

DOSIMETRIE DES EXPLORATIONS DIAGNOSTIQUES EN RADIOLOGIE

Albert Lisbona

SOCIETE FRANÇAISE DE PHYSIQUE MEDICALE

**Groupe de Travail
« Dosimétrie des explorations diagnostiques en Radiologie »**

**Albert LISBONA (coordinateur)
Bernard AUBERT
Stéphane BEAUMONT
Alexandre CATALA
Cécile COHARD
Yves-Sébastien CORDOLIANI
Jean-Yves GIRAUD
Jacques LESCRAINIER
Sophie LAFFONT
Alain NOEL
Francis R. VERDUN**

INTRODUCTION	3
1. GRANDEURS DOSIMETRIQUES	4
1.1. Grandeurs dosimétriques dérivées en radiologie	4
1.1.1. Kerma dans l'air (K_{air}) / Air Kerma.	4
1.1.2. Dose à l'entrée (D_e) / Entrance Surface Dose (ESD).	4
1.1.3. Le Produit Kerma-Surface (PKS) / Air Kerma Area Product.	5
1.2. Grandeurs dosimétriques dérivées en scanographie.....	5
1.2.1. L'Index de Dose de Scanographie (IDS) / Computed Tomography Dose Index (CTDI).....	5
1.2.2. L'Index de Dose de Scanographie sur 100 mm ($IDS_{100\text{mm}}$) / Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{100}$) .	5
1.2.3. L'Index de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP) / Weighted Computed Tomography Dose Index ($CTDI_w$).	5
1.2.4. L'Index de Dose de Scanographie Volumique (IDSV) / Volume Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{\text{vol}}$).	6
1.2.5. Produit dose x longueur (PDL) / Dose Length Product (DLP)	6
1.3. Grandeurs dosimétriques de protection radiologique.	7
1.3.1. Dose à l'organe (D_t) / Mean Absorbed Dose in an Organ (D_T).....	7
1.3.2. Dose équivalente (H_T) / Equivalent Dose (H_T).	7
1.3.3. Dose efficace (E) / Effective Dose (E).	7
2. LES METHODES DE MESURE	8
2.1. La chambre d'ionisation	8
2.1.1. La radiologie	8
2.1.2. La radiologie et la radioscopie	9
2.1.3. La scanographie	9
2.2. Les détecteurs solides.....	10
2.2.1. La radiothermoluminescence	10
2.2.2. Les autres détecteurs solides	10
3. LES METHODES DE CALCUL.....	11
3.1. Méthodes analytiques	11
3.1.1. Débit de kerma dans l'air normalisé	11
3.1.2. Le Produit Kerma Surface : PKS	12
3.1.3. Le kerma dans l'air à la peau : ESAK (Entrance Surface Air Kerma)	12
3.1.4. La dose absorbée à la peau : D_e	12
3.1.5. La dose absorbée en profondeur : $D(z)$ (radiologie conventionnelle)	12
3.1.6. La Dose Glandulaire Moyenne : DGM (mammographie).....	12
3.1.7. CTDI, DLP (scanographie)	13
3.1.8. La dose efficace : E.....	13
3.2. Méthodes numériques.....	14
CONCLUSION	17
BIBLIOGRAPHIE	17

INTRODUCTION

Ce travail a pour objectif d'aider les professionnels impliqués en Radiologie dans l'estimation des doses délivrées aux patients lors des examens en radiologie conventionnelle, en mammographie et en scanographie. Il contribue ainsi à satisfaire aux exigences d'optimisation et d'information énoncées dans la Directive Européenne 97-43 [1] relative à la protection radiologique des patients et découlant de la publication 73 de la CIPR¹ sur la "Protection et Sécurité Radiologiques en Médecine" [2]. Il est fait obligation aux États membres, d'estimer les doses reçues par la population. Cette obligation se retrouve dans l'application de l'article 4 où des niveaux de référence diagnostiques doivent être élaborés et les doses évaluées à des fins d'optimisation, ainsi que dans l'application de l'article 12 concernant l'estimation des doses reçues par la population. Cela est d'autant plus important qu'il est admis que l'irradiation médicale, dont plus de 90 % est du à la radiologie, représente, avec 1,1 mSv/an [3], près du tiers de l'exposition annuelle moyenne d'un individu, ce qui en fait la source d'exposition d'origine artificielle la plus importante.

Ce document comporte 4 chapitres. Le premier est consacré au rappel de toutes les données dosimétriques susceptibles de caractériser un faisceau, l'exposition du patient ou le risque radiologique. Dans le chapitre 2 sont abordés tous les différents types de détecteurs potentiellement utilisables pour accéder aux différentes grandeurs dosimétriques mesurables. Les méthodes de calcul, analytiques et numériques, sont exposées dans le chapitre 3 pour permettre au lecteur d'accéder à l'information dosimétrique selon différents niveaux d'information sur les caractéristiques de l'examen. Enfin le chapitre 4, qui ne fera pas l'objet d'une présentation dans ce texte, rassemble, sous forme de fiche, les données à recueillir en pratique sur une installation pour effectuer une mesure et/ou un calcul de dose. Un tableau comparatif des doses efficaces pour les principaux examens de radiologie a également été inclus.

Cependant, avant d'aborder l'objet de ce document, il nous a semblé intéressant de brosser un tableau des pratiques radiologiques en France. S'il est admis qu'il se pratique en moyenne un examen radiologique/an/personne, il est difficile de présenter des données exhaustives concernant la radiologie médicale en France. On peut cependant essayer d'extrapoler à partir de données plus ou moins représentatives. Ainsi, à partir d'une enquête réalisée en 1994 par l'INSERM [4] dans 785 hôpitaux publics, on peut extraire la répartition par type d'actes pour la radiologie conventionnelle (tableau I) et pour le scanner (tableau II).

Il faut souligner que ces données datent de 1994 et que les pratiques actuelles diffèrent déjà probablement de cette répartition. En effet les examens de la tête sont (trop) lentement remplacés par des explorations en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) et les examens de scanographie se sont beaucoup développés. Ces données ne reflètent que la pratique des établissements publics et celle des structures privées peut différer sensiblement en fonction de leur recrutement. Par exemple, les cabinets privés auront tendance à pratiquer moins d'examens de thorax et d'abdomen et davantage d'explorations du rachis.

Remarque : les valeurs de doses rapportées dans ce document sont celles d'un cliché ou d'un ensemble de clichés (face et profil par exemple) en radiologie conventionnelle et d'une acquisition en scanographie. L'expérience montre que la réalité est souvent différente, car les clichés ou les acquisitions peuvent être répétés. Ceci est particulièrement vrai en scanographie où les facilités d'acquisition actuelles, avec les scanners hélicoïdaux, mono- ou multidétecteurs, ont supprimé la contrainte de temps qui limitait le nombre de coupes ou le volume exploré. En pratique, toute estimation dosimétrique devra tenir compte du nombre d'acquisitions réellement effectuées pour chaque examen. De même, la numérisation des tables de radiologie conventionnelle peut conduire à un accroissement important du nombre d'expositions, même si le nombre de clichés imprimés semble rester constant. En ce qui concerne le matériel, des données complètes sont publiées chaque année par l'IRSN (anciennement par l'OPRI). Le tableau III regroupe ces données pour l'année 2000 [5].

Tableau I : Répartition (en %) de l'activité des salles de radiologie conventionnelle dans les établissements hospitaliers publics en 1994 (nombre total d'examens en milliers 26 878) [4]

¹ Publication traduite en français "Protection et Sécurité Radiologiques en Médecine" éditions Nucléon, Paris, 1997

Examen	Pourcentage
Poumons	31,1
Rachis	8,3
A.S.P	7,4
Crâne Sinus	7,3
Mammographie	2,5
Digestif	1,5
U.I.V	1
Membres	28,5
Bassin	6,6

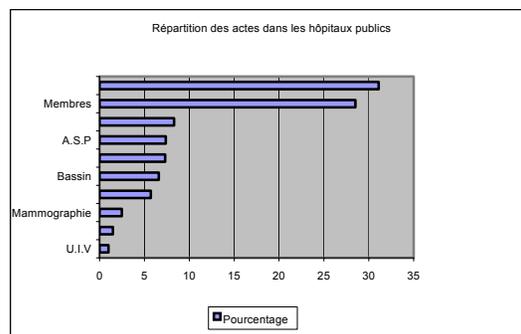


Tableau II : Répartition (en %) de l'activité des salles de scanographie dans les établissements hospitaliers publics en 1994 (nombre total d'examen en milliers 2 191) [4].

Examen	Pourcentage
Tête et cou	46,6
Abdomen	18,3
Thorax	13,8
Rachis	9,9
Membres	4,7
Pelvis	3,8
Autres	2,9

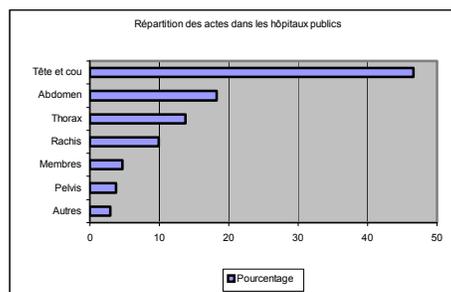


Tableau III : Nombre d'appareils de radiologie par type d'installation en France en 2000 [5].

Type d'installation	Nombre d'appareils
* radioscopie	128
* diagnostic léger	3 691
* diagnostic lourd	10 452
* mammographie	2 511
* scanographie	575
* dentaire	34 901

1. GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES

1.1. GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES DÉRIVÉES EN RADIOLOGIE

Un ensemble de grandeurs dérivées des grandeurs fondamentales s'applique de façon plus aisée à toute pratique irradiante.

1.1.1. Kerma dans l'air (K_{air}) / Air Kerma.

Cette grandeur est mesurée à une distance de référence d_{ref} , elle caractérise une installation radiologique.

Une grandeur de kerma très utilisée dans les logiciels de calcul de doses est l'Entrance Surface Air Kerma (ESAK). Ce kerma dans l'air est défini pour une distance foyer-peau d .

$$ESAK = K_{air} \cdot (d/d_{ref})^2$$

Ces deux grandeurs K_{air} et ESAK se retrouvent aussi souvent sous la forme d'un débit exprimé en mGy/mAs.

Unité pratique : mGy.

1.1.2. Dose à l'entrée (D_e) / Entrance Surface Dose (ESD).

Cette grandeur caractérise la dose à la surface, elle est reliée au kerma dans l'air, par la contribution du rayonnement retrodiffusé du au patient (Back Scattering Factor ou BSF).

$$D_e = \text{ESAK} \cdot \text{BSF} \cdot (\mu_{\text{en}}/\mu)_{\text{tissu}}/(\mu_{\text{en}}/\mu)_{\text{air}}$$

avec $(\mu_{\text{en}}/\mu)_{\text{tissu}}/(\mu_{\text{en}}/\mu)_{\text{air}}$ rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie par le tissu et par l'air.

Unité pratique : mGy.

1.1.3 .Le Produit Kerma-Surface (PKS) / Air Kerma Area Product.

Le produit du kerma dans l'air et de la surface du champ d'irradiation (S) est une grandeur indépendante de la distance du foyer au détecteur :

$$\text{PKS} = K_{\text{air}} \cdot S$$

Unité pratique : Gy . cm².

1.2. GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES DÉRIVÉES EN SCANOGRAPHIE

1.2.1. L'Index de Dose de Scanographie (IDS) / Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Le CTDI est égal à l'intégrale du profil de dose D(z), calculée le long de l'axe (z) représentant l'axe de rotation du scanner, pour une rotation unique du tube de 360°, divisée par le nombre de coupes N obtenu pour une rotation unique du tube de 360° et la largeur nominale des coupes, T :

$$\text{CTDI} = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

Unité pratique : mGy.

1.2.2. L'Index de Dose de Scanographie sur 100 mm (IDS_{100mm}) / Computed Tomography Dose Index (CTDI₁₀₀)

En pratique le CTDI est mesuré dans l'air ou dans un fantôme à l'aide d'une chambre d'ionisation type "crayon" ayant un volume sensible de 100 mm de long, d'où l'appellation CTDI₁₀₀ exprimé en terme de dose absorbée dans l'air :

$$\text{CTDI}_{100} = \int_{-50}^{+50} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

Le CTDI dans l'air [6], CTDI_{100,air}, est un indicateur dosimétrique de l'installation et ne représente pas la dose délivrée au patient. Cette dernière est mieux représentée par le CTDI mesuré dans un fantôme. Ce fantôme consiste en un cylindre de PMMA, soit de 16 cm de diamètre pour simuler une tête, soit de 32 cm de diamètre pour simuler un corps. Des espaces aménagés au centre et en périphérie à 1 cm de la surface du fantôme permettent de réaliser deux types de mesure :

CTDI_{100,c} : CTDI au centre sur 100 mm,
CTDI_{100,p} : CTDI à la périphérie sur 100 mm.

Unité pratique : mGy.

1.2.3. L'Index de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP) / Weighted Computed Tomography Dose Index (CTDI_w).

Le CTDI_w prend en compte la variation de dose dans la coupe et est égal à :

$$CTDI_W = 1/3 CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p}$$

Unité pratique : mGy.

Remarque : Les différents indicateurs CTDI peuvent être normalisés par 100 mAs. Dans ce cas un indice, n, précède CTDI (exemple : $nCTDI_{100,air}$).

1.2.4. L'Index de Dose de Scanographie Volumique (IDSV) / Volume Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{vol}$).

Dans le cas des acquisitions en mode hélicoïdal, le pas de l'hélice ou « pitch factor » a été défini comme suit :

$$CT \text{ pitch factor} = \text{pitch} = \frac{\Delta d}{N \times T} \text{ nombre sans unité}$$

où Δd est la distance parcourue par le plateau de la table pour une rotation de tube de 360° , divisée par le nombre de coupes N obtenu pour une rotation du tube de 360° et la largeur nominale des coupes, T.

Pour ces acquisitions, un CTDI représentatif de la dose moyenne délivrée dans le volume exploré a été introduit. C'est le $CTDI_{vol}$:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{\Delta d} \cdot CTDI_W = \frac{CTDI_W}{\text{pitch}}$$

Unité pratique : mGy.

Notes : On notera que cette définition est équivalente à celle du MSAD (Multiple Scan Average Dose) souvent utilisée pour évaluer la dose moyenne délivrée à l'issue de l'acquisition de plusieurs coupes. Le MSAD, contrairement au CTDI, n'est pas défini avec un fantôme particulier. Dans le cas de la mesure du MSAD dans les fantômes CTDI, on a les équivalences suivantes :

MSAD = CTDI x (largeur de coupe / espace entre les coupes) en acquisition séquentielle ;
MSAD = $CTDI_{vol}$ pour une acquisition hélicoïdale.

Le $CTDI_{vol}$ est la grandeur que l'on peut mettre en relation avec le niveau de bruit des images lors des acquisitions hélicoïdales.

1.2.5. Produit dose x longueur (PDL) / Dose Length Product (DLP)

Par analogie avec le produit Kerma x Surface utilisé en radiologie conventionnelle, et pour rendre compte de la dose délivrée au cours d'une procédure complète il a été défini le Produit Dose x Longueur (Dose Length Product-DLP). Cette grandeur prend en compte l'ensemble des séquences, i, d'un examen, la longueur du volume irradié à chaque séquence et la grandeur dosimétrique pondérée propre à chaque séquence, $nCTDI_W$.

- En mode séquentiel :

$$DLP = \sum_i (nCTDI_W)_i \cdot n_i \cdot T_i \cdot (mAs_i / 100)$$

où n_i : nombre de coupes dans la séquence i,
 T_i : largeur des coupes de la séquence i,
 mAs_i : nombre de mAs/coupe de la séquence i,
 $nCTDI_W$ exprimé pour 100 mAs

- En mode hélicoïdal :

$$DLP = \sum_i (nCTDI_W)_i \cdot (C_i / \text{pitch}_i) \cdot t_i \cdot (mA_i / 100)$$

où pitch_i : pas de l'hélice dans la séquence i,

C_i : largeur de collimation de la séquence i ,
 t_i : durée de la séquence i , en secondes,
 mA_i : nombre de mA de la séquence i .
 $nCTDI_w$ exprimé pour 100 mAs

Unité pratique : mGy.cm.

Remarque : Le $CTDI_w$ ou $CTDI_{vol}$ et le PDL sont affichés sur les consoles de certains appareils. L'affichage de ces informations sera prochainement obligatoire.

1.3. GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES DE PROTECTION RADIOLOGIQUE.

Ces grandeurs permettent de quantifier le risque radiologique.

1.3.1. Dose à l'organe (D_T) / Mean Absorbed Dose in an Organ (D_T).

La dose à l'organe est la dose moyenne absorbée, calculée sur l'ensemble du volume de l'organe considéré.

Unité pratique : mGy.

Pour la mammographie, il est recommandé en pratique de calculer la dose moyenne à la glande, DMG, (Average Glandular Dose - AGD). Cette dose moyenne glandulaire est calculée à partir du Kerma dans l'air mesuré à la surface du sein multiplié par un coefficient (g) fonction de l'épaisseur du sein sous compression et de la qualité du faisceau de RX utilisé (matériau anode/filtration, kV et CDA).

$$DMG = K_{air} \cdot g$$

On peut améliorer la précision de l'estimation en utilisant un second facteur (c) qui tient compte de la densité du sein.

$$DMG = K_{air} \cdot g \cdot c$$

Unité pratique : mGy.

1.3.2. Dose équivalente (H_T) / Equivalent Dose (H_T).

La dose équivalente tient compte des différents effets biologiques liés à chaque type de rayonnement :

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

H_T est la dose équivalente reçue par le tissu T du fait d'une exposition à un rayonnement R ayant délivré à ce tissu une dose $D_{T,R}$. Le facteur de pondération radiologique, w_R , dépend du type et de l'énergie du rayonnement R. Pour les photons, et donc pour la radiologie, w_R est égal à 1.

Unité pratique : mSv

1.3.3. Dose efficace (E) / Effective Dose (E).

La dose efficace E est la somme des doses équivalentes reçues au niveau de tous les organes ou tissus exposés, chaque dose équivalente au niveau d'un organe ou d'un tissu étant pondérée par un facteur w_T , tenant compte de la radiosensibilité propre du tissu ou de l'organe considéré.

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

En radiologie, cette formule se simplifie puisque w_R est égal à 1. Les valeurs de w_T recommandées par la Commission Internationale de Protection Radiologique [2] sont les suivantes :

Gonades	0,20
Moelle osseuse, colon, poumons, estomac	0,12
Vessie, sein, foie, œsophage, thyroïde	0,05
Autres tissus	0,05
Peau, surface des os	0,01

Unité pratique : mSv.

2. LES METHODES DE MESURE

Dans le domaine d'énergie de la radiologie entre 20 et 150 kV il n'existe pas, à proprement parler, de protocole dosimétrique ou de recommandations internationales lorsqu'il s'agit de la détermination de la dose délivrée au cours des examens de radiologie. Cependant, dans la grande disparité des valeurs de doses présentes dans la littérature, le matériel de mesure de référence utilisé est toujours la chambre d'ionisation associée à son électromètre.

Les caractéristiques physiques des faisceaux RX utilisés en radiologie permettent d'utiliser différents types de détecteurs pour la mesure de la dose. D'un point de vue méthodologique, l'approche métrologique est similaire à l'approche dosimétrique utilisée en radiothérapie.

En pratique, deux types principaux de détecteurs co-existent, ceux utilisant :

- l'ionisation dans l'air : les chambres d'ionisation,
- l'ionisation dans les solides : les dosimètres thermoluminescents, diodes à semi conducteurs, détecteurs à scintillations,...

2.1. LA CHAMBRE D'IONISATION

2.1.1. La radiologie

Les principales caractéristiques et les performances correspondant aux chambres d'ionisation et aux détecteurs solides utilisables en radiologie sont répertoriées dans la norme CEI 61674 [7].

Le volume sensible des chambres d'ionisation est généralement compris, selon les fabricants et les conditions de mesure (faisceau direct ou faisceau diffusé), entre quelques cm^3 et quelques dizaines de cm^3 . Le tableau V présente une liste non exhaustive de chambres d'ionisation.

Les habituelles corrections qui affectent la mesure par ionométrie telles que recombinaison, polarité,...ne sont, généralement, pas prises en compte dans le cas des mesures de dose en radiologie car elles sont négligeables.

La chambre d'ionisation doit être étalonnée par un laboratoire agréé, pour les énergies de la radiologie. Le laboratoire fournit un étalonnage en terme de kerma dans l'air (en mGy/nC).

Mesures dans l'air (kerma dans l'air en mGy)

La chambre d'ionisation est utilisée dans le cadre de mesures de dose sur fantôme, pour la mesure de la dose à la peau dans le cas de procédures radiologiques simples (abdomen sans préparation, thorax face/profil...).

Ces mesures peuvent prendre en compte ou non la mesure du coefficient de rétrodiffusion en fonction de la construction et des caractéristiques de la chambre d'ionisation (généralement pas de prise en compte de manière précise de la rétrodiffusion). Donc en pratique on mesure le kerma dans l'air. Dans tous les cas, il est très aisé d'obtenir les valeurs des coefficients de rétrodiffusion, du domaine de la radiologie, dans la littérature ce qui permet d'obtenir une valeur de dose à l'entrée. Ce coefficient de rétrodiffusion n'excède pas 10 % pour la mammographie et est de l'ordre de 30 à 40 % pour la radiologie générale.

2.1.2. La radiologie et la radioscopie

2.1.2.1. Principales caractéristiques

La méthode classique pour mesurer le produit kerma x surface (PKS), met en œuvre de grandes chambres d'ionisation plates à parois parallèles fixées à la base du collimateur du tube RX. Les dimensions de cette chambre sont telles qu'elles couvrent la plus grande ouverture possible du diaphragme au niveau du détecteur en provoquant une atténuation faible du faisceau RX (de l'ordre de 0,5 mm Al). Le PKS est indépendant des distances foyer-chambre et chambre-peau rendant possible la mesure d'une quantité dosimétrique appropriée pour la détermination de l'exposition du patient.

Les principales caractéristiques et les performances correspondant aux chambres d'ionisation à transmission sont données dans la norme CEI 60580 [8].

Certaines des chambres d'ionisation actuelles sont construites à partir de plusieurs petites chambres de taille différentes, combinées en une seule chambre elles peuvent fournir le PKS et le kerma dans l'air ou le PKS et la surface du faisceau. Ces détecteurs fournissent également des informations supplémentaires comme le temps de scopie, et le kerma dans l'air pour la partie de l'examen réalisée en scopie et pour la partie réalisée en graphie.

Un coefficient d'étalonnage est fourni par le fabricant. L'utilisateur doit être particulièrement attentif aux conditions géométriques dans lesquelles l'étalonnage a été effectué par le fabricant. La traçabilité de cet étalonnage est garantie. L'utilisateur peut et doit vérifier la réponse de la chambre à transmission par rapport à celle d'une chambre d'ionisation pour la radiologie, elle-même étalonnée par un laboratoire agréé. Il suffit de définir parfaitement la surface du faisceau RX au niveau de la chambre étalonnée.

En complément des incertitudes qui peuvent être associées à l'étalonnage, les principales sources d'erreur liées à l'usage de ces détecteurs sont :

- La position de la chambre d'ionisation par rapport à la table.
- Le rayonnement diffusé provenant du collimateur, du patient ou de la table et atteignant la chambre d'ionisation.
- L'installation de radiologie possède des caractéristiques différentes (faisceaux RX, débit) de celles utilisées pour l'étalonnage.
- Les autres facteurs liés à la chambre d'ionisation à transmission tels que température, taux d'hygrométrie, courant de fuite, alimentation électrique.

En prenant en compte la totalité de ces erreurs, l'incertitude globale de la mesure devrait être inférieure à 20 %.

Ces détecteurs permettent, pendant la durée de l'examen ou de la procédure de radiologie interventionnelle, la mesure systématique intégrant la scopie, la graphie et donnant la valeur du PKS en Gy.cm² et en fonction du type de détecteur, le kerma dans l'air à l'entrée en mGy, il est possible de passer à la dose à l'entrée par les corrections usuelles se rapportant à la rétrodiffusion.

Avec ces nouveaux détecteurs reliés à un PC il est possible d'étendre ce dispositif par un réseau informatique à tout un département d'imagerie.

2.1.3. La scanographie

La spécificité de la mesure de la dose au scanner RX a conduit au développement d'une chambre d'ionisation cylindrique, la chambre crayon. Celle-ci associée aux fantômes en PMMA de diamètre 16 cm (crâne), et de 32 cm (corps) permet d'obtenir l'index de dose de scanographie, le CTDI₁₀₀. Ce type de détecteur a une longueur de volume sensible égale à au moins 100 mm afin d'être compatible avec les indexes de dose définis. Les chambres crayon utilisées ont généralement un volume sensible de l'ordre de 3 cm³.

Au moment de l'acquisition le fournisseur livre la chambre d'ionisation accompagnée d'un certificat d'étalonnage donnant le coefficient d'étalonnage du détecteur obtenu dans un faisceau généralement de l'ordre de 120 kV (qualité RQR9) dont la traçabilité est garantie. Généralement le constructeur ne donne le coefficient d'étalonnage que pour une seule valeur de la haute tension.

Le coefficient d'étalonnage de la chambre crayon peut être exprimé en Gy.cm/nC et il a en général une valeur de l'ordre de 100 mGy.cm/nC.

Mesure des CTDI

La chambre crayon est utilisée avec les fantômes crâne (diamètre 16 cm) et corps (diamètre 32 cm) en plexiglas pour la mesure directe des CTDI (dans l'air), car bien que mesuré dans un fantôme on ne donne pas le CTDI dans le milieu de mesure pour des raisons de différences de fabrication entre les matériaux (PMMA) constituant les fantômes dosimétriques.

Dans le cadre du programme de contrôle de qualité du scanner, la chambre crayon permet de mesurer le débit normalisé du tube (dans l'air et à l'isocentre du scanner), par analogie, avec la radiologie conventionnelle, en mGy/mAs.

De plus, cette grandeur trouve la même utilisation que dans le cas de la radiologie, c'est à dire qu'elle sert de valeur "d'entrée" pour les programmes de calcul des divers CTDI et DLP (Dose Length Product), des doses aux organes et de la dose efficace.

2.2. LES DÉTECTEURS SOLIDES

2.2.1. La radiothermoluminescence

C'est le détecteur le plus utilisé pour la mesure de la dose in vivo en radiologie.

La dosimétrie par radiothermoluminescence (RTL) est largement utilisée que ce soit dans le cadre d'intercomparaisons dosimétriques, à qualité d'image égale, dans plusieurs pays communautaires [9], dans un même pays [10], dans le cadre de comparaisons de mesures de doses dans les campagnes de dépistage du cancer du sein aux USA [11] et, sans oublier, dans le cadre de mesures de dose "in vivo" afin de comparer des procédures radiologiques par exemple.

Les principales raisons justifiant l'emploi de la RTL sont connues : taille des détecteurs perturbant peu ou pas l'image radiologique permettant l'utilisation de cette technique sur des patients, simplicité d'utilisation, maniabilité Ses inconvénients sont également connus. On peut citer principalement : coût de l'équipement, information dosimétrique différée....

Enfin, un avantage relativement important, les dosimètres radiothermoluminescents (DTL) intègrent dans la mesure le coefficient de rétrodiffusion.

Les deux principaux matériaux utilisés sont le borate de lithium ($Z=7,4$) qui est un "parfait" matériau équivalent-tissu et le fluorure de lithium (LiF - Mg,Ti ou LiF - Mg,Cu,P) qui peut être considéré comme un matériau pratiquement équivalent-tissu dans ce domaine d'énergie.

En particulier le LiF - Mg,Cu,P présente un avantage très net en terme de sensibilité (30 fois par rapport au LiF - Mg, Ti) , ce qui est particulièrement intéressant étant donné les faibles doses que l'on peut mesurer en radiologie.

La principale limite à l'utilisation de la RTL dans le domaine d'énergie de la radiologie est la réponse en fonction de l'énergie des dosimètres radiothermoluminescents. Ceci est d'autant plus vrai si on utilise le LiF. Comme cela a été montré il est parfaitement connu que le LiF présente une hypersensibilité par rapport au ^{60}Co de l'ordre de 30 à 40 % en fonction du type de produit, du type d'impuretés et de leur concentration. Ce problème peut être surmonté moyennant l'utilisation, pour l'étalonnage des dosimètres thermoluminescents, d'une chambre d'ionisation adaptée et étalonnée dans des conditions d'étalonnage identiques ou équivalentes à celles rencontrées dans l'utilisation pratique.

Les DTL existent sous différentes formes et tailles (poudre, frittés, micro-cylindres, disques). En pratique, on utilise uniquement des frittés de section carrée ou circulaire de 4 à 5 mm et d'épaisseur de l'ordre de 0,9 mm.

La méthode permettant d'étalonner les DTL en fonction de la chambre d'ionisation étalonnée est générale à toute la radiologie et applicable à tous les autres détecteurs solides. L'étalonnage des DTL est effectué en les exposant dans l'air simultanément avec la chambre d'ionisation étalonnée dans un faisceau bien caractérisé en qualité (kV, CDA), ce qui permet d'obtenir un étalonnage des DTL en kerma dans l'air en l'absence de milieu diffusant.

On obtient ainsi, lorsque pour cet étalonnage on se trouve dans des conditions géométriques (distance) équivalentes à celles de l'examen (sinon correction de distance à apporter), la valeur de l'ESAK (Entrance Surface Air Kerma. Il peut être nécessaire de tracer la courbe de réponse des DTL en fonction des kV pour un domaine énergétique particulier de la radiologie

L'intérêt principal des DTL est qu'ils mesurent directement la dose à l'entrée du patient ou du fantôme.

2.2.2. Les autres détecteurs solides

2.2.2.1. Les dosimètres à diode

La sensibilité d'une diode à semi conducteur est de l'ordre de 2.10^{-2} mGy/nC (R100 de RTI), c'est à dire environ 100 fois plus sensible qu'une chambre d'ionisation. Ses caractéristiques physiques font qu'elle n'est pas adaptée à la mesure in vivo. Ces détecteurs présentent une variation de réponse en fonction de l'énergie, dans le domaine de la radiologie. Par ailleurs l'utilisateur doit être averti du fait que les dosimètres à diode présentent des sensibilités différentes en fonction du matériau constitutif de l'anode du tube RX. L'étalonnage est effectué en kerma dans l'air.

2.2.2.2. Les détecteurs à scintillations.

Il s'agit ici d'un détecteur destiné à la mesure directe à la peau du patient, c'est un dosimètre *in vivo*.

Cette technique utilise le phénomène physique de la scintillation par le couplage entre une fibre optique et un capteur (scintillateur). Un capteur en phosphore (de la taille d'une tête d'allumette) est lié à une fibre optique. La lumière générée par le capteur, suite à l'exposition aux RX, est guidée par la fibre optique jusqu'à un semi-conducteur photosensible. L'intensité du signal lumineux capté par le semi-conducteur est proportionnelle à la dose [12].

L'étalonnage de ces détecteurs est effectué selon les mêmes méthodes que pour les autres détecteurs solides c'est à dire à partir d'une chambre d'ionisation elle-même étalonnée pour la radiologie.

Des précautions particulières doivent être prises concernant l'étanchéité à la lumière, dans le cas contraire des erreurs de mesure importantes peuvent se produire. De la même façon, des dommages mécaniques causés à la fibre optique conduiront à des erreurs. Les dosimètres scintillateurs ont une réponse qui dépend de l'énergie, présentent une réponse directionnelle et sont influencés par le débit de dose. Chaque détecteur peut servir pour 50 mesures environ (limite mécanique).

Cependant ils ont des propriétés intéressantes pour la mesure de dose *in vivo* : ils sont radiotransparents (excepté le scintillateur lui-même), ils se fixent très facilement par un adhésif à la peau du patient et ils sont parfaitement adaptés à la mesure de la dose lors de toute procédure de radiologie interventionnelle mettant en œuvre de la scopie et de la graphie.

3. LES METHODES DE CALCUL

Les méthodes de calcul se répartissent en méthodes analytiques et numériques. Les méthodes analytiques utilisent principalement les caractéristiques de l'appareil et de l'examen, pour un fantôme standard. Les méthodes numériques permettent en plus de tenir compte de la morphologie du patient.

Sachant que les niveaux de dose généralement rencontrés (du mGy à quelques dizaines de mGy), se situent dans le domaine dit des faibles doses où seuls des effets stochastiques sont attendus, le niveau de précision sur la dose aux organes et sur la dose efficace peut se limiter à une dizaine de %. Ce niveau de précision est généralement obtenu avec ces méthodes de calcul sous réserve de disposer de données fiables pour caractériser le patient et l'installation.

3.1. METHODES ANALYTIQUES

3.1.1. Débit de kerma dans l'air normalisé

Lorsque l'on dispose des informations associées à un examen radiologique telles que : le type de générateur, les paramètres d'exposition (mAs, kVp), les conditions géométriques de l'exposition (distance, taille de champ) ainsi que la filtration totale du tube, il est possible d'estimer a posteriori, et en l'absence de mesure, la dose délivrée à un patient.

Pour entreprendre cette démarche il existe dans la littérature des tables, abaques ou expressions mathématiques qui permettent d'évaluer le rendement du tube, ou débit de kerma dans l'air normalisé. Cette approche ne permet pas d'obtenir une précision meilleure que $\pm 30\%$, elle est cependant suffisante. Pour améliorer la précision, il est nécessaire de reconstituer l'examen en utilisant un dosimètre étalonné.

3.1.1.1. Calcul à partir des spectres théoriques à la sortie du tube

Les spectres théoriques des photons à la sortie du tube peuvent être obtenus :

- dans le catalogue SRS-30 de spectres calculés réalisé en 1979 par Birch et Marshall pour la radiologie conventionnelle [13] ;
- et plus récemment, dans le rapport électronique SRS-78 de l'IPEM [14], ce dernier utilisant des données plus précises, en particulier, au niveau des sections efficaces et des coefficients d'atténuation.

3.1.1.2. Calcul à partir d'une fonction mathématique paramétrée

Cas de la radiologie conventionnelle

Nous proposons une estimation du K_{air} par un lissage à 20 % près des débits de kerma dans l'air par mAs fournis par le logiciel associé au rapport SRS-78 de l'IPEM [14]. Ce lissage est réalisé au moyen d'une fonction mathématique à 11 paramètres :

Cas de la mammographie

De la même manière, dans le cadre de la mammographie, nous avons lissé les débits de kerma dans l'air par mAs fournis par le logiciel associé au rapport SRS-78 de l'IPEM [14] par une fonction mathématique à 5 paramètres :

3.1.2. Le Produit Kerma Surface : PKS

$$PKS = K_{\text{air}}(P) \cdot S(P)$$

- PKS : Produit Kerma Surface en Gy.cm²
- $K_{\text{air}}(P)$: kerma dans l'air au niveau du point P en Gy
- S(P) : surface du champ au niveau du point P en cm². Cette surface peut être déterminée directement sur le cliché.

$$S(P) = S(\text{Film}) \cdot \frac{DFP}{DFF}$$

- S(Film) : surface du faisceau au niveau du film (cm²)
- DFP : Distance Foyer point P (cm)
- DFF : Distance Foyer Film (cm)

Remarques : certains appareils de radiologie fournissent une valeur de PKS non mesurée mais calculée à partir des constantes radiologiques utilisées pendant l'examen.

3.1.3. Le kerma dans l'air à la peau : ESAK (Entrance Surface Air Kerma)

Le kerma dans l'air à la peau peut être obtenu à partir du PKS, du kerma dans l'air et de la dose à l'entrée.

3.1.4. La dose absorbée à la peau : De

Elle est déduite de l'ESAK en faisant intervenir le facteur de rétrodiffusion, BSF (Back Scattering Factor) :

Pour la radiologie conventionnelle, on retiendra les données les plus récentes calculées par des méthodes Monte Carlo pour une distance foyer entrée de 100 cm, des champs carrés à la peau de 10, 20 et 25 cm de côté et des CDA allant de 1,7 à 8,5 mm d'aluminium [15].

Pour la mammographie, les mêmes auteurs ont calculé, par des méthodes Monte Carlo, les BSF pour un fantôme demi cylindrique de 50 mm d'épaisseur en PMMA (PolyMéthAcrylate de Méthyle) pour une foyer entrée de 65 cm, des CDA allant de 0,282 à 0,497 mm d'aluminium correspondant à des tensions crêtes de 24 à 40 kVp et pour des combinaisons anode/filtre de Mo/30 µm Mo, Mo/25 µm Rh et Rh/25 µm Rh [16]

3.1.5. La dose absorbée en profondeur : D(z) (radiologie conventionnelle)

La connaissance du Rapport Tissus Air (RTA) permet de calculer la dose dans le milieu à une profondeur, z, à partir de l'estimation du débit de kerma dans l'air normalisé, $K_{\text{air}}(P)$, ou de la mesure de l'ESAK :

Des valeurs de RTA ont été publiées par Harisson [17]. Ces valeurs, qui proviennent d'une compilation de mesures de rendements en profondeur et de BSF, sont données pour des profondeurs allant de 0 à 16 cm, des champs de sections carrées allant de 4 cm x 4 cm à 30 cm x 30 cm, et des qualités de faisceaux variant entre CDA = 1,0 mm Al, 60 kVp jusqu'à CDA = 4,0 mm Al, 100 kVp. D'autres valeurs de RTA ont été plus récemment publiées pour des qualités de faisceaux allant de CDA = 1,8 mm Al, 50 kVp à CDA = 6,5 mm Al, 140 kVp [18].

3.1.6. La Dose Glandulaire Moyenne : DGM (mammographie)

La dose moyenne délivrée aux tissus glandulaires (DGM) peut être estimée à partir d'une détermination du kerma dans l'air à l'entrée du sein (ESAK) au moyen des facteurs de conversion obtenus par Dance [19].

3.1.7. CTDI, DLP (scanographie)

3.1.7.1. CTDI

Pour estimer la dose moyenne délivrée dans une coupe lors d'un examen effectué en mode séquentiel, on réalise le produit du $nCTDI_w$ par la charge par rotation, $Q(mAs)$. On obtient ainsi le $CTDI_w$

$$CTDI_w(mGy) = Q(mAs) \cdot nCTDI_w(mGy/mAs)$$

Les valeurs du $nCTDI_w$ varient selon les modèles de scanner en particulier en fonction de la filtration du faisceau et de la géométrie du statif [20]. Les valeurs indicatives à 120 kV sont les suivantes :

- coupe au niveau du tronc : $nCTDI_w = 0,075$ mGy/mAs
- coupe au niveau du crâne : $nCTDI_w = 0,15$ mGy/mAs

L'ordre de grandeur de la variation du $nCTDI_w$ "corps" "ou tête" en fonction de la haute tension est :

$$\begin{aligned} nCTDI_w(80 \text{ kV}) &= 0,3 nCTDI_w(120 \text{ kV}) \\ nCTDI_w(140 \text{ kV}) &= 1,45 nCTDI_w(120 \text{ kV}) \end{aligned}$$

Dans le cas d'une acquisition hélicoïdale, la dose moyenne délivrée dans le volume exploré est donnée par le CTDI volumique ($CTDI_{vol}$) et correspond au $CTDI_w$ divisé par la valeur du pitch.

3.1.7.3. DLP

L'exposition du patient lors d'un examen CT va dépendre du volume exploré et du protocole clinique [21]. Pour estimer globalement cette exposition le produit dose x longueur (DLP). Il peut aussi se calculer à partir des relations suivantes :

$$DLP(mGy.cm) = CTDI_w \cdot T \cdot N$$

où T est la largeur nominale de la coupe et N le nombre de coupes.

Cette grandeur est ainsi le produit de la dose moyenne ($CTDI_w$) par la longueur irradiée (T.N).

Dans le cas d'un CT hélicoïdal, la formule donnée ci-dessus pour le DLP reste exacte pour autant que l'on tienne compte de la valeur du pitch de l'acquisition. Si on l'exprime en fonction de la longueur totale explorée L_T , elle devient :

$$DLP(mGy.cm) = \frac{CTDI_w \cdot T \cdot N}{pitch} = CTDI_{vol} \cdot L_T$$

3.1.8. La dose efficace : E

La grandeur dosimétrique représentative du risque radiologique lié aux examens de radiodiagnostic retenue par la CIPR² est la dose efficace. La controverse sur le choix de cette grandeur n'est pas terminée et divers modèles permettant de tenir compte de l'âge du patient dans l'estimation du risque radiologique sont proposés. La dose

²CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique [2].

efficace n'est pas directement accessible à la mesure. Son obtention à partir des grandeurs mesurées sur le patient ou à partir de grandeurs calculées sur la base des paramètres de réglage est l'objet du modèle présenté ici. Il reprend en les unifiant les méthodes appliquées aux diverses techniques radiologiques et s'inspire des facteurs de conversion utilisés en radioprotection.

L'idée de base est de mesurer ou déterminer pour chaque examen une grandeur dosimétrique (GDo) représentative de l'examen effectué. Cette grandeur va dépendre d'une part du patient (corpulence, sexe) et d'autre part de la technique radiologique (paramètres de réglage, sensibilité du système de détection). Le passage à la dose efficace s'effectue par multiplication de cette grandeur dosimétrique par un facteur de conversion. Ce facteur de conversion est indépendant de l'importance de la dose, et représente simplement le rapport de la dose efficace à la GDo. En première approximation, on admettra qu'elle est largement indépendante du patient. On aura ainsi :

$$E = GDo \cdot e_{GDo}$$

avec GDo : grandeur dosimétrique de l'examen considéré,
 e_{GDo} : facteur de conversion permettant le passage de la GDo à la dose efficace.

Les critères de choix de la GDo pour les divers types d'examen reposent sur l'exigence qu'elle soit, d'une part, représentative (proportionnelle) au risque lié à l'examen et, d'autre part, aisément quantifiable. Les GDo les plus couramment utilisées pour les divers types d'examen sont les suivantes :

- en radiographie : dose absorbée en surface à l'entrée du faisceau dans le patient (De ; mGy)
- en radioscopie : produit du kerma par la surface (PKS ; Gy.cm²)
- en scanographie : produit de la dose par la longueur (DLP ; mGy.cm)

Les facteurs de conversion sont génériques, c'est-à-dire qu'ils sont établis pour un patient standard. Leur indépendance avec la morphologie du patient est certainement limitée, mais n'introduit pas d'erreurs trop importantes, sauf dans le cas des enfants où des facteurs particuliers doivent être appliqués. Le tableau IV donne à titre d'exemple les facteurs de conversion permettant de passer à la dose efficace à partir du PDL.

Tableau IV : Dose efficace en scanographie chez l'adulte

Région explorée	e_{DLP} (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)
Tête	0,0023
Cou	0,0054
Thorax	0,017
Abdomen	0,015
Bassin	0,019

3.2. METHODES NUMERIQUES

Le moyen de calcul le plus répandu est la méthode de Monte Carlo (MC) car il permet de disposer d'une précision suffisante sur les valeurs des doses aux organes. Il est en effet possible de simuler le transport du rayonnement dans le corps entier dès lors que la situation d'exposition a été définie et qu'un modèle de fantôme anthropomorphique a été retenu. Cependant, en fonction des auteurs, il est fait appel à des niveaux différents aux données MC : calcul complet avec une géométrie et des conditions d'exposition propres à un patient ou calcul à partir de données normalisées correspondant à une géométrie standard et des conditions d'exposition prédéterminées. Les programmes actuellement disponibles font appel à des données de base calculées par MC. Certains auteurs ont mis en avant les temps de calcul importants nécessités par MC pour développer des méthodes similaires dans le principe à celles utilisées en radiothérapie, c'est à dire la réponse en profondeur. Cependant si ces dernières méthodes permettent des calculs rapides, elles souffrent d'un défaut de précision en raison des approximations inévitables dans ce type de calcul. Bien que de nombreuses données par MC sur la dose aux organes aient été publiées en radiologie conventionnelle chez l'adulte [22] et les enfants [23], en mammographie [19] et en scanographie [24], elles ne couvrent pas toujours l'ensemble des besoins, c'est à dire toutes les incidences et tous les spectres de RX possibles. Aussi des programmes ont été développés afin de répondre à n'importe quelle situation d'exposition aussi bien en radiologie conventionnelle qu'en scanographie.

La plupart des programmes fournissent des valeurs de dose aux organes à partir d'une grandeur dosimétrique de normalisation et pour des conditions d'examen données ainsi que la fraction d'énergie moyenne déposée. En radiologie conventionnelle, cette grandeur dosimétrique est souvent le kerma dans l'air au point d'entrée du faisceau dans le patient (le rayonnement rétrodiffusé n'est donc pas pris en compte). On trouve également la dose à l'entrée ou le produit kerma x surface. En ce qui concerne les conditions d'examen, on peut se placer soit dans une géométrie

caractéristique d'un examen donné, soit choisir la taille du champ, sa position et son incidence. En scanographie, la grandeur caractéristique de l'installation est le plus souvent le $CTDI_{100,air}$, et les paramètres de l'exposition sont ceux relatifs à l'examen (largeur de coupe, espacement des coupes, mode séquentiel ou hélicoïdal, ...). Pour les 2 techniques d'examen, la qualité du faisceau (kV, filtration, CDA, ...) est aussi un paramètre pour le calcul de la dose. La dose aux différents organes et la dose efficace sont systématiquement calculées.

Les principaux programmes disponibles sont présentés dans le tableau V (A, pour la radiologie conventionnelle et B, pour la scanographie).

Tableau V-A: Principales caractéristiques de logiciels permettant le calcul de doses aux organes et de la dose efficace pour les examens de radiologie conventionnelle.

logiciel	domaine d'application	fantôme	grandeur de normalisation	choix des paramètres d'entrée		
				Spectre RX	patient	géométrie d'exposition
WinODS⁽¹⁾, ODS60⁽¹⁾	ADULTE	Alderson-Rando	<ul style="list-style-type: none"> • ESAK (mGy) pour ODS60 • ESAK (mGy) ou PKS (mGy.cm²) pour WinODS 	<ul style="list-style-type: none"> • kV • Filtration 	<ul style="list-style-type: none"> • poids (40-110 kg) • taille (140-200 cm) • homme ou femme 	<ul style="list-style-type: none"> • FSD (cm) • champ (L x l) • position champ • degré d'incidence
PCXMC	ADULTE ENFANT	ORNL ⁽²⁾ enfants et adultes (6 tailles de fantômes mathématiques)	<ul style="list-style-type: none"> • K_{air} (mGy) • PKS (mGy.cm²) 	<ul style="list-style-type: none"> • kV • Filtration • pente anode 	<ul style="list-style-type: none"> • poids • taille • âge (0-1-5-10-15-adulte) 	<ul style="list-style-type: none"> • FSD (cm) • champ (L x l) • position champ • degré d'incidence
Xdose	ADULTE	MIRD fantôme mathématique adulte hermaphrodite	<ul style="list-style-type: none"> • De (mGy) • PKS (mGy.cm²) 	<ul style="list-style-type: none"> • kV • Filtration 	<ul style="list-style-type: none"> • homme de référence CIPR 23 (70 kg - 170 cm) 	<ul style="list-style-type: none"> • type d'examen • incidence (68 au choix)
EffDose	ADULTE	MIRD fantôme mathématique adulte hermaphrodite	<ul style="list-style-type: none"> • PKS (mGy.cm²) 	<ul style="list-style-type: none"> • kV • Filtration 	<ul style="list-style-type: none"> • homme de référence CIPR 23 (70 kg - 170 cm) 	<ul style="list-style-type: none"> • type d'examen • incidence (68 au choix)

⁽¹⁾ les modèles de calcul de WinODS et ODS60 sont les mêmes.⁽²⁾ Oak Ridge National Laboratory**Tableau V-B:** Principales caractéristiques de logiciels permettant le calcul de doses aux organes et de la dose efficace pour les examens de scanographie.

logiciel	domaine d'application	fantôme	grandeur de normalisation	choix des paramètres d'entrée		
				Spectre RX	patient	géométrie d'exposition
CTDOSE	ADULTE	Alderson-Rando	<ul style="list-style-type: none"> • CTDI_{100,air} (mGy/mAs) 	<ul style="list-style-type: none"> • kV • Filtration 	<ul style="list-style-type: none"> • hermaphrodite 	<ul style="list-style-type: none"> • champ (L) • position champ • largeur de coupes • nombre de coupes • type de scanner
CT Dose	ADULTE	MIRD/GSF	<ul style="list-style-type: none"> • CTDI_{100,air} (mGy/mAs) 	<ul style="list-style-type: none"> • kV • Filtration 	<ul style="list-style-type: none"> • hermaphrodite 	<ul style="list-style-type: none"> • champ (L) • position champ • largeur de coupes • nombre de coupes • pas de l'hélice • type de scanner
WIN Dose 2.0	ADULTE	MIRD/GSF	<ul style="list-style-type: none"> • CTDI_{100,air} (mGy/100 mAs) 	<ul style="list-style-type: none"> • Energie effective 	<ul style="list-style-type: none"> • homme ou femme 	<ul style="list-style-type: none"> • champ (L) • position champ • largeur de coupes • nombre de coupes • pas de l'hélice • type de scanner

CONCLUSION

Ce travail de dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie englobe largement, les méthodes actuelles de mesure et de calcul de la dose en radiologie. Il tente de répondre à un besoin, une nécessité qui est de donner, aux professionnels, les outils nécessaires à l'établissement d'une réponse pour une information objective de la dose reçue par le patient lors des examens radiologiques. De plus il se veut être le complément dosimétrique, au gros travail déjà effectué sur les procédures radiologiques par la Société Française de Radiologie associée à l'IRSN et à la SFPM.

Ce travail répond également à un besoin réglementaire dans le cadre de l'application du décret du 24 Mars 2003 relatif à la protection des personnes exposées à des rayonnements ionisants à des fins médicales et médico-légales [25], il fournit tous les ingrédients nécessaires à l'établissement des niveaux de référence diagnostiques de dose.

Il est souhaité une large diffusion de ce travail au niveau de tous les professionnels utilisant les rayonnements X pour le diagnostic.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] DIRECTIVE 97/43/EURATOM DU CONSEIL du 30 juin 1997 relative à la protection sanitaire des personnes lors d'expositions aux rayonnements ionisants à des fins médicales.
- [2] Protection et Sécurité Radiologiques. Publication 73 de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR), Nucléon, Paris (1996).
- [3] UNSCEAR. Sources, effects and risks of ionizing radiations, 2000 United Nations New-York (2000).
- [4] Rapport sur l'imagerie médicale en France dans les hôpitaux publics. Editions INSERM, Paris (1996).
- [5] Rapport OPRI. Les procédures radiologiques: critères de qualité et optimisation des doses (2001).
- [6] International Electrotechnical Committee. Medical diagnostic X-ray equipment - Particular requirements for the safety of X-Ray equipment for CT 1999; Standard IEC # 60601-2-44 (june 2001) and its amendment of September 2002.
- [7] CEI 61674 *Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging* (1997).
- [8] CEI 60580 *Medical electrical equipment –Dose area product meters* (2000).
- [9] Commission of the European Communities *CEC quality criteria for diagnostic radiographic images and patient exposure trial* Report 1990 EUR 12952
- [10] Shrimpton P.C., Jones D.G., Hiller M.C., Wall B.F., Le Heron J.C. and Faulkner K. *Survey of CT practice in the UK. Part 2 : Dosimetric aspects*. Chilton, NRPB-R249 1991.
- [11] Gentry J.R., DeWerd L.A. *TLD measurements of in vivo mammography exposures and the calculated mean glandular dose across the United States* Med.Phys. 23: 899-903 (1996).
- [12] DeWerd L.A., Wagner L.K. *Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology*. Appl. Rad. Iso. 50: 125-136 (1999).
- [13] Birch R., Marshall M., Ardran G.M. *Catalogue of spectral data for diagnostic X-ray*. Hospital Physicist's Association, Scientific Report Series 30, London (1979).
- [14] Cranley K., Gilmore B.J., Fogarty G.W, Desponds L.. *Catalogue of diagnostic X-Ray spectra and other data*, IPEM, Scientific Report Series 78, London (1997).
- [15] Petoussi-Hens N., Zankl M., Drexler G. *Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo Methods*. Phys Med Biol. 43: 2237-2250 (1998).
- [16] Krammer R., Drexler G., Petoussi-Hens N.. *Backscatter factors for mammography calculated with Monte Carlo methods*. Phys. Med. Biol. 46: 771-781 (2001).
- [17] Harrison R.M. *Tissue-air ratios and scatter-air ratios for diagnostic radiology (1-4 mm Al HVL)*. Phys Med Biol. 28: 1-18 (1983).
- [18] Évaluation des doses délivrées au cours d'examens radiologiques, Radioprotection, 23 : 14-15 (1988).
- [19] Dance D.R., Skinner C.L., Young K.C., Beckett J.R., Kotre C.J.. *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol*. Phys Med Biol. 45: 3225-3240 (2000).
- [20] Kalender WA. Schmidt B. *Recent advances in CT : Will doses go down or will they go up ?*. Physica Medica. 16:137-144 (2000).
- [21] Commission of the European Communities, *European guidelines on quality criteria for computed tomography*, Luxembourg 2000; EUR 16262 EN
- [22] Hart D, Jones DG and Wall BF. *Normalised organ doses for medical x-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques*, NRPB-SR262 (NRPB, Chilton) (1994).
- [23] Hart D, Jones DG and Wall BF. *Normalised organ doses for paediatric x-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques*, NRPB-SR279 (NRPB, Chilton) (1996).

- [24] Jones DG and Shrimpton PC. *Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques*, NRPB-SR250 (NRPB, Chilton) (1993).
- [25] Décret n° 2003-270 du 24 mars 2003 relatif à la protection des personnes exposées à des rayonnements ionisants à des fins médicales et médico-légales et modifiant le code de la santé publique (deuxième partie : Décrets en Conseil d'Etat)