ne peut donner entière satisfaction. Pour corriger ce défaut il faut disposer d'informations complémentaires sur le spectre des neutrons afin de choisir un facteur de correction adapté aux spectres et aux dosimètres. Ainsi, pour des installations où les conditions de travail varient peu, une cartographie de la distribution des équivalents de dose ambiants et des rapports entre équivalents de dose dus aux neutrons et aux photons permet, lorsque cela est nécessaire, de corriger les résultats. Ces procédures sont lourdes et souvent délicates à mettre en œuvre.

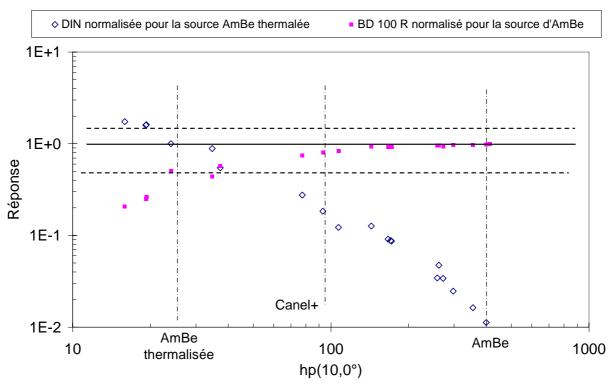


Figure 14 : Réponse en termes d'équivalent de dose individuel du PGPDIN et du dosimètre BD 100 R pour différents champs de rayonnements [Bordy 1999].

En l'absence d'informations complémentaires, l'association de plusieurs dosimètres individuels est indispensable pour couvrir la majeure partie de la gamme d'énergie. Pour ce faire, il convient de trouver un « indicateur » du spectre. Cela peut être, comme sur la figure 15, le rapport entre l'indication des dosimètres à albédo et à bulles car ce dernier varie de façon linéaire en fonction du coefficient de conversion moyen du champ de rayonnements.

La figure 16 présente deux exemples de combinaison des réponses des détecteurs : une combinaison linéaire ((DIN + BD 100 R) / 0,68) et un algorithme plus complexe fondé sur la valeur du rapport de l'indication des deux dosimètres. Dans les deux cas, la variation de la réponse peut être inférieure à \pm - 50 %.

Sur la figure 17, la seconde méthode a été appliquée aux 493 spectres de la base internationale de données [Niasmith 1997]. Les résultats donnent globalement satisfaction, seulement une trentaine de cas sont en dehors de l'intervalle +/- 50%. L'examen de ces cas montre que la distribution spectrale dépasse significativement 20 MeV lorsque les valeurs du coefficient $h_p \not o (10,0^\circ)$ sont supérieures à 100 pSv.cm² et lorsque les spectres rencontrés auprès

d'accélérateurs de particules de haute énergie. Dans ces derniers cas, le résultat du calcul est entaché d'erreurs car aucune valeur de $h_{p,0}(10,\alpha)$ n'est disponible au-dessus de 20 MeV. Pour les spectres présentant une valeur de $h_{p,0}(10,0^\circ)$ inférieure à 50 pSv cm² la limite maximale de la distribution spectrale se situe au environ de 250 keV. La réponse du dosimètre BD100R étant quasiment nulle en dessous de 200 keV la valeur du rapport des indications des dosimètres n'est pas significative, la méthode n'est donc pas applicable.

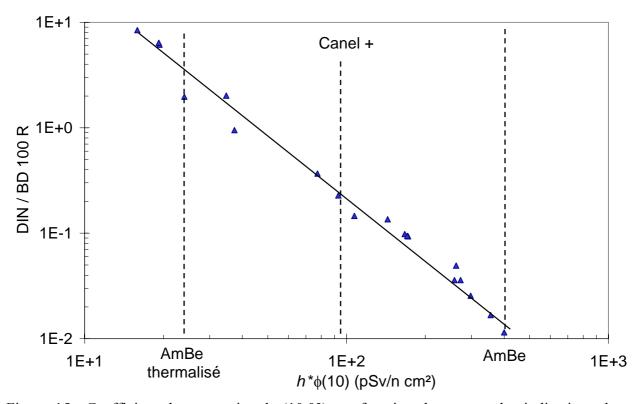


Figure 15 : Coefficient de conversion $h_{p,0}(10,0^{\circ})$, en fonction du rapport des indications des dosimètres DIN et BD100R [Bordy 1999].

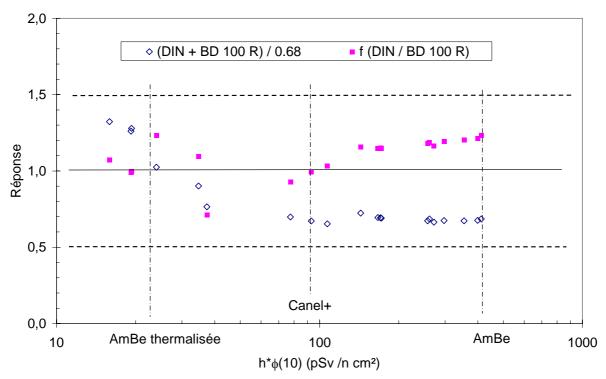


Figure 16 : Exemple de combinaison de la réponse des dosimètres DIN et BD100R pour des situations sélectionnées au sein de la base de données française [Bordy 1999].

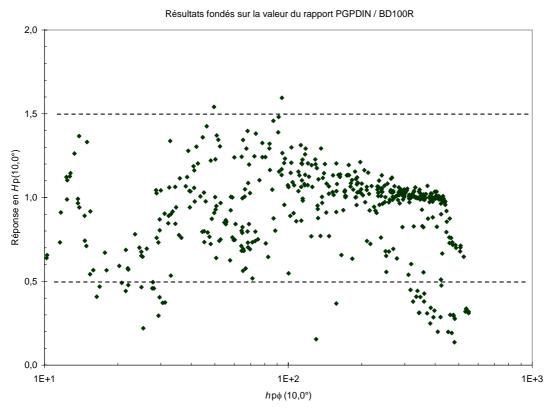


Figure 17 : Réponse théorique obtenue auprès des 493 spectres de la base de données internationale en appliquant un algorithme de calcul fondé sur le rapport de l'indication des dosimètres DIN et BD100R [Bordy 1999].

Cette démonstration n'a qu'un but didactique. Pour simplifier le problème, la réponse angulaire des dosimètres individuels n'a pas été prise en compte. De telles méthodes s'apparentent à une spectrométrie en énergie rudimentaire, mais requiert de nombreux traitements qui alourdissent sa mise œuvre. Les détecteurs électroniques permettent d'obvier à cette difficulté.

Les Détecteurs à semi-conducteur (jonction PN) étaient principalement utilisés pour la spectrométrie des photons et des particules lourdes chargées. En dosimétrie des photons, ils peuvent se substituer aux chambres d'ionisation gazeuses mais l'énergie nécessaire pour créer une paire d'ions y est 10 fois plus faible d'où un gain en sensibilité. Leurs petites dimensions ainsi que la faible tension de polarisation appliquée aux jonctions de faible épaisseur en font des détecteurs de choix pour la dosimétrie individuelle. Dés 1962, pour la dosimétrie des neutrons, Dulieu fut l'un des premiers à utiliser des détecteurs à semi-conducteurs [47] associés à un convertisseur hydrogéné posé à la surface d'une jonction PN afin de palier leur très faible sensibilité intrinsèque aux neutrons. Mais ce n'est qu'avec la « démocratisation » des diodes PIPS (Passivated Implanted Planar Silicon) d'environ 1 cm² de surface que les recherches ont pu aboutir à une industrialisation²8, l'utilisation de plusieurs détecteurs recouverts avec des convertisseurs de nature et d'épaisseur différentes (bore, lithium, polyéthylène ...) permettant une même spectrométrie rudimentaire qu'avec les détecteurs thermo-luminescents mais cette fois en temps réel.

Le principal inconvénient d'un détecteur à semi-conducteur associé à un convertisseur est sa sensibilité aux photons. Celle-ci masque le signal dû aux neutrons d'énergie inférieure à environ 800 keV et engendre une très importante variation de la réponse en termes d'équivalent de dose individuel en fonction de l'énergie des neutrons. Il faut donc réduire la sensibilité aux photons de ce type de dosimètre. Pour cela, on peut utiliser des procédés électroniques de séparation des signaux dus aux photons et aux neutrons (analyse de la forme des impulsions), réduire l'épaisseur de la zone sensible, s'accommoder d'un seuil en termes d'énergie des neutrons à 800 keV ou encore utiliser des matériaux convertisseurs qui permette d'explorer le domaine d'énergie masqué (thermique, épi thermique et rapide). La figure 18 visualise qualitativement l'effet des différentes solutions envisagées. En France ces études ont conduit à la commercialisation d'un dosimètre électronique par Saphymo, le « Saphydose-n »

La gamme de mesure du Saphydose-n s'étend de 1 μ Sv à 10 Sv pour un débit d'équivalent de dose compris entre 10 μ Sv/h et 1 Sv/h. Conformément à la norme CEI 61323, la variation de la réponse en énergie est de +/-50% sur toute la gamme d'énergie (voir figure 19) et la variation de la réponse angulaire (source Am-Be) est de +/- 30% entre -75° et +75°. La sensibilité aux photons d'un tel système, en termes de $H_p(10)$, est inférieure à 5%.

-

²⁸ Plusieurs réalisations ont été proposées ALOKA au japon, SAPHIMO en France, SIEMENS en Allemagne

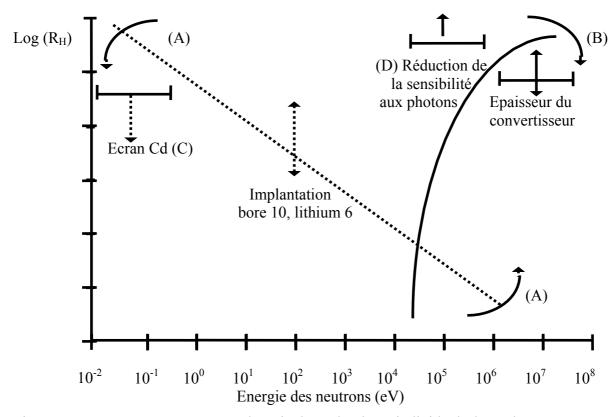


Figure 18 : Réponse en termes d'équivalent de dose individuel d'un détecteur à semiconducteur associé à un convertisseur ; réactions (n,α) (trait pointillé) et (n,p) (trait plein). Les flèches courbées représentent l'effet de basculement de la réponse dû à la présence d'un modérateur hydrogéné devant le détecteur (B) et de l'albédo du corps (A). Les flèches droites représentent l'adjonction d'un écran de Cd devant le détecteur (C) et la réduction de la sensibilité aux photons (D).

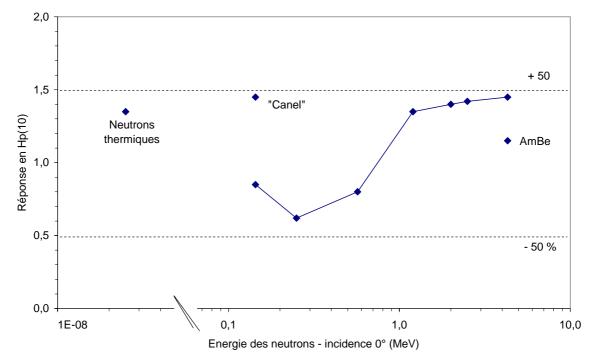


Figure 19 : Réponse du dosimètre Saphydose-n en termes de $H_{\rm p}(10)$ en fonction de l'énergie des neutrons

26 Constat des pratiques actuelles.

En plus des « tests de type » réalisés avant la mise sur le marché d'un dosimètre, les laboratoires qui les utilisent doivent participer à des comparaisons qui permettent de tester non seulement le dosimètre mais aussi l'aptitude des laboratoires à les utiliser correctement. Des comparaisons sont organisées au niveau européen par EURADOS et l'AIEA. L'une de ces comparaisons, de part son exhaustivité (photon, particule β et neutron) et ses résultats, est particulièrement intéressante [Bordy 2000]. Les résultats sont présentés sous forme de « courbes trompettes » qui permettent de visualiser les limites d'acceptabilité d'un résultat ; en fonction de la valeur de l'équivalent de dose mesurée cette limite va de 30% à 100% pour les faibles « doses ». L'étude réalisée et publiée en 2001 montre que si la dosimétrie des photons est correctement assurée et si cela est globalement aussi le cas pour celle des particules β malgré quelques difficultés, c'est loin d'être le cas pour les neutrons.

Les tableaux 9 et 10 résument respectivement les caractéristiques des champs de rayonnements et des dosimètres utilisés pour cette comparaison.

Tableau 9 : Champs de rayonnements utilisés

(voir annexe paragraphe A1 pour la définition des spectres)

Champ de rayonnements	Valeur nominale de $H_{p,slab}(10)$	Champ de rayonnements	Valeur nominale de $H_{p,slab}(10)$
²⁵² Cf nue (0°)	0,1 mSv	²⁵² Cf nue (60°)	2 mSv
²⁵² Cf nue (0°)	0,75 mSv	AmBe	2 mSv
²⁵² Cf nue (0°)	3 mSv	thermalisée	
²⁵² Cf nue (30°)	2 mSv	CANEL +	2 à 4 mSv

Signification des codes dans le tableau 10.

NA, dosimètres fondés sur le principe de l'albédo, principalement :

TLD avec du lithium 6,

Emulsion photographique sous cadmium.

NH, dosimètres pour les neutrons de haute énergie, principalement :

Emulsions NTA (même si la détection des neutrons thermiques est possible avec ce type détecteur par réaction n,p),

Détecteur solide de trace associé à un convertisseur hydrogéné tel que le polyéthylène ou un matériau équivalent au tissu.

NS, dosimètres multi éléments utilisant un seul type de détecteur, habituellement des détecteurs solide de trace ou TLD associé avec plusieurs convertisseurs ou filtres pour couvrir la plus grande partie possible du spectre en énergie des neutrons.

<u>NM</u>, dosimètres multi éléments utilisant au moins 2 types de détecteur, par exemple film et NTA, associé avec un ou plusieurs convertisseurs ou filtres pour couvrir la plus grande partie possible du spectre en énergie des neutrons

Tableau 10 : Catégorie de dosimètres utilisés

Type de	Nombre	Origine	du coe	fficient d'étaloni	nage	un facteur de	facteur de
Dosi- mètre	de Dosi- métres	Source isotopique	Test de type	Champs de rayonnements réalistes	Au poste de travail	normali- sation (E)	correction (F)
<u>NA</u>	5	NA5, <i>NA1</i> , NA2	-	NA3, NA4	NA3, NA4	NA3, NA4	NA5, NA2 , NA3, NA4
<u>NH</u>	4	NH1, NH2 , NH3 , NH4	-	-	-	-	NH1, NH3
<u>NS</u>	4	<i>NS1</i> , NS2 NS3, NS4 NS4	NS2	NS4.	NS2	NS2 , NS3	NS3, NS3, <i>NS1</i>
<u>NM</u>	4	NM1, NM2 , NM3, NM4	NM1	NM3	-	-	NM2, NM1, NM3, NM2
Total	17	16	2	4	3	4	14

⁽a) utilisation d'un facteur de normalisation définit à partir d'un étalonnage.

La figure 20 résume l'ensemble des résultats : dans environ 50% cas la réponse du dosimètre est en dehors d'un intervalle (+1.5 ; -0.5). Seulement 3 dosimètres entrent presque dans cet intervalle, et en tout 5 sont presque dans l'intervalle (+2.0 ; -0.5). Dans un nombre de cas non négligeable une sous estimation du résultat est constaté, même pour certains dosimètres multi éléments comme par exemple le NM3 (ce résultat montre que l'usage de facteurs de correction et de normalisation est délicat et peut conduire à des erreurs). On constate aussi une surestimation très importante du résultat pour l'un des dosimètres à albédo. Gardons à l'esprit que les dosimètres ont été exploités suivant les procédures en vigueur en routine, et donc que les résultats peuvent être considérés comme représentatifs de la réalité. A ceci prés, les dosimètres ont été irradiés dans des conditions normalisées, ce qui n'est pas le cas pour les dosimètres portés par les travailleurs. Ceci entraine qu'une incertitude supplémentaire liée aux conditions de port du dosimètre vient s'ajouter. Les meilleurs résultats ont été obtenus avec des dosimètres utilisant des facteurs de correction et de normalisation (NA4 et NS2) étalonnés selon un « test de type » ou auprès des spectres rencontrés au poste de travail.

⁽b) utilisation de différent facteur de correction dépendant du champ de rayonnements au poste de travail. La valeur du facteur de correction est obtenue soit à partir de la lecture du dosimètre, soit à partir des informations sur le champ de rayonnements au poste de travail

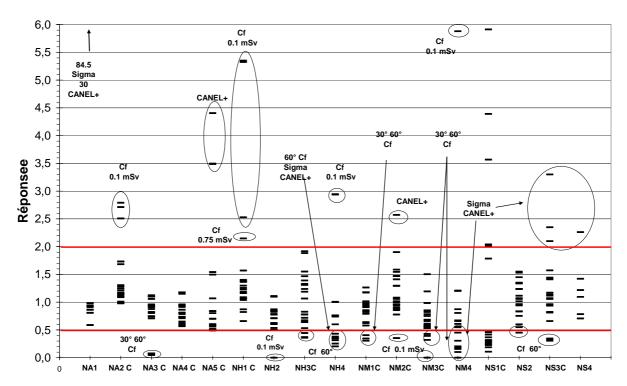


Figure 20 : Résultats du test EURADOS-Union Européenne

Chapitre IV – Expositions médicales

Les expositions pour les applications thérapeutique et diagnostique ont été utilisées dès la découverte des rayonnements ionisants et se sont développées au fil des découvertes en physique, médecine, biologie ... et des avancées techniques en matière d'informatique et d'électronique pour devenir de plus en plus efficace.

Depuis les années 1970, d'abord en Grande-Bretagne et aux USA, plusieurs pays ont organisé des enquêtes portant sur la fréquence des examens et les « doses » qui sont associées à ces examens. Ce mouvement s'est amplifié dans les années 1980, ainsi c'est en 1982 que la première enquête a été menée en France par l'OPRI (aujourd'hui rassemblé dans l'IRSN avec l'IPSN). Les enquêtes se sont ensuite succédées dans la presque totalité des pays pour toucher l'ensemble des examens (dentaire, diagnostic, mammographie). Aujourd'hui, le Comité Scientifique des Nations Unies sur les Effets des Radiations Atomiques (UNSCEAR) fournit dans ses rapports, présentés régulièrement à l'Assemblée générale, une analyse extensive de la situation des expositions médicales fondée sur les enquêtes entreprises auprès des États membres.

27 Le principe d'optimisation.

Nous abordons un domaine, pour lequel le principe ALARA laisse place au principe ALARP, P signifiant praticable (« practicable » en anglais) [Wall 2004]. Ce changement de vocable traduit un changement de philosophie. Il n'est plus question d'établir des limites de dose. La décision d'utiliser les rayonnements ionisants est de la responsabilité du médecin. Il doit évaluer un bénéfice potentiel pour le patient susceptible de contre balancer le détriment individuel que l'exposition aux rayonnements pourrait causer.

Deux cas se présentent : celui des expositions thérapeutiques et celui des expositions pour le diagnostic. Dans ces deux cas, les expositions peuvent dépasser les limites appliquées aux travailleurs et au public. Si, pour les expositions thérapeutiques le gain pour le malade est évident que cela soit pour le traitement des tumeurs (il est généralement admis que 50% des guérisons de cancer sont dues à la radiothérapie) ou dans le cas de la chirurgie vasculaire et interventionnelle, il n'en va pas de même pour les actes de diagnostic, pour lesquels sauf exposition anormale, il n'y a pas d'effet à court terme et pour lesquels le risque potentiel d'effets à long terme présente une très grande incertitude.

28 Spécificité des expositions pour le diagnostic.

La radioprotection pour l'exposition des patients se distingue de celles des travailleurs. Elle touche toute la population, le nombre d'installations est très grand (environ 55000 en France, dont environ 2500 appareils de mammographie, environ 12500 pour le diagnostic classique et le complément pour les applications dentaires) et les doses efficaces sont parfois plus élevées que les limites appliquées pour les travailleurs et le public en radioprotection. Cependant, même en cas de dépassement, les valeurs demeurent dans l'ordre de grandeur des limites légales. Comme dans le cas de la radioprotection des travailleurs et du public, le même principe de précaution s'applique, assumant que le risque d'effets stochastiques existe quelle

que soit la dose reçue. Il convient aussi de remarquer que pour les expositions en diagnostic, la dose est le plus souvent délivrée à un volume limité du corps.

29 Les grandeurs pratiques pour les expositions en diagnostic.

Une procédure de radioprotection appropriée est nécessaire pour aider à l'estimation du risque radiologique associé aux procédures d'imagerie médicale et aux décisions relatives à la justification clinique des expositions. Elle consiste, entre autres, dans un système de mesures sur la terrain fondé sur des grandeurs dite « pratiques » permettant l'évaluation des grandeurs de protection (dose efficace et dose équivalente aux organes).

Pour chaque catégorie d'examen, une grandeur, qui dépend aussi de l'appareil utilisé, est définie. Contrairement aux grandeurs opérationnelles que l'on pourrait voir comme une sorte de substitut mesurable aux grandeurs de protection, les grandeurs pratiques n'évaluent pas le risque d'effet stochastique. Elles sont de même nature que les grandeurs primaires, car elles ne prennent pas en compte l'effet biologique des rayonnements. Elles sont « traçable » au kerma dans l'air.

Les grandeurs pratiques sont :

 \triangleright Le kerma dans l'air à la surface d'entrée, $K_{a,e}$, pour les examens radiographiques simples (en anglais, entrance surface air kerma), exprimée en gray.

$$K_{a,e} = K_a B^{29}$$

B est le facteur de rétrodiffusons du rayonnement par le patient, il varie de 1,2 à 1,7 (ICRU 74).

➤ le produit kerma dans l'air surface, P_{KS} ³⁰, pour les examens impliquant à la fois la graphie et la scopie, et pour lesquels la zone irradiée du corps change au cours de l'examen (en anglais, air kerma area product, P_{KA}), exprimée en gray.m².

$$P_{KS} = \int_{S} K_a(x,y) dx dy^{31}$$

Le produit kerma dans l'air surface doit être mesuré de sorte que le rayonnement diffusé par le patient soit négligeable. Il est considéré comme pratiquement invariant en fonction de la distance de mesure si l'on néglige les interactions du rayonnement avec l'air.

➤ le produit kerma dans l'air longueur, P_{KL}, pour un examen scanner complet (en anglais, air kerma length product), exprimé en gray.cm.

$$P_{KL} = \int_{L} K_a(z) dz^{-29}$$

54

²⁹ Si le kerma dans l'air n'est pas mesuré au point correspondant à la surface d'entrée du fantôme, on le remplace par le kerma dans l'air incident $K_{a,i} = K_a (d/d_{fs})^2$ avec d_{fs} distance du point focal à la surface d'entrée et d distance du point focal au point de mesure du kerma dans l'air.

Dans ce rapport lorsque les sigles des grandeurs pratiques sont des acronymes, ils ont été adaptés au français, les sigles et noms en anglais sont rappelés dans le texte lorsqu'ils sont différents pour éviter la confusion.

Le kerma dans l'air doit être constant sur toute la surface ou toute la longueur

Pour les examens dentaires panoramique cette grandeur est parfois appelée, produit kerma dans l'air largeur (en anglais, air kerma width product).

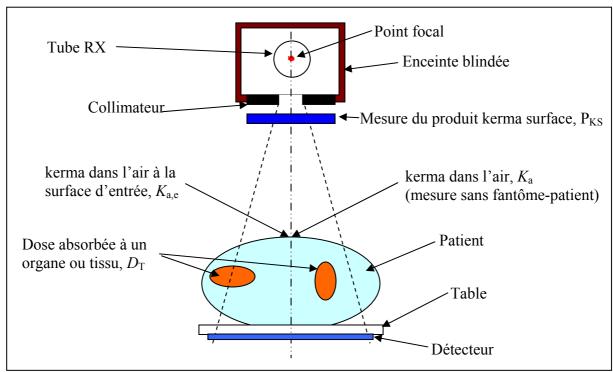


Figure 21 : Diagramme du montage de mesure pour la radiographie

l'indice de kerma dans l'air scannographique, C_{a,100}, par tranche pour les scanners en série ou par rotation hélicoïdale, est mesuré dans l'air pour une rotation unique du scanner (en anglais, Computerized Tomographic CT air kerma index), exprimé en gray.

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K_a(z) dz$$
 ; $C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K_a(z) dz$

T est l'épaisseur d'une coupe, N est le nombre de coupes acquises simultanément pour un scanner multi-coupes. De la même manière, si les conditions d'équilibre électronique on peut mesurer, l'indice de kerma dans l'air scanographiques dans le PMMA (Poly Méthyle MethAcrylate), $C_{PMMA,100}$

▶ l'indice de kerma dans l'air scannographique pondérée, C_W, est mesuré dans un fantôme « tête » ou « corps » en PMMA en périphérie (p) et au centre (c) (en anglais, weighted CT air kerma index), exprimé en gray.

$$C_{\rm W} = 1/3 \left(C_{\rm PMMA,100,c} + 2 C_{\rm PMMA,100,p} \right)$$

Enfin on définit l'indice de kerma dans l'air volumique, C_{vol}, tel que :

$$C_{\text{vol}} = C_{\text{W}} \frac{NT}{l} = \frac{C_{\text{W}}}{p}$$

Ou N est le nombre de coupes acquises simultanément, T est l'épaisseur d'une coupe, l est la distance parcourue par le patient par rotation hélicoïdale ou entre deux scans consécutifs pour une série de scans axial, p = l / NT est le « pitch » défini pour un scan hélicoïdal.

Toutes ces grandeurs peuvent être normalisées à 1mAs (milli ampère seconde) en les divisant par la charge du tube, on leur ajoute alors un indice n tel que :

$${}_{n}C_{a,100}$$
 ; ${}_{n}C_{PMMA,100}$; ${}_{n}C_{W}$; ${}_{n}C_{vol}$

Toutes ces grandeurs sont mesurables. Elles sont aussi calculables à partir de paramètres d'exposition affichés sur les appareils au moyen de formules empiriques.

Souvent, le terme « dose » est utilisé à la place de « kerma » dans le nom des grandeurs pratiques, il s'agit d'une approximation de langage qui est source d'erreurs, les conditions de mesure de la dose absorbée n'étant pas respectées à la surface du fantôme.

Pour la mammographie, la grandeur recommandée est la dose glandulaire moyenne, D_G . Notons que la dose glandulaire moyenne (en anglais mean ou average glandular dose) est une dose engagée à un organe et non une grandeur pratique. Elle est calculée à partir du kerma dans l'air, K_a ou de $K_{a,i}$ en appliquant un coefficient de conversion dont la valeur est calculée selon la méthode décrite au paragraphe 30. La valeur du coefficient de conversion varie en fonction de la valeur de la première CDA, de la composition du tissue mammaire et de son épaisseur comprimée.

30 Incertitudes tolérées pour les applications diagnostic.

La dose équivalente aux organes varie de quelques μSv à une dizaine de mSv en fonction de l'examen. Le besoin en termes de précision sur la « dose » délivrée aux patients a été estimé respectivement à 30 % et 10 % (k=3) pour les examens radiographiques chez l'adulte et l'enfant [Wagner 1992]. Le rapport AIEA 457, plus récent, mentionne quant à lui 10 et 7% (k=2)

31 Des grandeurs pratiques aux grandeurs de protection.

Le principe énoncé par le CIPR, fondé sur le calcul de la dose efficace à partir des doses équivalentes aux organes et tissus, requiert la détermination des doses absorbées moyennes pour les organes. Leurs mesures sur les patients étant impossibles, la méthode pour passer des grandeurs pratiques aux grandeurs de protection est d'utiliser des fantômes physiques (correspondant à des situations normalisées) ou numériques (plus évolutifs). Au sein de ces fantômes, tous les organes, pour lesquels l'estimation est requise ainsi que les tissus environnants, qui atténuent et diffusent le rayonnement, doivent être pris en compte.

La mesure directe des « doses » dans un fantôme physique nécessite souvent de petits dosimètres équivalents aux tissus répartis dans tout l'organe d'intérêt pour obtenir une évaluation fiable de la dose moyenne. Ce sont habituellement des dosimètres passifs tels des DTL ³² qui doivent être lus individuellement après chaque exposition. De sorte qu'une mesure précise de la dose par organe est très longue par cette méthode [Antonioni 1992, Geleijns 1992, Maruyama 1992, Calzado 1996, Toivonen 1996] ³³.

-

³² Dosimètre ThermoLuminescent, en anglais TLD (Thermo Luminescent Dosemeter)

³³ Une liste plus exhaustive de référence est fournie dans [Aroua 2000]

La dosimétrie numérique permet de simuler les expositions aux RX médicaux sur un fantôme numérique anthropomorphique et utilise la méthode de Monte Carlo pour calculer l'énergie moyenne déposée dans chaque organe [Chen 1978, Drexler 1989, Petoussi 1995, Panzer 1989, Zankl 1992-1995] ²⁴.

Une fois le modèle réalisé, il peut être utilisé pour simuler une série complète d'examen RX et fournir les doses équivalentes aux organes normalisées pour les grandeurs « pratiques ». Bien que de nombreuses données, obtenues par la méthode de Monte Carlo sur la dose aux organes, aient été publiées, l'ensemble des données n'est pas suffisant pour couvrir toutes les situations.

Il existe une alternative à la méthode de Monte Carlo, c'est une méthode analytique dite semi empirique associée à un fantôme anatomique (généralement obtenu par tomographie). Des profils de distribution de doses dans les trois directions sont utilisés pour calculer les doses aux organes d'intérêt. [Lededev 1991, Ranniko 1987, Servomaa 1992].

Les résultats obtenus avec les méthodes numériques sont très dépendant des fantômes utilisés, de leur degré de réalisme et de la méthode de simulation. Des écarts peuvent aller jusqu'à un facteur 5 [Servomaa 1992]. Les programmes les plus sophistiqués permettent la prise en compte des particularités anatomiques des patients (taille, poids, sexe) et des paramètres techniques et la géométrie d'irradiation de l'examen.

Tableau 11: Exemples de programmes disponibles pour la radiologie conventionnelle [De Sousa 2000]

	Domaina		Crandour do	-	Choix des paramètres d	'entrée
Logiciel	Domaine d'application	Fantômes	Grandeur de normalisation	Spectre RX	Patient	Géométrie d'exposition
ODS60		Alderson-	$K_{\mathrm{a,e}}$	kV,	poids (40-110 kg),	Distance foyer-
WinODS	Adulte	Rando	$K_{\rm a,e}$ ou $P_{\rm KS}$	Filtration	taille $(1,4-2,0 \text{ m})$, homme et femme	surface, Champ L x 1,
PCXMC	adulte et enfant	ORNL (6 tailles enfants et adultes)	$K_{ m air}$ ou ${ m P_{KS}}$	kV, Filtration, angle anode	poids, taille, âge (0-1-5-10-15- adulte)	Position du champ, Degré d'incidence
Xdose EffDose	Adulte	MIRD (adulte herma- phrodite)	De, P _{KS}	kV, Filtration	Homme de référence CIPR 23 (70 kg – 1,70 m)	Type d'examen, 68 incidences au choix

Oak Ridge National Laboratory

Tableau 12 : Exemples de programmes disponibles pour la scanographie [SFRP 21]

	Domaine		Grandeur de	Choix des paramètres d'entrée			
Logiciel	d'application	Fantômes	normalisation	Spectre RX	Patient	Géométrie	
	d application		Hormansation	Specife KA	1 aticit	d'exposition	
						Champ L,	
		Alderson			hermaphrodite	Position du champ,	
CTDOSE		-Rando	C _{a,100}	kV, Filtration		Largeur de coupes,	
						Nombre de coupes,	
						Type de scanner	
	adulte					Champ L,	
CT Dose						Position du champ,	
						Largeur de coupes,	
Win dose 2.0				Energie effective		Nombre de coupes,	
						Pas de l'hélice,	
				Cifective		Type de scanner	

Ces programmes peuvent être utilisés pour calculer les doses équivalentes aux organes pour chaque exposition dans les cabinets médicaux, mais le temps de calcul notamment pour les programmes de Monte Carlo, est le plus souvent prohibitif. Ces programmes peuvent aussi servir à l'établissement d'abaques regroupant de larges gammes de situations avec des géométries standard et des conditions d'exposition prédéterminées permettant des interpolations à postériori. Le rapport ICRU 74 regroupe un ensemble de données complet.

32 Représentativité de la dose efficace pour la radiologie. [Aroua 2000]

La population des patients étant différente de celle utilisée par la CIPR (age, sexe ...) pour établir les facteurs de pondération w_T , l'application du modèle de la dose efficace à la radiologie médicale conduit à une distorsion de l'image du risque. Par ailleurs, l'exposition médicale aux radiations ionisantes est caractérisée par la forte inhomogénéité de l'organisme et dans certaines situations d'autres organes que ceux spécifiés par la CIPR doivent donc être considérés.

Cependant, la dose efficace demeure une grandeur appropriée pour la comparaison de l'exposition médicale avec d'autres types d'irradiation.

L'impact radiologique associé à l'exposition médicale est souvent estimé en introduisant un facteur multiplicatif qui pondère la dose efficace (éventuellement les doses équivalentes aux organes) en fonction de l'âge. Ce facteur est plus grand que un pour les bas âges, égal à un pour les adultes et plus petit que un pour les personnes âgées. Trois algorithmes de correction proposés dans la littérature sont présentés dans le tableau ci-dessous.

Tableau 13 : Facteur de pondération avec l'âge [Aroua 2000]

CIPR 1995	âge	1	5	10	15	50	70
(comité 3)	Facteur de correction	3,0	2,5	2,0	1,5	0,5	0,3
BfS 1996	âge	0 - 15	16 - 40	41 - 64	≥ 65		_
B1S 1990	Facteur de correction	2,40	1,25	0,44	0,19		
NRPB 1993	âge	0 - 15	16 - 69	≥ 70			
NKFD 1993	Facteur de correction	1,5	0,75	0,15			
BfS Bundesamt für Strahlenschutz, NRPB National Radiological Protection Board ³⁴							

33 Le Niveau de Référence pour le Diagnostic (NRD) comme moyen d'optimisation.

Une fois l'exposition médicale pour le diagnostic justifiée, les expositions liées au diagnostic médical doivent, dans tous les cas, être optimisées. Les équipements et les techniques d'imagerie sont choisis pour assurer que les expositions des patients sont aussi faibles que « praticables », en application du principe « ALARP », en fonction de l'objectif médical du diagnostic. Les études menées dans les pays européens, pendant les années 1980 et le début des années 1990, ont montré une très large variation des doses reçues par les patients pour un même examen, entre des patients en fonction de leur physique et de leur pathologie, et entre les

-

³⁴ Le NRPB (National Radiation Protection Board) a récemment changé de nom, il s'appelle aujourd'hui le HPA (Heath Protection Agency)

opérateurs et les hôpitaux à cause des équipements et des procédures d'imagerie. Il en résulte que la variabilité des doses efficaces entre les patients est inévitable.

Les différences substantielles rencontrées pour des doses habituelles relatives à un même examen avec des installations différentes, suggèrent que tous les praticiens n'utilisent pas les techniques optimales de protection du patient. Une gestion commune du niveau de doses pour les patients associé à un système pratique pour attirer l'attention sur les doses reçues par ces derniers sont donc nécessaires. Il permet dans le même temps aux cabinets de radiologie de comparer leurs pratiques aux niveaux national et international et d'aider à l'optimisation.

Le concept de dose de référence a été introduit au Royaume Uni en 1990 dans un document conjoint du collège royal de radiologie et du NRPB [NRPB 1990] comme une indication de doses anormalement élevées. Ce même concept de dose de référence fut ensuite adopté par la CIPR dans ses publications 60 et 73. Plus tard le terme de « diagnostic reference level », en français Niveau de Référence pour le Diagnostic, NRD, a été introduit et des valeurs spécifiques à chaque région ou pays ont été recommandées et révisées à intervalle régulier.

La valeur des NDR est définie à partir des résultats d'études statistiques. Pour chaque catégorie d'examen des praticiens mesurent sur leurs installations la grandeur dosimétrique adaptée à un groupe de patients standard ou à un fantôme standard (70 kg et 20 cm d'épaisseur du tronc). Le NDR représente la valeur du 3^{eme} quartile de la distribution des résultats, c'est-à-dire que 75 % des doses mesurées sont inférieures à cette valeur.

En 1997, ce système fondé principalement sur le volontariat est devenu obligatoire pour tous les états membres de l'union européenne lors de l'adoption de la directive euratom 97/43. Il y a une obligation pour chaque état membre de promouvoir l'utilisation des NRD et de mener les études nécessaires au niveau local chaque fois que les NRD sont significativement dépassés et de mettre en œuvre les actions correctives appropriées ³⁵. La directive définit les NRD comme des niveaux de doses pour un examen donné, pour un groupe de patients standard ou de fantômes standards et pour une catégorie d'équipements donnée.

Ces niveaux sont censés ne pas être dépassés dans le cadre d'une pratique normale et correcte mais il ne s'agit pas de « limites de doses » au sens réglementaire du terme, comme il en existe dans le Code du travail pour les travailleurs exposés aux rayonnements ionisants. Cependant, il résulte de l'adoption des NRD l'obligation, pour ces praticiens qui réalisent les examens, de sélectionner les équipements et les techniques permettant d'assurer aux patients les expositions respectant le principe ALARP.

En 1999, les NRD européens étaient disponibles sous forme de 3 jeux de données pour les examens de radiologie classique sur les adultes, sur les enfants ainsi que pour les examens CT des adultes (voir tableau ci-après).

réalise un acte exposant aux rayonnements ionisants à des fins de diagnostic prend les mesures nécessaires pour ne pas dépasser les niveaux de référence diagnostiques ».

59

³⁵ Le Code de la Santé Publique (article R. 1333-68) introduit les niveaux de référence diagnostiques dans les termes suivants : « Pour les examens exposant aux rayonnements ionisants les plus courants et pour les examens les plus irradiants, des niveaux de référence diagnostiques de dose sont fixés pour des examens types sur des groupes de patients types ou sur des matériaux simulant le corps humain. Ces niveaux de référence sont constitués par des niveaux de dose pour des examens types de radiologie (...). Le médecin ou le chirurgien-dentiste qui

Tableau 14 : NRD pour les examens de radiologie classique sur les adultes et des enfants et pour les examens CT pour les adultes

Examen enfant	Age	$K_{a,e}$ mG	y Examen adul	Examen adulte	
Thorax PA	0-1 an	0,08	Thorax face I	Thorax face PA	
Thorax PA	5 ans	0,1	Thorax prof	il	1,5
Thorax latéral	5 ans	0,2	Rachis lombaire	face	10
Crâne (AP ou PA)	5 ans	1,5	Rachis lombaire	profil	30
Crâne (latéral)	5 ans	1	Abdomen sans pre	paration	10
Pelvis (AP)	0-1 an	0,2	Bassin face A	Bassin face AP	
Pelvis (AP)	5 ans	0,9	Mammograph	Mammographie	
ASP (PA ou AP)	5 ans	1	Crâne face		5
, , , , , , , , , , , , , , , , , , , ,			Crâne profi	1	3
Examen adulte			$C_{ m W}$	I	P_{KL}
Encéphale			58 1		050
Thorax			20		500
Abdomen			25 6		650

Bien que les données originales aient été exprimées en termes de « dose », nous avons conservé les noms des grandeurs adoptées dans les derniers documents internationaux de manière à homogénéiser les notations dans ce rapport.

Pelvis

25

450

34 Mise en œuvre de l'optimisation.

A titre d'exemple, le tableau 15 montre les valeurs du 3^{eme} quartile des doses moyennes pour les radiographies et les autres examens que l'on trouve dans les revues des données britanniques depuis le milieu des années 80. La réduction moyenne des NDR entre 1995 et 2000 a été d'environ 20% et de 50% dans les 15 années suivant la première étude au milieu des années 80, démontrant ainsi l'efficacité de la procédure d'optimisation [Wall 2004].

Table 15 : Evolution, en termes de *D*e pour la radiographie (mGy), des valeurs du 3eme quartile depuis le milieu des années 80 au Royaume-Unis.

Radiographie ou examen	Valeurs arrondies du 3 ^{eme} quartile <i>De</i> (mGy)					
	Milieu des années 80	1995	2000			
Crane AP/PA	5	4	3			
Crane LAT	3	2	1,6			
Thorax PA	0,3	0,2	0.2			
Thorax LAT	1,5	0,7	1			
Rachis Thoracique AP	7	5	3,5			
Rachis Thoracique LAT	20	16	10			
Rachis lombaire AP	10	7	6			
Rachis lombaire LAT	30	20	14			
Rachis lombaire LSJ	40	35	26			
Abdomen AP	10	7	6			
Pelvis AP	10	5	4			

35 Dosimétrie pour la radiothérapie.

Les différences entre radiothérapie et radioprotection sont nombreuses, parmi elles :

- Le niveau de dose dépasse le seuil d'apparition des premiers effets déterministes (érythème, perte des cheveux, stérilité partielle),
- ➤ La dose est appliquée au volume de la tumeur en sauvegardant au maximum les tissus sains environnants,
- La précision requise est plus importante,
- > Il s'agit d'une dosimétrie personnalisée pour chaque patient.

Du fait de cette personnalisation, le calcul et la localisation des doses en radiothérapie met en œuvre des programmes de planification des traitements (dits TPS pour *treatment planning system* en anglais). Ces programmes simulent la balistique des traitements sur le patient afin de se conformer au mieux aux contours de la tumeur définis par le médecin sur la base des images diagnostics. Les données d'entrée de ces logiciels sont d'une part des images en trois dimensions du patient, reconstituées à partir des images de diagnostic, et les caractéristiques des faisceaux de rayonnements.

On sépare, en matière de radiothérapie deux applications, la radiothérapie externe pour laquelle la source de rayonnements (des accélérateurs linéaires médicaux et des installations de cobalthérapie, à moyen terme ces dernières vont être abandonnées en France) est située à l'extérieur du corps, et la curiethérapie pour laquelle la source de rayonnements est placée dans le corps au plus prés de la tumeur.

Selon le cas, la grandeur qui permet de caractériser le faisceau de rayonnements est différente. Pour la radiothérapie externe, c'est directement la grandeur primaire, c'est à dire la dose absorbée dans l'eau à une profondeur qui dépend de la nature et de l'énergie du rayonnement entre quelques millimètres et 10 cm, qui est utilisée. Pour la curiethérapie, la pénétration du rayonnement dans l'eau n'étant pas suffisante pour réaliser aisément une mesure, on utilise le « kerma dans l'air de référence à un mètre », bien que des études soit en cours pour établir une référence en terme de dose absorbée dans l'eau.

Lorsque la mesure de la dose n'est pas possible, par exemple pour des sources liquides, il est alors nécessaire de réaliser la mesure de l'activité qui sera injectée au patient. Ensuite, la dose absorbée est calculée à partir du schéma de désintégration du ou des radioéléments et de leur rétention dans les organes (en assumant que les données sont suffisamment bien connues!). Dans ce cas, le niveau d'incertitude sur la dose délivrée à la tumeur est plus important.

36 Incertitudes de mesure en Radiothérapie et planification des traitements.

On admet en général qu'un écart maximal de +/-5% sur la dose délivrée à la tumeur est admissible (ICRU 42), une valeur de +/-2% est mentionnée dans l'ICRU 24, plus récemment cette valeur tend à être ramenée à +/-3.5 % (Chavaudra 2004). Ces valeurs ne sont que très peu supérieures à l'incertitude (avec un facteur d'élargissement égal à 2) associée aux étalonnages des dosimètres de référence des services de radiothérapie.

Un effort particulier doit donc être fait pour réduire cette incertitude et augmenter ainsi l'écart avec le besoin exprimé en terme de précision. Pour ce faire, il n'est pas envisageable d'agir

seulement sur la composante de l'incertitude globale associée à la référence primaire. La majeure partie de cette incertitude est due à des grandeurs physiques en particulier l'énergie moyenne nécessaire pour créer une paire d'ions. C'est l'ensemble de la méthode et de sa mise en œuvre qu'il faut améliorer, et notamment les procédures de transfert de la référence aux utilisateurs, ainsi que leur mode d'utilisation contribuant aussi, et parfois majoritairement, à l'incertitude globale associée au traitement. C'est notamment dans cette perspective, avec l'extension de l'utilisation de technique telles la RCMI statique et dynamique et la radiothérapie guidée par l'image (sigle anglais IGRT), que le LNHB est impliqué dans la validation des logiciels de TPS. Il est essentiel que cette validation soit faite à un niveau aussi proche que possible du niveau primaire avec des dosimètres de référence. L'utilisation de dosimètres passifs tels des thermo-luminescents est certes possible, ils présentent l'avantage d'être de petites dimensions et d'être plus ou moins équivalent au tissu, mais ils ne permettent pas d'atteindre un niveau de précision compatible avec une validation métrologique; ils sont donc réservés à une vérification clinique des performances des TPS et surtout au contrôle in vivo.

V - Dosimétrie d'accident et expositions concertées

Lorsque l'on utilise le mot accident, on pense en premier lieu à un accident de grande ampleur tel celui du réacteur 4 de la centrale de Tchernobil. On doit aussi penser à des accidents de moindre ampleur quant au nombre de personnes impliquées comme, l'exemple d'une source de gammagraphie récupérée dans une décharge puis ouverte et dont le contenu a été dispersé.

Un cas d'école, du point de vue de l'irradiation externe, peut être celui de l'accident de criticité de Tokia Mura car il rassemble tous les éléments d'un accident grave ayant des répercussions à l'extérieur d'un site industriel. Plusieurs personnes ont été impliquées dans l'accident lui-même et ont reçu des doses importantes. S'agissant d'un accident de criticité, le rayonnement neutronique a pu être mesuré à l'extérieur du site et les habitations alentours ont été exposées (effet de ciel) donc le public. Une intervention humaine, conduisant à une exposition concertée, a été nécessaire pour stopper la réaction en chaîne. Nous reviendrons plusieurs fois sur cet accident au cours de ce chapitre.

37 Grandeurs pour la dosimétrie d'accident.

Les principes de la dosimétrie d'accident ont peu évolué depuis les années 60 ; ce sont les techniques de mesure et de reconstitution ainsi que la connaissance des effets des rayonnements qui constituent les principales avancées. Contrairement aux cas traités dans les chapitres précédents, la dosimétrie d'accidents couvre un domaine qui englobe les expositions donnant lieu à des effets déterministes et à des effets stochastiques. Dans ce dernier cas, les grandeurs de protection sont utilisées, comme expliqué précédemment, pour estimer le risque d'effets à long terme (cancer et transmission de caractères génétiques altérés). Les grandeurs opérationnelles peuvent être utilisées en gardant en mémoire que le débit de dose est l'un des paramètres clef ayant une influence sur les conséquences de l'irradiation.

Pour les expositions à l'origine d'effets déterministes, l'utilisation des valeurs de w_R conduit à une surestimation de la contribution au risque dû aux rayonnements de fort TLE. On préfère leur substituer l'EBR correspondant à l'effet considéré. Ainsi, les valeurs de l'EBR pour les effets déterministes sont 2 à 5 fois plus faibles que celles relevées pour les effets stochastiques. Il est donc nécessaire de fournir une évaluation séparée des doses dues aux composantes à fort et faible TLE du champ de rayonnements sur l'organe cible. C'est-à-dire, dans la pratique, d'un coté la composante neutronique et de l'autre celles des photons et des électrons.

Il est aussi nécessaire, pour ces expositions, de connaître la distribution des doses dans le corps notamment au niveau des organes sensibles (moelle épinière, système digestif, système nerveux central) pour adapter au mieux le traitement. Cette information peut être obtenue par le calcul ou par la reconstitution physique auprès d'installations spécialement dédiées. Cette reconstitution n'est pas toujours possible et demande toujours une préparation longue et coûteuse. Ainsi, une fois de plus la modélisation numérique, notamment en utilisant la méthode de Monte Carlo, s'avère être un outil indispensable.

La dosimétrie d'accident nécessite donc de connaître la « dose absorbée corps entier », la dose absorbée en surface et la « dose absorbée engagée aux organes cibles ». En fait, c'est le kerma tissus (K_t) qui a été préconisé par l'ICRU plutôt que la dose absorbée (rapport 10a handbook 84

1962, radiation quantities and units). Le choix du kerma présente l'avantage de s'affranchir des questions d'équilibre électronique. Précédemment le concept de « dose de première collision » dont la définition est identique à celle du kerma a été largement utilisé [handbook 75]. Le kerma tissu est ici défini dans un petit volume de tissu placé dans l'air, on l'appelle parfois « kerma tissu dans l'air »

Lors d'une exposition aux neutrons deux grandeurs sont utilisées pour estimer la dose absorbée maximale en surface. Celle-ci est définie comme la dose absorbée dans l'élément 57. L'élément 57 est un segment de couronne de 2 cm d'épaisseur situé à mi hauteur en surface d'un fantôme cylindrique de 30 cm de diamètre et de 60 cm de haut en matériau équivalent aux tissus biologiques. Ce fantôme est dit de « Auxier » du nom du premier auteur d'une publication où il était décrit (1968). Les dimensions, et notamment la profondeur de cet élément permettent, de s'affranchir des problèmes d'équilibre électronique et donc d'assimiler dose et kerma. La dose dans l'élément 57 est scindée en 2 composantes, d'un coté la dose due aux particules lourdes chargées, D_{PLC} , de l'autre celle due aux photons créés principalement par capture radiative sur l'hydrogène et la diffusion inélastique au dessus de 5 MeV, $D_{n,y}$.

38 Moyen de détection pour la dosimétrie d'accident.

Comme pour la radioprotection, on peut parler de méthode globale et de spectrométrie en énergie, mettant en œuvre des dosimètres actifs ou passifs, de zone ou individuels.

Les EDAC (Ensemble de Détection d'Accident de Criticité) sont des dosimètres actifs. Ils sont constitués de détecteurs disséminés dans le bâtiment surveillé et reliés à un Tableau de Contrôle Radiologique, TCR, utilisé pour déclancher les systèmes d'alerte pour le personnel. Le cahier des charges de ces ensembles est drastique, les dosimètres doivent être capable de mesurer de très fortes doses sur la très courte durée des excursions critiques et de résister à ces fortes irradiations. Ils sont particulièrement utiles pour suivre l'évolution de l'environnement radiologique après l'évacuation et pour aider à décider des modalités d'une éventuelle intervention humaine. Lors de l'accident de Tokai Mura des mesures additionnelles ont été réalisées autour du site avec un dosimètre neutron de zone car l'usine n'était pas équipée de détecteurs neutrons à poste fixe.

La dosimétrie active n'est pas destinée à réaliser une cartographie complète d'un site, cette tache incombe à la dosimétrie passive. Des dosimètres passifs sont disséminés dans l'installation. Lors de l'évacuation, le personnel est chargé de récupérer ces dosimètres.

On privilégie toujours les moyens de détection permettant la discrimination des neutrons et des photons. Les dosimètres doivent disposer d'une très large plage d'utilisation, 100 mGy à 10 Gy et être indépendant du débit de dose jusqu'à 10⁵ Gy/s.

Les dosimètres utilisés pour les neutrons sont le plus souvent insensibles aux photons (activation, détecteur solide de trace, ...) alors que les dosimètres pour les photons (émulsions photographiques, thermo-luminescents, photo-luminescents) présentent le plus souvent une sensibilité aux neutrons qu'il convient de corriger.

Pour les dosimètres fondés sur la méthode globale, l'étalonnage est réalisé en termes de kerma dans l'air. Ce n'est qu'a posteriori que l'on applique des coefficients de correction permettant de passer du kerma dans l'air au kerma dans les tissus. Par contre, lorsque le dosimètre donne

accès à la distribution spectrale de la fluence, le kerma dans les tissus et la dose absorbée en surface sont calculés en appliquant les coefficients de conversion publiés dans la littérature. Des formules de lissage et des valeurs discrètes de ces coefficients de conversion sont fournis dans le rapport technique de l'AIEA numéro 211 dans le cas d'une irradiation avec d'un faisceau parallèle d'incidence normale à l'axe du fantôme.

La dosimétrie individuelle présente une difficulté supplémentaire en ce sens que l'influence du corps sur le champ de rayonnements n'est pas négligeable pour les photons et les neutrons. Ainsi, un dosimètre sensible aux photons enregistrera les photons du rayonnement incident, mais aussi, dans un champ de rayonnements mixte incluant des neutrons, les photons issus de la capture radiative sur l'hydrogène sans qu'il soit possible de séparer les deux composantes ; la différence avec la mesure faite dans l'air, donc en l'absence de composante du rayonnement dû au corps, permet dans ce cas de déterminer expérimentalement $D_{n,\gamma}$. Les mêmes techniques de mesure de la dose sont communes à la dosimétrie d'ambiance et à la dosimétrie individuelle mais du fait de la perturbation du champ de rayonnements par le corps, un étalonnage en termes de kerma dans l'air n'est pas adapté. Cependant la cartographie dosimétrique obtenue au moyen de la dosimétrie de zone, qu'elle soit active ou passive, implique pour déterminer l'exposition des personnes, une connaissance dynamique précise de leur position et de leur parcours dans l'installation au moment de l'accident et lors de l'évacuation. Cet aspect de la reconstitution peut s'avérer long et difficile surtout si le nombre de personnes impliquées est important. Il est donc utile d'avoir recourt à la dosimétrie individuelle. Compte tenu des débits de dose qui peuvent être rencontrés lors des accidents, les caractéristiques actuelles des dosimètres opérationnels ne suffisent pas. On a donc toujours recours à des dosimètres passifs. Cependant la ceinture de criticité (ensemble de 6 pastilles d'ébonite chargées en soufre, enchâssées dans une ceinture) permet, en comparant l'activation relative de chaque pastille, de déterminer l'orientation de la personne au moment de l'accident.

On ne peut terminer ce chapitre sans mentionner pour mémoire quelques une des possibilités de la dosimétrie biologique et chimique. Ainsi, il est possible de mesurer

- ➤ l'activation du sodium 23 dans le sang (production de sodium 24 radioactif, 15 heures de période radioactive),
- ➤ le phosphore 32 (période radioactive 14,28 jours) produit par l'activation du soufre 32 dans les phanères,
- ➤ des aberrations chromosomiques dans les lymphocytes. L'intérêt de cette dernière technique est de fournir un résultat qui varie avec le TLE, cependant il est nécessaire de connaître le rapport de la dose due aux photons et aux neutrons.

Des mesures par résonance paramagnétique électronique sur les ongles ou les dents (émail) ont été également expérimentées.

Les techniques de dosimétrie biologique sont particulièrement intéressantes lorsqu'il s'agit d'effectuer un tri rapide des personnes irradiées ne portant pas de dosimètres. Ainsi une mesure in vivo dans la région lombaire au moyen d'un dosimètre de zone pour les photons permet d'évaluer le sodium 24 produit par activation du sodium 23. Dans le cadre d'évaluations à moyen terme, il est aussi possible, pour estimer des doses plus faibles, de collecter comme cela a été fait à Tokia Mura, des objets domestiques tels des pièces de monnaies (contenant du cuivre) pour évaluer l'exposition aux rayonnements neutroniques des populations environnantes. Citons pour terminer une étude allemande de la fin des années 1980 qui prévoyait de récupérer les feuilles de matières plastiques utilisées pour protéger les documents d'identités pour évaluer le kerma dû aux neutrons. Ces objets constituent des succédanés de dosimètres individuels.

39 Reconstitution de l'accident.

Comme pour les cas traités dans les autres chapitres, la modélisation numérique s'avère être un outil indispensable pour obtenir les informations qui ne sont pas directement accessibles à la mesure comme la distribution des doses dans corps pour l'aide au diagnostic ou dans les installations pour planifier aussi précisément que possible une intervention dans le respect du principe de réduction et d'optimisation des expositions. Ce fut le cas lors de l'accident de Tokia Mura. Un réflecteur remplie d'eau autour de la solution fissile apportait la modération suffisante pour l'auto entretien de la réaction en chaîne. Il fallait donc vider ce réservoir pour passer dans des conditions sous critique. Le travail étant trop complexe pour un robot, une intervention humaine a été « programmée », celle-ci a consisté à créer une fuite dans la tuyauterie pour vider ce réflecteur.

Comme pour la radiothérapie, la modélisation ne peut se limiter à un problème statique en 3 dimensions qui aujourd'hui semble banale compte tenu des possibilités en matière de réalité virtuelle issue de l'informatique moderne. L'objectif est de prévoir ou de reconstituer le déplacement des personnes dans l'environnement radiatif; pour cela on doit introduire la chronologie des déplacements pour calculer l'accumulation de la dose absorbée pendant le parcours que le « régime » de l'accident soit stable ou non. Un programme permettant d'atteindre cet objectif n'est pas encore opérationnel. Pour l'instant le calcul est souvent séparé en trois étapes :

- ➤ dans un premier temps, on estime le terme source radiatif au moyen de calculs de criticité (les données d'entrée sont les concentrations atomiques des constituants des matières fissiles obtenues à partir des lois de dilution)
- > une fois ce terme source connu, on peut « transporter » comme précédemment les rayonnements dans une géométrie en 3 dimensions pour en déduire une cartographie des doses,
- > enfin on évalue le temps de transit dans les différentes zones pour déterminer la dose absorbée totale.

Le résultat de la modélisation est relatif en ce sens qu'il est normalisé à une « histoire » (on dit aussi par particule initiale). Le résultat du calcul doit donc être « recalé » sur les résultats expérimentaux. Le facteur de recalage est le nombre de fissions enregistrées, il est fourni par l'analyse des résultats de l'EDAC. Pour l'accident de Tokai Mura, ce type de calcul dans des géométries très simplifiées a permis d'obtenir de très bons résultats avec le schéma de calcul CRISTAL (Gomit 1999).

Conclusions

Au fil ce texte, nous avons vu se dessiner un panorama des grandeurs dosimétriques utilisées, de la traçabilité à une référence primaire et des moyens de mesure. Afin de mettre en perspective les risques et les besoins en fonction des domaines, il est nécessaire de fournir quelques chiffres.

Ainsi, pour la dosimétrie des travailleurs en radioprotection, on compte environ 650 000 travailleurs faisant l'objet d'un suivi dosimétrique en Europe dont le tiers en France (soit environ 225 000 dont ~50% d'entre eux travaillent dans le milieu médical). Parmi eux moins de 10% sont susceptibles d'être exposés aux neutrons [Lopez 2004]³⁶.

En France en 2004, une cinquantaine de cas déclarés ont donné lieu à un dépassement de la limite annuelle, les 4/5^{ème} dans le milieu médical. Quatre vingt dix pourcents des résultats montrent que les expositions sont en dessous du seuil d'enregistrement et 95% des résultats sont inférieurs à 1 mSv. Le nombre de personnes réellement exposées est donc d'environ 12 000 personnes. Les chiffres sont beaucoup plus importants en matière de radiothérapie. En effet, on compte environ 220 000 traitements par an pour des « doses absorbées » au niveau de la tumeur de plusieurs dizaines de gray. Pour les applications médicales en diagnostic, l'échelle est toute différente également car c'est en moyenne un examen par an et par personne soit environ 60 millions d'examens par an qui sont pratiqués en France.

Il y a donc plusieurs ordres de grandeurs en termes d'impact sociétal pour passer de la radioprotection des travailleurs à la thérapie puis au diagnostic. Nous pouvons donc compléter la figure 1 en y ajoutant ces données (Figure 22).

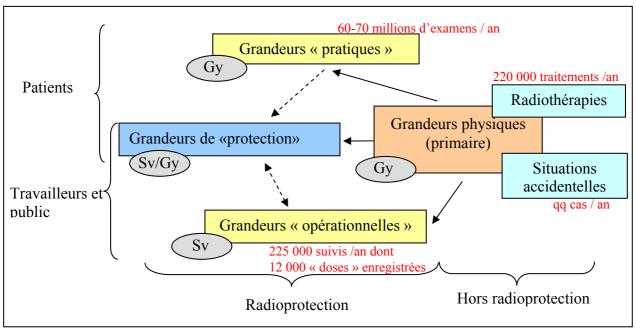


Figure 22 : Schéma simplifié du système de grandeur dosimétriques.

3

³⁶ D'autres données (<u>www.esorex.eu</u>) font état d'un nombre plus important de travailleurs (environ 1.1 million) dont 700 000 dans le secteur médical.

A cette analyse statistique des expositions, il convient d'ajouter que l'on note une évolution rapide de l'utilisation des rayonnements ionisants dans le milieu médical. Cela est lié à l'apparition des nouvelles modalités de traitement du cancer visant à accroître l'efficacité des traitements par une escalade des doses en préservant les tissus sains environnants, notamment avec la RCMI et la curiethérapie, ainsi que l'extension des techniques de chirurgie et de radiologie interventionnelle. A cela s'ajoute la prise en compte récente du risque représenté par les expositions dues au diagnostic. Le besoin s'exprime aussi en matière de précision sur le résultat final. La figure ci-après illustre ce besoin.

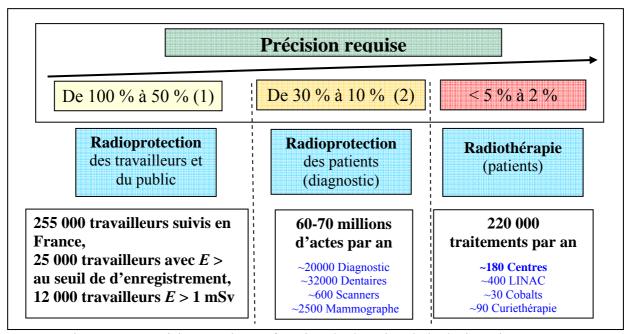


Figure 23 : Précision requise en fonction du domaine de la dosimétrie externe.

(1) ces valeurs s'entendent pour des mesures au poste de travail dans un champ de rayonnements présentant une large distribution en termes d'angle et d'énergie incidents à k=1. Dans les ICRU 47 et 66, on précise qu'une précision de 30% est acceptable. La précision dépend aussi du type de rayonnements, ainsi pour les neutrons une précision moindre est admise. L'ensemble de ces chiffres requiert d'atteindre dans les conditions de laboratoire environ 10% à k=2.

(2) ces chiffres à k=3 sont repris de Wagner 1992, le rapport AIEA 457, plus récent, mentionne quant à lui 10 et 7 % (k=2)

Nous constatons donc que c'est essentiellement dans le secteur médical que le nombre de personnes exposées est le plus grand et que c'est aussi dans ce même secteur que le besoin en termes de précision est le plus important. C'est donc vers le domaine médical que doit porter l'effort principal de recherche.

A l'appui de cette déduction rappelons que, selon toute vraisemblance, la dose moyenne à la population subira dans l'avenir, un changement sensible pour les raisons suivantes liées à l'évolution de la population, à la prescription d'examen radiodiagnostic et aux techniques utilisées :

- . augmentation de la demande de soins (augmentation de la population et de son vieillissement),
- . accès facilité aux soins (augmentation de la population urbaine),
- . extension de certaines procédures comme la mammographie et la tomodensitométrie,
- . extension de la radiologie interventionnelle,
- . introduction de contrôles de qualité plus exigeants ³⁷.

Pour décliner de manière plus précise certaine voie de recherche, citons par exemple le cas de l'exposition du personnel médical en chirurgie et radiologie interventionnelle, qui représente les situations pour lesquelles les « doses » sont parmi les plus élevées et peuvent conduire au dépassement des limites d'exposition pour la dosimétrie corps entier comme celles des extrémités. On remarque, dans ce dernier cas, un manque de données au niveau international. En effet, la réglementation établie une limite d'exposition qu'il n'est pas possible de surveiller en l'absence de procédure d'étalonnage et de facteur de conversion des grandeurs primaires vers l'équivalent de dose individuel à 3 mm de profondeur. Il est donc nécessaire de calculer ces données et d'établir les procédures d'étalonnage en association avec les fabricants de dosimètres et les utilisateurs ³⁸.

En radiothérapie externe les conditions de référence (utilisées pour l'établissement des références primaires et l'étalonnage des dosimètres de transfert) sont de plus en plus éloignées des conditions d'utilisation (RCMI ...). Le calcul des « doses » délivrées à la tumeur échoie au programme de planification du traitement. Il convient de travailler selon deux axes pour :

- rapprocher les conditions de référence des conditions d'utilisation (par exemple en diminuant la taille du champ d'irradiation pour les mesures de référence), ce qui peut conduire à l'établissement de nouveaux indices de qualité des faisceaux,
- ➤ en améliorant la précision des logiciels de calcul et en validant ces derniers au moyen des données expérimentales les plus précises possible.

Il en va de même pour la curiethérapie pour laquelle les références sont actuellement déclinées à partir d'un kerma dans l'air alors que des références en termes de dose absorbée dans l'eau seraient mieux adaptées.

Pour le diagnostic, la mesure des grandeurs pratiques notamment pour les expositions en scanographie est complexe. Il convient de mettre en œuvre des techniques de mesure plus simples et plus automatisées.

Du point de vue des grandeurs de protection, une évolution est aussi à prévoir avec l'accroissement prévisible des connaissances sur l'effet des faibles « doses » (mise en cause ou confirmation de la relation linéaire sans seuil, ajout de nouveaux organes sensibles, modification des pondérations, ...). Au delà des valeurs, la communauté internationale s'est interrogée ces dernières années sur ces concepts et la terminologie associée. En effet, le concept de la dose équivalente est différent de celui de l'équivalent de dose. L'utilisation de la même notation, H, et de vocables voisins est un élément de confusion. La modification suivante permettrait de clarifier ce point, il s'agit de réserver le symbole H à l'équivalent de dose (donc aux grandeurs opérationnelles) et décliner le symbole de la dose efficace, E, pour les grandeurs de protection en remplaçant la dose équivalente à l'organe, E_T, sans modifier en rien les modes de calcul et les concepts. Cela permettrait de lever toute ambiguïté (réelle ou supposée) entre grandeurs de protection et grandeurs opérationnelles.

³⁷ on notera la publication en 2009 des procédures de contrôle qualité interne et externe des appareils de diagnostic pour les applications dentaires

Un dépassement des valeurs limites pour le cristallin pourrait impliquer un dépassement des limites pour $H_n(0,07)$ et $H_n(10)$. Ces dernières « couvriraient » donc les premières.

Les grandeurs opérationnelles comme les grandeurs de protection sont fondées sur le principe de la pondération de la dose absorbée. Cette pondération est rendue indispensable du fait de la variation de l'EBR en fonction du rayonnement et des tissues. Cette dernière variant en première approximation avec le TLE, il serait utile de disposer de grandeurs dosimétriques directement « indexées » sur le TLE ou plus globalement sur la distribution des événements dans un petit volume de matière correspondant à une entité biologique tels que le noyau de la cellule ou la molécule d'ADN. Il est donc indispensable pour un laboratoire primaire de maitriser la méthode de spectrométrie des TLE afin d'étudier ces nouvelles grandeurs.

Dans le domaine plus classique des références pour la dosimétrie des travailleurs, certaines qualités de rayonnements sont difficiles à produire. Par exemple pour les photons de haute énergie en radioprotection, jugés indispensables dans la norme ISO 4037 mais qui nécessitent l'utilisation de canaux tangentiels à des réacteurs de type piscine. Ces installations sont non seulement couteuses mais difficiles à mettre en œuvre et donc ne sont pas accessibles à l'ensemble des laboratoires primaires. La redondance des moyens étant l'une des clefs du système de références internationales, une alternative est d'utiliser des sources de rayonnements mieux rependue, comme par exemple un accélérateur linéaire médical.

La caractérisation précise de nouvelles qualités de rayonnement pour les rayons X de faible et moyenne énergies pour les champs de rayonnement utilisés en radiologie. Afin de fournir le plus haut niveau de précision possible pour la mesure des doses délivrées aux patients dans le cadre des applications médicales pour la thérapie (radiothérapie de contact) et le diagnostic (radiologie), un travail de normalisation en association avec les organisations professionnelles est nécessaire pour définir un consensus sur les qualités de champs de rayonnements utilisables pour l'étalonnage des dosimètres. En parallèle un travail de normalisation au niveau international est nécessaire pour définir de nouveaux indicateurs (vraisemblablement fondée sur une mesure spectrométrique) pour la qualité des faisceaux de références de rayons X de faible et moyenne énergies.

Ce rapport a décrit un système de grandeurs et d'unité pour la dosimétrie externe des rayonnements ionisants qui est en apparence complexe mais donc les grands principes sont simples et commun à l'ensemble du système. Ce sont :

- ➤ le choix d'une relation linéaire sans seuil pour quantifier les effets des rayonnements ionisants d'où il vient les principes ALARA et ALARP,
- ➤ la pondération d'une grandeur physique pour rendre compte de l'effet des rayonnements ionisants sur le vivant au travers des grandeurs de protection et des grandeurs opérationnelles,
- ➤ l'utilisation de grandeurs opérationnelles pour estimer les grandeurs de protection déterminant les limites d'exposition pour les travailleurs et le public,
- ➤ l'utilisation de grandeurs pratiques pour quantifier les expositions médicales qui sont utilisées pour estimer et optimiser l'exposition des patients.
- La définition d'indicateurs de la qualité du rayonnement fondé sur la mesure de l'atténuation de ce dernier dans un milieu donné et permettant de comparer les résultats obtenus dans les différents laboratoires.

Ce système n'est pas figé. Comme nous avons pu le voir, il a évolué et sans doute évoluera t'il dans les années à venir. Les quelques pistes, dont la liste n'est pas exhaustive et dont certaines ont commencé à être mise en œuvre ces dernières années, évoquées dans cette conclusion contribuerons à cette évolution et conduiront peut être à une révision de ce rapport.

Annexes

A1 - CHAMPS de RAYONNEMENTS

Pour les photons et les électrons le domaine en énergie s'étend jusqu'à 10 MeV pour les applications industrielles en radioprotection et 20 à 25 MeV pour les applications médicales classiques en radiothérapie.

Le cas des neutrons requiert plus d'attention. Le domaine d'énergie de la dosimétrie des neutrons en radioprotection s'étend au moins sur dix décades, depuis l'énergie thermique (présente notamment dans les bâtiments abritant les réacteurs des centrales nucléaires), jusqu'à quelques centaines de MeV (énergie notamment rencontrée derrière les protections entourant les accélérateurs de particules de haute énergie).

La forme générale des distributions spectrales habituellement rencontrées (figure A1-bas) incite à introduire une subdivision du domaine pour les neutrons d'énergie inférieure à 10 keV qui sont alors répartis entre les neutrons thermiques en dessous de 0,5 eV et les neutrons épithermiques au-dessus de cette limite.

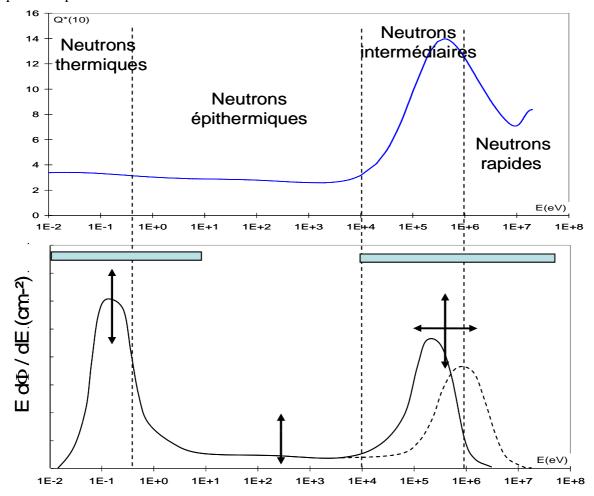


Figure A1 : haut - Facteur de qualité moyen des neutrons en fonction de l'énergie pour $H^*(10)$. bas - Allure générale des distributions spectrale des neutrons, les composantes thermique et épithermique peuvent varier en amplitude, les composantes intermédiaires et rapides peuvent en

plus varier en fonction de l'énergie. Le domaine d'intérêt prioritaire pour la dosimétrie des neutrons est matérialisé par la barre horizontale située entre les deux graphes. [7]

La région des neutrons intermédiaires est la plus importante car le facteur de qualité moyen des neutrons y atteint sa valeur maximale à 0,4 MeV. Une combinaison des composantes thermique et rapide est très souvent rencontrée (figure A2) [8].

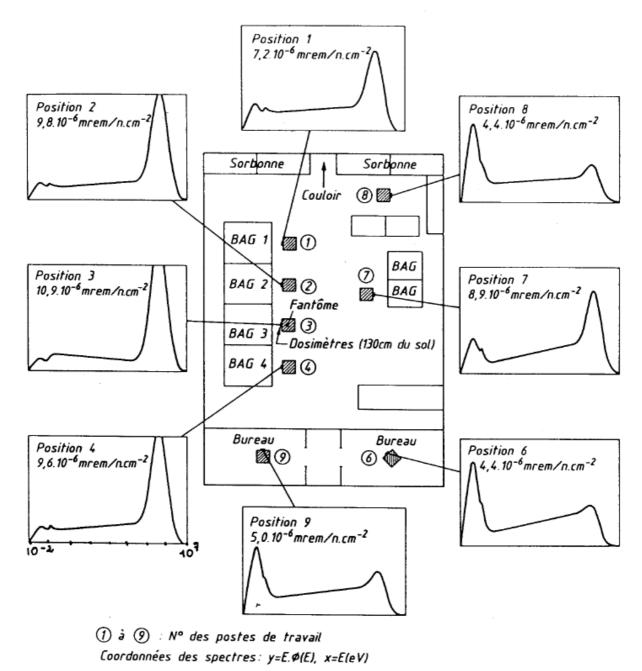


Figure A2 : Allure des distributions spectrales des neutrons dans un laboratoire de production de sources de neutrons [Medioni 1983] BAG : Boite à gants, abscisse des graphes : énergie des neutrons (eV), ordonnée des graphes : $E d\phi / dE$.

Trois spectres (figures A3 et A4) ont été sélectionné afin d'analyser et d'évaluer l'erreur qui peut être commise sur la mesure de l'équivalent de dose.

Le spectre émis par une source d'AmBe (ISO 8529) a été choisi afin d'illustrer le cas d'un spectre de neutrons rapides qui, bien que ne représentant pas une situation réelle courante, est souvent utilisé, faute de mieux, pour l'étalonnage des dosimètres.

Au contraire, les spectres "AmBe thermalisé" et Canel+ sont typiques des champs de rayonnements rencontrés auprès des installations.

Le premier est délivré par un dispositif comprenant un cube plein en graphite de 150 cm d'arête à l'intérieur duquel six sources AmBe sont disposées. Le spectre de neutrons dit "AmBe thermalisé" est obtenu à l'extérieur de ce cube dans une "zone d'étalonnage" située à 50 cm du centre de l'une des faces du cube.

Le spectre Canel+ [Chartier 1992] est, quant à lui, obtenu à la sortie d'un canal cylindrique en polyéthylène de 70 cm de diamètre intérieur, de 15 cm d'épaisseur et de 110 cm de long. Une coquille hémisphérique en uranium (10 cm de diamètre), recouverte d'une coquille de fer (15 cm d'épaisseur), occupe le fond du canal. Un bidon cylindrique de 10 cm d'épaisseur rempli d'eau est placé dans le canal devant la coquille de fer. Des neutrons de 14,6 MeV sont produits par la réaction T(d,n) sur la cible d'un accélérateur située derrière la coquille d'uranium. Ils induisent des fissions sur les atomes d'uranium. Les neutrons issus de l'uranium sont ensuite ralentis par le fer, le polyéthylène et l'eau avant d'atteindre la zone d'étalonnage. Cette installation a été utilisée lors d'inter comparaisons [Thomas 1997] pour étudier la réponse de dosimètres de zone et de dosimètres individuels.

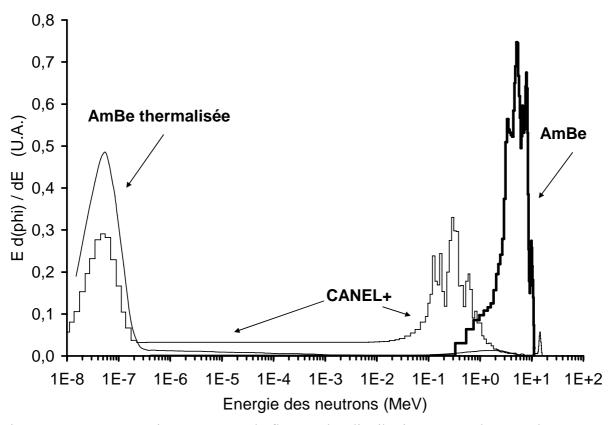


Figure A3 : Représentation en termes de fluence des distributions spectrales pour les quatre cas sélectionnés.

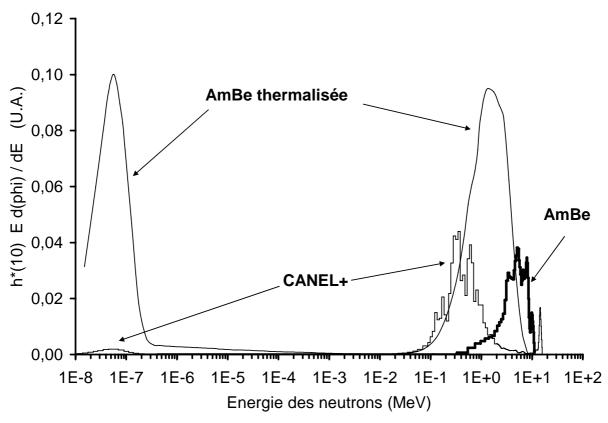


Figure A4 : Représentation en termes d'équivalent de dose ambiant des distributions spectrales pour les quatre cas sélectionnés.

Une représentation, non pas en termes de fluence mais en termes d'équivalent de dose (figure A4), montre que même, un spectre dominé par les neutrons thermiques présente une contribution à l'équivalent de dose des neutrons intermédiaires et rapides non négligeable (environ 50% pour la source AmBe thermalisé), et que dans la majorité des cas rencontrés la contribution des neutrons épithermiques à l'équivalent de dose est très faible. C'est pourquoi ce domaine ne suscite pas un intérêt prioritaire.

Deux jeux de données ont été utilisés pour l'étude présentée au paragraphe 24. Une base de données française [Buxerolle 1987] regroupant une quarantaine de spectres mesurés en France au moyen de la méthode multisphère dans des centrales nucléaires et auprès d'installations, de production de champs de rayonnements, de fabrication et de retraitement de sources ou de combustible. Une base de données internationale [Niasmith 1997] qui regroupe les spectres publiés dans la TechDoc AIEA 318 et des spectres mesurés plus récemment par des laboratoires européens.

Notons enfin que les processus d'interaction des neutrons avec la matière s'accompagnent le plus souvent d'émission de photons, inévitablement associés aux neutrons, constituant ainsi des champs de rayonnement mixte.

A2 - TRANFERT LINEIQUE d'ENERGIE - ENERGIE LINEALE POUVOIR d'ARRET

La traduction, non littérale, de la définition du transfert linéique d'énergie (L_{Δ} , en anglais *linear* energy tranfert) publiée dans le rapport numéro 33 de l'ICRU est la suivante :

Le transfert linéique d'énergie, L_{Δ} , appelé aussi pouvoir d'arrêt linéique restreint par collision (en anglais restricted linear collision stopping power), pour des particules chargées, dans un matériau déterminé, est égal au quotient de dE par dl, où dE est l'énergie perdue localement par collision par une particule chargée lorsqu'elle franchie la distance dl.

$$L_{\Delta} = \frac{dE}{dl} (L_{\Delta} \text{ est habituellement exprimé en keV } \mu\text{m}^{-1})$$

Les particules chargées interagissent principalement avec les électrons du milieu en ionisant ou excitant les atomes. Plus l'énergie cinétique (E_c) transmise aux électrons libérés lors des interactions est grande, plus les électrons s'éloignent de la trajectoire de la particule chargée incidente. Les électrons déposent donc leur énergie à des distances plus ou moins grandes de la trajectoire de la particule initiale.

Le terme "localement", utilisé dans la définition de L_{Δ} , doit être précisé. Il faut définir à quelle distance de la trajectoire de la particule initiale l'énergie est considérée comme "localement déposée". Par convention on utilise l'énergie initiale de l'électron secondaire, plutôt que son parcours pour déterminer cette distance.

L'énergie de coupure (Δ) est le critère de distinction entre les électrons secondaires qui perdent leur énergie localement, leur énergie cinétique initiale étant inférieure à Δ , et ceux qui la perdent à plus grande distance, leur énergie cinétique étant supérieure à Δ . La valeur du transfert d'énergie linéique dépend de Δ . Elle est souvent choisie égale à 100 eV.

Les électrons secondaires d'énergie supérieure à l'énergie de coupure sont considérés comme des particules indépendantes, libérant à leur tour d'autres électrons, ces particules sont appelées électrons δ .

 L_{Δ} est la restriction du pouvoir d'arrêt linéique par collision S_{coll} aux électrons secondaires d'énergie inférieure à Δ . Lorsque Δ est infini, L_{∞} est égal à S_{coll} .

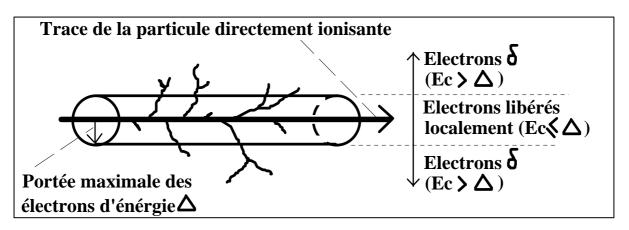


Figure A5 : Dépôt d'énergie le long de la trace d'une particule directement ionisante.

Remarque : Expérimentalement il n'est pas possible de faire la distinction entre l'énergie perdue localement et celle qui ne l'est pas ; en radioprotection, l'énergie de coupure est toujours considérée infinie.

Le transfert linéique d'énergie est une grandeur non stochastique, elle dépend :

- de la nature de la particule ionisante,
- de l'énergie de la particule ionisante,
- du milieu dans lequel ont lieu les interactions.

Le transfert linéique d'énergie n'est pas directement mesurable, mais peut être approximé à partir de l'énergie linéale (parfois notée « énergie linéaire » en anglais *lineal energy*), obtenue expérimentalement. Définissons un événement comme l'ensemble des phénomènes conduisant à un dépôt d'énergie, qu'il soit dû à une particule incidente ou à ses rayons δ . Si ϵ est l'énergie impartie à la matière lors de cet événement dans un petit volume, l'énergie linéale est :

$$y = \frac{\varepsilon}{\bar{l}}$$

 \bar{l} étant la corde moyenne ³⁹ du volume dans lequel ϵ est mesurée.

Remarque: Bien que l'énergie linéale et le transfert linéique d'énergie partagent la même unité, il est important de noter que contrairement à ce dernier, <u>l'énergie linéale est une grandeur stochastique</u>. Une autre différence tient dans le fait que le transfert linéique d'énergie dépend d'une coupure en énergie et est défini sur une distance petite (notation différentielle) comparée au parcours de la particule directement ionisante alors que l'énergie linéale ne fait aucune référence à la structure de la trace et est donc utilisable même si la distance parcourue est inférieure à la corde moyenne. Il en résulte une dépendance de l'énergie linéale vis-à-vis des dimensions du volume, comme par exemple celui des Compteurs Proportionnels Equivalent Tissu – CPET.

Le pouvoir d'arrêt massique total (en anglais total mass stopping power) est :

$$S/\rho = \frac{dE}{\rho dl}$$
 (Joule m² kg⁻¹)

Avec dE est l'énergie perdue par une particule chargée franchissant une distance dI dans un matériaux de masse volumique, ρ .

Pour les énergies ou les interactions avec les noyaux peuvent être négligées, S/ρ a deux composantes selon que l'énergie est perdue par collision ou de manière radiative.

$$S/\rho = \frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dl} \right)_{col} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dl} \right)_{rad}$$

³⁹ La corde moyenne est la valeur moyenne du parcours en ligne droite à l'intérieur d'un volume convexe.

Avec
$$S_{\text{col}} = \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{col}}$$
 étant le **pouvoir d'arrêt linéique par collision**

Et
$$S_{\text{rad}} = \left(\frac{dE}{dl}\right)_{\text{rad}}$$
 étant le **pouvoir d'arrêt linéique radiatif**

Remarque : seule la composante par collision est accessible à la mesure.

A3 - COEFFICIENTS d'INTERACTION

A l'exception de la section efficace microscopique utilisable pour les particules chargées et les particules électriquement neutres, les coefficients d'interaction présentés dans cette annexe sont définis pour un rayonnement électriquement neutre, une cible, un type d'interaction et une énergie donnés. Ils caractérisent tous des probabilités d'interaction donc des valeurs moyennes et sont donc non stochastique.

Section efficace microscopique, σ , est une caractéristique de la cible : $\sigma = \frac{P}{\sigma}$ (m²)

P est la probabilité que possède une cible individuelle d'interagir avec la fluence, Φ , la traversant. L'unité usuelle de σ est le barn (10^{-28} m²).

La section efficace, fonction des probabilités d'occurrence des différentes réactions, varie avec l'énergie cinétique de la particule incidente. Des symboles différents sont attribués en fonction du type d'interaction en indiquant la particule arrivante et la ou les particules émergeantes. Par exemple, $\sigma_{n,\gamma}$ est la section efficace de la réaction nucléaire de capture radiative, c'est-à-dire la capture d'un neutron dans un noyau suivi de l'émission d'un photon. Par analogie, la même notation est utilisée pour les interactions mettant en jeu le cortège électronique, par exemple :

- \triangleright $\sigma_{y,e}$ est la section efficace de l'effet photoélectrique
- \triangleright $\sigma_{y,y'e}$ est la section efficace de la diffusion Compton
- \triangleright $\sigma_{y,y}$ est la section efficace de la diffusion cohérente
- \triangleright σ_{y,ee^+} est la section efficace de la création de paire

au delà de quelques MeV, d'autres interactions avec les noyaux interviennent, par exemple :

- σ_{γ,n} est la section efficace d'émission de photo-neutrons
 σ_{γ,p} est la section efficace d'émission de photo-protons

La section efficace est additive. La section efficace totale d'interaction avec un milieu donné est la somme des sections efficaces de chaque type d'interaction (indice i).

$$\sigma = \sum_{i} \sigma_{i}$$

Dans le cas d'un mélange amorphe et homogène de plusieurs éléments ou nucléides (indice j), la section efficace pour une interaction donnée, i, est la somme pondérée des sections efficaces de chaque composant du milieu en fonction de la fraction atomique (n_i) de chacun de ses composants.

$$\sigma_{i} = \sum_{j} n_{j} \sigma_{i,j}$$
 avec $\sum_{j} n_{j} = 1$

Remarque : Pour un mélange constituant une molécule, ce mode de calcul peut donner un résultat faux, par exemple pour des rayonnements de faibles énergies cinétiques, du fait que les énergies de liaisons au sein des molécules ne sont plus négligeables.

Coefficient linéique d'atténuation totale, μ , est la probabilité d'interaction par unité de longueur : $\mu = n_V \sigma (m^{-1})$

 n_V est le nombre de cibles par *unité de volume* : $n_V = \rho \, N_A \, / \, M \, (\text{m}^{-3})$ avec N_A le nombre d'Avogadro, M la masse molaire de l'élément cible et ρ sa masse volumique.

En neutronique ce coefficient est appelé « section efficace macroscopique », Σ .

Si dN/N est la fraction des particules ayant subi une interaction au cours de la traversée du matériau le long de la trajectoire dl, alors :

$$\mu = \frac{\mathrm{d}N}{N} \frac{1}{\mathrm{d}l}$$

Ce qui permet d'écrire la loi d'atténuation d'un faisceau parallèle de particules monochromatique traversant une épaisseur x en intégrant la relation ci-dessus⁴⁰ tel que :

 $N = N_0 e^{-\mu x}$ avec N_0 le nombre de particules initiales incidentes

De cette dernière équation vient la **Couche de Demi Atténuation, CDA** (en anglais *Half-Value Layer, HVL*).

$$CDA = Ln(2) / \mu$$

S'intéressant cette fois au nombre de cible par unité de masse, n_g , il vient **le coefficient** massique d'atténuation total⁴¹ est : $\mu/\rho = n_g \ \sigma \ (m^2 \ kg^{-1})$

 n_g est la nombre de cibles par *unité de mass* : $n_g = N_A / M = n_v / \rho \text{ (kg-1)}$

Dans cette expression et les suivantes, ρ est la masse volumique du matériau (kg/m³).

De même que précédemment, $\frac{\mu}{\rho} = \frac{dN}{N} \frac{1}{\rho dl}$; il vient alors $N = N_0 e^{-\rho x. \mu/\rho}$

Ou l'épaisseur, x, est remplacée par la masse surfacique ρ x (kg/m² si la masse volumique est exprimée en kg/m³)

⁴⁰ Prendre soin, avant de procéder à l'intégration, de signer négativement le coefficient pour indiquer une atténuation du faisceau.

⁴¹ Parfois on peut lire, « coefficient d'atténuation massique », il convient de remarquer que c'est bien de coefficient qui est massique et pas l'atténuation et donc que le vocable correct est « coefficient massique d'atténuation ».

Dans le cas d'un mélange amorphe et homogène de plusieurs éléments ou nucléides (indice j), le coefficient massique d'atténuation total (μ/ρ) du mélange, est la somme pondérée des coefficients massiques d'atténuation total de chaque composant du milieu en fonction de la fraction massique (w_i) de chacun de ses composants.

$$\mu/\rho = \sum_{j} w_{j} (\mu/\rho)_{j}$$
 avec $\sum_{j} w_{j} = 1$

En effet pour un mélange à deux constituants indicés 1 et 2 :

$$(\mu / \rho)_{12} = \sigma_{12} (n_g)_{12} = \sigma_{12} N_A / M_{12}$$

$$(\mu / \rho)_{12} = [(n_1 \sigma_1 + n_2 \sigma_2) N_A] / (n_1 M_1 + n_2 M_2)$$

$$(\mu / \rho)_{12} = [N_A n_1 \sigma_1 / (n_1 M_1 + n_2 M_2)] + [N_A n_2 \sigma_2 / (n_1 M_1 + n_2 M_2)]$$

Or
$$(\mu / \rho)_1 M_1 = \sigma_1 N_A$$
 et $(\mu / \rho)_2 M_2 = \sigma_2 N_A$

Donc
$$(\mu / \rho)_{12} = [(\mu / \rho)_1 \ M_1 \ n_1 / (n_1 M_1 + n_2 M_2)] + [(\mu / \rho)_2 \ M_2 \ n_2 / (n_1 M_1 + n_2 M_2)]$$

Comme
$$w_1 = M_1 n_1 / (n_1 M_1 + n_2 M_2)$$
 et $w_2 = M_2 n_2 / (n_1 M_1 + n_2 M_2)$

En définitive
$$(\mu / \rho)_{12} = w_1 (\mu / \rho)_1 + w_2 (\mu / \rho)_2$$

Remarques:

- Pour un mélange constituant une molécule, ce mode de calcul peut donner un résultat faux, par exemple pour des rayonnements de faibles énergies cinétiques, du fait que les énergies de liaisons au sein des molécules ne sont plus négligeables.
- Le coefficient μ (ou μ/ρ) prend en compte toutes les interactions, le faisceau émergeant est donc exclusivement constitué des N particules qui n'ont pas interagi dans l'écran. Le schéma ci-dessous d'une géométrie collimatée « parfaite » illustre cette remarque.

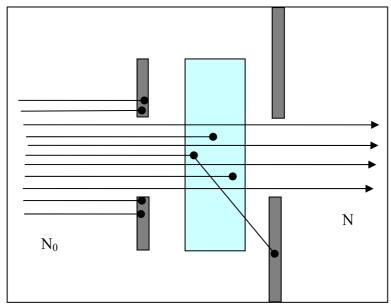


Figure A6 : Schéma d'une géométrie collimatée parfaite

Lorsque l'énergie d'une particule incidente est transférée au milieu suite à une interaction, elle peut être absorbée à proximité du lieu de l'interaction (localement) ou transportée à distance du lieu de l'interaction avant d'être absorbée. De cette différence naît les concepts d'énergie transférée et absorbée localement qui sont à l'origine de la définition du kerma et de la dose absorbée pour lesquelles les coefficients de transfert et d'absorption (respectivement μ_{tr} et μ_{en}) ont été définis.

Le coefficient massique de transfert d'énergie est :
$$\mu_{tr} / \rho = \frac{dE_{tr}}{EN} \frac{1}{\rho dl}$$
 (m². kg-¹)

 $\frac{dE_{tr}}{EN}$ est la fraction de l'énergie des particules incidentes transférée sous forme d'énergie cinétique initiale à des particules chargées le long de la trajectoire dl dans le matériau de masse volumique ρ .

Ce coefficient peut être exprimé en fonction de la section efficace microscopique selon la formule :

$$\mu_{tr} / \rho = \frac{1}{E} \sum_{i} n_{g,j} \sum_{i} \varepsilon_{i,j} (E) \sigma_{i,j} (E)$$

Les indices i et j identifient respectivement le type de réaction nucléaire et la cible.

 $n_{g,j}$ est le nombre de nucléides de la j^{ieme} espèce dans un volume élémentaire par unité de masse de ce volume élémentaire.

 $\varepsilon_{L,i}$ est l'énergie moyenne transférée sous forme d'énergie cinétique aux particules chargées lors d'une interaction dont la section efficace microscopique est $\sigma_{L,i}(E)$.

Le coefficient massique d'absorption en énergie μ_{en}/ρ , est : $\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{dE_{en}}{EN} \frac{1}{\rho dl}$ (m². kg-¹)

 $\frac{dE_{en}}{E}$ est la fraction de la somme de l'énergie des particules incidentes transférée sous forme d'énergie cinétique initiale à des particules chargées le long de la trajectoire d l et absorbée localement dans le matériau de masse volumique, ρ .

Les deux coefficients massiques de transfert et d'absorption d'énergie sont liés par la relation :

$$\mu_{\rm en}/\rho = \mu_{\rm tr}/\rho (1-g)$$

g représente la fraction de l'énergie transférée dans la matière aux particules chargées secondaires, mais non absorbée par le milieu, car « perdue » sous forme de rayonnement de freinage. Pour le domaine d'énergie des neutrons de la radioprotection et les rayons X de basse et moyenne énergies, les valeurs numériques de ces deux coefficients sont très voisines car g est pratiquement négligeable.

Le calcul des coefficients massiques de transfert et d'absorption d'énergie $(\mu_{tr}/\rho, \mu_{en}/\rho)$ d'un mélange amorphe et homogène suivent la même loi de composition que le coefficient d'atténuation massique (μ/ρ) .

Le schéma ci-après résume les relations entre les différents coefficients.

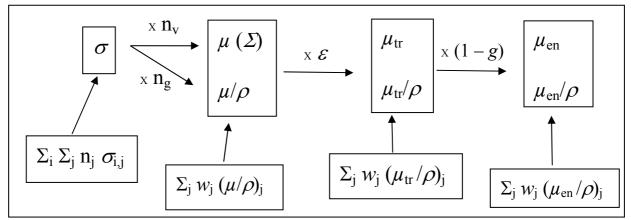


Figure A7 : Relation entre les coefficients d'interaction, i est l'indice de l'interaction, j celui de la cible (se reporter dans le texte de cette annexe pour la signification des symboles).

A4 - FLUX et FLUENCE (définitions)

Le **Flux** est :
$$N = \frac{dN}{dt}$$
 (s⁻¹)

dN est l'incrément du nombre de particules durant l'intervalle de temps dt.

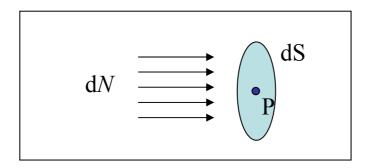


Figure A8 : Le Flux de particules à travers une surface : dN/dS est définit en un point, P.

dS représente la surface élémentaire traversée par dN particules dont la direction est perpendiculaire à la surface dS (caractérisation d'un faisceau **monodirectionel**)

La **Fluence** est :
$$\Phi = \frac{dN}{da}$$
 (m⁻²)

dN, est le nombre de particules pénétrant dans une sphère de centre M, dont l'aire du plan diamétral est da.

Remarque : la surface da doit être perpendiculaire à chaque direction du rayonnement. Un volume sphérique permet d'avoir une surface da constante quelle que soit la direction.

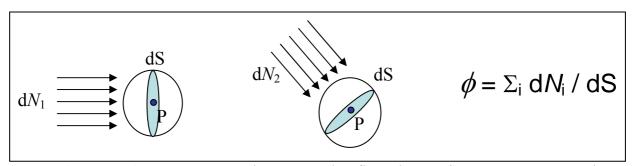


Figure A9 : La fluence, Φ , est la somme des flux élémentaires traversant un volume sphérique centré sur le point P. Chaque flux élémentaire correspondant à une direction donnée des particules.

Le **débit de fluence ou densité de flux,** φ , est la variation de la fluence de particules par unité de temps.

$$\varphi = \frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}t} = \frac{\mathrm{d}^2 N}{\mathrm{d}a\,\mathrm{d}t} \text{ (m}^{-2} \text{ s}^{-1} \text{ souvent cm}^{-2} \text{ s}^{-1})$$

La **distribution spectrale de la fluence** est : $\Phi_E = \frac{d \Phi(E)}{dE}$ (joule m⁻² souvent MeV cm⁻²)

 $d\Phi(E)$ est l'incrément de la distribution spectrale de la fluence dans l'intervalle d'énergie compris entre E et E+dE.

Le **débit de fluence spectrale ou densité de flux spectral,** φ_E , est la variation de la distribution spectrale de la fluence de particules par unité de temps :

$$\varphi_E = \frac{d\varphi_E}{dt} = \frac{d^2\Phi}{dt dE}$$
 (joule m⁻² s⁻¹ souvent MeV cm⁻² s⁻¹)

Remarque : Volontairement, il n'est pas fait mention ici des grandeurs de radiométrie, flux énergétique, fluence énergétique, ... principalement utilisées dans les formulations mathématiques pour simplifier les notations. Le parti a été pris de conserver l'ensemble des variables dans les formules.

A5 - EMISSION d'une SOURCE (définition)

L'émission instantanée est : $B = \frac{dN^*}{dt}$ (s⁻¹)

 dN^* est l'espérance mathématique du nombre de particules émises par la source pendant l'intervalle de temps dt.

L'émission angulaire est : $B_{\Omega} = \frac{dB}{d\Omega}$ (s⁻¹ sr⁻¹)

dB est le nombre de particules se propageant dans une direction donnée, à l'intérieur de l'angle solide Ω .

La distribution spectrale de l'émission est : $B_E = \frac{dB(E)}{dE}$ (J⁻¹ s⁻¹, souvent eV⁻¹ s⁻¹)

dB est l'incrément de l'émission de la source dans l'intervalle d'énergie entre E et E+dE

A titre d'exemple de la relation entre « les émissions » et « les fluences », le débit de fluence, φ , relatif aux particules émises de façon isotrope à partir d'une source ponctuelle d'émission instance B, à la distance l (en négligeant l'influence de l'environnement), est donnée par :

$$\varphi = \frac{B}{4\pi l^2}$$

A6 - GRANDEURS DOSIMETRIQUES

En interagissant avec les atomes composant le milieu, les particules électriquement neutres transfèrent tout ou partie de leur énergie à des particules chargées dites secondaires. Dans le cas des photons, les particules secondaires sont des électrons (pour les énergies rencontrées habituellement en radioprotection) ; dans le cas des neutrons, ce sont des particules lourdes chargées appelées. Les deux grandeurs dosimétriques sont le kerma et la dose absorbée, elles s'expriment en gray (1 gray = 1 J/kg).

<u>Le kerma</u> (acronym anglais pour *Kinetic Energy Release in MAterial*) est : $K = \frac{dE_{tr}}{dm}$ (Gy) ⁴²

ou dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques <u>initiales</u> ⁴³ de toutes les particules chargées générées par les particules électriquement neutres dans le volume de masse dm. Le kerma est donc défini comme le rapport entre l'énergie transférée et la masse dm.

Le kerma est utilisé pour les particules électriquement neutres. Il peut être défini dans n'importe quel milieu. Pour les besoins de la métrologie le milieu de référence pour les photons est l'air.

<u>Remarque</u>: En interagissant avec le milieu, le rayonnement transfert tout ou partie de son énergie aux particules chargées du milieu.

- Soit l'énergie de ces particules chargées est utilisée pour ioniser ou exciter les électrons (cas des photons) ou déplacer des particules lourdes (cas des neutrons) ; cette énergie est dite « de collision », c'est elle qui est prise en compte pour le calcul de K_c
- Soit l'énergie de ces particules chargées est emportée par des photons ; cette énergie est dite « radiante », c'est elle qui est prise en compte pour le calcul de K_r

Le kerma (souvent dit total) est donc la somme du kerma collision, K_c , et du kerma radiatif, K_r (pour les neutrons ce dernier est négligeable).

$$K = K_{\rm c} + K_{\rm r}$$

La figure suivante 44 illustre la définition du kerma. ΣQ est le bilan énergétique de la différence de masse dans dV dû aux transformations nucléaires (une augmentation de masse se traduit par un bilan positif). L'interaction 6 est une création de paire suivie d'une annihilation. Les autres interactions mettent en mouvement des électrons qui peuvent donner naissance à un rayonnement de freinage (2) ou perdre tout ou partie de leur énergie cinétique dans le volume dV (1, 3 et 5). On remarquera notamment que :

- \triangleright l'énergie cinétique E_{c5} est intégralement prise en compte dans le kerma puisse que dans la définition dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques <u>initiales</u> de toutes les particules chargées générées.
- L'interaction par « création de paire » libère l'énergie cinétique E_{c6} qui est répartie entre l'électron (E_{c6-} entièrement déposée dans le milieu) et le positon. Alors qu'il reste une énergie cinétique E_{c6+} à ce dernier, il donne lieu à une annihilation qui libère deux photons disposant d'une énergie totale de (1,022 + E_{c6+}) MeV avec $E_{c6+} = E_{c61+} + E_{c62+}$. L'énergie E_{c6+} n'est pas prise en compte pour le kerma de collision.

_

⁴² Le gray (Gy) est homogène à des joules par kilogramme, c'est une unité dérivée du Système International.

⁴³ Le terme « initiale » indique que la particule chargée ne perd pas nécessairement toute son énergie cinétique dans le volume de masse dm

⁴⁴ Schéma inspiré de Attix 1986

➤ Dans cette exemple le bilan de masse est nul car la création de l'électron avec la paire « électron-positon » est contre balancé par l'annihilation d'un électron du milieu avec le positon.

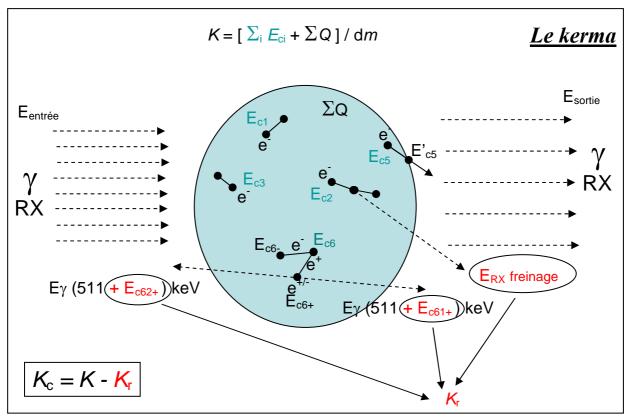


Figure A10: Illustration de la définition du kerma.

Les expressions du kerma et du kerma de collision pour une distribution spectrale des photons à partir du coefficient massique de transfert d'énergie μ_{tr}/ρ et du coefficient massique d'absorption en énergie μ_{en}/ρ , sont les suivantes :

$$K = \int_{E} \Phi E \left[\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]_{E} ; \quad K_{c} = \int_{E} \Phi_{E} E \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{E}$$

A l'équilibre électronique le kerma collision est égal à la dose absorbée.

La dose absorbée (en anglais *absorbed dose*) est :
$$D = \frac{d\overline{\varepsilon}}{dm}$$
 (Gy);

ou d $\overline{\varepsilon}$ étant l'énergie moyenne impartie à la matière dans un volume de masse dm par le rayonnement ionisant. Autrement dit, d $\overline{\varepsilon}$ représente la somme des énergies cinétiques, de toutes les particules chargées secondaires, localement absorbées dans un volume de masse dm. La figure suivante ⁴⁵ illustre la définition de la dose absorbée. ΣQ est le bilan énergétique de la différence de masse dans dV d \hat{u} aux transformations nucléaires (une augmentation de masse se traduit par un bilan positif). Les interactions 7 et 8 correspondent à des créations de paire

_

⁴⁵ Schéma inspiré de Attix 1986

suivies d'annihilation. Les autres interactions mettent en mouvement des électrons qui peuvent donner naissance à un rayonnement de freinage (1, 2 et 4) ou perdre tout ou partie de leur énergie cinétique dans le volume dV (3, 5 et 6). On remarquera que :

- l'énergie E'_{c5} n'entre pas en compte puisse que cette dernière n'est pas « localement » absorbée (dans le volume dV). Elle est emportée par l'électron hors de dV. Il en va de même pour l'énergie ($E\gamma_{81} + E\gamma_{82}$) des photons qui sortent de dV sans interagir.
- ➤ l'énergie E'_{c6} de l'électron pénétrant dans le volume dV étant entièrement absorbée dans dV, elle est intégrée dans la dose absorbée.
- \triangleright L'énergie E γ_{71} du photon est intégrée à la dose absorbée car ce photon transfert toute son énergie à un électron qui s'arrête dans dV.
- ➤ Bien que l'électron d'énergie E_{c1} ait créé un photon de freinage, ce dernier, interagissant dans dV, transfert toute son énergie à un électron qui s'arrête dans dV. E_{c1} est donc intégrée à la dose absorbée.
- Dans cette exemple le bilan de masse est nul car la création de l'électron (8) avec la paire « électron-positon » est contre balancé par l'annihilation d'un électron du milieu avec le positon.

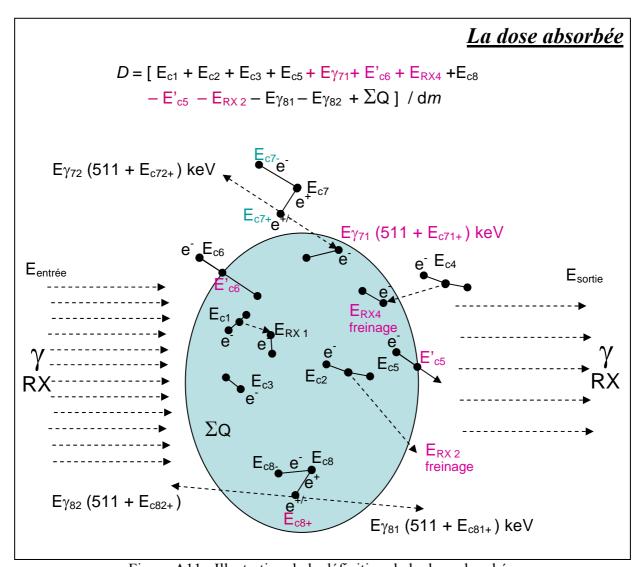


Figure A11 : Illustration de la définition de la dose absorbée

L'expression de la dose absorbée, pour une distribution spectrale des neutrons à partir de la section efficace macroscopique, Σ , est la suivante :

$$D = \int_{E} \Phi_{E} \ E_{abs} \ \Sigma_{E}$$

Remarque : Dans cette expression, Σ est l'équivalent de μ / ρ et prend donc en compte toute les interactions sans distinguer ou l'énergie est transmise au milieu, c'est pourquoi $E_{\rm abs}$ est l'énergie absorbée par le milieu. C'est-à-dire la partie de l'énergie incidence du rayonnement transféré aux particules chargées et in fine transmise au milieu. $E_{\rm abs}$ peut être calculée à partir des équations de la cinématique des interactions mise en jeu.

L'expression de la dose absorbée, pour une distribution spectrale des particules chargées à partir du pouvoir d'arrêt massique par collision, $(S/\rho)_{col}$, est la suivante :

$$D = \int_{E} \Phi \left[\frac{S}{\rho} \right]_{\text{col}.E}$$

A7 - RELATION entre DOSE ABSORBEE et KERMA

La figure ci-dessous illustre graphiquement la définition du kerma, du kerma de collision et de la dose absorbée. Le concept d'énergie localement absorbée ou transférée représente la différence essentielle entre la dose absorbée et le kerma. Il permet de souligner que, si pour le kerma le volume dans lequel l'énergie est transférée au milieu peut être considéré de manière isolé, ce n'est pas le cas pour la dose absorbée. Il en vient la notion d'équilibre des particules chargées que nous développons ci après.

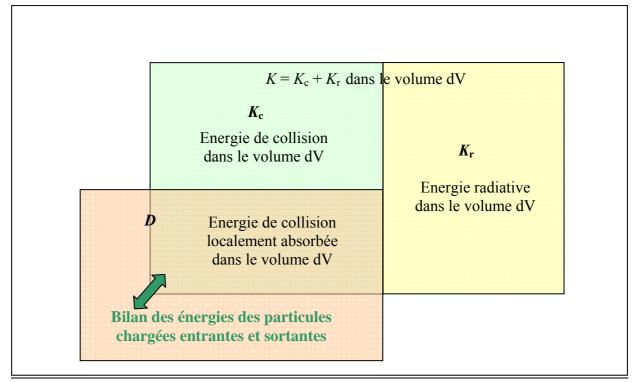


Figure A12 : Relation qualitative entre le kerma et la dose absorbée

Notion d'équilibre des particules chargées :

Le volume dV, autour du point P considéré dans les définitions du kerma et de la dose absorbée, n'est pas isolé. Notamment, des particules chargées mises en mouvement à l'extérieur de ce volume peuvent déposer leur énergie dans le volume dV. De même, des particules chargées mises en mouvement dans ce volume peuvent s'en échapper. Il s'établie donc un bilan entre les « fuites » et les « entrées » d'énergie. Les conditions d'équilibre des particules chargées sont atteintes lorsque ce bilan est nul.

Dans la définition du kerma total, ces échanges sont ignorés puisque seule l'énergie transférée aux particules chargées dans le volume dV est prise en compte, qu'elle soit absorbée localement (dans le volume dV) ou à distance (en dehors du volume dV). Par contre pour la dose absorbée, les échanges revêtent une grande importance puisque le bilan énergétique des particules chargées entrantes et sortantes du volume dV participe au bilan énergétique global de la dose absorbée. Les variations du kerma entre deux milieux sont donc abruptes alors que celles de la dose absorbée subissent l'influence des volumes environnants.

La figure ci-après montre la variation de la dose absorbée, du kerma et du kerma de collision lorsqu'un faisceau de particules neutres pénètre dans la matière. La diminution du kerma traduit l'atténuation exponentielle du faisceau de particules neutres dans le milieu. P_{max} est la portée maximum des électrons mis en mouvement par les particules neutres, au-delà de P_{max} les conditions d'un équilibre transitoire des particules chargées (en anglais transient) sont remplies (c'est-à-dire D/K_c constant et supérieur à 1). La forme de la variation de la dose absorbée avant d'atteindre P_{max} dépend du rapport des densités électroniques entre les deux milieux. μ ' est le coefficient d'atténuation effectif dans le milieu.

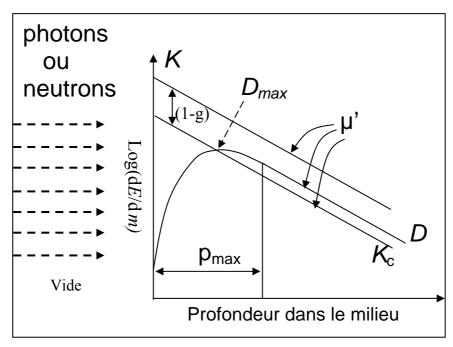


Figure A13 : Variation de la dose absorbée, du kerma et du kerma de collision dans la matière⁴⁶.

_

⁴⁶ Schéma inspiré de Attix 1986

A8 - CONCEPTS STOCHASTIQUES – MICRODOSIMETRIE (résumé)

Les interactions du rayonnement avec la matière sont de nature discrète, il n'est pas possible de prévoir individuellement où, quand et comment un rayonnement donné interagira dans le milieu ; il en résulte qu'au niveau microscopique la quantité d'énergie déposée dans le volume varie de manière aléatoire, entre autres, en fonction du nombre d'interactions dont il est le siège. La microdosimétrie décrit la façon dont est déposée l'énergie dans un volume de petite dimension (de l'ordre du μm^3) dont la masse volumique est voisine de 1 g/cm³. Ce volume correspond à la taille moyenne d'une cellule biologique. Les grandeurs utilisées en microdosimétrie sont donc stochastiques, ce sont :

L'énergie impartie à la matière dans un volume donné :

$$\varepsilon = R_{in} - R_{ex} + \Sigma Q$$
 (joule)

R_{in} est l'énergie radiante incidente, c'est à dire la somme des énergies (hors énergie de masse) de toutes les particules ionisantes (chargées ou non), qui pénètrent dans le volume.

R_{ex} est l'énergie radiante sortant du volume, c'est-à-dire la somme des énergies (hors énergie de masse) de toutes les particules ionisantes (chargées ou non), qui sortent du volume.

 ΣQ est la somme de toutes les modifications de l'énergie de masse des noyaux et des particules, qui résultent de toutes les transformations qui se produisent dans le volume.

L'énergie spécifique impartie, z, est le quotient de ε par m, ε étant l'énergie impartie par le rayonnement ionisant à la masse m de matière :

$$z = \frac{\varepsilon}{m}$$
 (gray)

Sa valeur moyenne \overline{z} , non stochastique, est : $\overline{z} = \int_0^\infty z \ f(z) dz$

f(z) est la densité de probabilité correspondant à la valeur z de l'énergie spécifique ; f(z) est la dérivée par rapport à z de la fonction de distribution F(z), probabilité que possède l'énergie spécifique d'être égale ou inférieure à la valeur z.

A9 - PASSAGE AUX GRANDEURS NON STOCHASTIQUES

La dosimétrie des rayonnements utilise des grandeurs dosimétriques non stochastiques.

L'énergie spécifique z (définie précédemment), mesurée dans un petit volume, est une grandeur stochastique. La masse volumique demeurant constante, si nous augmentons progressivement les dimensions du volume dans lequel z est mesurée, le nombre d'interactions prises en compte augmente. Lorsque l'on réitère la mesure un grand nombre de fois, la dispersion des valeurs autour de \bar{z} diminue à mesure que les dimensions du volume augmentent pour finalement se confondre avec la dispersion due à la précision de la mesure. Lorsque ce stade est atteint, la grandeur mesurée est la dose absorbée D, qui est non stochastique. La figure A5 illustre cet effet.

La dose absorbée D correspond la valeur de la limite de \overline{z} lorsque la masse tend vers 0:

$$D = \lim \overline{z}$$
$$m \to 0$$

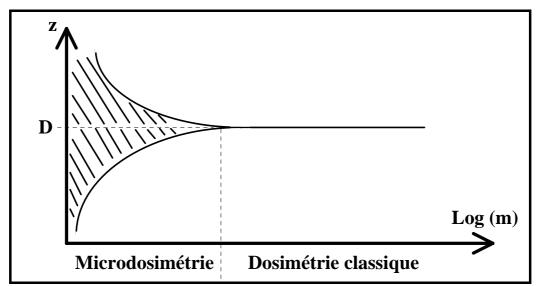


Figure A14 : Energie spécifique z en fonction de la masse m du volume considéré.

A10 - EFFETS DETERMINISTES

Granier et Gambini expliquent les trois phases qui peuvent être distinguées dans l'apparition des effets déterministes. D'abord, dans les heures qui suivent l'exposition, des nausées, vomissements, diarrhée et un état de fatigue apparaissent. Ensuite, une période de latence, de quelques heures à quelques jours en fonction de la dose absorbée, est caractérisée par l'absence quasi-totale de signe clinique. A cette phase succède l'apparition des symptômes dont la gravité augmente avec la dose absorbée. Les syndromes hématopoïétique, grastro-intestinal, pulmonaire et nerveux sont observés à mesure que la dose absorbée est plus importante.

A cela s'ajoute des effets sur le développement de l'embryon même pour des doses absorbées très faibles qui conduisent à réduire par tous les moyens disponibles l'exposition aux rayonnements ionisants.

Effet d'une exposition aigue chez l'adulte sain en fonction de la dose [Granier-Gambini 1985]

Dose	Forme	Symptômes		
absorbée				
Inférieure à	Infra-clinique	Aucun signe clinique chez la plupart des individus		
1 Gy				
1-2 Gy	Réaction générale	Asthénie, nausées, vomissements survenant 3 à 6 h après		
	légère	l'exposition, sédation complète en 24 h		
2-4 Gy	Hématopoiétique	Atteinte de la fonction médullaire (lymphopénie,		
	lègére	leucopénie, thrombopénie, anémie) maximale trois		
		semaines après l'exposition, retour à la normale en quatre à		
		six mois		
	Autres	Atteinte du cristallin et érythème		
4-6 Gy	Hématopoiétique	Atteinte très sévère de la fonction médullaire		
	grave			
	Autres	Atteinte du système pileux, stérilité (d'abord réversible)		
		chez l'homme		
6-7 Gy	Gastro-instestinale	Diarrhée, vomissements, hémorragies		
	Autres	stérilité (d'abord réversible) chez la femme		
8-10 Gy	pulmonaire	Hémoptysies, insuffisance respiratoire aigue		
> 10 Gy	Cérébrale	Coma et mort en 14 à 36 h		

Effet d'une exposition chez l'adulte sain en fonction de la dose pour quatre organes (ICPR 41)

•		Valeur seuil			
		Exposition aigue (Gy)	Exposition fractionnée ou à très faible débit	Exposition chronique sur de nombreuses année fractionnée ou à très faible débit	
Testicules	Stérilité temporaire	0,15	NA	0,4	
	Stérilité définitive	3,5 à 6,0		2,0	
Ovaires	Stérilité	2,5 à 6,0	6,0	> 0,2	
Cristallin	Opacité détectable	0,5 à 2,0	5	> 0,1	
	cataracte	5,0	> 8	> 0,15	
Moelle osseuse rouge	Syndrome hématopoïétique	0,5	NA	> 0,4	

NA non applicable car dépend du débit de dose

A11 - BREF HISTORIQUE DE LA DOSE MAXIMALE ADMISSIBLE.

Le professeur Y.S. Cordoliani souligne, dans un article publié dans le numéro spécial de septembre 1999 de la revue « le manipulateur d'imagerie médicale et de radiothérapie », dont on reprend ici les grandes lignes, la démarche empirique qui a conduit à l'adoption des limites maximales admissibles pour les travailleurs.

Dans un premier temps ces limites ont été établies en fonction de l'apparition des premiers effets déterministes (érythème cutané) soit entre 5 et 6 Gy délivrés en une fois. Ainsi en 1927, prenant une marge de sécurité importante, la limite d'exposition professionnelle annuelle fut fixée au dixième de cette valeur, exprimée en Roentgen elle valait 55 R.

Par la suite, la CIPR, créée en 1928, fixa une limite quotidienne à 2 mSv en 1934 puis à 150 mSv par an en 1949 prenant au passage de nouvelles marges de sécurité.

La limite fut ensuite ramenée à 50 mSv par an en 1956 suite à l'extrapolation à l'homme de résultats expérimentaux obtenus sur la drosophile.

Enfin, mais peut être n'est ce qu'une nouvelle étape, c'est dans sa publication 60 (1990) que la CIPR a de nouveau réduit la limite maximale d'exposition annelle en la portant à 20 mSv. La CIPR souligne que ce chiffre est fixé en fonction des résultats d'études scientifiques mais que des critères sociaux économiques ont aussi été pris en compte. A titre de comparaison l'exposition moyenne au rayonnement ionisant en France est de 2,6 mSv/an

A12 - MARGES, MOYENNES et RELATION LINEAIRE SANS SEUIL (RLSS)

Nous constatons ainsi que, au fil des années, des marges de plus en plus importantes ont été prises dans le cadre d'une approche conservative du risque d'effets stochastiques. Cette démarche a aussi conduit à l'adoption par la CIPR d'une relation linéaire sans seuil entre la probabilité d'apparition des effets stochastiques et la dose absorbée. Cette dernière signifie que même pour une dose absorbée infime, la probabilité d'apparition d'effets stochastiques n'est pas nulle. Ce point est très controversé et de nombreuses études tentent d'apporter des éléments de réponse afin de trancher la question. Certains, ne constatant pas un excès du nombre des maladies radio-induites dans des régions du globe où les expositions naturelles chroniques sont très supérieures au seuil définit pour les professionnels, estiment qu'un seuil d'apparition des effets existe. Le fondement statistique de ces études épidémiologiques est souvent attaquées, arguant l'étude de cohortes trop peu nombreuses. Il ne nous appartient pas de trancher dans ces quelques pages cette question qui requière la combinaison d'études épidémiologiques et la connaissance des mécanismes biologiques moléculaire au niveau de la cellule et de l'organe. Nous désirons juste insister sur le fait que face à la multiplicité des cancers, de leurs cibles et de la complexité des mécanismes biologiques, l'utilisation d'un concept simple et unificateur comme celui de la dose absorbée et l'adoption d'une relation linéaire sans seuil qui ce veut conservative pour les faibles doses absorbées conduit à prendre en compte des valeurs moyennes en amont des questions de dosimétrie physique que nous traitons ici.

A13 - FANTOMES ANTHROPOMORPHIQUES

Initialement les fantômes étaient fondés sur de « simples » modèles géométriques d'un humain adulte développés à Oak Rigde National Laboratory, USA dit fantôme MIRD (1969). Puis il a été révisé pour laisser place à un fantôme hermaphrodite dit MIRD 5 (1980) qui incluait la poitrine d'une femme, les organes sexuels male et femelle et la moelle osseuse rouge. Une série de fantômes plus petits représentant des enfants depuis le nouveau né jusqu'à 15 ans a aussi été développée. Un grand nombre de laboratoires dans le monde ont simulé des examens radiologiques sur des fantômes optimisés dérivés de ces fantômes en utilisant la méthode Monte Carlo pour obtenir les « coefficients de dose aux organes ».

La CIPR jusqu'à la publication 103 ne préconisait pas de fantôme. Récemment, des fantômes plus réalistes (voxelisés) ont été obtenus à partir d'image scannées de patients de référence (homme et femme) de sorte que les contours du corps et des organes modélisés sont plus précis qu'en utilisant les formes géométriques des anciens fantômes. Ces derniers fantômes sont préconisés dans la publication 103 de la CIPR

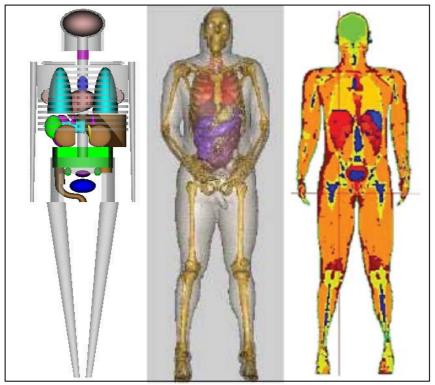


Figure A15 : Fantômes anthropomorphes numériques ; à gauche, fantôme mathématique (fantôme modélisant un homme adulte standard [Cristy and Eckerman, 1987] ; au centre, fantôme voxélisé (fantôme VIP-Man [Xu et al.,2000]) ; à droite, fantôme voxélisé à partir d'images « scanner » (Desdrée 2008),

A14 - FACTEURS de PONDERATION UTILISES pour CALCULER les GRANDEURS DE PROTECTION

Pour mémoire on rappelle ici les formules permettant de calculer la dose équivalente, H_T , et la dose efficace, E.

$$H_{\mathrm{T}} = \sum_{\mathrm{R}} D_{\mathrm{T,R}} \mathbf{w}_{\mathrm{R}}$$
 ; $E = \sum_{\mathrm{T}} H_{\mathrm{T}} \mathbf{w}_{\mathrm{T}}$

Valeurs du facteur de pondération radiologiques en fonction de la nature et de l'énergie du rayonnement (publication 103).

Nature et énergie du rayonnement	w_R
Photons quelle que soit leur énergie	1
Electrons et muons *	1
Protons et pions chargés quelle que soit leur énergie	2
Particules alpha, fragments de fission, noyaux lourds quelle que soit l'énergie	20

^{*} A l'exception des électrons Auger émis à partir d'un noyau lié à l'ADN.

Pour les neutrons, l'utilisation des formules empiriques suivantes est préconisée plutôt que les valeurs discrètes précédemment proposées :

$$E_{n} < 1 \text{ MeV} \qquad w_{R} = 2.5 + 18.2 \text{ e} \frac{-(\ln(E_{n}))^{2}}{6}$$

$$1 \text{ MeV} \le E_{n} \le 50 \text{ MeV} \qquad w_{R} = 5 + 17 \text{ e} \frac{-(\ln(2 E_{n}))^{2}}{6}$$

$$w_{R} = 2.5 + 3.25 \text{ e} \frac{-(\ln(0.04 E_{n}))^{2}}{6}$$

Le tableau ci-après présente l'évolution du facteur de pondération w_T en fonction des différentes recommandations publiées par la CIPR en 1977 (publication 26), en 1991 (publication 60), et en 2007 (publication 103).

Les valeurs attribuées à ces deux facteurs de pondération $(w_R \ et \ w_T)$ sont le résultat du jugement des experts membres des commissions internationales. Quelques remarques peuvent être faites à leur propos :

Les facteurs de pondération sont appliqués à la dose absorbée au sein des organes cibles, c'est-à-dire en prenant en compte le champ de rayonnement local. Cependant les valeurs de w_R sont choisies en fonction des caractéristiques du rayonnement incident avant interaction,

- ➤ De part la généralisation qu'elle représente (population de référence composée à 50% des deux sexes avec un large éventail d'âge), les valeurs des facteurs de pondération ne sauraient être justifiées par les seules données biologiques à cause des incertitudes qui sont associées à ces dernières,
- Au fil de nouvelles études de radiobiologie et épidémiologie qui sont en cours de réalisation, ou qui seront réalisées, ces valeurs seront amenées à être modifiées,
- Malgré les changements substantiels qui sont intervenus dans les valeurs des coefficients w_T et w_R entre anciennes et nouvelles recommandations, les valeurs de la dose efficace ne sont pas significativement modifiées et les limites d'exposition demeurent inchangées.

Valeurs du facteur de pondération en fonction de l'organe ou du tissu (CIPR publication 26 de 1977, 60 de 1991 et 103 de 2007).

	w _T				
Organe ou tissu	CIPR 26	CIPR 60	CIPR 103		
	(1977)	(1991)	(2007)		
Gonades	0,25	0,20	0,08		
Sein	0,15	0,05	0,12		
Colon	0,12	0,12	0,12		
Estomac		0,12	0,12		
Moelle osseuse (rouge)	0,12	0,12	0,12		
Poumon		0,12	0,12		
Thyroïde	0,03	0,05	0,04		
Œsophage		0,05	0,04		
Surface de l'os	0,03	0,01	0,01		
Vessie		0,05	0,04		
Foie		0,05	0,04		
Peau		0,01	0,01		
Glandes salivaires			0,01		
Cerveau			0,01		
Reste de l'organisme	0,30 *	0,05 **	0,12 ***		

^{*} Incluant les 5 organes les plus irradiés avec une pondération de 0,06 chacun.

^{**} Incluant 10 organes : la glande surrénale, le cerveau, le gros intestin, l'intestin grêle, les reins, les muscles, le pancréas, la rate, le thymus et l'utérus.

^{***} Incluant 15 organes : Tissus adipeux, la glande surrénale, le tissu conjonctif, les voies aériennes extra thoraciques (fosse nasale, larynx, pharynx et bouche), le muscle cardiaque, les reins, la vésicule biliaire, les ganglions lymphatiques, les muscles, le pancréas, la prostate, la rate, le thymus, l'utérus et son col.

A15 – CHAMPS de RAYONNEMENTS SIMPLIFIES EXPANSE et UNIDIRECTIONNEL [ICRU 57]

Les instruments communément employés pour la dosimétrie d'ambiance sont dotés de capteurs de petites dimensions par rapport au corps humain. Le plus souvent, les champs de rayonnement sont suffisamment uniformes pour que l'indication de l'instrument soit représentative de la grandeur à mesurer partout dans la région qui pourrait être occupée par le corps humain. Ceci justifie une opération, appelée *expansion*, par laquelle le champ de rayonnement réel est remplacé par un champ, hypothétique uniforme (dit *expansé*) dans lequel la fluence et ses distributions angulaire et énergétique ont, dans le volume considéré, les mêmes valeurs qu'au point de référence (celui du dosimètre) dans le champ réel.

L'expansion est nécessaire pour que les grandeurs opérationnelles, définies dans un fantôme, soit associées à un point précis. De toute façon, même dans un champ de rayonnement expansé, les grandeurs définies en profondeur dans un fantôme dépendent de la distribution angulaire du champ de rayonnement. Une plus grande simplification peut-être obtenue en *alignant* le champ *expansé*. Dans ce cas, toutes les composantes du champ de rayonnement sont alignées dans la même direction sans modification de la fluence et du spectre en énergie. La valeur de la grandeur est alors identique à ce qu'elle serait si un fantôme était disposé perpendiculairement à la direction du champ de rayonnement hypothétique uniforme unidirectionnel ayant la même fluence totale et le même spectre en énergie que le champ réel au point de référence. Cette opération est appelée alignement et expansion. Elle permet d'obtenir un champ de rayonnement *unidirectionnel* et *expansé*.

A16 – DEFINITION de l'EQUIVALENT de DOSE DIRECTIONNEL H'(d,α)

Définition:

L'équivalent de dose directionnel, $H'(d, \alpha)$, en un point P dans un champ de rayonnement, est l'équivalent de dose qui **serait** produit par le **champ expansé** correspondant, dans la **sphère ICRU**, à une profondeur d, sur un rayon dont la direction est spécifiée.

Application:

Pour les **rayonnements faiblement pénétrants** (particule béta, électrons E < 3 MeV, photon de basse énergie E < 20 keV, une profondeur de 0.07 mm fait de H' un bon estimateur de H_{peau} . Pour les **rayonnements fortement pénétrants** (photons, neutrons), une profondeur de 10 mm fait de H'(10, α), un bon estimateur de E.

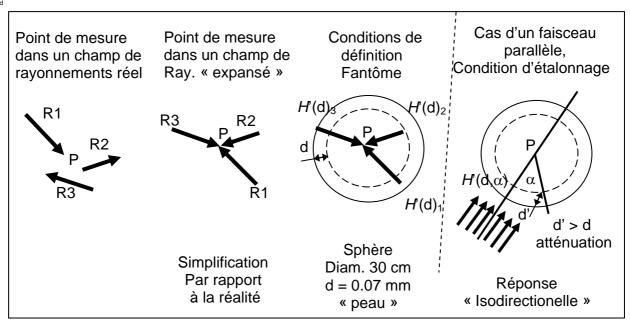


Figure A16 : illustration de la définition de l'équivalent de dose directionnel

<u>Remarque :</u>

Pour les **rayonnements fortement pénétrants**, l'atténuation supplémentaire du rayonnement, due à l'augmentation de la distance d' par rapport à d lorsque l'angle d'incidence est différent de 0° , n'est pas significative. Dans ce cas, l'ICRU a donc introduit l'équivalent de dose ambiant $H^*(d)$ qui est isotrope.

A17- DEFINITION de l'EQUIVALENT de DOSE AMBIANT $H^*(d)$

Définition:

L'équivalent de dose ambiant, $H^*(d)$, en un point P dans un champ de rayonnement, est l'équivalent de dose qui **serait** produit par le champ **unidirectionel et expansé** correspondant, dans la **sphère ICRU**, à une profondeur d, sur un rayon qui fait face à la direction du champ unidirectionnel

Application:

Pour les **rayonnements fortement pénétrants** (photons, neutrons), une profondeur de 10 mm fait de $H^*(10)$, un bon estimateur de E.

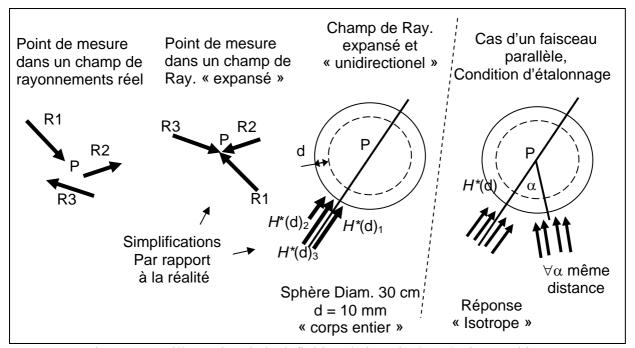


Figure A17 : illustration de la définition de l'équivalent de dose ambiant

Remarque :

L'instrument destiné à la mesure de $H^*(10)$ doit présenter une **réponse isotrope**, c'est-à-dire que son indication **ne doit pas varier avec l'angle d'incidence** du rayonnement. Il permet **d'estimer** E pour les rayonnements fortement pénétrants (photons, neutrons, électrons > 4-5 MeV).

A18 – DEFINITION de l'EQUIVALENT de DOSE INDIVIDUEL $H_p(d)$

Définition:

L'équivalent de dose individuel, $H_p(d)$, est l'équivalent de dose dans le tissu mou sous un **point** spécifié du corps, à une profondeur d.

Remarque 1 Commentaire « historique » : $H_p(d)$ est défini dans le corps humain, donc :

- > Sa valeur varie en fonction de la « géométrie » du corps,
- ➤ Il n'y a pas unicité du point de définition,
- ➤ Il n'est pas directement mesurable.

L'ICRU a modifié la définition en précisant que, pour les dosimètres portés au niveau du tronc, le fantôme de référence est un parallélépipède de 30 cm de coté et de 15 cm de profondeur taillé dans le matériau équivalent tissu de l'ICRU. En conséquence $H_{p,slab}(d)$, a été introduit.

Remarque 2:

Du fait de la forme parallélépipédique du fantôme, contrairement à ce qui ce produit pour un fantôme sphérique, l'atténuation supplémentaire du rayonnement, due à l'augmentation de la distance d' par rapport à d lorsque l'angle d'incidence est différent de 0°, est significative. Dans ce cas, l'ICRU a donc ajouté l'angle α dans la définition de l'équivalent de dose individuel, $H_{p,\text{slab}}(d,\alpha)$. L'instrument destiné à la mesure de $H_p(10,\alpha)$, doit présenter une réponse isodirectionelle.

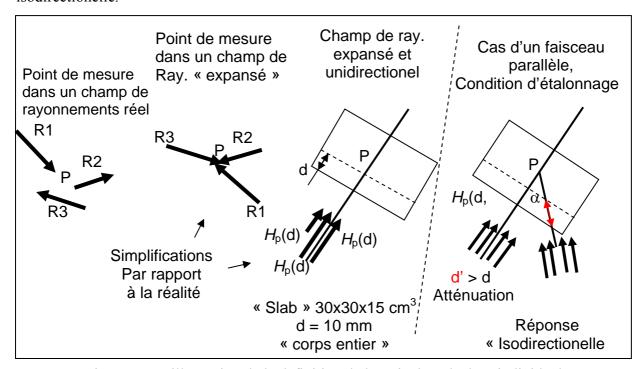


Figure A18 : illustration de la définition de l'équivalent de dose individuel

Application:

Pour les **rayonnements faiblement pénétrants** (particule béta, électrons E< 3 MeV, photon de basse énergie E < 20 keV, une profondeur de 0.07 mm fait de $H_p(0,07,\alpha)$ un bon estimateur de H_{peau} .

Pour les **rayonnements fortement pénétrants** (photons, neutrons), une profondeur de 10 mm fait de $H_p(10, \alpha)$, un bon estimateur de E.

A19 - DETERMINATION THEORIQUE de l'EQUIVALENT DE DOSE

Les grandeurs opérationnelles sont définies en un point à une profondeur, d, dans la sphère ICRU pour la dosimétrie d'ambiance, $H^*(10)$ et H'(0,07), et dans un fantôme parallélépipédique pour la dosimétrie individuelle, $H_p(10)$, $H_p(0.07)$. Les calculs font largement appel à la méthode de Monte-Carlo. Les dépôts d'énergie sont calculés dans un volume autour du point de définition de l'équivalent de dose. Ce volume doit être assez grand pour que les particules chargées y déposent toute leur énergie, justifiant ainsi l'approximation de l'utilisation du kerma à la place de la dose absorbée.

Prenant pour exemple l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$ pour les neutrons, il est calculé selon la méthode suivante.

$$H^*(10) = \int_{E} h_{\phi}^*(10)(E) \phi_{E}(E) dE \quad \text{Eq. 1.1}$$
avec
$$h_{\phi}^*(10)(E) = \int_{E'} \overline{Q}(E') k(E') \phi_{E'}(E, E') dE' \quad \text{Eq. 1.2}$$

$$\overline{Q}(E') = \frac{\int_{L} Q(L) D(E', L) dL}{\int_{L} D(E', L) dL}$$

E est l'énergie des neutrons primaires incidents sur le fantôme.

E' est l'énergie des neutrons et/ou des photons dans le volume considéré.

L est le transfert linéique d'énergie, parfois noté TLE dans cet article. Q(L) est la relation, définit par l'ICRP [1], entre le facteur de qualité, Q, et le TLE infini dans l'eau.

$$\phi_{E'}(E,E') = \left(\frac{d\phi}{dE'}\right)(E,E')$$
 est la distribution spectrale de la fluence des neutrons et/ou des

photons induite par les neutrons primaires d'énergie E dans le volume considéré.

 $\overline{Q}(E')$ est le facteur de qualité "moyen" pour les neutrons d'énergie E' interagissant dans le

k(E) est le coefficient de conversion de la fluence vers le kerma dans le tissu ICRU.

 $h_{\phi}^{*}(10)(E)$ est le coefficient de conversion de la fluence vers l'équivalent de dose ambiant. Le calcul de l'équation 1.2 doit être réalisé pour les deux composantes du champ de rayonnements (neutron et photon) dans le volume considéré. $\hbar_{\phi}^{*}(10)(E)$ est donc la somme de ces deux contributions.

Ce calcul peut être résumé par l'équation 1.3.

$$H*(10) = \int_{L} Q(L) \frac{\mathrm{d}D}{\mathrm{d}L} dL \qquad \text{Eq. 1.3}$$

où $\frac{dD}{dL}$ dL est la dose absorbée, pour un intervalle de TLE compris entre L et L + dL, suite à l'interaction de toutes les particules secondaires chargées mises en mouvement par les neutrons et les photons dans le volume.

La valeur de $H_p(10)$ est déterminée dans un fantôme parallélépipédique en plastique équivalent au tissu (30 cm x 30 cm x 15 cm). L'équivalent de dose individuel dans ce fantôme est noté $H_p(10,\alpha)$, pour un faisceau parallèle de neutrons, α est l'angle d'incidence des neutrons. La méthode de calcul décrite ci-dessus pour $H^*(10)$ est appliquée au calcul de $H_p(10,\alpha)$ en introduisant la variable α .

Ces calculs, répétés pour toutes les énergies de neutrons incidents, permettent de définir les coefficients de conversion de la fluence vers les équivalents de dose. Ces coefficients, notés h, sont habituellement exprimés en Sv pour un neutron par cm². En pratique, les valeurs de référence des équivalents de dose individuel et ambiant sont calculées à partir des coefficients de conversion selon les formules suivantes :

$$H*(10) = \int_{E} h_{\phi}^{*}(10)(E) \phi(E) dE \qquad H_{p}(10) = \int_{\alpha} \int_{E} h_{p\phi}(10,\alpha)(E) \phi(E,\alpha) dE d\alpha$$

$$1000$$

$$100$$

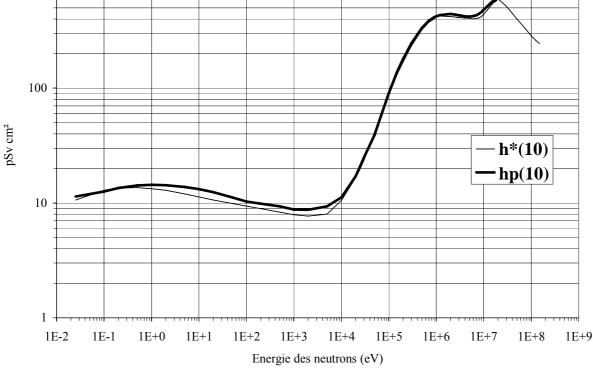


Figure A19 : Variation du coefficient de conversion de la fluence vers les équivalents de dose individuel et ambiant en fonction de l'énergie des neutrons incidents.

La méthode permettant de calculer les valeurs de h est présentée sur la figure suivante en prenant pour exemple le cas des neutrons. Pour résumé en quelques mots cette méthode : elle consiste à calculer au moyen de code de calcul utilisant la méthode de Monte-Carlo la distribution de la dose absorbée en fonction du TLE des particules secondaires chargées, puis à convoluer cette distribution avec la relation définie par la CIPR pour lier le facteur des qualité des particules chargées au TLE infini dans l'eau.

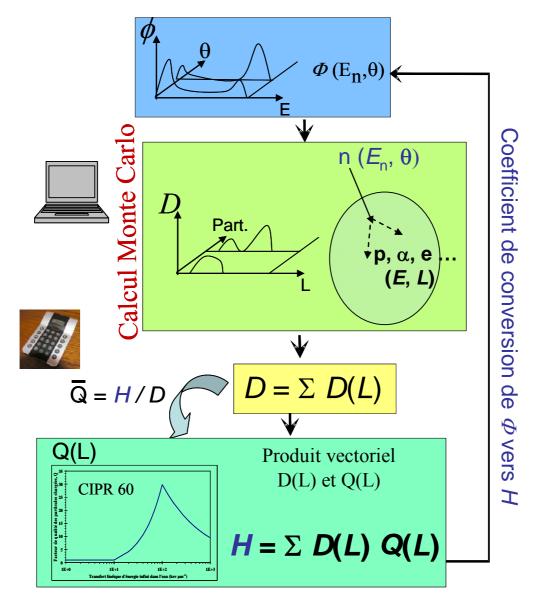


Figure A20 : Synoptique de la méthode de calcul des coefficients de conversion de la fluence vers les équivalent de dose.

A20 - SYNOPTIQUE du CONTEXTE INTERNATIONAL de la METROLOGIE

Les Laboratoires de Métrologie Nationaux (LMN) et le BIPM raccordent les LEA. Tous les laboratoires primaires et secondaires sont soumis aux prescriptions de la norme ISO 17025 a minima pour leurs activités d'étalonnage. Afin de démontrer leurs capacités d'étalonnage, ils doivent être accrédités par un organisme d'accréditation indépendant. Les laboratoires primaires peuvent choisir une procédure d'auto-accréditation qui les dispense d'un examen par les soins d'un organisme d'accréditation. Dans tous les cas, les RMO vérifient la politique qualité des laboratoires de métrologie selon les critères de la norme ISO 17025. Un accord de reconnaissance mutuelle (MRA) lie les LMN, il permet la reconnaissance des certificats d'étalonnage émis dans des pays étrangers. De leur coté les organismes d'accréditation sont aussi regroupés dans une organisation (EA) et sont eux même soumis aux prescriptions de la norme IOS 17025, un accord multilatéral entre les organismes d'accréditation est le garant de l'équivalence des accréditations.

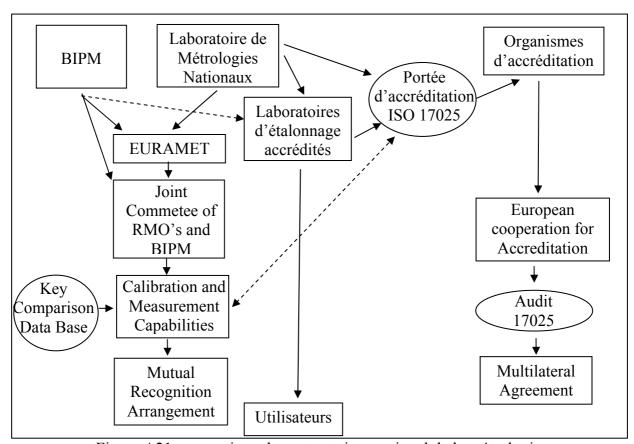


Figure A21 : synoptique du contexte international de la métrologie

Définitions des acronymes

BIPM: Bureau International des Poids et Mesures.

EURAMET : Association des laboratoires européens de métrologie.

RMO: Organisation de métrologie régionale (pour l'Europe il s'agit d'EURAMET).

Key Comparison Data Base : base de données des comparaisons tenue à jour par le BIPM.

Calibration and Measurement Capabilities (CMC): tableau regroupant les possibilités d'étalonnage de chaque laboratoire de métrologie.

Mutual Recognition Arrangement : accord de reconnaissance mutuelle des étalonnages réalisés par les laboratoires de métrologie.

Portée d'accréditation : tableau regroupant les possibilités d'étalonnage de chaque laboratoire de métrologie présentées aux organismes de d'accréditation.

Laboratoire d'Etalonnage Accrédité (LEA) : Laboratoire secondaire accrédité par un organisme d'accréditation et traçable à une référence primaire

Organisme d'accréditation: pour la France il s'agit du COFRAC (COmité FRançais d'ACcréditation).

European cooperation for Accreditation (EA): Organisation regroupant les organismes d'accréditation.

Multilateral Agreement : accord de reconnaissance transfrontalier des accréditations délivrées par les organismes d'accréditation dans leur pays respectifs.

Liste des sous chapitres

- 1 Un seul indicateur une seule mesure?
- 2 Dualité des effets du rayonnement.
- 3 Rôle et utilisation des catégories de grandeurs dosimétriques.
- 4 Relations entre les catégories de grandeurs dosimétriques.
- 5 « Caractéristiques nécessaires pour une grandeur physique. »
- 6 Deux candidats complémentaires.
- 7 De la microdosimétrie vers la dosimétrie.
- 8 Grandeurs physiques (primaires) utilisées en dosimétrie.
- 9 Dosimètres absolus références nationales.
- 10 Choix pratique et consensus international.
- 11 Conditions de référence qualité des faisceaux.
- 12 Raison d'être des grandeurs de radioprotection.
- 13 Un concept de base : la dose absorbée et sa pondération.
- 14 Relation linéaire sans seuil, principe ALARA.
- 15 Les grandeurs de protection.
- 16 Limites d'exposition pour les travailleurs et le public.
- 17 Facteur de qualité des particules chargées.
- 18 Les grandeurs opérationnelles.
- 19 Relation entre grandeurs de protection et grandeurs opérationnelles.
- 20 Méthodes de mesure des grandeurs opérationnelles.
- 21 Caractéristiques requises pour les dosimètres de radioprotection.
- 22 Principes de détection.
- 23 Mise en œuvre des principes de détection pour les photons.
- 24 Mise en œuvre des principes de détection des neutrons en dosimétrie de zone.
- 25 Mise en œuvre des principes de détection des neutrons pour la dosimétrie individuelle.
- 26 Constat des pratiques actuelles.
- 27 Le principe d'optimisation.
- 28 Spécificité des expositions pour le diagnostic.
- 29 Les grandeurs pratiques pour les expositions en diagnostic.
- 30 Incertitudes tolérées pour les applications diagnostic.
- 31 Des grandeurs pratiques aux grandeurs de protection.
- 32 Représentativité de la dose efficace pour la radiologie.
- 33 Le niveau de Référence pour le diagnostic (NDR) comme moyen d'optimisation.
- 34 Mise en œuvre de l'optimisation.
- 35 Dosimétrie pour la radiothérapie.
- 36 Incertitudes de mesure en Radiothérapie et planification des traitements.
- 37 Grandeurs pour la dosimétrie d'accident.
- 38 Moyen de détection pour la dosimétrie d'accident.
- 39 Reconstitution de l'accident.

Liste des annexes

- A1 Champs de rayonnements.
- A2 Transfert linéique d'énergie énergie linéale pouvoir d'arrêt.
- A3 Coefficient d'interaction.
- A4 Flux et Fluence (définitions).
- A5 Emission d'une source (définition).
- A6 Grandeurs dosimétriques.
- A7 Relation entre dose absorbée et KERMA.
- A8 Concepts stochastiques microdosimétrie (résumé).
- A9 Passage aux grandeurs non stochastiques.
- A10 Effets déterministes.
- A11 Bref historique de la dose maximale admissible.
- A12 Marges, moyennes et relation linéaire sans seuil (RLSS).
- A13 Fantômes anthropomorphiques.
- A14 Facteurs de pondération utilisés pour calculer les grandeurs de protection.
- A15 Champs de rayonnements simplifiés : expansés et unidirectionnels [ICRU 57].
- A16 Définition de l'équivalent de dose directionnel $H'(d,\alpha)$.
- A17- Définition de l'équivalent de dose ambiant $H^*(d)$.
- A18 Définition de l'équivalent de dose individuel $H_p(d)$.
- A19 Détermination théorique de l'équivalent de dose.
- A20 Synoptique du contexte international de la métrologie.

Bibliographie

Normes et rapports des groupes de travails

- AIEA Technical reports series n°211 Dosimetry for Criticality Accident, A Manual, AIEA, Vienna, Austria, 1982
- AIEA Technical reports series n°277 Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, 2nd ed, Technical Reports Series No. 277 (1987).
- AIEA Technical reports series n°318, Compendium of Neutron Spectra and Detector Responses for Radiation Protection Purposes. AIEA, Vienna, Austria, 1990.
- AIEA Technical reports series n°398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, An International Code of Practice for Dosimetry Based on standards of Absorbed Dose to Water, AIEA, Vienna, Austria, 2000.
- AIEA Technical reports series n°457, Dosimetry in diagnostic Radiology: an international Code of Practice, AIEA, Vienna, Austria, 2007.
- AAPM TG 51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams, Task Group 51, Med. Phys. Volume 26 (1999) 1847-1870.
- CTHIR n°2, rapport d'essai : Appareil de mesure des débits d'équivalent de dose de neutrons à modérateur allégé, CRAMAL 21 (1983)
- Handbook 75 handbook 75 1961, measurement of absorbed dose of neutrons and mixtures of neutrons and gamma rays).
- Norme ISO 1757, Personal photographic dosemeters (1996)
- Norme ISO 11934, X and gamma radiation indirect-reading or direct-reading capacitor-type pocket dosemeters (1997)
- Norme ISO 12794, Individual thermoluminescence dosemeters for extremities and eyes (2000)
- Norme ISO 21909, Passive personal neutron dosimetry systems: performance and test requirement (2005)
- Norme ISO 4730, X and gamma reference radiation for calibrating dosemeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy
 - Part 1: Radiation characteristics and production methods (1996)
 - Part 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges from 8 keV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV (1997)
 - Part 3: Calibration of area and personal dosemeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence (1999)
 - Part 4: Calibration of area and personal dosemeters in low energy X reference radiation fields (2004)

Norme ISO 6980, Reference beta-particle radiation

- Part 1: Methods of production (2006)
- Part 2: Calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation field (2004)
- Part 3: Calibration of area and personal dosemeters and the determination of their response as a function of beta radiation energy and angle of incidence (2006)

Norme ISO 8529, Reference Neutron radiations

- Part 1: Characteristics and methods of production (1987)
- Part 2: Calibration fundamentals of radiation protection devices related to the basic quantities characterizing the radiation field (2000)
- Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and determination of response as a function of energy and angle of incidence (1998)

- Norme ISO 12789, Reference radiation fields Simulated workplace neutron fields
 - Part 1: Characteristics and methods of production (2008)
 - Part 2: Calibration fundamentals related to the basic quantities (2008)
- Norme IEC 60846, Ambient and/or directional dose equivalent (rate) meters and/or monitors for beta, X and gamma radiation (2002)
- Norme IEC 61005, Neutron ambient dose equivalent (rate) meters (2003)
- Norme IEC 61066, Thermoluminescence dosimetry systems for personal and environmental monitoring (2006)
- Norme IEC 61322, Installed dose equivalent rate meters, warning assemblies and monitors for neutron radiation of energy from thermal to 15 MeV (1994)
- Norme IEC 61526, Measurement of personal dose equivalents Hp(10) and Hp(0,07) for X, gamma, neutron and beta radiations Direct reading personal dose equivalent meters and monitors" (2005)
- Norme IEC 62387, Passive integrating dosimetry systems for environmental and personal monitoring Part 1: General characteristics and performance requirements (2007)
- Norme IEC 61267, Medical diagnostic X-ray equipment Radiation conditions for use in the determination of characteristics (2005)
- Norme IEC 60731, Medical electrical equipment Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy (1997)
- Norme IEC 61674, Medical electrical equipment Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging (1997)
- Norme IEC 60580, Medical electrical equipment Dose area product meters
- ICRP publication 26, Recommendations of the ICRP, Annals of the ICRP Vol. 1 N° 3, Pergamon Press, Oxford (1977-1987). Remplacée par la publication 60
- ICRP publication 41, Non-stockastic Effects of Iononizing Radiations, Annals of the ICRP Vol. 14 N° 3, Pergamon Press, Oxford (1984).
- ICRP publication 60, Recommandations 1990 de la Commission Internationale de Protection Radiologique, Annals of the ICRP Vol. 21 N°. 1-3, Pergamon Press, Oxford (1991).
- ICRP Committee 3, Minutes of the Würzburg Meeting, September 1995.
- ICRP publication 74, Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, Annals of the ICRP Vol. 26 N°. 3-4, Pergamon Press, Oxford, (1996).
- ICRP publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Annals of the ICRP Vol. 37 N° 2-4, ELSEVIER (2008).
- ICRU report 10a, Radiation quantities and Units, National Bureau of Standard Handbook 84, US Government Printing Office, Washington, D.C., (1962)
- ICRU report 24, <u>Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or</u> Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, Bethesda (1976).
- ICRU report 33, Radiation Quantities and Units, Bethesda, (1980).
- ICRU Rapport 39, Détermination des équivalent de dose dus aux sources externes de rayonnements, Bethesda, (1985).
- ICRU report 42, <u>Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-</u> Energy Photons and Electrons Bethesda (1987).
- ICRU report 43, Determination of dose equivalents from external radiation sources, Bethesda, (1988).
- ICRU report 57, <u>Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External</u> Radiation, Bethesda (1998).
- ICRU report 74, Patient dosimetry for Xrays used in medical imaging (2008)

- SFPM 21 Société Française de Physique Médicale, Groupe de Travail, « Dosimétrie des explorations diagnostiques en Radiologie », Dosimétrie des Explorations diagnostiques en Radiologie, RAPPORT S.F.P.M. N° 21
- RCR/NRPB, Patient dose reduction in diagnostic radiology, Doc NRPB Volume 1 N°3 (1990) (Chilton, UK, National Radiation Protection Board)

Publications

- Aroua 2000 A.Aroua, J.-P. Vader et J.-F. Valley, Enquete sur l'exposition par le radiodiagnostic en suisse en 1998, ISBN 2-88444-006-2, Institut Universitaire de Radiophysique Appliquée Grand-Pré 1, CH-1007 Lausanne (2000) www.hospvd.ch/public/instituts/ira
- Alberts 1989 Alberts W.G., Dietze E., Guldbakke H., Kluge H. and Schummacher H., International comparison of TEPC systems used for radiation protection, Radiat. Prot. Dosim. 29, 1-2 (1989) 47-53.
- Alberts 1996 Alberts W.G., Bordy J.M., Chartier J.L., Jahr R., Klein. H., Luszik-Bhadra M., Posny F., Schumacher H. and Siebert B.R.L., "Neutron Dosimetry", Radioprotection volume 31 N°1 (1996) 37-65.
- Bartlett 1997 Bartlett D.T., Tanner R.J. and Jones D.G., A new design of neutron dose equivalent survey instrument. Radiat. Prot. Dosim. **74**, 4 (1997) 267-271.
- Birattari 1998 Birattari C, Esposito A, Ferari A, Pellicioni M, Rancati T, Silari M, The extented range neutron Rem-counter "LINUS" overview and latest developments. Radiat. Prot. Dosim., **76**, 3, 135-148 (1998).
- Bordy 1995 Bordy J.M., Dosimétrie individuelle des neutrons : étude de capteurs électroniques et de méthodes associées. Thèse de l'université de Toulouse, n° 2050, 1995.
- Bordy 1999 Bordy J.M.; principales méthodes de mesures en dosimétrie de zone et en dosimétrie individuelle des neutrons ; Bulletin du bureau national de métrologie Volume 1999-1 n°115 pp 3-16
- Bordy 2000 J.M. Bordy, H. Stadmann, P. Ambrosi, D.T. Bartlett, P. Christensen, T. Colgan and H. Hyvonen Performance Test of Dosimetric Services in the EU Member States and Switzerland for the Routine Assessment of Individual Doses (Photon, Beta and Neutron), Radiation Protection Dosimetry, Vol 89, n° 1-2, pp 107 154, 2000
- Buxerolle 1987 Buxerolles M., Etude du D.I.N. (dosimètre individuel de neutrons). Rapport CEA CEA R 5397 (1987).
- Buxerolle 1987-1 Buxerolles M., Massoutié M. Kurdjian J, Catalogue de spectres de neutrons. Rapport CEA CEA R 5398 (1987).
- Chartier 1992 Chartier J.L., Posny F. and Buxerolle M., Experimental assembly for the simulation of realistic neutron spectra, Radiat. Prot. Dosim. 44, 1-4 (1992) 125-130.
- Chavaudra 2004 Chavaudra J., Chauvenet B., Wambersie A. Medicine and ionizing radiation: metrology requirements, C. R. Physique 5 (2004) 921–931.
- Chemtob 1995 Chemtob M., Dollo R., Coquema C., Chary J. and Ginisty C., "Essais de dosimètres neutrons à bulles, modèle BD100 R-PND et Modèle BDT", Radioprotection, **30**, 1 (1995) 61-78.

- Desdrée 2008 A. Desbrée, S. Lamart, D. Broggio, D. Franck, Eodipe; outil de modélisation pour la dosimétrie interne personnalisée. Journée SFRP Mai 2008, Dosimétrie individuelle des travailleurs et des patients: mise en œuvre et perspectives, www.sfrp.asso.fr
- DeSousa 1997 De Sousa M.C., Modélisation d'un dosimètre individuel pour les neutrons, Rapport IPSN 97/12 (1997)
- Gomit 1999 Gomit J.M., Cousinou P., Duprey A., Diop C., Groullier J.P., Leyval L., toubon H., Lejeune E., the New Cristal Criticality-Safety Package, Proceeding of the Sixth International conference on Nuclear Criticality Safet, ICNC'99, vol 1 pp 308-316
- Granier Gambini 1985 Granier R. Gambini D-J, Radiobiologie et radioprotection appliqués, Editions médicales internationales, Paris 1985
- Hardt 1997 Hardt B., Fieg G., Klett A., Plewnia A. and Seibert B.R.L., The neutron fluence and H*(10) response of the new LB 6411 rem counter. Radiat. Prot. Dosim. **70**, 1-4, (1997) 361-364.
- Ing 1984 Ing H. and Birboim H.C., A bubble domage polymer detector for neutron dosimetry. Nucl. Track Rad. Meas. 8, ¼, (1984) 285-288.
- Lopez 2004 Lopez-Ponte M.A., Castellani C.M., Currivan L. VanDijk J.W.E., Falk R., Olko P. and Wernli C., A catalogue of dosemeters and dosimétric services within Europe an update, Rad. Prot. Dos. Vol 112 N°1 pp 45-68 (2004)
- Medioni 1983 Medioni R., Bermann F., Bordy J.M., Portal G., S.S.N.T.D. calibration in a neutron source fabrication hot laboratory. DEO Neutron workshop / EURATOM-CENDOS Conference, Acapulco, PNL SA 12352, (1983)
- Naismith 1997 Naismith O. and Siebert B.R.L., A database of neutron spectra, instrument response functions, and dosimetric conversion factors for radiation protection applications, Radiat. Prot. Dosim. **70**, 1-4 (1997) 241-245.
- Rannou 1997 Rannou A., Clech A., Devita A., Dollo R., Pescayre G., "Evaluation of individual neutron dosimetry by a working group in the french nuclear industry", Radiat. Prot. Dosim. **70**, 1-4 (1997) 181-186.
- Rantanen 1981 Rantanen, E., Response of an Anderson-Braun neutron Rem-counter to various neutron spectra. Health Phys. **41**, 671-674 (1981).
- Taylor 1995 Taylor G.C., An analytical correction for the TEPC dose equivalent response problem. Radiat. Prot. Dosim. **61**, 1-3 (1995) 67-70.
- Thomas 1997 Thomas D.J., Chartier J.L., Klein H., Naismith O.F., Posny F. and Taylor G.C., Results of a large scale neutron spectrometry and dosimetry comparison exercice at the Cadarache moderator assembly, Radiat. Prot. Dosim. **70**, 1-4 (1997) 313-322.
- Wall 2004 Wall B.F., Radiation Protection Dosimetry for Diagnoyic Radiology Patients, Radiation protection dosimetry Vol 109 N° 4 pp409 419, 2004.
- Wagner 1992 Wagner L.K., Doracy P. Fontenia, Carolyn Kimme-Smith, Lawrence N. Rothenberg, Jeff Shepard, and John M. Bone, Recommandations on performance characteristics of diagnostic exposure meter: report of AAPM Diagnostic X-Ray Imaging Task Group n°6, Med Phys 19 (1), 231 241 (1992)