

**SOCIETE FRANÇAISE DE PHYSIQUE MEDICALE**

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

**DOSIMETRIE  
DES EXPLORATIONS DIAGNOSTIQUES  
EN RADIOLOGIE**

**RAPPORT S.F.P.M. N° 21**

---

**SOCIETE FRANÇAISE DE PHYSIQUE MEDICALE**

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

**DOSIMETRIE  
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 .....   | 5  |
| 1. GRANDEURS DOSIMETRIQUES.....  | 7  |
| 1.1. PREMIERE APPROCHE : DEPOT D'ENERGIE .....   | 7  |
| 1.1.1. Dépôt d'énergie .....   | 7  |
| 1.1.2. Énergie déposée / Imparted energy .....   | 7  |
| 1.1.3. Dose absorbée / Absorbed dose.....  | 8  |
| 1.2. DEUXIEME APPROCHE : CONVERSION OU TRANSFERT D'ENERGIE .....   | 8  |
| 1.2.1. Kerma .....   | 8  |
| 1.2.2 Dose absorbée .....  | 8  |
| 1.3. GRANDEURS DOSIMETRIQUES DERIVEES .....  | 9  |
| 1.3.1. Kerma dans l'air ( $K_{air}$ )/Air Kerma.....   | 9  |
| 1.3.2. Dose à l'entrée ( $D_e$ ) / Entrance Surface Dose (ESD).....  | 9  |
| 1.3.3. Dose en profondeur ( $D_p$ ) / Depth Dose. ....   | 10 |
| 1.4. GRANDEURS DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES. ....   | 10 |
| 1.4.1. Appliquée à la radiologie conventionnelle : le Produit Kerma-Surface (PKS) / Air Kerma Area Product (KAP). ....         | 10 |
| 1.4.2. Appliquées à la scanographie.....   | 11 |
| 1.4.2.1. L'Indice de Dose de Scanographie (IDS) / Computed Tomography Dose Index (CTDI) .....                                  | 11 |
| 1.4.2.2. L'Indice de Dose de Scanographie sur 100 mm ( $IDS_{100mm}$ ) / Computed Tomography Dose Index ( $CTDI_{100}$ ) ..... | 11 |
| 1.4.2.3. L'Indice de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP) / Weighted Computed Tomography Dose Index ( $CTDI_w$ ).....           | 12 |
| 1.4.2.4. L'Indice de Dose de Scanographie Volumique (IDSV) / Volume Computed Tomography Dose Index ( $CTDI_{vol}$ ).....       | 12 |
| 1.4.2.5. Produit dose x longueur (PDL) / Dose Length Product (DLP).....  | 13 |
| 1.5. GRANDEURS DOSIMETRIQUES DE PROTECTION RADIOLOGIQUE.....   | 15 |
| 1.5.1. Dose à l'organe ( $D_T$ ) / Mean Absorbed Dose in an Organ ( $D_T$ ).....   | 15 |
| 1.5.2. Dose équivalente ( $H_T$ ) / Equivalent Dose ( $H_T$ ).....   | 15 |
| 1.5.3. Dose efficace (E) / Effective Dose (E).....   | 15 |
| 2. METHODES DE MESURE.....   | 17 |
| 2.1. INTRODUCTION.....   | 17 |
| 2.2. LES DIFFERENTS TYPES DE DETECTEURS .....  | 17 |
| 2.2.1. La chambre d'ionisation .....   | 17 |
| 2.2.1.1. Caractéristiques physiques .....  | 17 |
| 2.2.1.2. L'étalonnage.....   | 18 |
| 2.2.1.3. Les utilisations pratiques .....  | 20 |
| 2.2.2. La chambre d'ionisation « crayon ».....   | 21 |
| 2.2.2.1. Caractéristiques physiques .....  | 21 |
| 2.2.2.2. L'étalonnage.....   | 21 |
| 2.2.2.3. Les utilisations pratiques .....  | 23 |
| 2.2.3. La chambre d'ionisation à transmission.....   | 23 |
| 2.2.3.1. Caractéristiques physiques .....  | 23 |
| 2.2.3.2. L'étalonnage.....   | 24 |
| 2.2.3.3. Les utilisations pratiques .....  | 25 |
| 2.2.4. Le détecteur thermoluminescent (DTL).....   | 26 |
| 2.2.4.1. Les différents produits.....  | 27 |

---

---

|  |    |
|--|----|
| 2.2.4.2. L'étalonnage des dosimètres thermoluminescents.....                                     | 27 |
| 2.2.4.3. Les utilisations pratiques .....  | 29 |
| 2.2.5. Les autres détecteurs solides .....   | 29 |
| 2.2.5.1. Les dosimètres à diode .....  | 29 |
| 2.2.5.2. Les détecteurs à scintillations.....  | 30 |
| 2.2.5.3. Le film radiologique .....  | 31 |
| 3. Les méthodes de calcul.....   | 32 |
| 3.1. METHODES ANALYTIQUES .....  | 32 |
| 3.1.1. Débit de Kerma dans l'air.....  | 32 |
| 3.1.1.1. Calcul à partir des spectres théoriques à la sortie du tube .....                       | 32 |
| 3.1.1.2. Calcul à partir d'une fonction mathématique paramétrée .....                            | 33 |
| 3.1.2. Le Produit Kerma Surface : PKS .....  | 35 |
| 3.1.3. Le Kerma dans l'air à la surface d'entrée : KASE / ESAK (Entrance Surface Air Kerma)..... | 35 |
| 3.1.3.1. KASE calculé à partir du PKS.....   | 35 |
| 3.1.3.2. KASE calculé à partir du $K_{\text{air}}(P)$ .....                                      | 36 |
| 3.1.3.3. KASE déterminé à partir de la dose d'entrée $D_e$ .....                                 | 36 |
| 3.1.4. La dose absorbée à la peau : $D_e$ .....  | 36 |
| 3.1.5. La dose absorbée en profondeur : $D_p(P)$ (radiologie conventionnelle).....               | 37 |
| 3.1.6. La Dose Moyenne à la Glande: DMG (mammographie).....                                      | 38 |
| 3.1.7. Les grandeurs dosimétriques de la scanographie : IDS (CTDI), et PDL (DLP) .....           | 39 |
| 3.1.7.1. Le CTDI pondéré (IDSP) et le CTDI volumique (IDSV) .....                                | 39 |
| 3.1.7.2. Le PDL (DLP) .....  | 39 |
| 3.1.8. La dose efficace : $E$ .....  | 40 |
| 3.1.8.1. Facteurs de conversion en radiographie .....  | 41 |
| 3.1.8.2. Facteurs de conversion en radioscopie .....   | 41 |
| 3.1.8.3. Facteurs de conversion en scanographie .....  | 41 |
| 3.1.8.4. Facteurs de conversion en mammographie .....  | 41 |
| 3.1.9. L'énergie déposée : $\epsilon$ .....  | 42 |
| 3.2. METHODES NUMERIQUES.....  | 43 |
| 3.2.1. Introduction .....  | 43 |
| 3.2.2. Programmes pour la radiologie conventionnelle.....  | 44 |
| 3.2.2.1. Méthode du NRPB.....  | 44 |
| 3.2.2.2. Programme PCXMC [46].....   | 51 |
| 3.2.2.3. Les logiciels ODS-60 et Win ODS [57] (Organ Dose calculation Software) .....            | 54 |
| 3.2.2.3. Comparaison des différentes données .....   | 58 |
| 3.2.3. Programmes pour la scanographie .....   | 59 |
| 3.2.3.1. Données du NRPB.....  | 59 |
| 3.2.3.2. Programme CT dose [75] .....  | 60 |
| 4. Mise en œuvre .....   | 67 |
| ANNEXE.....  | 77 |
| BIBLIOGRAPHIE.....   | 78 |

---

## INTRODUCTION

Ce document 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 CIPR<sup>1</sup> sur la "Protection et Sûreté Radiologiques en Médecine" [2]. Ces exigences ont été reprises dans le 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, publié au journal officiel du 26 mars 2003. Dans ce texte il est fait obligation d'estimer les doses reçues par les patients. Cette obligation se retrouve dans l'application de l'article R. 1333-68 dans lequel sont introduits les niveaux de référence diagnostiques (NRD) à des fins d'optimisation. Ces NRD sont constitués par des niveaux de dose pour des examens types de radiologie. Les NRD seront fixés par arrêté du ministre chargé de la santé, pour des examens types sur des groupes de patients types ou sur des matériaux simulant le corps humain. Cet arrêté sera publié début 2004.

Ce travail 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 le faisceau de rayons X, l'exposition du patient ou le risque radiologique. Dans le chapitre 2 sont abordés 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 rassemble, sous forme de fiches, 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 en annexe.

Les doses rapportées dans ce document sont celles relatives à un cliché ou à un ensemble de clichés (face et profil par exemple) en radiologie conventionnelle, et à un examen en scanographie. En pratique, 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 parc de matériel, des données complètes sont publiées chaque année par la DGSNR (tableau I) [4].

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

---

<sup>1</sup> Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR)

---

à partir de données plus ou moins représentatives. Ainsi, à partir d'une enquête réalisée en 1994 par l'INSERM [5] dans 785 hôpitaux publics, on peut extraire la répartition par type d'actes pour la radiologie conventionnelle (tableau II) et pour la scanographie (tableau III).

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, celle des structures privées pouvant 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.

**Tableau I :** Nombre d'appareils de radiologie par type d'installation en France au 31 décembre 2002 [4].

| Type d'installation | Nombre d'appareils |
|---------------------|--------------------|
| * radioscopie       | 56                 |
| * diagnostic léger  | 3690               |
| * diagnostic lourd  | 9831               |
| * mammographie      | 2524               |
| * scanographie      | 587                |
| * dentaire          | 34740              |

**Tableau II :** 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) [5]

| 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         |
| Autres       | 5,7         |

**Tableau III :** Répartition (en %) de l'activité des salles de scanographie dans les établissements hospitaliers publics en 1994 (nombre total d'examens en milliers : 2 191) [5].

| 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         |

## 1. GRANDEURS DOSIMETRIQUES

La description d'un champ de radiations ionisantes se fait au moyen de grandeurs radiométriques telle que la fluence. Les interactions entre le champ de radiation et la matière sont caractérisées par des coefficients d'interaction tels que le coefficient d'atténuation linéique  $\mu$ , le coefficient d'absorption d'énergie massique  $\mu_{en}/\rho$  .... Pour quantifier les effets des rayonnements ionisants sur la matière deux approches peuvent être envisagées :

- Du point de vue du dépôt d'énergie.
- Du point de vue de la conversion ou du transfert d'énergie.

### 1.1. PREMIÈRE APPROCHE : DÉPÔT D'ÉNERGIE

Dans cette approche on définit le dépôt d'énergie résultant d'une interaction, puis l'énergie déposée résultant de plusieurs interactions dans un volume donné pour finir par la dose absorbée.

#### 1.1.1. Dépôt d'énergie

Le dépôt d'énergie,  $\epsilon_i$ , consécutif à une interaction  $i$  est défini par la relation suivante :

$$\epsilon_i = \epsilon_{in} - \epsilon_{out} + \Sigma Q$$

où  $\epsilon_{in}$  est l'énergie incidente de la particule ionisante (à l'exclusion de l'énergie de masse),  $\epsilon_{out}$  est la somme de toutes les énergies sortant de l'interaction sous forme de particules ionisantes (à l'exclusion de l'énergie de masse), et  $\Sigma Q$  est la modification de l'énergie de masse du noyau et de toutes les particules impliquées dans l'interaction,

Unité : le joule (J)

#### 1.1.2. Énergie déposée / Imparted energy

L'énergie déposée dans un volume donné se définit comme la somme de tous les dépôts d'énergie dans ce volume :

$$\epsilon = \sum \epsilon_i$$

Du fait de son caractère stochastique on utilise en général l'énergie déposée moyenne :

$$\bar{\epsilon} = \langle \epsilon \rangle$$

Certains calculs font également intervenir la fraction d'énergie moyenne déposée définie comme le rapport de l'énergie radiante sortante et de l'énergie radiante entrante.

### 1.1.3. Dose absorbée / Absorbed dose

L'énergie moyenne déposée permet de définir la dose absorbée :

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

où  $d\bar{\epsilon}$  est l'énergie moyenne déposée dans l'élément de masse  $dm$ .

Unité : le gray (Gy) dont la dimension est le  $[J.kg^{-1}]$

## 1.2. DEUXIÈME APPROCHE : CONVERSION OU TRANSFERT D'ÉNERGIE

Lorsque les rayonnements ionisants mis en jeu sont des particules non chargées, c'est le cas en radiologie, on introduit aussi le kerma qui mesure l'énergie cinétique des particules chargées libérées par les particules non chargées.

### 1.2.1. Kerma

Le terme kerma est l'acronyme anglais de « kinetic energy released per unit mass » (énergie cinétique libérée par unité de masse). C'est le quotient de la somme des énergies cinétiques initiales  $dE_{tr}$  de toutes les particules chargées mises en mouvement par les particules non chargées dans un élément de matière de masse  $dm$  :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Unité : le gray (Gy) dont la dimension est le  $[J.kg^{-1}]$

### 1.2.2 Dose absorbée

Dans un élément de volume donné on parle d'équilibre électronique lorsque les électrons mis en mouvement par les particules non chargées incidentes et qui entrent dans ce volume sont aussi nombreux que les électrons qui en sortent. Quand cet équilibre est atteint, la dose absorbée peut s'exprimer comme étant le produit du kerma par le rapport des coefficients massiques de transfert ( $\mu_{tr}/\rho$ ) et d'absorption d'énergie ( $\mu_{en}/\rho$ ) :

$$D = K \cdot \frac{(\mu_{tr}/\rho)}{(\mu_{en}/\rho)}$$

Unité : le gray (Gy) ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$ )

En radiologie compte tenu des relativement faibles énergies de rayons X utilisées (<150 keV), on peut considérer que la dose absorbée et le kerma sont 2 grandeurs égales en tout point du milieu irradié, d'une part, parce que le parcours très faible des électrons secondaires permet pratiquement d'assurer l'équilibre électronique dès l'entrée du milieu et, d'autre part, parce que la quasi absence de rayonnement de freinage de ces électrons secondaires peu énergétiques rend le rapport des coefficients massiques proche de l'unité.

### 1.3. GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES DÉRIVÉES

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

#### 1.3.1. Kerma dans l'air ( $K_{air}$ )/Air Kerma.

Mesuré dans l'air dans des conditions de référence notamment de distance ( $d_{ref}$ ) mais également de diaphragme et de qualité de faisceau, le kerma par unité de charge électrique passant dans le tube (mAs) caractérise une installation radiologique. On parle alors de débit de kerma dans l'air normalisé ( ${}_nK_{air}$ ) ou de rendement du tube.

Une grandeur de kerma très utilisée dans les logiciels de calcul de doses délivrées aux patients est le Kerma dans l'Air à la Surface d'Entrée du milieu (patient ou fantôme) : KASE ou ESAK (*Entrance Surface Air Kerma*). Le KASE est déduit du  $K_{air}$  caractérisant l'installation radiologique par une simple loi de l'inverse carré de la distance dans laquelle DFE est la distance foyer-peau. Q est la charge passant dans le tube en mAs.

$$KASE = {}_nK_{air} \cdot Q \cdot (DFE/d_{ref})^2$$

Unité pratique : mGy

Le KASE se retrouvent aussi souvent sous la forme d'un débit exprimé en mGy/mAs. On peut parler dans ce cas de kerma dans l'air à la surface d'entrée normalisé :  ${}_nKASE$ .

$${}_nKASE = {}_nK_{air} \cdot (DFE/d_{ref})^2$$

Unité pratique : mGy/mAs

#### 1.3.2. Dose à l'entrée ( $D_e$ ) / Entrance Surface Dose (ESD).

Cette grandeur caractérise la dose à la surface d'entrée du patient et intègre, par rapport au KASE, la différence d'absorption d'énergie entre l'air et les tissus exprimée par le rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie entre les tissus et l'air à l'entrée du milieu,

$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{tissu,air}^{Prof=0}$ , et la contribution du rayonnement rétrodiffusé par le patient exprimé par le facteur de rétrodiffusion, B.

$$D_e = KASE \cdot B \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{tissu,air}^{Prof=0}$$

Unité pratique : mGy.

### 1.3.3. Dose en profondeur ( $D_p$ ) / Depth Dose.

Cette grandeur caractérise la dose à la profondeur p dans le patient, elle tient compte de l'éloignement à la source et de l'atténuation du rayonnement par les tissus.

$$D_p = KASE \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{tissu,air}^{Prof=p} \cdot \left[\frac{DFE}{DFE + p}\right]^2 \cdot RTA(p,S)$$

Avec : RTA : rapport tissu/air qui exprime la variation, à la distance (DFE+p), entre la dose dans le tissu et la dose dans l'air. Ce rapport dépend de S, surface du champ à la profondeur p.

Unité pratique : mGy.

## 1.4. GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES SPÉCIFIQUES.

Quelques grandeurs dosimétriques plus spécifiques permettent d'évaluer les expositions dues aux diverses sources radiologiques.

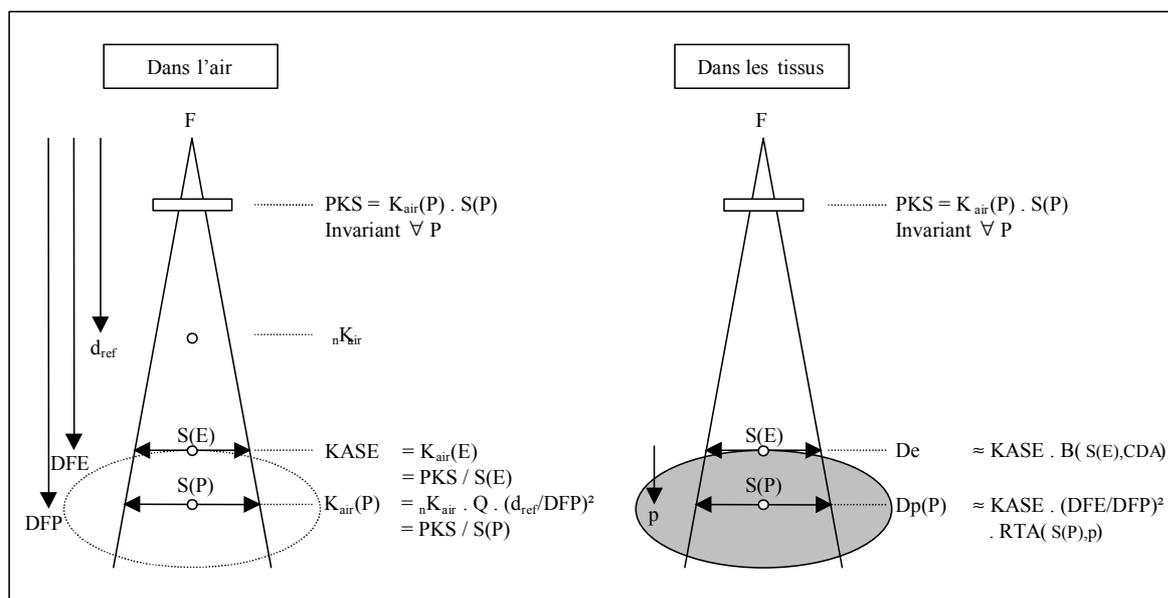
### 1.4.1. Appliquée à la radiologie conventionnelle : le Produit Kerma-Surface (PKS) / Air Kerma Area Product (KAP).

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 car la section droite du faisceau augmente avec le carré de la distance à la source alors que kerma décroît pour sa part avec cette distance au carré:

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

Unité pratique : Gy . cm<sup>2</sup>.

Pour les raisons données au § 1.2.2, le PKS est égal au Produit Dose Surface (PDS) / Dose Area Product (DAP).



**Figure 1** : Relations entre les grandeurs dosimétriques en radiologie conventionnelle

#### 1.4.2. Appliquées à la scanographie

##### 1.4.2.1. L'Indice 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  $360^\circ$ , divisée par le nombre de coupes  $N$  obtenu pour une rotation unique du tube de  $360^\circ$  et la largeur nominale des coupes,  $T$  :

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

Unité pratique : mGy.

Remarque : Ce produit  $N \times T$  est égal à la largeur de collimation du faisceau.

##### 1.4.2.2. L'Indice de Dose de Scanographie sur 100 mm ( $IDS_{100mm}$ ) / Computed Tomography Dose Index ( $CTDI_{100}$ )

En pratique le CTDI est mesuré dans l'air ou dans un fantôme à l'aide d'une chambre type "crayon" dont le volume sensible a une longueur de 100 mm, d'où l'appellation  $CTDI_{100}$ .

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

Remarque : que la mesure soit effectuée dans l'air ou dans un fantôme, le  $CTDI_{100}$  est exprimé en terme de dose dans l'air et non de dose dans le milieu constituant le fantôme.

Le CTDI mesuré dans l'air,  $CTDI_{100,air}$ , est un indicateur dosimétrique de l'installation et ne représente pas la dose délivrée au patient. Pour déterminer cette dernière il est préférable de mesurer le CTDI 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.

Remarque : Le CTDI défini par la FDA dans le document 21 CFR 1020.33 [6] représente l'intégrale sur une longueur égale à 14 fois l'épaisseur de coupe utilisée. La dose est alors exprimée dans le PMMA et non dans l'air. Cette définition est maintenant de plus en plus abandonnée, puisque la norme IEC 60601-2-44 [7] et son 1<sup>er</sup> amendement décrit une grandeur compatible avec les installations permettant l'acquisition de plusieurs coupes par rotation de tube.

#### 1.4.2.3. *L'Indice 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 :  $nCTDI_{100,air}$ ).

#### 1.4.2.4. *L'Indice 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 :

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

où  $\Delta d$  est la distance parcourue par le plateau de la table pour une rotation de tube de  $360^\circ$ ,

N : nombre de coupes obtenu pour une rotation du tube de 360°, et T : l'épaisseur nominale des coupes.

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

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

Unité pratique : mGy.

Les dernières évolutions concernant la modulation du courant pendant une séquence ont conduit certains constructeurs à définir la notion de « mAs effectif »,  $mAs_{eff}$ . Cette grandeur représente la valeur moyenne des mAs délivrés au cours de la séquence et intègre les variations dues au « pitch ». Il en résulte que le  $CTDI_{vol}$  est alors donné par :

$$CTDI_{vol} = n \cdot CTDI_w \cdot mAs_{eff} / 100$$

Par analogie on peut également définir un CTDI volumique en mode séquentiel :

$$CTDI_{vol}^{seq} = \frac{T}{I} \cdot CTDI_w$$

avec I distance inter-coupe, c'est à dire la distance nominale qui sépare le milieu des coupes.

Remarque : 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 mais la MSAD, contrairement au CTDI, n'est pas définie avec un fantôme particulier. Dans le cas où la MSAD est mesurée dans les fantômes CTDI, elle devient donc égale au CTDI volumique.

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

Par analogie avec le Produit Kerma x Surface utilisé en radiologie conventionnelle, il a été défini le Produit du CTDI volumique par la longueur totale explorée (L).

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$$

Au cours d'une procédure scanographique comportant plusieurs séquences (i), le DLP s'exprimera de la façon suivante :

- En mode séquentiel :

$$DLP = \sum_i \left[ ({}^n\text{CTDI}_W)_i \cdot \frac{T_i}{I_i} \right] \cdot n_i \cdot I_i \cdot (\text{mAs}_i/100)$$

soit finalement 
$$DLP = \sum_i ({}^n\text{CTDI}_W)_i \cdot n_i \cdot T_i \cdot (\text{mAs}_i/100)$$

où  $I_i$  : distance inter-coupe de la séquence  $i$ ,  
 $n_i$  : nombre de coupes dans la séquence  $i$ ,  
 $T_i$  : épaisseur des coupes de la séquence  $i$ ,  
 $\text{mAs}_i$  : nombre de mAs/coupe de la séquence  $i$ ,  
 ${}^n\text{CTDI}_W$  exprimé pour 100 mAs

- En mode hélicoïdal :

$$DLP = \sum_i \left[ ({}^n\text{CTDI}_W)_i \cdot \frac{1}{\text{pitch}_i} \right] \cdot L_i \cdot t_i \cdot (\text{mA}_i/100)$$

où  $\text{pitch}_i$  : pas de l'hélice dans la séquence  $i$ ,  
 $L_i$  : longueur totale explorée par la séquence  $i$ ,  
 $t_i$  : durée de la séquence  $i$ , en secondes,  
 $\text{mA}_i$  : nombre de mA de la séquence  $i$ .  
 ${}^n\text{CTDI}_W$  exprimé pour 100 mAs

Unité pratique : mGy.cm.

Remarque : Le  $\text{CTDI}_W$  ou  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  et le DLP sont affichés sur les consoles de certains appareils. Ces informations seront prochainement obligatoires.

## 1.5. GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES DE PROTECTION RADIOLOGIQUE.

Ces grandeurs permettent de quantifier le risque radiologique.

### 1.5.1. 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).

$$DMG = KASE \cdot g$$

On peut améliorer la précision de l'estimation en utilisant deux autres facteurs, le facteur ( $c$ ) qui tient compte de la densité du sein et le facteur ( $s$ ) qui caractérise l'influence de la qualité du faisceau de RX.

$$DMG = KASE \cdot g \cdot c \cdot s$$

Unité pratique : mGy.

### 1.5.2. 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

### 1.5.3. 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 [8] sont les suivantes :

|                      |      |
|----------------------|------|
| Gonades              | 0,20 |
| Moelle osseuse       | 0,12 |
| Colon,               | 0,12 |
| Poumons              | 0,12 |
| Estomac              | 0,12 |
| Vessie               | 0,05 |
| Seins                | 0,05 |
| Foie                 | 0,05 |
| Œsophage             | 0,05 |
| Thyroïde             | 0,05 |
| Autres tissus        | 0,05 |
| Peau, surface des os | 0,01 |

Unité pratique : mSv.

---

---

## 2. METHODES DE MESURE

### 2.1. INTRODUCTION

Dans le domaine d'énergie de la radiologie entre 20 et 150 kV (énergie moyenne 15 à 60 keV) 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, des procédures, des méthodes reconnues sont largement répandues depuis plusieurs années. Quelques documents précurseurs existent, comme le protocole européen pour la dosimétrie en mammographie [36]. On peut aussi adapter, pour le domaine d'énergie de la radiologie, les différents protocoles nationaux et internationaux se rapportant à la mesure de la dose en radiothérapie de basse énergie. Un travail, en cours, mené par l'AIEA doit conduire, prochainement, à l'édition d'un protocole de dosimétrie pour la radiologie.

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 et le milieu de référence est l'air.

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 comparable à l'approche dosimétrique utilisée en radiothérapie.

### 2.2. LES DIFFÉRENTS TYPES DE DÉTECTEURS

Il existe deux types principaux de détecteurs, 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,...

Les principales caractéristiques et les performances correspondant aux chambres d'ionisation et aux détecteurs solides utilisables en radiologie sont rapportées dans le tableau IV extrait de la norme CEI 61674 [9].

#### 2.2.1. La chambre d'ionisation

##### 2.2.1.1. Caractéristiques physiques

La chambre d'ionisation est le seul détecteur pour la dosimétrie de référence sur site. 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  $\text{cm}^3$  et quelques dizaines de  $\text{cm}^3$ . Le tableau V présente une liste non exhaustive de chambres d'ionisation. Les qualités habituelles de ces détecteurs (stabilité, linéarité, polarité, influence du débit, de l'angle d'incidence du rayonnement,...) sont évidemment requises. L'électromètre associé doit être adapté et capable de mesurer des charges très faibles.

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

---

**Tableau IV** : Limites de variation pour les effets des grandeurs d'influence pour les détecteurs utilisables en radiologie.

| Grandeur d'influence   | Domaine assigné minimal   |    | Conditions de référence  | Limites de variation, L |
|--|---|----|--|-------------------------|
| Qualité du rayonnement<br>a) diagnostic conventionnel<br>FAISCEAU NON-ATTENUÉ <sup>(1)</sup>   | 50 – 150 kV   | W  | Filtration totale<br>2,5 mm Al<br>70 kV 2,5 mm Al (RQR5 CEI 61267) | ± 5 %                   |
| b) diagnostic conventionnel<br>FAISCEAU ATTENUÉ <sup>(1)</sup>   | 50 – 150 kV   | W  | 12,5 – 47,5 mm Al<br>70 kV 23,5 mm Al (RQA5 CEI 61267)             | ± 5 %                   |
| c) mammographie<br>FAISCEAU NON-ATTENUÉ <sup>(2)</sup>   | 25 – 35 kV  | Mo | 30 µm Mo<br>28 kV 30 µm Mo   | ± 5 %                   |
| c) mammographie<br>FAISCEAU ATTENUÉ <sup>(2)</sup>   | 25 – 35 kV  | Mo | 30 µm Mo + filtre additionnel 2mm d'Al <sup>(3)</sup>              | ± 5 %                   |
| Débit de Kerma dans l'air<br>(dans le cas de mesure de Kerma dans l'air)   | Comme indiqué par le constructeur   |    | Comme pour l'étalonnage  | ± 2 %                   |
| Incidence du rayonnement<br>- détecteur hors tomodynamométrie  | ± 5° <sup>(4)</sup><br>± 180° <sup>(5)</sup>                                |    | Direction de référence   | ± 3 %<br>± 3 %          |
| Tension de fonctionnement<br>Réseau<br>Batterie  | -15% - + 10%<br>Comme indiqué par le constructeur                           |    | Tension nominale <sup>(6)</sup>                                    | ± 2 %                   |
| Pression de l'air  | 80,0 kPa – 106,0 kPa  |    | 101,3 kPa  | ± 2 %                   |
| Temps de mise en équilibre de la pression de l'air   | ± 10,0%   |    | Pression atmosphérique   | < 20 s                  |
| Température  | + 15° C - + 35° C   |    | + 20° C  | ± 3 %                   |
| Humidité relative  | ≤ 80% (maximum 20 g/m <sup>3</sup> )  |    | 50%  | ± 3 %                   |
| Compatibilité électromagnétique  | Comme dans la CEI 61000-4   |    | Sans perturbation  | ± 5 %                   |
| Dimensions du champ  | Minimales indiquées par le constructeur<br>Maximales au moins 35 cm x 35 cm |    | Comme pour l'étalonnage  | ± 3 %                   |
| 1) Il convient que la couche de demi transmission spécifiée dans la CEI 61267 soit respectée et la filtration complémentaire peut, si besoin, être réglée pour satisfaire à cette exigence.<br>2) On suppose que la fenêtre est en béryllium.<br>3) Pureté ≥ 99,9%.<br>4) A partir de la direction normale d'incidence.<br>5) Dans le plan perpendiculaire au détecteur.<br>6) La tension nominale n'a pas besoin d'être une valeur unique, elle peut être exprimée sous la forme d'une plage de tensions. |   |    |  |                         |

### 2.2.1.2. L'étalonnage

Puisque la base de la dosimétrie en radiologie repose sur la mesure du kerma (ou du débit de kerma) dans l'air sur l'axe du faisceau de RX, les chambres d'ionisation sont étalonnées en terme de kerma dans l'air. Le laboratoire agréé fournit un étalonnage en terme de kerma dans l'air (en mGy/nC) pour une qualité donnée de faisceau, proche de celle utilisée en clinique. En France, en l'état actuel il n'existe pas de laboratoire secondaire pouvant fournir ce type d'étalonnage

excepté pour le domaine de la mammographie (Laboratoire Central des Industries Electriques - LCIE).

Pour étalonner les dispositifs de mesure (chambres d'ionisation, kVpmètres) dans le domaine de la radiologie, les laboratoires primaires utilisent différentes techniques. Les différences entre ces techniques d'étalonnage concernent la haute tension du tube RX, la distance d'étalonnage, les dimensions du faisceau et la filtration du faisceau. Les étalons primaires, employés pour déterminer le kerma dans l'air et le débit de kerma dans l'air sont également différents.

Dans un souci d'harmonisation des procédures d'étalonnage et des qualités des faisceaux utilisés, la Commission Électrotechnique Internationale (CEI) a publié la norme internationale CEI 61267 [10]. Le tableau VI montre, par exemple, les caractéristiques des étalons primaires de 3 laboratoires européens pour les faisceaux RX obtenus par une anode en tungstène.

**Tableau V** : Exemple de chambres d'ionisation disponibles dans le commerce

| Fabricant | Modèle  | Type        | Volume sensible (cm <sup>3</sup> ) |
|-----------|---------|-------------|------------------------------------|
| PTW       | T77334  | Plate       | 1                                  |
| PTW       | T233612 | Plate       | 30                                 |
| Radcal    | 10X5-6  | Cylindrique | 6                                  |
| Radcal    | 10X5-60 | Plate       | 60                                 |
| Keithley  | 96035B  | Plate       | 15                                 |

**Tableau VI** : Exemple de caractéristiques de faisceaux RX selon 3 laboratoires européens d'étalonnage pour des faisceaux de rayons X obtenus par une anode en tungstène [11].

| Type de faisceau | Qualité du rayt | NMI       |                         |             | PTB       |                         |             | BEV       |                         |             |
|------------------|-----------------|-----------|-------------------------|-------------|-----------|-------------------------|-------------|-----------|-------------------------|-------------|
|                  |                 | H.T. [kV] | Filtration Add. [mm Al] | CDA [mm Al] | H.T. [kV] | Filtration Add. [mm Al] | CDA [mm Al] | H.T. [kV] | Filtration Add. [mm Al] | CDA [mm Al] |
| Non atténué      | RQR 3           | 50        | 1,8                     | 1,48        | 50        | 2,5                     | 1,81        | 50        | 3                       | 1,9         |
| Non atténué      | RQR5            | 70        | 2,7                     | 2,48        | 70        | 2,5                     | 2,45        | 70        | 3                       | 2,6         |
| Non atténué      | RQR7            | 90        | 3,0                     | 3,28        | 90        | 2,5                     | 3,10        | 90        | 3                       | 3,3         |
| Non atténué      | RQR9            | 120       | 3,3                     | 4,51        | 120       | 2,5                     | 4,15        | 120       | 3                       | 4,3         |
| Non atténué      | RQR10           | 150       | 3,5                     | 5,71        | 150       | 2,5                     | 5,36        | 150       | 3                       | 5,4         |
| Atténué          | RQA3            | 50        | 11,8                    | 4,0         | 50        | 12,5                    | 3,75        | 50        | 12,5                    | 3,7         |
| Atténué          | RQA5            | 70        | 23,7                    | 7,1         | 70        | 23,5                    | 6,77        | 70        | 23,5                    | 6,7         |
| Atténué          | RQA7            | 90        | 33,0                    | 9,1         | 90        | 32,5                    | 9,26        | 90        | 32,5                    | 9,1         |
| Atténué          | RQA9            | 120       | 43,3                    | 11,5        | 120       | 42,5                    | 11,67       | 120       | 42,5                    | 11,7        |
| Atténué          | RQA10           | 150       | 48,5                    | 12,8        | 150       | 47,5                    | 13,36       | 150       | 50                      | 13,5        |

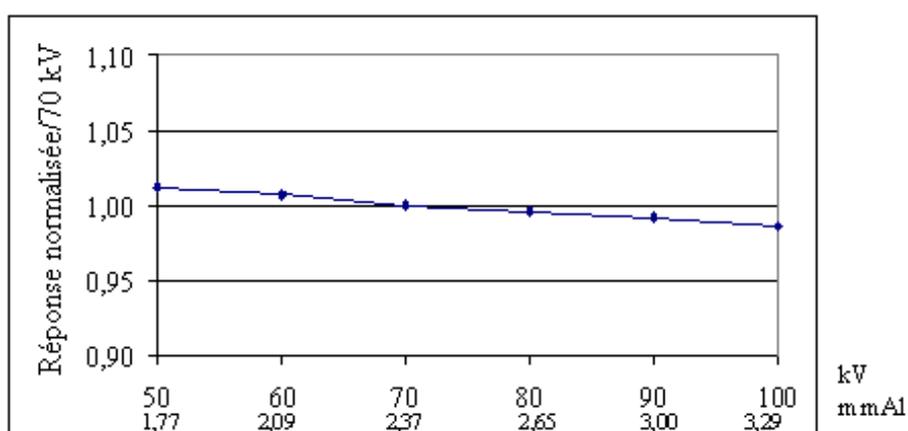
Les figures 2a et 2b montrent, pour une même chambre d'ionisation plate la réponse du détecteur en fonction de la qualité du rayonnement exprimée par la couche de demi atténuation (CDA) dans le domaine de la radiologie (3a) et de la mammographie (3b).

## 2.2.1.3. Les utilisations pratiques

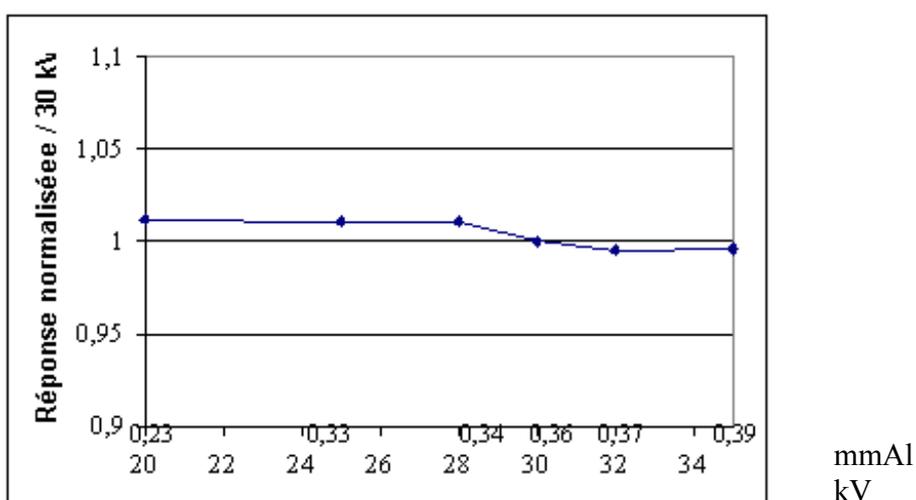
Mesures dans l'air (kerma dans l'air en mGy)

La chambre d'ionisation à parois parallèles est également utilisée lors 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 ne prennent pas en compte le rayonnement retrodiffusé. En pratique on mesure le kerma dans l'air, en mGy. On obtient les valeurs des facteurs de rétrodiffusion, du domaine de la radiologie, au paragraphe 3.1.4 ce qui permet de calculer une valeur de dose à l'entrée. Ce facteur de rétrodiffusion n'excède pas 1,1 pour la mammographie et est de l'ordre de 1,3 à 1,4 pour la radiologie générale.



**Figure 2a** : Réponse d'une chambre KEITHLEY 96035B ( $15\text{cm}^3$ ) en fonction de la tension. Sensibilité =  $1,821 \text{ mGy/nC}$  à  $70 \text{ kV}$ .



**Figure 2b** : Réponse d'une chambre KEITHLEY 96035B ( $15\text{cm}^3$ ) en fonction de la tension. Sensibilité =  $1,998 \text{ mGy/nC}$  à  $28 \text{ kV}$ .

### Contrôle du faisceau RX en terme de kerma/mAs

La mesure du débit de kerma dans l'air par mAs appelé débit normalisé, et parfois rendement du tube RX (exprimé en mGy/mAs), fait partie des paramètres à évaluer dans le cadre du contrôle de qualité d'une installation (radiologie, mammographie). Ce paramètre est une des caractéristiques principales de l'installation.

En pratique, on peut être amené à utiliser une grandeur dérivée : le débit de kerma dans l'air. On peut citer, par exemple, le protocole national de contrôle de qualité des installations de mammographie analogique [12] où il est écrit, que dans les conditions de mesure, le débit du tube doit être supérieur ou égal à 7 mGy/s. Enfin, le rendement du tube RX à une distance normée permet de "remonter" de façon indirecte, et par le calcul, à la dose à l'entrée du patient avec une précision suffisante.

### 2.2.2. La chambre d'ionisation « crayon »

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 (tête), et de 32 cm (corps) permet, en particulier, d'obtenir l'indice de dose de scanographie, le CTDI<sub>100</sub>. Ce type de détecteur a une longueur de volume sensible égale à au moins 100 mm afin d'être compatible avec les indices de dose définis. Les chambres crayon utilisées ont généralement un volume sensible de l'ordre de 3 cm<sup>3</sup> (tableau VII).

**Tableau VII :** Principales chambres d'ionisation « crayon » disponibles pour la mesure de dose au scanner.

| Fabricant              | Modèle   | Volume sensible (cm <sup>3</sup> ) | Longueur du volume sensible (cm) | Coefficient d'étalonnage (mGy.cm/nC) | Conditions d'étalonnage     |
|------------------------|----------|------------------------------------|----------------------------------|--------------------------------------|-----------------------------|
| Scanditronix-Wellhöfer | DCT10    | 4,9                                | 10                               | 24,2                                 | 120 kV et CDA<br>4,05 mm Al |
| PTW                    | T77336   | 4,73                               | 15                               |                                      |                             |
| Radcal                 | 10X5-3CT | 3                                  | 10                               | 100                                  | 150 kV et CDA<br>10,2 mm Al |
| Victoreen              | 500-100  | 3,2                                | 10                               | 90                                   | 100 kV et CDA<br>5,15 mm Al |

#### 2.2.2.1. Caractéristiques physiques

Le tableau VIII présente les principales performances que doivent rencontrer les chambres d'ionisation crayon selon la Commission Electrotechnique Internationale (CEI)

#### 2.2.2.2. L'étalonnage

La chambre d'ionisation livrée par le fournisseur est accompagnée d'un certificat d'étalonnage donnant le coefficient d'étalonnage du détecteur obtenu dans un faisceau

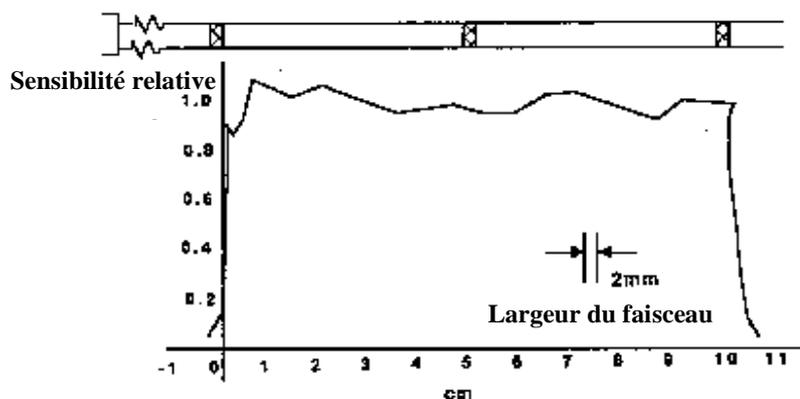
généralement de l'ordre de 120 kV (qualité RQR9) dont la traçabilité est garantie. Généralement le constructeur ne donne le coefficient d'étalonnage que pour une seule valeur de la haute tension.

Ces chambres d'ionisation étant destinées à mesurer l'intégrale d'un profil de dose le long de l'axe z du scanner, elles sont étalonnées en terme de produit "dose x longueur" c'est à dire en Gy.cm/nC (ou unités dérivées).

Une courbe montrant la variation de réponse du détecteur sur la longueur de son volume sensible, fait partie des documents d'accompagnement du détecteur (figure 3).

**Tableau VIII** : Limites de variation pour les effets des grandeurs d'influence en scanographie d'après la CEI..

| Grandeur d'influence   | Domaine assigné minimal                           |                   | Conditions de référence           | Limites de variation, L |
|--|---|-------------------|-----------------------------------|-------------------------|
| Qualité du rayonnement   | Tension de tube Anode                             | Filtration totale |                                   |                         |
| Tomodensitométrie<br>FAISCEAU NON-ATTENUÉ <sup>(1)</sup>   | 100 – 150kV W                                     | 2,5mm Al          | 120kV 2,5 mm Al (RQR9 CEI 61267)  | ± 5 %                   |
| FASCEAU ATTENUÉ <sup>(1)</sup>   | 100 – 150kV W                                     | 12,5 – 47,5 mm Al | 120kV 23,5 mm Al (RQA9 CEI 61267) | ± 5 %                   |
| Débit de KERMA dans l'air (dans le cas de mesure de KERMA dans l'air)  | Comme indiqué par le constructeur                 |                   | Comme pour l'étalonnage           | ± 2 %                   |
| Incidence du rayonnement - détecteur en tomodensitométrie  | ± 180° <sup>(5)</sup>                             |                   | Direction de référence            | ± 3 %                   |
| Tension de fonctionnement Réseau Batterie  | -15% - + 10%<br>Comme indiqué par le constructeur |                   | Tension nominale <sup>(6)</sup>   | ± 2 %                   |
| Pression de l'air  | 80,0 kPa – 106,0 kPa                              |                   | 101,3 kPa                         | ± 2 %                   |
| Temps de mise en équilibre de la pression de l'air   | ± 10,0%   |                   | Pression atmosphérique            | < 20 s                  |
| Température Humidité relative  | + 15° C - + 35° C<br>≤ 80% (maximum 20 g/m3)      |                   | + 20° C<br>50%                    | ± 3 %                   |
| Compatibilité électromagnétique  | Comme dans la CEI 61000-4                         |                   | Sans perturbation                 | ± 5 %                   |
| Dimensions du champ  | Minimales indiquées par le constructeur           |                   | Comme pour l'étalonnage           | ± 3 %                   |
| 1) Il convient que la couche de demi transmission spécifiée dans la CEI 61267 soit respectée et la filtration complémentaire peut, si besoin, être réglée pour satisfaire à cette exigence.<br>2) On suppose que la fenêtre est en béryllium.<br>3) Pureté ≥ 99,9%.<br>4) A partir de la direction normale d'incidence.<br>5) Dans le plan perpendiculaire au détecteur.<br>6) La tension nominale n'a pas besoin d'être une valeur unique, elle peut être exprimée sous la forme d'une plage de tensions. |   |                   |                                   |                         |



**Figure 3 :** Sensibilité relative d'une chambre crayon le long de son volume sensible [13] obtenu pour une épaisseur de coupe de 2 mm.

### 2.2.2.3. Les utilisations pratiques

#### Mesure des CTDI

Pour le 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.

D'autre part, 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.

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

### 2.2.3. La chambre d'ionisation à transmission

#### 2.2.3.1. Caractéristiques physiques

La méthode classique pour mesurer le produit kerma x surface (PKS ou PDS), 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, en première approximation, 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 rapportées dans le tableau IX. Ce tableau est extrait de la norme CEI 60580 [14].

Certaines des chambres d'ionisation actuelles sont construites à partir de plusieurs petites chambres de taille différentes [15], 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 (tableau X) 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.

### 2.2.3.2. L'étalonnage

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. La traçabilité de cet étalonnage est garantie. Dans le cadre du contrôle de qualité, 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. La figure 4 décrit succinctement un exemple de conditions pratiques de réalisation de l'étalonnage de la chambre à transmission sur une installation de radiologie. Il suffit de connaître précisément la surface du faisceau RX au niveau de la chambre étalonnée.

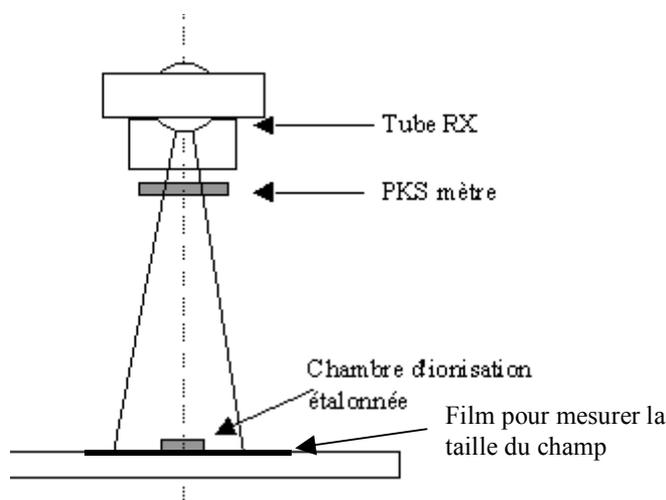
Pour obtenir des compléments d'information concernant l'étalonnage des chambres d'ionisation à transmission le lecteur peut se reporter au travail de J. P. Larsson [16].

**Tableau IX** : Limites de variation pour les effets des grandeurs d'influence dans le cas des chambres d'ionisation à transmission d'après la CEI [14].

| Grandeur d'influence  | Domaine assigné minimal   | Conditions de référence             | Limites de variation, L |
|---|---|-------------------------------------|-------------------------|
| Qualité du rayonnement  | (50 – 150) kV, filtration totale 2,5 mm Al  | 100 kV, filtration totale 2,5 mm Al | ± 8 %                   |
| Débit de kerma surface (dans le cas de mesure de produit kerma surface)   | ( $1,0 \times 10^{-1} - 1,5 \times 10^4$ ) mGym <sup>2</sup> /s<br>Procédures pédiatriques :<br>( $1,0 \times 10^{-2} - 1,5 \times 10^4$ ) mGym <sup>2</sup> /s | Comme pour l'étalonnage             | ± 5 %                   |
| Débit de kerma surface  | Comme indiqué par le fabricant  | Comme pour l'étalonnage             | 10 %                    |
| Durée d'irradiation   | 1 ms – 1 h  | Comme pour l'étalonnage             | ± 5 %                   |
| Dimensions du champ   | Comme indiqué par le fabricant  | Comme pour l'étalonnage             | ± 5 %                   |
| Tension de fonctionnement   | - 10 % - + 10 %   | Tension nominale <sup>a</sup>       | ± 2 %                   |
| Pression de l'air   | 80,0 kPa – 106,0 kPa  | 101,3 kPa                           | ± 2 %                   |
| Température   | + 15° C - + 40° C   | + 20° C                             | ± 3 %                   |
| Humidité relative   | ≤ 80% (maximum 20 g/m <sup>3</sup> )  | 50%                                 | ± 3 %                   |
| Compatibilité électromagnétique   | Comme dans la CEI 61000-4   | Sans perturbation                   | ± 5 % <sup>b</sup>      |
| <sup>a</sup> La tension nominale peut être exprimée comme une gamme de tensions.<br><sup>b</sup> Respectivement du produit kerma surface minimum ou du produit débit de kerma surface minimum |   |                                     |                         |

**Tableau X** : Caractéristiques de quelques chambres à transmission du commerce

| Constructeur    | Modèle du dosimètre | Dimensions (mm) | Gamme de DAP                                    | Gamme de débit de DAP                                  | Gamme Energie (keV) | Réponse en énergie |
|-----------------|---------------------|-----------------|---|--|---------------------|--------------------|
| VacuTec         | VacuDAP             | 164 x 254 x 18  | 1 mGy.cm <sup>2</sup> à 100 kGy.cm <sup>2</sup> | 1mGy.cm <sup>2</sup> /s à 300 Gy.cm <sup>2</sup> /s    | 50-200              | ± 10 %             |
| RTI Electronics | Doseguard           | 183 x 175 x 18  | 1 mGy.cm <sup>2</sup> à 100 kGy.cm <sup>2</sup> | 1 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 400 Gy.cm <sup>2</sup> /s   |                     | -                  |
| Gammex          | DAP840A             | 140*140*        | 1 mGy.cm <sup>2</sup> à 100 kGy.cm <sup>2</sup> | 1 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 400 Gy.cm <sup>2</sup> /s   | 50-150              |                    |
| Wellhöffer      | KermaX              | 146*146         | 0.1mGy à 10kGy.cm <sup>2</sup>                  | 0.3 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 300 Gy.cm <sup>2</sup> /s | 50-160              |                    |
| PTW Freiburg    | PTW-Diamantor E     | 137 x 190 x 44  | -   | 0,3 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 300 Gy.cm <sup>2</sup> /s |                     | ± 5 %              |

**Figure 4** : Exemple de conditions pratiques d'étalonnage d'une chambre à transmission.

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. L'étalonnage basique en usine est normalement réalisé à l'aide d'un absorbeur simulant une moyenne entre une installation du tube à rayons X au-dessous et au-dessus de la table, ce qui sans correction conduit à une sous estimation ou à une surestimation du PKS.

- Le rayonnement diffusé provenant du collimateur, du patient ou de la table et atteignant la chambre d'ionisation.

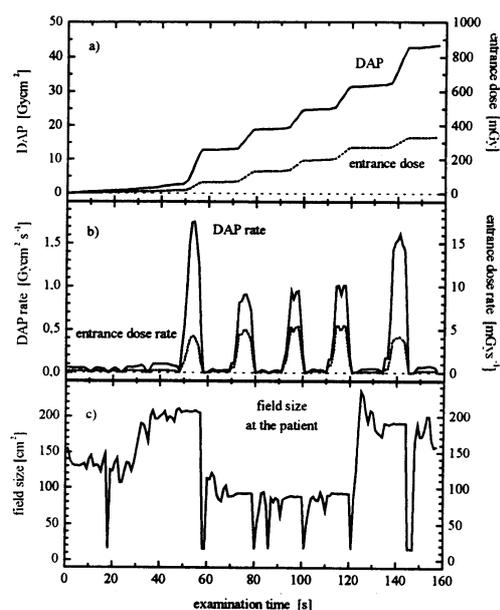
- L'installation de radiologie possède des caractéristiques différentes (faisceaux RX, débit) de celles utilisées pour l'étalonnage.

- 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 %.

### 2.2.3.3. Les utilisations pratiques

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  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ , 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. La figure 5 montre le type d'informations dosimétriques que l'on peut obtenir au cours d'une procédure de radiologie interventionnelle à l'aide d'une chambre d'ionisation à transmission. 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.



**Figure 5 :** Exemple d'affichage a) PKS et dose à l'entrée, b) débit de dose à l'entrée et Produit débit de kerma x Surface, c) surface du faisceau RX pour une procédure de radiologie interventionnelle [15].

#### 2.2.4. Le détecteur thermoluminescent (DTL)

C'est le détecteur le plus utilisé pour la mesure de la dose in vivo en radiologie. Il ne sera pas fait ici de rappels des principes physiques et théoriques expliquant la radiothermoluminescence (RTL). En cas de besoin on pourra se reporter à la bibliographie [17,18].

La dosimétrie par RTL est largement utilisée que ce soit dans le cadre d'intercomparaisons dosimétriques, à qualité d'image égale, dans plusieurs pays communautaires [19], dans un même pays [20], dans le cadre de comparaisons de mesures de doses dans les campagnes de dépistage du cancer du sein aux USA [21] 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 .... [22] Ses inconvénients sont également connus. On peut citer principalement : coût de l'équipement, information dosimétrique différée....

Enfin, un avantage relativement important, les DTL intègrent dans la mesure le coefficient de rétrodiffusion qui on le sait peut être élevé en radiologie.

### 2.2.4.1. Les différents produits

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. Le tableau XI présente les principaux produits disponibles.

**Tableau XI** : Caractéristiques dosimétriques de quelques dosimètres thermoluminescents disponibles.

| Matériau  | Fabricant                         | Nom commercial                | Dimensions (mm) | Sensibilité / LiF:Mg,Ti approx | Zeff |
|---|-----------------------------------|-------------------------------|-----------------|--------------------------------|------|
| LiF:Mg, Ti  | Bicron-Harshaw, USA               | LiF TLD-100, TLD-600, TLD-700 | 3,2x3,2x0,9     | 1                              | 8,2  |
| LiF:Mg, Ti  | Niewiadomski TLD company, Pologne | LiF MT-N, MT-6, MI-7          | Dia 4,5x0,9     | 1                              | 8,2  |
| LiF:Mg, Cu,P                                      | Bicron-Harshaw, USA               | TLD-100H, TLD-600H, TLD-700H  | Dia 4,5x0,9     | 15                             | 8,2  |
| LiF:Mg, Cu,P                                      | Niewiadomski TLD company, Pologne | LiF MCP-N, MCP-6, MCP-7       | 3,2x3,2x0,9     | 25                             | 8,2  |
| LiF:Mg, Cu,P                                      | Sol. Dosim. Detec. Lab., Chine    | GR 200                        | Dia 4,5x0,9     | 30                             | 8,2  |
| Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Mn | Bicron-Harshaw, USA               | TLD-800                       | 3,2x3,2x0,9     | 0,15                           | 7,4  |

La principale limite à l'utilisation des DTL dans le domaine d'énergie de la radiologie est leur réponse en fonction de l'énergie. Ceci est d'autant plus vrai lorsque l'on utilise le LiF. Comme cela a été montré il est parfaitement connu que le LiF présente une hypersensibilité par rapport au <sup>60</sup>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.

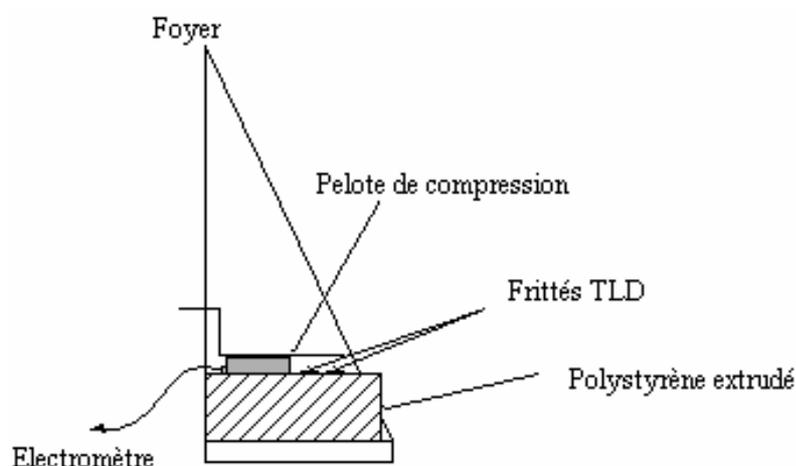
### 2.2.4.2. L'étalonnage des dosimètres thermoluminescents

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. Cela implique, selon la méthode retenue, soit un coefficient d'étalonnage par DTL, soit un coefficient d'étalonnage moyen correspondant à une présélection par l'utilisateur d'un lot de DTL ayant la "même" sensibilité d'un point de vue statistique. Cette dernière méthode suffit largement en fonction du niveau de précision demandé.

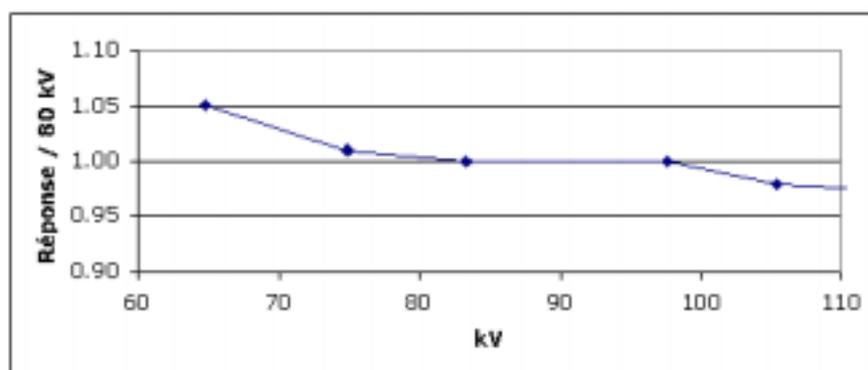
Tout ceci alourdit les temps de manipulation, sans compter les problèmes de régénération qui peuvent entraîner une modification significative de la sensibilité des dosimètres radiothermoluminescents.

La méthode permettant d'étalonner les DTL en fonction de la chambre d'ionisation étalonée 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 étalonée dans un faisceau bien caractérisé en qualité (kV, CDA), ce qui permet d'obtenir un étalonnage des DTL en kerma dans l'air (figure 6) 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 une correction de distance est à apporter), la valeur du KASE (Kerma dans l'Air à la Surface d'Entrée). Il peut être nécessaire de tracer la réponse des DTL en fonction des kV pour un domaine énergétique particulier de la radiologie. La figure 7 montre la réponse de dosimètres TLD (LiF - Mg, Cu, P) en fonction des kV.



**Figure 6** : Exemple d'étalonnage en kerma dans l'air - Cas de la mammographie



**Figure 7** : Variation de réponse de dosimètre TLD (LiF Mg-Cu-P) en fonction des kV [23]

### 2.2.4.3. Les utilisations pratiques

L'intérêt principal des DTL est qu'ils mesurent directement la dose à l'entrée du patient ou du fantôme. Ensuite, à l'aide de tables de la littérature donnant les rendements en profondeur en fonction de l'énergie (CDA), il est possible de calculer la dose en profondeur sur, ou hors de, l'axe du faisceau.

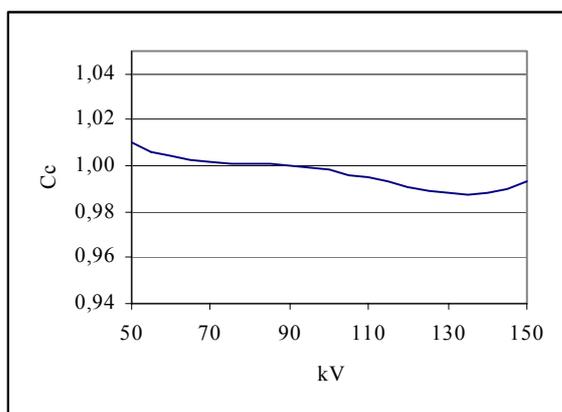
Les DTL sont également utilisés, sous la forme de frittés empilés et placés dans un fantôme adapté (Ex : fantôme Rando), pour la détermination de la dose moyenne pour des coupes jointives (MSAD).

### 2.2.5. Les autres détecteurs solides

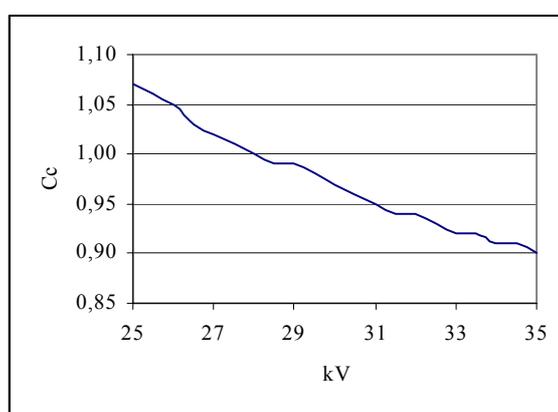
#### 2.2.5.1. Les dosimètres à diode

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. Les figures 8a et 8b montrent la courbe de correction du même détecteur pour la radiologie et pour la mammographie.

Le tableau XII donne les caractéristiques dosimétriques de quelques dosimètres disponibles dans le commerce.



**Figure 8a :** Réponse d'un détecteur [24] R100 (RTI Electronics) normalisée à 90 kV(anode W). Sensibilité = 0,018 mGy/nC



**Figure 8b :** Réponse du même détecteur R100 normalisée à 28 kV (anode Mo). Sensibilité = 0,0424 mGy/nC

**Tableau XII :** Caractéristiques dosimétriques de quelques dosimètres à diode commercialisés.

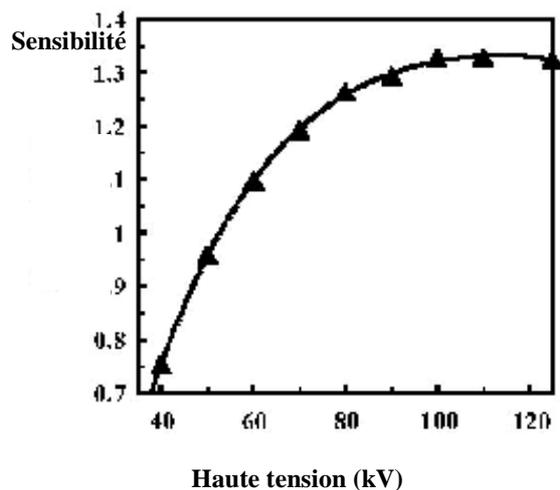
| Fabricant | Modèle du dosimètre  | Dimensions (mm) | Gamme débit de dose  | Gamme dose      | Gamme Energie (kV) | Réponse en énergie            |
|-----------|----------------------|-----------------|----------------------|-----------------|--------------------|-------------------------------|
| Unfors    | Multi-o-meter (Conv) | 10*21*73        | 0.1 mGy/s à 500mGy/s | 1μGy à 9999 Gy  | 50-150             | <5%<br>50-100kV<br>(2,5mm Al) |
| RTI       | R25                  | 5*5             | 4 μGy/s à 180 mGy/s  | 0,4 μGy à 10 Gy |                    |                               |
| RTI       | R100                 | 10*10           | 1μGy/s à 46 mGy/s    | 0,1μGy à 10 Gy  |                    |                               |
| Wellhofer | Dosimax              |                 | 0,05mGy/s à 2Gy/s    | 1 μGy à 40 Gy   | 60-150             | <7%<br>50-100kV<br>(2,5mm Al) |
| Wellhofer | WD 10i               |                 | 50 nGy/s à 2 Gy/s    | 1 μGy à 40 Gy   | 60-150             | <7%<br>50-100kV<br>(2,5mm Al) |

### 2.2.5.2. Les détecteurs à scintillations.

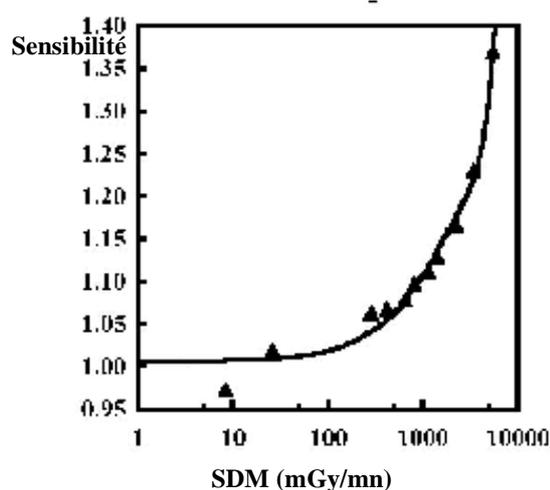
Il s'agit ici d'un détecteur destiné à la mesure directe à la peau du patient, c'est un dosimètre in vivo.

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 [25].

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. Les figures 9a et 9b présentent deux des caractéristiques principales de ces détecteurs.



**Figure 9a :** Réponse en fonction de la tension [26].



**Figure 9b :** Réponse en fonction du débit de dose [26].

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 de la fibre optique).

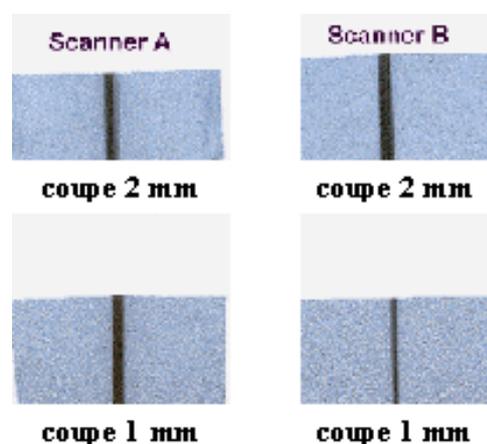
Cependant ils ont des propriétés intéressantes pour la mesure de dose *in vivo* : ils sont radiotransparents (excepté le scintillateur lui-même), ils se fixent très facilement par un adhésif à la peau du patient et ils sont parfaitement adaptés à la mesure de la dose lors de toute procédure de radiologie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

### 2.2.5.3. Le film radiologique

Dans le domaine énergétique de la radiologie, on peut dire que le film n'est pratiquement pas utilisé pour la dosimétrie du patient. Cependant, du fait de sa grande résolution spatiale, on peut citer quelques utilisations pratiques :

- lors de l'étalonnage de la chambre à transmission pour vérifier la taille du champ d'exposition ;
- pour servir d'indicateur de variation de la dose à la surface d'un fantôme dans le cas de la mise au point ou de la validation de protocoles d'acquisition ;
- lors du contrôle de qualité du scanner afin de mesurer la largeur de collimation (figure 10).

Le tableau XIII présente quelques-uns des produits disponibles.



**Figure 10** : Vérification et comparaison de l'efficacité géométrique pour 2 scanners

**Tableau XIII** : Liste (non exhaustive) des films utilisables.

| Fabricant | Modèle   | Développement |
|-----------|----------|---------------|
| Agfa      | D2 W     | Manuel        |
| Kodak     | X-OMAT V | Machine       |

### 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 quelques dizaines 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

Lorsque l'on dispose des informations associées à un examen radiologique telles que : le type de générateur (en particulier, son taux d'ondulation ou « ripple »), les paramètres d'exposition (mAs, kVp), les conditions géométriques de l'exposition (distance au foyer, 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 débit de Kerma dans l'air au point d'intérêt (§ 1.3.1.). Cette approche ne permet pas d'obtenir une précision meilleure que  $\pm 30\%$ , elle est cependant suffisante. Pour améliorer la précision, il serait 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 [27] ;
- et plus récemment (1997), dans le rapport électronique SRS-78 de l'IPEM [28], ce dernier utilisant des données plus précises, en particulier, au niveau des sections efficaces et des coefficients d'atténuation.

Le rapport SRS-78 propose notamment un logiciel qui calcule le Kerma dans l'air ( $K_{air}$ ) par mAs à 75 cm du foyer du tube pour 3 matériaux d'anode (tungstène, W ; molybdène, Mo ; rhodium, Rh), pour différentes pentes d'anode (6 à 22° pour W et 9 à 23° pour Mo et Rh) et pour différentes filtrations du tube, en fonction de la valeur crête de la haute tension appliquée au tube (kVp : de 30 à 150 pour W et de 25 à 32 pour Mo et Rh) et du taux d'ondulation du générateur. Ce logiciel fournit également le spectre théorique dans l'air à 75 cm du foyer, l'énergie moyenne des photons contenus dans le spectre ainsi que la CDA d'aluminium correspondante. Il est à noter

que les valeurs de  $K_{\text{air}}$  calculées dans le rapport SRS-78 sont de 10% en moyenne supérieures à celles du rapport SRS-30 pour la radiologie conventionnelle (cible en W).

### 3.1.1.2. Calcul à partir d'une fonction mathématique paramétrée

#### Cas de la radiologie conventionnelle

Une première estimation très approximative du Kerma dans l'air peut être obtenue au moyen d'une expression mathématique simple :

$$K_{\text{air}}(P) = \frac{\text{mAs}}{\text{DFP}_{\text{cm}}^2} \cdot \frac{3}{F_{\text{mmAlu}}} \cdot \left[ \frac{\text{kVp}}{100} \right]^2 \times 0,1$$

- $K_{\text{air}}(P)$  : Kerma dans l'air au niveau du point P en mGy
- $\text{DFP}_{\text{cm}}$  : Distance Foyer-point P en cm
- mAs : charge du tube, Q, utilisée pendant la prise du cliché en mAs
- kVp : valeur pic de la haute tension accélératrice en kV
- $F_{\text{mmAlu}}$  : la filtration totale (inhérente + additionnelle) du tube en mm équivalents d'aluminium

Nous proposons une formulation plus complète du  $K_{\text{air}}$  qui inclut la prise en compte de la pente d'anode. Elle a été obtenue 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 [28]. Ce lissage est réalisé au moyen d'une fonction mathématique à 11 paramètres :

$$K_{\text{air}}(P) = \frac{\text{mAs}}{\text{DFP}_{\text{cm}}^2} \times \left[ (a1 + a2 \cdot e^{\alpha \cdot 3 \cdot F_{\text{mmAlu}}}) \text{kVp}^2 + (a4 + a5 \cdot e^{\alpha \cdot 6 \cdot F_{\text{mmAlu}}}) \text{kVp} + (a7 + a8 \cdot e^{\alpha \cdot 9 \cdot F_{\text{mmAlu}}}) \right] \times [a10 \cdot \text{Ln}(\alpha) + a11]$$

- $\alpha$  : pente d'anode en degré (lissage validé de 6 à 22°)

avec :

|                  |                   |                   |                 |
|------------------|-------------------|-------------------|-----------------|
| a1 = -3,734 E-02 | a2 = -3,740 E-02  | a3 = -1,293 E+00  | a4 = 1,182 E+00 |
| a5 = 9,295 E+00  | a6 = -7,656 E-01  | a7 = -5,477 E+01  | a8 = 9,154 E+07 |
| a9 = -2,612 E+01 | a10 = +1,582 E+00 | a11 = -2,294 E-01 |                 |

*Ce lissage a été validé pour des valeurs de tension pic comprises entre 40 et 150 kVp et des valeurs de filtration totale du tube comprises entre 0,5 et 5 mm d'aluminium.*

Le tableau XIV permet de comparer des mesures avec les résultats obtenus avec ces 2 formulations pour quelques valeurs de haute tension ( $\text{DFP} = 1 \text{ m}$ , filtration totale = 3 mm Al, anode en tungstène avec une pente de 12°).

**Tableau XIV** : Comparaison du  $K_{air}$  (en mGy/mAs) obtenu à 100 cm du foyer par calcul et par mesures sur une installation conventionnelle Toshiba KXO-50R (anode W avec pente  $12^\circ$ , filtration totale 3 mm d'aluminium). Pour le calcul, le taux d'ondulation est nul.

| Tension (kV) | $K_{air}$<br>(mGy/mAs)<br>par mesure | $K_{air}$<br>(mGy/mAs)<br>par calcul<br>simple | Ecart /<br>Mesure | $K_{air}$<br>(mGy/mAs)<br>par calcul<br>complexe | Ecart /<br>Mesure |
|--------------|--------------------------------------|--|-------------------|--|-------------------|
| 60           | 0,030                                | 0,036  | 20%               | 0,041  | 37%               |
| 80           | 0,055                                | 0,064  | 16%               | 0,067  | 22%               |
| 100          | 0,090                                | 0,100  | 11%               | 0,097  | 8%                |
| 120          | 0,125                                | 0,144  | 15%               | 0,129  | 3%                |

### 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 [28] par une fonction mathématique à 5 paramètres :

$$K_{air}(P) = \frac{mAs}{DFP_{cm}^2} \times [a1 \cdot kVp^2 + a2 \cdot kVp + a3] \times [a4 \cdot \ln(\alpha) + a5]$$

- $K_{air}(P)$  : Kerma dans l'air au niveau du point P en mGy
- $DFP_{cm}$  : Distance Foyer point P en cm
- mAs : charge du tube, Q, utilisée pendant la prise du cliché en mAs
- kVp : tension pic accélératrice du tube en kV (lissage validé de 25 à 32 kVp pour les anodes en Mo et Rh et de 30 à 45 kVp pour l'anode en W)
- $\alpha$  : pente d'anode en degré (lissage validé de  $9$  à  $23^\circ$ )

avec :

- pour un tube anode Mo et filtre 30  $\mu$ m Mo (lissage à 2% près) :  
 $a1 = +1,694 \text{ E-}02$     $a2 = +1,976 \text{ E-}02$     $a3 = -3,487 \text{ E+}00$     $a4 = +9,720 \text{ E+}00$   
 $a5 = +4,434 \text{ E+}01$
- pour un tube anode Mo et filtre 25  $\mu$ m Rh (lissage à 2% près) :  
 $a1 = +1,477 \text{ E-}02$     $a2 = +2,150 \text{ E-}02$     $a3 = -3,829 \text{ E+}00$     $a4 = +8,622 \text{ E+}00$   
 $a5 = +4,838 \text{ E+}01$
- pour un tube anode Rh et filtre 25  $\mu$ m Rh (lissage à 2% près) :  
 $a1 = +5,535 \text{ E-}03$     $a2 = +1,327 \text{ E-}01$     $a3 = -3,260 \text{ E+}00$     $a4 = +1,493 \text{ E+}01$   
 $a5 = +6,624 \text{ E+}01$
- pour un tube anode W et filtre 50  $\mu$ m Rh (lissage à 7% près) :  
 $a1 = -1,217 \text{ E-}03$     $a2 = +3,882 \text{ E-}01$     $a3 = -4,888 \text{ E+}00$     $a4 = +2,264 \text{ E+}01$   
 $a5 = -8,134 \text{ E+}00$
- pour un tube anode W et filtre 500  $\mu$ m Al (lissage à 7% près) :  
 $a1 = -4,598 \text{ E-}03$     $a2 = +9,980 \text{ E-}01$     $a3 = -1,444 \text{ E+}01$     $a4 = +3,896 \text{ E+}01$   
 $a5 = -1,811 \text{ E+}01$

Le tableau XV présente les valeurs de kerma dans l'air normalisées obtenues à 28 kV pour différentes combinaisons anode-filtre ( $DFP = 1$  m, pente d'anode  $15^\circ$ ). Les résultats sont

comparés avec des mesures effectuées sur deux installations de mammographie (mammographe DMR – General Electric Medical Systems pour les 3 premières mesures, mammographe Siemens 3000 pour la dernière mesure)

**Tableau XV :** Comparaison du Kerma dans l'air (en mGy/mAs) obtenu pour 28 kVp à 100 cm du Foyer par calcul et par mesures en mammographie (pente d'anode 15°). Pour le calcul, le taux d'ondulation est nul.

| Anode/filtre  | Kair (mGy/mAs) par calcul | Kair (mGy/mAs) par mesure | Ecart |
|---------------|---------------------------|---------------------------|-------|
| Mo – 30 µm Mo | 0,073                     | 0,050*                    | 46%   |
| Mo – 25 µm Rh | 0,060                     | 0,040*                    | 50%   |
| Rh – 25 µm Rh | 0,052                     | 0,034*                    | 53%   |
| W – 50 µm Rh  | 0,027                     | 0,016°                    | 69%   |

\* : mammographe DMR – General Electric Medical Systems

° mammographe Siemens 3000

### 3.1.2. Le Produit Kerma Surface : PKS

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

- PKS : Produit Kerma Surface en Gy.cm<sup>2</sup>
- K<sub>air</sub>(P) : Kerma dans l'air au niveau du point P en Gy
- S(P) : Surface du champ au niveau du point P en cm<sup>2</sup>. Cette surface peut être déterminée directement sur le cliché à condition que celui-ci soit margé afin d'être certain que le champ exposé ne dépasse pas les dimensions de la cassette. En radiologie numérisée, il conviendra d'exposer un film sous pochette afin de déterminer les dimensions exactes du faisceau.

$$S(P) = S(Film) \cdot \left[ \frac{DFP}{DFE} \right]^2$$

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

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 surface d'entrée : KASE / ESAK (Entrance Surface Air Kerma)

#### 3.1.3.1. KASE calculé à partir du PKS

$$KASE = \frac{PKS}{S(E)}$$

- S(E) : Surface du champ au niveau de la peau :  $S(E) = S(\text{film}) \cdot DFE/DFP$
- DFE : Distance Foyer peau (Entrée)

### 3.1.3.2. KASE calculé à partir du $K_{\text{air}}(P)$

On applique simplement la loi de l'inverse carré de la distance compte tenu que l'interaction des RX avec l'air est négligeable :

$$KASE = K_{\text{air}}(P) \left[ \frac{DFP}{DFE} \right]^2$$

### 3.1.3.3. KASE déterminé à partir de la dose d'entrée $D_e$

Lorsque que l'on a mesuré la dose absorbée au niveau de la peau du patient, à l'aide par exemple de dosimètres thermoluminescents (DTL) ou de dosimètres à scintillations, il est possible d'en déduire le KASE :

$$KASE = \frac{D_e}{B(\text{dim}, CDA) \left( \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{tissu,air}}^{\text{Prof}=0}}$$

- $B(\text{dim}, CDA)$ , facteur de rétrodiffusion, est le rapport du kerma dans l'air à la surface d'entrée du milieu par le kerma dans l'air au même point en absence de milieu. Ce facteur dépend de l'énergie des RX exprimée par la valeur de la Couche de Demi Atténuation (CDA) du faisceau dans un matériau de référence (aluminium ou cuivre) et de la surface du champ exposé caractérisée par la dimension dim.
- $\left( \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{tissu,air}}^{\text{Prof}=0}$  est le rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie entre les tissus et l'air à l'entrée du milieu. Ce rapport vaut environ 1,05 mais il est en général considéré comme égal à 1,0.

### 3.1.4. La dose absorbée à la peau : $D_e$

Elle est déduite du KASE en faisant intervenir le facteur de rétrodiffusion, B :

$$D_e = KASE \cdot B(\text{dim}, CDA) \left( \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{tissu,air}}^{\text{Prof}=0}$$

Facteur de rétrodiffusion B pour la radiologie conventionnelle : on retiendra les données les plus récentes calculées par des méthodes Monte Carlo pour une DFE 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 [29]. Nous avons lissé ces données à 2 % près à l'aide d'une fonction mathématique paramétrée par 6 coefficients  $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5$  et  $a_6$ . Cette fonction lisse également de manière relativement correcte

(à 5 % près) les données plus anciennes calculées par B. Grosswendt pour la radiothérapie de basse énergie [30].

$$B(dim, CDA) = 1 + \frac{dim \cdot \left[ a_1 + a_2 \cdot e^{a_3 \cdot CDA} \right]}{dim + \left[ a_4 + a_5 \cdot e^{a_6 \cdot CDA} \right]}$$

avec :    a1 = +8,081 E-01                      a2 = -8,778 E-01                      a3 = -3,000 E-01  
           a4 = +1,192 E+01                      a5 = -1,329 E+01                      a6 = -1,535 E-01

- dim : le côté du champ carré à la peau. Pour un champ non carré :  $dim = \sqrt{S(E)}$ .
- CDA : l'épaisseur d'aluminium en mm qui atténue de moitié le débit de kerma dans l'air à la sortie du tube. Pour le facteur B, ce paramètre unique caractérise suffisamment le spectre énergétique du faisceau étudié.

Facteur de rétrodiffusion B pour la mammographie : les mêmes auteurs ont calculé, par des méthodes Monte Carlo, les facteurs B pour un fantôme demi cylindrique de 50 mm d'épaisseur en PMMA (PolyMéthAcrylate de Méthyle), fantôme comprimé par une plaque de compression en PMMA de 3 mm d'épaisseur, pour une DFE 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 pour des combinaisons anode/filtre de Mo/30  $\mu$ m Mo, Mo/25  $\mu$ m Rh et Rh/25  $\mu$ m Rh [31]. Nous avons lissé ces données à 1% près à l'aide d'une droite fonction de la CDA :

$$B(CDA) = 0,3395 \cdot CDA + 0,9869$$

- CDA : l'épaisseur d'aluminium en mm qui atténue de moitié le débit de kerma dans l'air à la sortie du tube.

### 3.1.5. La dose absorbée en profondeur : $D_p(P)$ (radiologie conventionnelle)

La connaissance du Rapport Tissus Air (RTA) permet de calculer la dose dans le milieu au point P situé à une profondeur p mesurée sur l'axe du faisceau, à partir de l'estimation du débit de Kerma dans l'air normalisé,  $K_{air}(P)$ , ou de la mesure de l'ESAK :

$$D_p(P) = K_{air}(P) \cdot \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tissu,air}^{Prof=p} \cdot \left( \frac{DFP}{DFE + p} \right)^2 \cdot RTA(dim, p)$$

ou

$$D_p(P) = KASE \cdot \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tissu,air}^{Prof=p} \cdot \left( \frac{DFE}{DFE + p} \right)^2 \cdot RTA(dim, p)$$

- DFP : Distance Foyer point P
- DFE : Distance Foyer peau (Entrée) mesurée sur l'axe du faisceau
- RTA(dim,z) : Rapport Tissu Air à la profondeur p pour un faisceau carré de côté, dim, à cette même profondeur.
- $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{\text{tissu,air}}^{Prof=p}$  est le rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie par le tissu (eau) et par l'air à la profondeur p dans le milieu [32].

Des valeurs de RTA ont été publiées par Harisson [33]. Ces valeurs, qui proviennent d'une compilation de mesures de rendements en profondeur et de facteurs de rétrodiffusion B, 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 [34].

### 3.1.6. La Dose Moyenne à la Glande: DMG (mammographie)

La dose moyenne délivrée aux tissus glandulaires (DMG) peut être estimée à partir d'une détermination du Kerma dans l'air à l'entrée du sein (KASE) au moyen des facteurs de conversion obtenus par Dance [35,36] par calculs Monte Carlo :

$$DMG = KASE \cdot g \cdot c \cdot s$$

- g : facteur qui permet de convertir le KASE, c'est à dire le kerma dans l'air à l'entrée du sein, en DMG délivrée au sein. Les calculs de ce facteur ont été réalisés pour un spectre de référence Mo/Mo et un sein standard représenté par un fantôme demi cylindrique de 16 cm de diamètre dont le centre est composé à 50% de tissu adipeux et de 50% de tissu glandulaire et dont la périphérie est enveloppée par une couche de 5 mm de tissu adipeux. Ce facteur dépend de la CDA (comprises entre 0,30 et 0,60 mm d'aluminium<sup>2</sup>) et de l'épaisseur du sein comprimé (comprise entre 2 et 11 cm).
- c : facteur qui permet de tenir compte des différences de composition du sein en fonction de son épaisseur comprimée.
- s : coefficient qui prend en compte l'influence sur g de la qualité des faisceaux (spectres Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al et W/Rh) :

|           |      |       |
|-----------|------|-------|
| s = 1     | pour | Mo/Mo |
| s = 1,017 | pour | Mo/Rh |
| s = 1,042 | pour | W/Rh  |
| s = 1,061 | pour | Rh/Rh |
| s = 1,044 | pour | Rh/Al |

Ces données ont été partiellement reprises dans le protocole européen pour la dosimétrie en mammographie [37].

<sup>2</sup>En mammographie, les CDA sont mesurées avec le compresseur en place. Pour cette étude le compresseur est en PMMA de 3 mm d'épaisseur.

Le coefficient  $g$  proposé par Dance [36] a été modélisé par la formule suivante qui permet de lisser à 3 % près les résultats.

$$g(e_{sein}, CDA_{mmAlu}) = CDA_{mmAlu} \cdot [a_1 + a_2 \cdot e^{a_3 \cdot e_{sein}}] + a_4 \cdot e^{a_5 \cdot e_{sein}}$$

avec :

|                             |                             |                             |
|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| $a_1 = +1,031 \text{ E-01}$ | $a_2 = +8,396 \text{ E-01}$ | $a_3 = -1,770 \text{ E-01}$ |
| $a_4 = +6,189 \text{ E-01}$ | $a_5 = -6,009 \text{ E-01}$ |                             |

### 3.1.7. Les grandeurs dosimétriques de la scanographie : IDS (CTDI), et PDL (DLP)

#### 3.1.7.1. Le CTDI pondéré (IDSP) et le CTDI volumique (IDSV)

$n\text{CTDI}_w$  (§ 1.4.2.3.) par la charge par rotation,  $Q(\text{mAs})$ . On obtient ainsi le  $\text{CTDI}_w$

$$\text{CTDI}_w(\text{mGy}) = Q(\text{mAs})/100 \cdot n\text{CTDI}_w(\text{mGy}/100\text{mAs})$$

Les valeurs du  $n\text{CTDI}_w$  varient selon les modèles de scanner en particulier en fonction de la filtration du faisceau et de la géométrie du statif [38,39]. Les valeurs indicatives à 120 kV sont les suivantes (voir aussi 3.2.3) :

- coupe au niveau du tronc :  $n\text{CTDI}_w = 7,5 \text{ mGy}/100\text{mAs}$
- coupe au niveau du crâne :  $n\text{CTDI}_w = 15 \text{ mGy}/100\text{mAs}$

L'ordre de grandeur de la variation du  $n\text{CTDI}_w$  "corps" "ou tête" en fonction de la haute tension est :

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

Le CTDI pondéré,  $\text{CTDI}_w$ , normalisé ou non, est un indicateur dosimétrique de la procédure employée mais il n'est représentatif de la dose délivrée au patient que dans le cas particulier d'un examen scanographique en mode séquentiel avec des coupes jointives. En mode hélicoïdal, la dose moyenne délivrée dans le volume exploré est donnée par le CTDI volumique ( $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ ) défini au (§ 1.4.2.4.) et correspond au  $\text{CTDI}_w$  divisé par le pitch. Par analogie on peut définir un CTDI volumique en mode séquentiel en faisant le produit du  $\text{CTDI}_w$  par le rapport de l'épaisseur nominale de coupe ( $T$ ) et de la distance inter-coupe ( $I$ ).

#### 3.1.7.2. Le PDL (DLP)

L'exposition du patient lors d'un examen CT va dépendre du volume exploré et des paramètres d'examen. Pour estimer globalement cette exposition le produit dose x longueur (PDL) défini au § 1.2.4.5 peut se calculer à partir de la relations suivante :

$$DLP(mGy.cm) = CTDI_{vol} \cdot L$$

- L est la longueur totale explorée. En mode séquentiel  $L = n \cdot I$  c'est à dire le produit du nombre (n) de coupes que comprend l'examen par la distance intercoupe (I). En mode hélicoïdal L est directement un paramètre d'examen.

### 3.1.8. La dose efficace : E

La grandeur dosimétrique représentative du risque radiologique lié aux examens de radiodiagnostic retenue par la CIPR<sup>3</sup> est la dose efficace. La discussion sur la méthode de calcul de cette grandeur n'est pas terminée et notamment divers modèles permettant de tenir compte de l'âge du patient dans l'estimation du risque radiologique sont proposés. La dose 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 à l'entrée ( $D_e$  ; mGy)
- en radioscopie : produit du kerma par la surface (PKS ;  $Gy.cm^2$ )
- en scanographie : produit de la dose par la longueur (PDL ; 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. En mammographie, l'indicateur de risque à retenir est la DGM (exprimée en mGy)

---

<sup>3</sup>CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique [2].

---

### 3.1.8.1. Facteurs de conversion en radiographie

Les principales sources de données pour les facteurs de conversion, calculés par Monte Carlo ou avec des modèles empiriques, sont données dans la bibliographie [40,41]. Les facteurs de la colonne 5 du tableau XVI pour quelques examens standards; se situent entre 0,01 mSv/mGy (crâne, extrémités) et 0,3 mSv/mGy (abdomen).

Pour certains examens (crâne, extrémités, ...) on observe que les facteurs de conversion sont faibles raison des facteurs  $w_T$  peu élevés.

**Tableau XVI :** Facteurs de conversion en radiographie chez l'adulte

| Examen            | Incidence | Taille du champ (cm <sup>2</sup> ) | Dose à l'entrée(mGy) | $e_{D_E}$ (mSv/mGy) | E (mSv) |
|-------------------|-----------|------------------------------------|----------------------|---------------------|---------|
| Crâne             | PA        | 20x25                              | 4,3                  | 0,02                | 0,1     |
| Thorax            | PA        | 33x37                              | 0,1                  | 0,23                | 0,03    |
| Epaule            | AP        | 18x25                              | 0,8                  | 0,02                | 0,02    |
| Colonne cervicale | AP        | 15x20                              | 2,7                  | 0,07                | 0,19    |
| Colonne dorsale   | AP        | 16x35                              | 4,7                  | 0,17                | 0,81    |
| Colonne lombaire  | AP        | 16x35                              | 7,3                  | 0,21                | 1,52    |
| Abdomen           | AP        | 30x40                              | 5,8                  | 0,31                | 1,82    |
| Abdomen           | PA        | 30x40                              | 3,7                  | 0,15                | 0,55    |
| Hanche            | AP        | 18x30                              | 2,5                  | 0,17                | 0,43    |
| Genou             | AP        | 15x18                              | 0,4                  | 0,005               | 0,002   |

### 3.1.8.2. Facteurs de conversion en radioscopie

Les sources principales des facteurs de conversion sont données dans la bibliographie [42-44]. Ces facteurs sont précisés à la dernière colonne du tableau XVII. Pour quelques examens standards. Ils sont de l'ordre de  $10^{-1}$  mSv/(Gy.cm<sup>2</sup>). La dose efficace en radioscopie va dépendre des paramètres de réglage, qui s'ajusteront en fonction de l'épaisseur du patient et de la sensibilité de l'amplificateur de luminance.

### 3.1.8.3. Facteurs de conversion en scanographie

Les sources principales des facteurs de conversion sont données dans la bibliographie [43,44], Les facteurs sont donnés à la colonne 2 du tableau XVIII pour quelques examens standards, Le facteur de conversion est de l'ordre de  $10^{-2}$  mSv/(mGy.cm).

### 3.1.8.4. Facteurs de conversion en mammographie

En mammographie, l'indicateur de risque à retenir est la DMG (MGD ou ADG) (exprimée en mGy)

**Tableau XVII :** Facteurs de conversion par type d'examen en radioscopie chez l'adulte.

| Examen            | Incidence | Haute tension (kVp) | $e_{PKS}$ (mSv/Gy cm <sup>2</sup> ) |
|-------------------|-----------|---------------------|-------------------------------------|
| Crâne             | AP        | 70 - 90             | 0,04                                |
| Epaules           | AP        | 55 - 75             | 0,006                               |
| Colonne cervicale | AP        | 60 - 80             | 0,21                                |
| Thorax            | AP        | 60 - 80             | 0,21                                |
| Reins             | AP        | 65 - 85             | 0,21                                |
| Abdomen           | AP        | 70 - 90             | 0,21                                |
| Colonne lombaire  | AP        | 70 - 90             | 0,21                                |
| Bassin            | AP        | 65 - 85             | 0,21                                |
| Colonne dorsale   | AP        | 70 - 90             | 0,27                                |
| Vessie            | AP        | 60 - 80             | 0,30                                |
| Hanche            | AP        | 60 - 80             | 0,19                                |
| Crâne             | PA        | 65 - 85             | 0,025                               |
| Thorax            | PA        | 60 - 80             | 0,11                                |
| Reins             | PA        | 65 - 85             | 0,11                                |
| Abdomen           | PA        | 70 - 90             | 0,11                                |
| Crâne             | Lat       | 60 - 80             | 0,03                                |
| Colonne cervicale | Lat       | 60 - 80             | 0,03                                |
| Thorax            | Lat       | 75 - 95             | 0,10                                |
| Reins             | Lat       | 65 - 85             | 0,10                                |
| Abdomen           | Lat       | 75 - 95             | 0,10                                |
| JLS               | Lat       | 85 - 105            | 0,10                                |

**Tableau XVIII :** Dose efficace en scanographie chez l'adulte

| Région explorée | $e_{DLP}$ (mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> ) |
|-----------------|---|
| Tête            | 0,0023  |
| Cou             | 0,0054  |
| Thorax          | 0,017   |
| Abdomen         | 0,015   |
| Bassin          | 0,019   |

### 3.1.9. L'énergie déposée : $\epsilon$

Bien que l'énergie déposée,  $\epsilon$ , soit une grandeur physique mesurable et plus aisément calculée que la dose efficace E, son utilisation pour quantifier le risque radiologique doit être restreinte aux seuls domaines pour lesquels la détermination de la dose efficace est très approximative :

- la radiologie interventionnelle pour laquelle les incidences sont multiples, les distances au foyer et les sections de faisceaux sont très variables, empêchant ainsi une connaissance précise des organes exposés [47-49] ;

- la radiologie dentaire compte tenu, d'une part, de l'irradiation importante de tissus radiosensibles "secondaires" (glandes salivaires, hypophyse...) dont les facteurs  $w_T$  de radiosensibilité utilisés dans le calcul de la dose efficace ont été établis moins précisément que pour les 12 tissus principaux, et d'autre part, de l'utilisation de faisceaux de faible section qui engendre de fortes incertitudes sur la nature et la proportion des tissus irradiés [50-52] ;
- certaines applications de scanographie pour les mêmes raisons [53] ;
- la mammographie [55], et la radiologie pédiatrique [55, 56] pour lesquelles les facteurs  $w_T$  de pondération de la sensibilité des organes utilisés dans le calcul de la dose efficace, ne sont pas adaptés. On notera d'ailleurs que l'énergie déposée, grandeur physique, n'est pas soumise comme la dose efficace, aux éventuels ajustements de ces facteurs de sensibilité en fonction de l'évolution des connaissances dans ce domaine.

## 3.2. METHODES NUMERIQUES

### 3.2.1. Introduction

Les différentes données dosimétriques concernant l'exposition du patient en radiologie sont rarement obtenues par une mesure directe sur le patient. Elles sont également difficiles et longues à mesurer sur fantôme et certaines données, comme la dose efficace, ne peuvent être obtenues que par le calcul. Aussi a-t-on vu se développer à partir de 1976 des méthodes de calcul de dose aux organes ainsi que de la dose efficace, le plus souvent basées sur l'utilisation des techniques de Monte Carlo.

Ce paragraphe ne présente pas un catalogue exhaustif des programmes existant à ce jour en radiologie conventionnelle et en scanographie, mais expose le principe général de ces calculs et les illustre par une présentation des outils les plus utilisés actuellement.

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 les tissus 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. Ces techniques de MC sont très consommatrices de temps de calcul et il est en pratique difficile, voire impossible, d'y faire appel pour chaque patient et chaque incidence. Généralement, les programmes actuellement disponibles font appel à des données de base calculées par MC [41]. 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 [57]. 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 [40, 41, 43, 58-61] et les enfants [62-65], en mammographie [35, 66-69] et en scanographie [20, 45, 70-72], 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 [60,65,74,57] qu'en scanographie [46,73,75].

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, (§ 1.1.2.). En radiologie conventionnelle, cette grandeur dosimétrique est souvent le kerma dans l'air au point d'entrée du faisceau (KASE, (ESAK)) dans le patient (le rayonnement rétrodiffusé n'est donc pas pris en compte). On trouve également la dose à l'entrée ( $D_e$ , ESD) ou le produit dose x surface (PDS, DAP). 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 (épaisseur 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 XIX (A, pour la radiologie conventionnelle et B, pour la scanographie). Pour la radiologie conventionnelle, nous sommes plus particulièrement intéressés, d'une part, à 2 programmes calculant la dose efficace au moyen de calculs MC (programme issus des travaux du NRPB [20,40,43,64,65,70] et programmes PCXMC [74]), et, d'autre part, à un programme basé sur des calculs analytiques, ODS60 ou Win ODS [57]. En scanographie, notre attention s'est portée sur 2 programmes basés sur des simulations MC, le programme proposé par le NRPB [70] et le programme CT Dose [75].

### 3.2.2. Programmes pour la radiologie conventionnelle

#### 3.2.2.1. Méthode du NRPB

Dès 1985 Jones et Wall ont publié un rapport sur le calcul, par les méthodes de Monte Carlo, des doses à 20 organes reçues lors de 22 incidences courantes et pour 45 combinaisons de haute tension (50 à 140 kV) et de filtration (1,5 à 4 mm Al) [40]. Ce travail a été complété en 1994 en passant de 22 à 68 incidences et en considérant des filtrations de 2 à 5 mm Al [43]. La même méthodologie a été appliquée en pédiatrie [64]. Les données de ces rapports sont disponibles sous forme numérique [60,65].

##### a) Fantôme mathématique

Ce travail a été entrepris sur la base du fantôme hermaphrodite adulte de Cristy [76] dérivé du modèle développé par Snyder et al [77,78] pour la dosimétrie des radionucléides dans le cadre de la méthode du MIRD<sup>4</sup>. Les organes de ce fantôme sont décrits par des fonctions algébriques simples (cylindre elliptique, ellipsoïde, demi sphère,...) et composés de l'un des 3 matériaux équivalents aux tissus mous, aux os ou aux poumons. Les volumes des organes sont proches de ceux publiés pour l'homme de référence dans la publication 23 de la CIPR [79]. Pour les calculs en radiologie le fantôme de Cristy a été modifié afin d'améliorer la composition et/ou la forme de certains organes (figure 11) :

1. modification de la composition des seins 50% eau et 50% graisse ;

<sup>4</sup> Medical Internal Radiation Dose committee

2. suppression des bras pour certaines incidences latérales ;
3. modification du cou et de la position de la thyroïde.

Signalons, à la même époque, la contribution significative du groupe du GSF<sup>5</sup> qui a développé ses propres fantômes ADAM et EVE, également à partir du modèle de Cristy [80].

---

<sup>5</sup> Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München

---

**Tableau XIX-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   |
| <b>WinODS<sup>(1)</sup>,<br/>ODS60<sup>(1)</sup><br/>[57]</b> | ADULTE                | Alderson-Rando   | <ul style="list-style-type: none"> <li>• KASE (mGy) pour ODS60</li> <li>• KASE (mGy) ou PKS (mGy.cm<sup>2</sup>) pour WinODS</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• KV</li> <li>• Filtration</li> </ul>                        | <ul style="list-style-type: none"> <li>• poids (40-110 kg)</li> <li>• taille (140-200 cm)</li> <li>• homme ou femme</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• DFF<sup>(3)</sup> (cm)</li> <li>• champ (L x l)</li> <li>• position champ</li> <li>• degré d'incidence</li> </ul> |
| <b>PCXMC<br/>[74]</b>   | ADULTE<br>ENFANT      | ORNL <sup>(2)</sup><br>enfants et adultes<br>(6 tailles de fantômes mathématiques) | <ul style="list-style-type: none"> <li>• KASE (mGy)</li> <li>• PKS (mGy.cm<sup>2</sup>)</li> </ul>                                      | <ul style="list-style-type: none"> <li>• KV</li> <li>• Filtration</li> <li>• pente anode</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• poids</li> <li>• taille</li> <li>• âge (0-1-5-10-15-adulte)</li> </ul>                | <ul style="list-style-type: none"> <li>• DFF<sup>(3)</sup> (cm)</li> <li>• champ (L x l)</li> <li>• position champ</li> <li>• degré d'incidence</li> </ul> |
| <b>Xdose<br/>[42,43]</b>                                      | ADULTE                | MIRD<br>fantôme mathématique adulte hermaphrodite                                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>• De (mGy)</li> <li>• PKS (mGy.cm<sup>2</sup>)</li> </ul>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>• KV</li> <li>• Filtration</li> </ul>                        | <ul style="list-style-type: none"> <li>• homme de référence CIPR 23 (70 kg - 170 cm)</li> </ul>                                | <ul style="list-style-type: none"> <li>• type d'examen</li> <li>• incidence (68 au choix)</li> </ul>   |
| <b>EffDose<br/>[57,59]</b>                                    | ADULTE                | MIRD<br>fantôme mathématique adulte hermaphrodite                                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>• PKS (mGy.cm<sup>2</sup>)</li> </ul>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>• kV</li> <li>• Filtration</li> </ul>                        | <ul style="list-style-type: none"> <li>• homme de référence CIPR 23 (70 kg - 170 cm)</li> </ul>                                | <ul style="list-style-type: none"> <li>• type d'examen</li> <li>• incidence (68 au choix)</li> </ul>   |

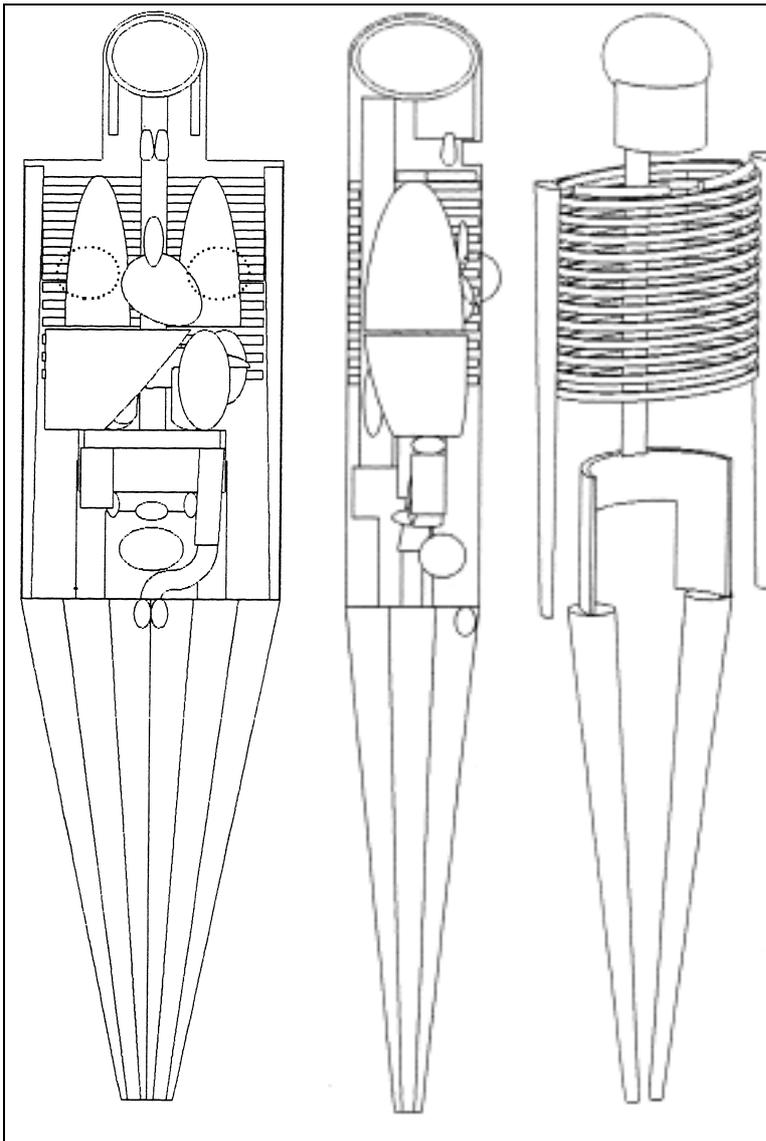
<sup>(1)</sup> les modèles de calcul de WinODS et ODS60 sont les mêmes.

<sup>(2)</sup> Oak Ridge National Laboratory

<sup>(3)</sup> DFF : Distance Foyer Film  
champ : dimensions au niveau du film

**Tableau XIX-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  |
| <b>CTDOSE</b><br>[73]       | ADULTE                | Alderson-Rando | <ul style="list-style-type: none"> <li>CTDI<sub>100,air</sub> (mGy/mAs)</li> </ul>     | <ul style="list-style-type: none"> <li>kV</li> <li>Filtration</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>hermaphrodite</li> </ul>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>champ (L)</li> <li>position champ</li> <li>épaisseur de coupes</li> <li>nombre de coupes</li> <li>type de scanner</li> </ul>                               |
| <b>CT Dose</b><br>[75]      | ADULTE                | MIRD/GSF       | <ul style="list-style-type: none"> <li>CTDI<sub>100,air</sub> (mGy/mAs)</li> </ul>     | <ul style="list-style-type: none"> <li>kV</li> <li>Filtration</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>hermaphrodite</li> </ul>  | <ul style="list-style-type: none"> <li>champ (L)</li> <li>position champ</li> <li>épaisseur de coupes</li> <li>nombre de coupes</li> <li>pas de l'hélice</li> <li>type de scanner</li> </ul>      |
| <b>WIN Dose 2.0</b><br>[82] | ADULTE                | MIRD/GSF       | <ul style="list-style-type: none"> <li>CTDI<sub>100,air</sub> (mGy/100 mAs)</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>Energie effective</li> </ul>      | <ul style="list-style-type: none"> <li>homme ou femme</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>champ (L)</li> <li>position champ</li> <li>épaisseur de coupes</li> <li>nombre de coupes</li> <li>pas d'hélice (pitch)</li> <li>type de scanner</li> </ul> |



**Figure 11 :** Vue de face et de côté des organes, et vue du squelette du fantôme utilisé par Jones et Wall [40].

#### *b) La simulation par Monte Carlo*

Le lecteur trouvera dans la publication de Andreo [81] une description complète des techniques de Monte Carlo et de leurs applications en physique médicale, et dans le rapport R186 du NRPB [40] les détails de la simulation relative à ce travail. Seuls les points essentiels sont présentés ci-dessous :

- la simulation du parcours des photons s'arrête en dessous de 5 keV, l'énergie est alors déposée sur place ;
- l'énergie des électrons produits lors des interactions des photons étant au maximum de 140 keV, ce qui correspond à un parcours de 0,3 mm, elle est supposée totalement absorbée au point de l'interaction les valeurs des sections efficaces sont principalement tirées des données de Hubbell [83-85] ;
- les dépôts d'énergie dans les différents organes ont été calculés pour 9 valeurs de haute tension (de 50 kV à 140 kV par pas de 10 kV), puis ensuite intégrés selon l'allure de chaque spectre ;
- un million d'histoires (réparties sur 20 lots identiques) ont été simulées pour chaque incidence ;

- la dose à la moelle a fait l'objet d'une attention toute particulière afin de considérer au mieux sa répartition et différencier le dépôt d'énergie entre l'os et la moelle en fonction de l'énergie ;
- plusieurs résultats découlent de la simulation : fraction du rayonnement incident absorbée, fraction de rétro diffusé et dose aux organes normalisée ;
- un accord, jugé raisonnable, a été obtenu entre les résultats du NRPB [40], du GSF [81] et de Rosenstein [59] (+/-6% pour la majorité des organes).

#### c) Les examens simulés

Le foyer de rayons X est représenté par un point et les données relatives aux spectres de rayons X ont été extraites essentiellement des publications de Birch [86]. Ces dernières données couvrent la gamme de haute tension de 50 à 140 kV et de filtration de 0,5 à 4 mm d'aluminium. Les spectres correspondent à une tension constante et un angle de pente d'anode de 17°, la distance foyer-peau étant de 75 cm.

Les conditions d'exposition de 12 examens courants (22 incidences) en Grande Bretagne ont été retenues. Pour chacune des incidences, la distance foyer-peau, la taille du champ, sa position et son orientation, et le spectre de rayons X varient. Des valeurs moyennes ont été retenues sur la base d'une étude des pratiques dans le pays.

#### d) Dose aux organes

Le résultat de la simulation permet d'obtenir, pour chaque type d'incidence, la fraction de rétro-diffusé, c'est à dire le facteur de rétrodiffusion B auquel on soustrait 1, et la dose moyenne par unité de dose à l'entrée pour 20 organes, pour chacune des 45 combinaisons de spectre (9 valeurs de HT x 5 valeurs de filtre). Les doses sont exprimées en terme de doses aux organes normalisées par rapport à la dose à l'entrée  $D_e$  (dose à—comprenant le rayonnement rétro-diffusé). Cette dose à l'entrée peut être mesurée par thermoluminescence, ou par un système avec cristal scintillant et fibre optique [87], placé à la peau du patient (ou d'un fantôme anthropomorphique).

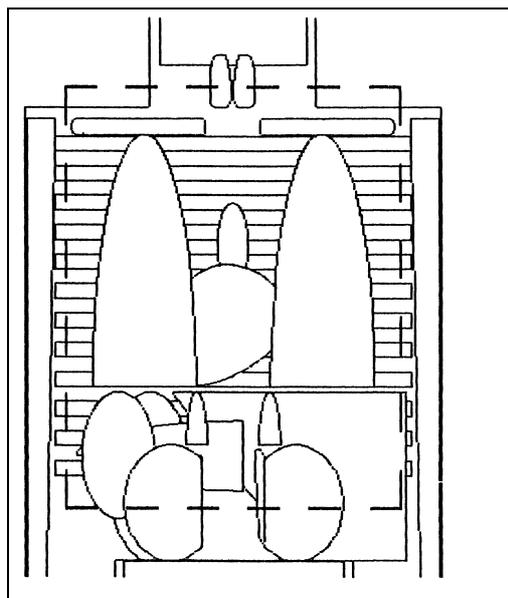
On peut également la déduire du kerma dans l'air à l'entrée (KASE) en le multipliant par le facteur de rétrodiffusion B et par le rapport des coefficients massiques d'absorption

d'énergie  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tissu,air}^{Prof=0}$  (cf. §3.1.4.)

La figure 12 illustre le cas d'une incidence postéro-antérieure du thorax, précisant le champ couvert et certains paramètres techniques. Quelques uns des résultats correspondant à cet exemple sont présentés dans le tableau XX, pour les organes auxquels un facteur de pondération  $w_T$  est attribué pour le calcul de la dose efficace.

Il suffit ensuite de pondérer les doses aux organes par les facteurs  $w_T$  correspondants pour obtenir la dose efficace E.

Notons que ces données concernent l'adulte, pour un nombre d'incidences limité et pour des paramètres d'exposition fixes, en dehors de la haute tension et de la filtration.



- Thorax PA
- Distance foyer-peau (DFE) = 160 cm
- Champ = 32 cm x 40 cm

**Figure 12 :** Illustration de l'une des 22 incidences simulées dans le rapport R186 du NRPB [40] et des résultats disponibles. Le trait en pointillés représente les limites du faisceau de rayons X.

**Tableau XX :** Exemple des résultats disponibles, pour une incidence donnée, dans le rapport 186 du NRPB [40]. Seules les doses correspondant aux organes intervenant dans le calcul de la dose efficace y sont rapportées.

|   | Filtration<br>(mm Al) | Haute tension (kV)   |                      |                      |                      |
|---|-----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
|   |                       | 60                   | 80                   | 100                  | 140                  |
| fraction<br>rayonnement<br>incident absorbé | 2,5                   | $7,93 \cdot 10^{-1}$ | $7,15 \cdot 10^{-1}$ | $6,60 \cdot 10^{-1}$ | $5,98 \cdot 10^{-1}$ |
|   | 4                     | $7,76 \cdot 10^{-1}$ | $6,97 \cdot 10^{-1}$ | $6,44 \cdot 10^{-1}$ | $5,86 \cdot 10^{-1}$ |
| fraction rétro<br>diffusé                   | 2,5                   | $2,28 \cdot 10^{-1}$ | $2,85 \cdot 10^{-1}$ | $3,30 \cdot 10^{-1}$ | $3,61 \cdot 10^{-1}$ |
|   | 4                     | $2,64 \cdot 10^{-1}$ | $3,27 \cdot 10^{-1}$ | $3,73 \cdot 10^{-1}$ | $3,88 \cdot 10^{-1}$ |
| ovaires                                     | 2,5                   | $4,45 \cdot 10^{-4}$ | $1,88 \cdot 10^{-3}$ | $2,60 \cdot 10^{-3}$ | $4,36 \cdot 10^{-3}$ |
|   | 4                     | $6,25 \cdot 10^{-4}$ | $2,44 \cdot 10^{-3}$ | $3,16 \cdot 10^{-3}$ | $4,97 \cdot 10^{-3}$ |
| moelle rouge                                | 2,5                   | $7,73 \cdot 10^{-2}$ | $1,07 \cdot 10^{-1}$ | $1,35 \cdot 10^{-1}$ | $1,79 \cdot 10^{-1}$ |
|   | 4                     | $9,15 \cdot 10^{-2}$ | $1,25 \cdot 10^{-1}$ | $1,54 \cdot 10^{-1}$ | $1,95 \cdot 10^{-1}$ |
| colon (LLI)*                                | 2,5                   | $4,78 \cdot 10^{-4}$ | $1,10 \cdot 10^{-3}$ | $1,94 \cdot 10^{-3}$ | $3,50 \cdot 10^{-3}$ |
|   | 4                     | $6,47 \cdot 10^{-4}$ | $1,39 \cdot 10^{-3}$ | $2,35 \cdot 10^{-3}$ | $3,99 \cdot 10^{-3}$ |
| poumons                                     | 2,5                   | $2,79 \cdot 10^{-1}$ | $3,63 \cdot 10^{-1}$ | $4,55 \cdot 10^{-1}$ | $5,21 \cdot 10^{-1}$ |
|   | 4                     | $3,34 \cdot 10^{-1}$ | $4,20 \cdot 10^{-1}$ | $5,06 \cdot 10^{-1}$ | $5,64 \cdot 10^{-1}$ |
| estomac                                     | 2,5                   | $4,50 \cdot 10^{-2}$ | $7,67 \cdot 10^{-2}$ | $1,05 \cdot 10^{-1}$ | $1,49 \cdot 10^{-1}$ |
|   | 4                     | $5,81 \cdot 10^{-2}$ | $9,42 \cdot 10^{-2}$ | $1,23 \cdot 10^{-1}$ | $1,67 \cdot 10^{-1}$ |
| vessie                                      | 2,5                   | $1,67 \cdot 10^{-4}$ | $4,13 \cdot 10^{-4}$ | $7,08 \cdot 10^{-4}$ | $1,05 \cdot 10^{-3}$ |
|   | 4                     | $2,32 \cdot 10^{-4}$ | $5,28 \cdot 10^{-4}$ | $8,61 \cdot 10^{-4}$ | $1,19 \cdot 10^{-3}$ |
| seins                                       | 2,5                   | $3,91 \cdot 10^{-2}$ | $6,55 \cdot 10^{-2}$ | $8,92 \cdot 10^{-2}$ | $1,27 \cdot 10^{-1}$ |
|   | 4                     | $5,00 \cdot 10^{-2}$ | $8,00 \cdot 10^{-2}$ | $1,05 \cdot 10^{-1}$ | $1,41 \cdot 10^{-1}$ |
| foie  | 2,5                   | $1,10 \cdot 10^{-1}$ | $1,59 \cdot 10^{-1}$ | $1,99 \cdot 10^{-1}$ | $2,57 \cdot 10^{-1}$ |
|   | 4                     | $1,36 \cdot 10^{-1}$ | $1,89 \cdot 10^{-1}$ | $2,28 \cdot 10^{-1}$ | $2,82 \cdot 10^{-1}$ |
| thyroïde                                    | 2,5                   | $1,52 \cdot 10^{-2}$ | $2,96 \cdot 10^{-2}$ | $4,11 \cdot 10^{-2}$ | $7,00 \cdot 10^{-2}$ |
|   | 4                     | $2,01 \cdot 10^{-2}$ | $3,70 \cdot 10^{-2}$ | $4,89 \cdot 10^{-2}$ | $7,92 \cdot 10^{-2}$ |

\* Lower Large Intestine

### 3.2.2.2. Programme PCXMC [46]

Ce programme, basé sur les simulations de Monte Carlo, utilise les fantômes mathématiques de Cristy représentant l'adulte mais aussi les enfants de 0, 1, 5 10 et 15 ans [78]. Il permet de calculer les doses aux organes pour des patients d'âges et de tailles différents, pour des incidences de radiographie et de radioscopie librement ajustables pour la taille du champ et les autres paramètres de l'examen (HT, filtration, DFE,...).

#### a) Fantôme mathématique

Le poids et la taille des différents fantômes hermaphrodites sont présentés dans le tableau XXI. Des modifications similaires à celles du fantôme du NRPB y ont été apportées avec addition de l'œsophage.

Le programme PCXMC permet de modifier ces fantômes en appliquant des facteurs de correction,  $s_z$  et  $s_{xy}$  tenant compte du poids, M et de la taille, H du patient, et du poids,  $M_0$  et de la taille,  $H_0$  du fantôme :

$$s_z = H/H_0 \qquad s_{xy} = \sqrt{H_0 \cdot M / H \cdot M_0}$$

où z, est l'axe selon la taille du fantôme, x, la largeur et y, l'épaisseur. Les dimensions des organes, et donc leurs masses, sont modifiées selon ces facteurs.

**Tableau XXI : Poids et taille des différents fantômes hermaphrodites d'après Cristy [76].**

| Type de fantôme | Poids (kg) | Taille (cm) |
|-----------------|------------|-------------|
| Nouveau-né      | 3,51       | 51,5        |
| 1 an            | 9,36       | 75,0        |
| 5 ans           | 19,1       | 109,0       |
| 10 ans          | 32,1       | 138,6       |
| 15 ans          | 54,5       | 164,0       |
| Adulte          | 71,1       | 174,0       |

#### b) La simulation par Monte Carlo

Pour l'essentiel, les informations du § 3.2.2.1. sont conservées. Signalons que PCXMC découpe le spectre par pas de 10 keV, de 10 à 150 keV. L'utilisateur choisit pour la simulation, le nombre de pas en énergie ( $\leq 15$ ) et le nombre de photons dont on va suivre l'histoire.

#### c) Les examens simulés

L'utilisateur peut choisir, outre le type de fantôme avec son propre poids et sa propre taille, la distance foyer-peau, la taille, l'orientation et la position du faisceau (figures 13, 14 et 15). Le spectre est défini par la haute tension, la pente de l'anode et la filtration dont il est possible de choisir le matériau (éventuellement combiné) et l'épaisseur (figure 16).

#### d) Dose aux organes

Les grandeurs dosimétriques nécessaires au programme sont présentées figure 17. Le kerma dans l'air au point d'entrée du faisceau (KASE) ou le produit kerma x surface (PKS) peuvent être utilisés. L'énergie absorbée dans les organes est alors calculée pour chaque composante du spectre de rayons X puis sommée sur l'ensemble des composantes. Les données sont ensuite normalisées pour tenir compte de la valeur de la grandeur dosimétrique d'entrée. Outre la dose à 37 organes, ou parties du corps, le programme indique la dose au

corps entier, à la moelle osseuse et au squelette, la dose efficace et la fraction d'énergie absorbée. La figure 18 présente la fenêtre d'affichage des résultats contenant les valeurs de doses et un rappel des paramètres du calcul.

Il convient de noter que les données calculées par MC peuvent être stockées dans des fichiers pour être utilisées par la suite sans recommencer la phase de simulation.

The screenshot shows the 'Directory' and 'File name' fields at the top. Below, the 'Examination' section includes 'Header' (poumons AP), 'ProjAngle' (270.0000), and 'Cranio-caudal angle' (0.0000). The 'Phantom' section has 'Age' (Adult selected), 'Phantom height' (174.0000), and 'Phantom mass' (71.1000). The 'Beam data' section includes 'FSD' (180.0000), 'Beam width' (40.0000), 'Beam height' (30.0000), and reference coordinates 'Xref', 'Yref', and 'Zref'. The 'Simulation' section shows 'NElevels' (15) and 'Nshots' (20000). Buttons for 'Phantom Image', 'Radiograph', and 'Energy\_E' are also visible.

Figure 13 : Fenêtre de définition du fantôme et du champ d'irradiation dans PCXMC.

The screenshot displays a 3D visualization of a phantom with an X-ray beam field overlaid. To the right, the 'Coordinates of the skin point at cursor' are shown as X, Y, and Z values in cm. Below this, there is a 'View angle' set to 300 degrees and a 'Radiograph' button. At the bottom, a 'Rotation increment' section shows a value of 30. A summary table of parameters is provided:

|                      |          |             |              |
|----------------------|----------|-------------|--------------|
| Cranio-caudal angle: | FSD:     | Beam width: | Beam height: |
| 0.0000               | 180.0000 | 40.0000     | 30.0000      |
| ProjAngle:           | Xref:    | Yref:       | Zref:        |
| 270.0000             | 0.0000   | 0.0000      | 50.0000      |

Figure 14 : Fenêtre de représentation du fantôme et du faisceau de rayons X dans PCXMC.

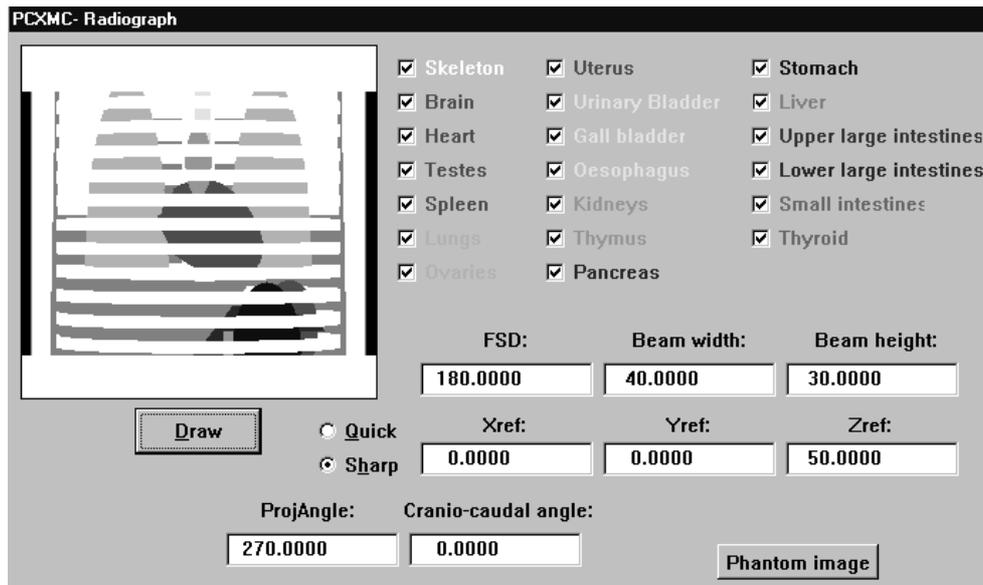


Figure 15 : Fenêtre de représentation des organes compris dans le champ d'irradiation dans PCXMC.

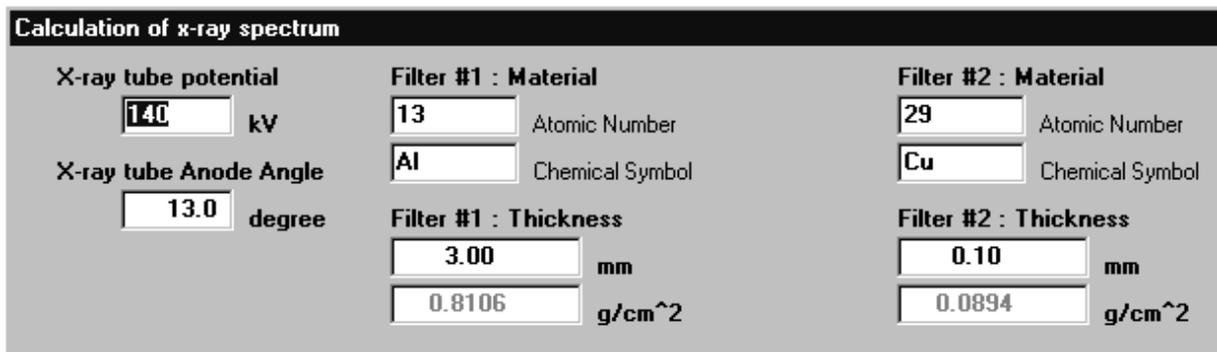


Figure 16 : Fenêtre de définition des paramètres pour le calcul du spectre dans PCXMC.

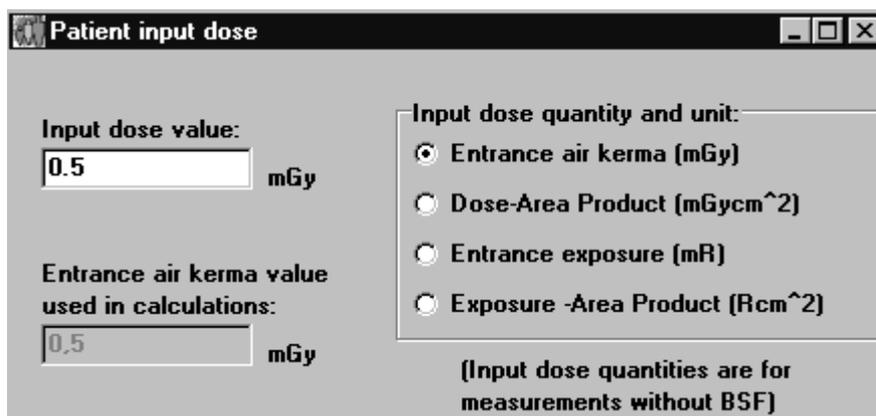


Figure 17 : Fenêtre d'entrée de la grandeur dosimétrique utilisée dans PCXMC.

| PCXMC- Dose Calculation  |            |                 |                                 |            |             |                   |
|--|------------|-----------------|---------------------------------|------------|-------------|-------------------|
| File Run   |            |                 |                                 |            |             |                   |
| Exit   |            | Change Spectrum | Calculate doses                 | Print      | Save As ... | Convert file form |
| X-ray tube potential: 140 kV   |            |                 | Filtration: 3 mm Al + 0,1 mm Cu |            |             |                   |
| Anode angle: 13 deg  |            |                 |                                 |            |             |                   |
| File: C:\PCXMC\MCRUNS\Adult\adult-chest-AP.ene<br>Typical chest AP, Adult "Phantom's age": Adult Simulation: Photons/Energy level: 100000 Number of energy levels: 15<br>Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 270.000 Obl. angle: 0.000<br>Field's width: 30.10 cm and height: 37.60 cm FSD: 160.000 cm Focus (x,y,z[cm]): (-0.000,-170.000, 52.000)<br>Phantom's length: 174.000 cm and mass: 71.100 kg Scaling factors sx(=sy): 1.000 and sz: 1.000<br>Surface dose:..... 0.500 mGy Tube voltage: 140 kV Filter:.....3 mm Al + 0,1 mm Cu |            |                 |                                 |            |             |                   |
| Organs   | Dose (mGv) | Error (%)       | Organs                          | Dose (mGv) | Error (%)   |                   |
| Lungs  | 0,409734   | 0,3             | Pancreas                        | 0,314586   | 1,4         |                   |
| Skull  | 0,032974   | 1,3             | Small intestine                 | 0,019211   | 1,3         |                   |
| UpperSpine   | 0,097709   | 1,9             | Gall bladder                    | 0,185927   | 1,9         |                   |
| MiddleSpine  | 0,296345   | 0,6             | Upper large intestine           | 0,028937   | 2,6         |                   |
| LowerSpine   | 0,105707   | 1,5             | Lower large intestine           | 0,004490   | 5,7         |                   |
| Ribs   | 0,960154   | 0,3             | Urinary bladder                 | 0,001588   | 20,5        |                   |
| Scapulae   | 0,271110   | 1,1             | Uterus                          | 0,004540   | 10,6        |                   |
| Clavicles  | 1,378195   | 1,0             | Adrenals                        | 0,165710   | 3,2         |                   |
| Upper arm bones  | 0,132021   | 0,9             | Thymus                          | 0,770989   | 1,5         |                   |
| Middle arm bones   | 0,136937   | 1,0             | Esophagus                       | 0,226042   | 2,0         |                   |
| Lower arm bones  | 0,022553   | 3,1             | Thyroid                         | 0,272901   | 2,7         |                   |
| Upper leg bones  | 0,000156   | 18,0            | Brain                           | 0,004855   | 3,2         |                   |
| Middle leg bones   | 0,000007   | 55,2            | Testes                          | 0,000106   | 55,2        |                   |
| Lower leg bones  | 0,000000   | NA              | Ovaries                         | 0,003054   | 18,9        |                   |
| Pelvis   | 0,007702   | 2,6             | Skin                            | 0,091495   | 0,4         |                   |
| Heart  | 0,531083   | 0,5             | Remainder (muscle)              | 0,110712   | 0,1         |                   |
| Breasts  | 0,606947   | 0,6             | Total Body                      | 0,128579   | 0,1         |                   |
| Liver  | 0,359238   | 0,4             | Active bone marrow              | 0,096585   | 0,2         |                   |
| Stomach  | 0,397080   | 0,8             | Skeleton                        | 0,164048   | 0,2         |                   |
| Spleen   | 0,205155   | 1,1             | Effective dose                  | 0,208768   | 0,3         |                   |
| Kidneys  | 0,088301   | 1,2             | Abs.fraction (%)                | 55,105292  |             |                   |

**Figure 18 :** Fenêtre des résultats de calcul de dose pour chaque organe et de la dose efficace dans PCXMC.

### 3.2.2.3. Les logiciels ODS-60 et Win ODS [57] (Organ Dose calculation Software)

Ce logiciel prend le parti de ne pas calculer de simulation par des méthodes de MC afin de réduire considérablement les temps de calcul et permettre l'utilisation du logiciel pendant la réalisation de l'examen. Ainsi le calcul des doses délivrées aux 22 organes référencés par la CIPR ainsi qu'aux glandes salivaires, la vésicule biliaire, et le colon (LLI) est réalisé à partir du produit du rendement en profondeur et par 2 rendements en traversée (profils), tous trois décrits analytiquement et appliqués à un fantôme anatomique.

#### a) Les données nécessaires au calcul

La qualité du faisceau est définie par la tension kVp et la filtration totale de l'installation en mm équivalents d'aluminium. Les conditions géométriques de l'exposition sont décrites par la distance foyer peau, la taille du faisceau à la peau, la position et l'incidence du faisceau repérées sur la coupe anatomique passant par le centre du faisceau (figure 19).

Le patient est décrit par son sexe, son poids et sa taille.

La grandeur dosimétrique utilisée par ODS60 est le KASE alors que WinODS utilise le KASE ou le PKS.

*b) Le fantôme mathématique [88]*

Il s'agit d'une modélisation du fantôme anatomique Alderson-Rando comprenant 35 coupes, déformable par l'introduction de coefficients de déformation fonction de la nature du contour (externe ou organe) et de sa position (thoracique, abdominal ou pelvien), du sexe, du poids et de la taille du patient.

*c) Le calcul*

Afin de réduire les temps de calcul, le logiciel utilise des lissages par des fonctions analytiques de rendements en profondeur et de rendements en traversée (profils). Ces rendements ont été préalablement calculés par simulations MC dans un fantôme semi-infini (sans face de sortie) rempli d'eau pour différentes tailles de champ et différentes qualités de faisceau.

La qualité du faisceau est exprimée par la CDA d'aluminium, calculée à partir de la haute tension et de la filtration totale, au moyen des données du catalogue de spectres SRS-30 [27].

La dose en un point du fantôme mathématique est alors le produit de la dose à l'entrée par le rendement en profondeur et le rendement en traversée en ce point mais la profondeur prend en compte la courbure de la peau et elle est diminuée du tiers lors de la traversée éventuelle des poumons. La prise en compte des densités osseuses ne s'effectue que pour la moelle (derrière le rachis), les ovaires et l'utérus (derrière le bassin) par l'introduction de coefficients d'atténuation qui dépendent de la qualité du faisceau.

La dose à l'entrée est déduite de la mesure du kerma dans l'air à l'entrée (KASE) au moyen de l'équation du chapitre 3.1.4. dans laquelle :

- le facteur de rétrodiffusion B est obtenu par un lissage des valeurs calculées par Grosswendt [30] en fonction de la CDA et de la surface du faisceau à la peau, et,
- le rapport des coefficients massiques d'absorption entre le muscle et l'air est issu des calculs de Seuntjens [89] (entre 1,04 et 1,07 en fonction de la CDA).

*d) Dose aux organes*

Pour les grands organes simples le logiciel réalise la moyenne des doses reçues par chaque point de l'organe maillé tous les cm pour chacune des coupes contenant l'organe (figure 20).

Pour les organes plus " fins ", la moelle osseuse ou la surface osseuse..., la dose à l'organe est une somme pondérée de la dose reçue en chacun des points d'une série de points particuliers par des facteurs de pondération qui dépendent, d'une part, de l'importance que représentent les zones autour de ces points dans la totalité de l'organe, et, d'autre part, pour l'os, de l'augmentation de l'absorption de l'énergie par l'os par rapport à l'eau.

*e) Comparaison avec des logiciels utilisant des données sur des méthodes de Monte Carlo*

Le logiciel ODS 60 calcule instantanément la dose efficace. Il la surestime en moyenne de 7% pour l'homme de référence et de 33% pour la femme par rapport au logiciel du NRPB 262 qui fonctionne sur des méthodes Monte Carlo appliquées à un fantôme mathématique. Ces écarts sont principalement dus à l'utilisation de fantômes différents qui modifie considérablement les proportions d'organes sensibles irradiés en bordure de faisceaux. L'ODS offre l'avantage de proposer un fantôme sexué et déformable en fonction du poids et de la taille du patient.

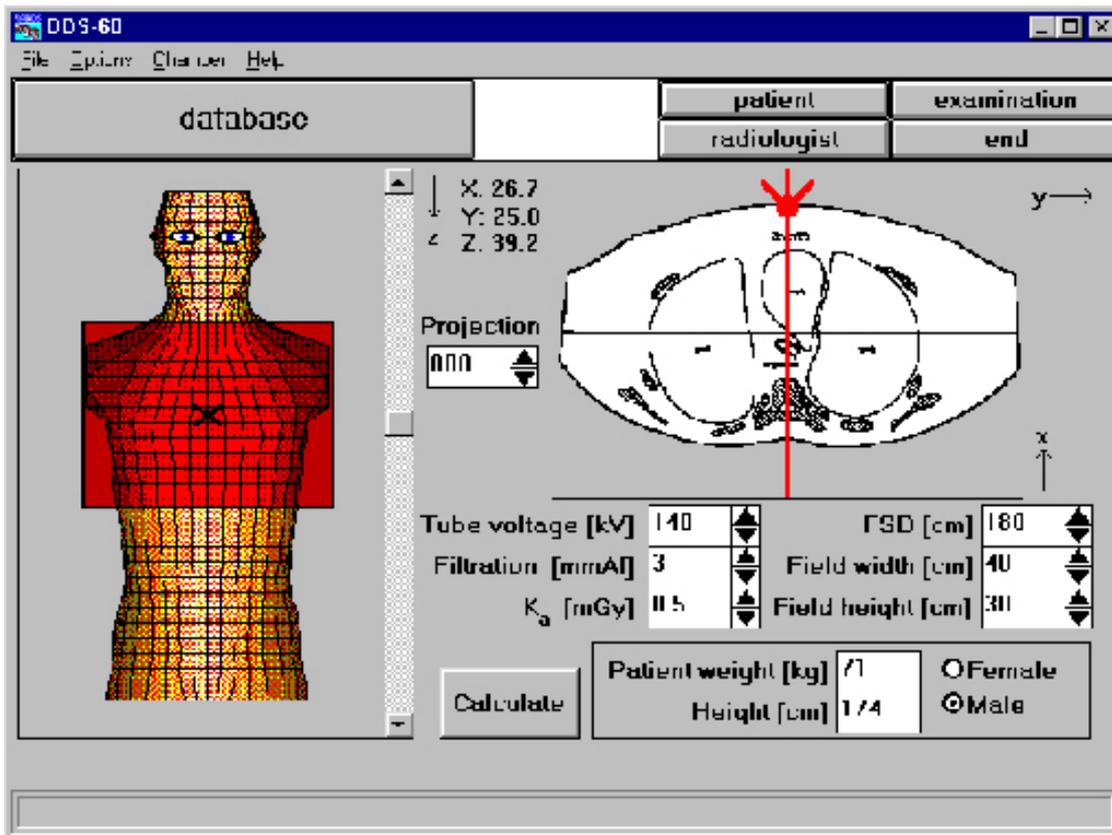


Figure 19 : Fenêtre de définition du fantôme et des conditions de son exposition dans ODS60



## 3.2.2.3. Comparaison des différentes données

Comme il a déjà été écrit les doses aux organes ne sont strictement valables que pour les fantômes avec lesquels elles ont été calculées. Les tableaux XXII et XXIII illustrent ces différences entre les doses aux organes calculées par plusieurs auteurs. Les écarts entre ces données dérivent de différences entre les fantômes, les conditions d'examen, les données physiques d'interactions des photons, ou d'approximations dans les méthodes de calcul utilisées. Dans les calculs Monte Carlo de Rosenstein [58] et Drexler et al. [41], par exemple, le rayonnement diffusé est approximé par la diffusion Compton uniquement, sans prendre en compte séparément la diffusion cohérente et la diffusion incohérente comme c'est le cas dans PCXMC, tandis que Rannikko et al. [57] utilisent une méthode de calcul et des fantômes totalement différents (Servomaa et al. [88]).

**Tableau XXII** : Comparaison des facteurs de conversion pour le calcul de doses aux organes dans le cas d'un examen du thorax pour un patient adulte. Les données sont normalisées pour un kerma dans l'air de 1 Gy. Conditions d'examen : thorax adulte incidence postéro-antérieure (125 kV, filtration 2,5 mm Al, CDA 4,45 mm Al).

| Organe         | PCXMC*<br>(mGy/Gy) | NRPB**[60]<br>(mGy/Gy) | GSF***[41]<br>(mGy/Gy) | CDRH**** [59]<br>(mGy/Gy) | ODS-60***** [57]<br>(mGy/Gy) |
|----------------|--------------------|------------------------|------------------------|---------------------------|------------------------------|
| Poumons        | 716 (1,4)          | 719                    | 680                    | -                         | 1046                         |
| Moelle osseuse | 242 (1,9)          | 235                    | 150                    | 207                       | 361                          |
| Utérus         | 4,3 (0,3)          | 4,6                    |                        | 6,8                       | 1,6                          |
| Thyroïde       | 97 (3,7)           | 92                     | 90                     | 93                        | 228                          |

\* Conditions d'examen identiques à celles du NRPB. L'erreur statistique (2 x écart-type) est donnée entre parenthèses.

\*\* d'après[60], données extrapolées.

\*\*\* d'après [41], doses moyennes homme et femme.

\*\*\*\* d'après [59], données extrapolées.

\*\*\*\*\* calculées d'après [57], doses moyennes homme et femme.

**Tableau XXIII**. Comparaison des facteurs de conversion pour le calcul de doses aux organes dans le cas d'un examen de l'abdomen d'un enfant de 5 ans. Les données sont normalisées pour un kerma dans l'air de 1 Gy. Conditions d'examen : abdomen incidence antéro-postérieure (70 kV, filtration 3,5 mm Al, CDA 2,9 mm Al).

| Organe         | PCXMC*<br>(mGy/Gy) | NRPB**[65]<br>(mGy/Gy) | PCXMC***<br>(mGy/Gy) | GSF**** [63]<br>(mGy/Gy) | CDRH***** [62]<br>(mGy/Gy) |
|----------------|--------------------|------------------------|----------------------|--------------------------|----------------------------|
| Poumons        | 123 (1,0)          | 121                    | 207 (1,7)            | 200                      | 154                        |
| Moelle osseuse | 68 (0,2)           | 64                     | 74 (0,1)             | 75                       | 128                        |
| Ovaires        | 395 (21)           | 376                    | 383 (18)             | 569                      | 457                        |
| Thyroïde       | 1,7 (0,6)          | 1,7                    | 3,9 (1,5)            | 12                       | 3,4                        |

\* Fantôme et taille du champ identiques à ceux du NRPB. L'erreur statistique (2 x écart-type) est donnée entre parenthèses.

\*\* [65] données interpolées, taille du champ définie à mi-épaisseur 20,4 x 26,6 cm x cm

\*\*\* Fantôme et taille du champ identiques à GSF. L'erreur statistique (2 x écart-type) est donnée entre parenthèses.

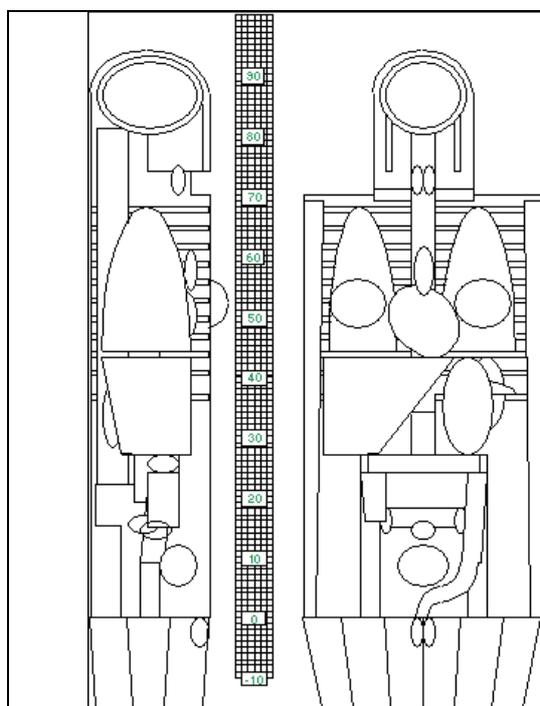
\*\*\*\*[63] taille du champ définie au niveau du film 25,6 x 39,4 cm x cm.

\*\*\*\*\* [62] taille du champ définie au niveau du film 28 x 36 cm x cm.

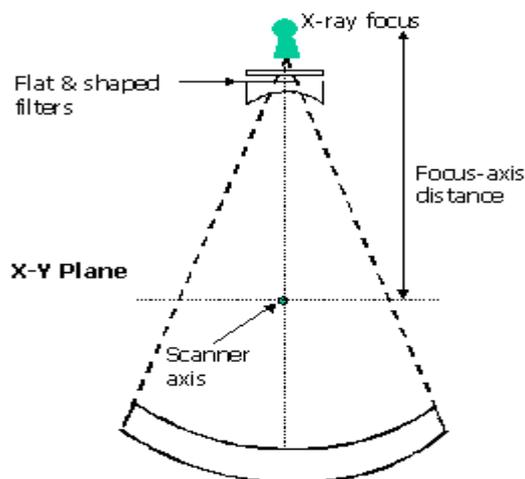
### 3.2.3. Programmes pour la scanographie

#### 3.2.3.1. Données du NRPB

Le NRPB a publié en 1991 un rapport relatif à la scanographie [70] qui existe aussi depuis 1993 sous forme numérique [71]. Sur la base du fantôme hermaphrodite décrit au § 3.1.1, 23 jeux de données calculées par Monte Carlo sont disponibles. Ces données correspondent à diverses conditions d'exposition de 27 scanners les plus répandus dans les années 89 dans le Royaume Uni. Chaque ensemble de calculs correspond à la simulation d'une irradiation sur 360° d'un faisceau parfaitement collimaté, de 5 mm de large, depuis le sommet de la tête jusqu'au haut des jambes. Ainsi 208 coupes couvrent tout le fantôme (figure 21), et pour chaque coupe on dispose de la dose normalisée à 27 organes ou régions. Ces doses normalisées sont exprimées en dose absorbée à l'organe par rapport à la dose dans l'air à l'axe de rotation de l'appareil, ce qui correspond en pratique au  $CTDI_{air}$ . La modélisation de la distribution de la dose a nécessité, pour chaque simulation, la connaissance des facteurs influençant cette distribution : haute tension, distance foyer-axe de rotation et filtration (filtres plat et " papillon ") (figure 22).



**Figure 21 :** Fantôme mathématique adulte hermaphrodite utilisé dans les calculs de dose du NRPB en scanographie. La grille indique la position des 208 coupes de 5 mm composant un jeu de données [71].



**Figure 22 :** Facteurs liés à la conception du scanner qui influencent la dose.

Les données de base (les 23 fichiers) ont été reprises par J. Le Heron dans le programme CTDOSE [73] (johnleh@nrl.moh.govt.nz). L'utilisateur choisit une configuration

d'appareil (parmi 27) puis définit, jusqu'à 4 séquences, le nombre de mAs, la largeur de coupe, l'incrément de la table, le  $CTDI_{100,air}$  (en mGy/mAs), la position de départ et le nombre de coupes. Le programme calcule alors les doses aux organes et la dose efficace pour chaque séquence et pour tout l'examen.

Afin de pouvoir prendre en compte les nouveaux appareils (depuis 1989) non présents dans les données de base du NRPB, le groupe ImPACT (<http://www.impactscan.org/>) a établi une correspondance entre les données existantes et les nouveaux appareils sur la base d'un facteur bien corrélé avec la dose efficace. Ce facteur nécessite la connaissance du  $CTDI_{100,air}$  et du  $CTDI_{100,c}$  et  $CTDI_{100,p}$ , pour les examens de la tête et du corps. Bien que ce facteur dépende en toute rigueur des kV et des paramètres de l'examen, il suffit en pratique d'un seul facteur pour les examens " tête " et d'un seul facteur pour les examens " corps ". Le tableau XXIV présente l'ensemble des appareils pour lesquels existe à ce jour une correspondance.

### 3.2.3.2. Programme CT dose [75]

Ce programme, disponible sur internet [75] utilise une simulation par MC pour calculer la dose aux organes, la dose efficace et le produit dose x longueur lors d'un examen scanographique. Le fantôme mathématique utilisé est un fantôme hermaphrodite standard de 1m70 et de 70 kg. Il correspond en fait au modèle ADAM développé par le GSF [80] auquel les organes féminins ont été rajoutés. Le fantôme a été exploré en totalité avec des coupes jointives de 5 mm. Les doses aux organes résultant de chaque coupe ont été stockées dans une table à partir de laquelle les calculs de dose sont effectués.

#### a) Paramètres d'entrée

Le programme propose 3 écrans d'entrée. Le premier nommé " *Scanner* " permet de sélectionner les données de simulation du scanner (voir tableau XXV), de préciser des informations sur l'appareil et d'indiquer le mode d'acquisition, séquentiel ou hélicoïdal. Le deuxième écran " *Examination* " permet de décrire le type d'examen (notons que plusieurs " *Examination* " peuvent être définies par " *Scanner* "). Le troisième écran " *Scan parameters* " est utilisé pour préciser tous les paramètres qui ont une influence sur la dose : haute tension, filtration,  $CTDI_{100,air}$  (en mGy/mAs), mAs, épaisseur de coupe, vitesse de déplacement de la table et position du champ exploré. Ce dernier paramètre est visualisé sur une vue de face (ou de profil) du fantôme (figure 23). Plusieurs écrans " *Scan parameters* " peuvent être définis pour chaque " *Examination* ".

#### b) Résultats

Les résultats peuvent être visualisés sur l'écran, imprimés, et/ou exportés. Deux types de rapport sont proposés : détaillé ou résumé. Le rapport détaillé (figure 24) indique le  $CTDI_w$  pour chaque séquence de l'examen, la dose à tous les organes résultant de l'ensemble des séquences ainsi que le DLP (pour la tête et pour le corps) et la dose efficace de l'ensemble de l'exploration. Le rapport résumé (figure 25) présente, pour chaque séquence, la dose à l'utérus, au cristallin et la dose efficace.

**Tableau XXIV :** Tableau (décembre 2003 version 0.99u) indiquant les valeurs de CTDI après correspondance entre un scanner et les données issues du rapport NRPB-SR250. Ce tableau est régulièrement mis à jour sur le site internet du groupe ImPACT.

| Scanner                              | Scanner group | kV  | CTDI Head mGy/100mAs |        |       | CTDI Body mGy/100mAs |        |       | ImPACT Factor |      | Scanner Match |      |
|--------------------------------------|---------------|-----|----------------------|--------|-------|----------------------|--------|-------|---------------|------|---------------|------|
|                                      |               |     | Air                  | Centre | Perip | Air                  | Centre | Perip | Head          | Body | Head          | Body |
| CGR CE 10000,12000                   | CG.a          | 130 |                      |        |       |                      |        |       | 1,1           | 1,1  | 12            | 12   |
| Elscont Exel 2400 Elect              | EL.a          | 120 | 18,8                 | 13,2   | 14,5  | 18,5                 | 3,5    | 6,2   | 1,0           | 0,8  | 19            | 20   |
| Elscont Exel 2400 Elect              | EL.a          | 140 |                      |        |       | 25,8                 | 5,2    | 8,6   |               | 0,8  |               | 20   |
| Elscont CT Twin, Helicat             | EL.b          | 120 | 18,6                 | 12,9   | 13,9  | 19,0                 | 3,8    | 6,5   | 1,0           | 0,8  | 18            | 20   |
| GE 8800 / 9000 Series                | GE.a          | 120 | 14,1                 | 6,5    | 6,1   | 14,6                 | 2,1    | 4,2   | 0,6           | 0,6  | 6             | 7    |
| GE 9800 Series                       | GE.b          | 120 | 26,0                 | 14,1   | 14,9  | 26,0                 | 3,9    | 7,4   | 0,8           | 0,6  | 8             | 8    |
| GE 9800 Series                       | GE.b          | 140 | 34,1                 | 19,4   | 20,0  | 34,1                 | 5,7    | 10,0  | 0,8           | 0,7  | 9             | 9    |
| GE HiLight, HiSpeed, CT/i (No SmB)   | GE.c          | 80  | 8,5                  | 4,2    | 4,5   | 8,5                  | 1,0    | 1,9   | 0,7           | 0,5  | 10            | 10   |
| GE HiLight, HiSpeed, CT/i (No SmB)   | GE.c          | 100 | 14,0                 | 8,2    | 8,3   | 14,0                 | 2,2    | 4,3   | 0,8           | 0,7  | 9             | 11   |
| GE HiLight, HiSpeed, CT/i (No SmB)   | GE.c          | 120 | 19,3                 | 11,4   | 11,9  | 18,8                 | 3,2    | 6,1   | 0,9           | 0,7  | 13            | 5    |
| GE HiLight, HiSpeed, CT/i (No SmB)   | GE.c          | 140 | 27,0                 | 16,8   | 17,2  | 25,8                 | 4,8    | 9,0   | 0,9           | 0,8  | 13            | 20   |
| GE HiSpeed CT/i with SmartBeam       | GE.d          | 80  | 8,5                  | 4,2    | 4,5   | 8,5                  | 1,0    | 2,7   | 0,7           | 0,6  | 10            | 10   |
| GE HiSpeed CT/i with SmartBeam       | GE.d          | 100 | 14,0                 | 8,2    | 8,3   | 13,9                 | 2,5    | 5,6   | 0,8           | 0,8  | 9             | 20   |
| GE HiSpeed CT/i with SmartBeam       | GE.d          | 120 | 19,3                 | 11,4   | 11,9  | 20,4                 | 3,8    | 7,3   | 0,9           | 0,8  | 13            | 20   |
| GE HiSpeed CT/i with SmartBeam       | GE.d          | 140 | 27,0                 | 16,8   | 17,2  | 27,7                 | 5,8    | 10,7  | 0,9           | 0,9  | 13            | 18   |
| GE Max                               | GE.e          | 120 | 38,4                 | 18,8   | 17,7  | 38,4                 | 5,0    | 8,8   | 0,7           | 0,5  | 10            | 10   |
| GE Pace, Sytec                       | GE.f          | 80  | 20,1                 | 8,0    | 10,0  | 19,2                 | 1,9    | 5,3   | 0,7           | 0,4  | 10            | 10   |
| GE Pace, Sytec                       | GE.f          | 120 | 41,6                 | 22,1   | 23,8  | 41,0                 | 6,3    | 13,2  | 0,8           | 0,7  | 11            | 11   |
| GE Pace, Sytec                       | GE.f          | 135 | 50,7                 | 28,3   | 30,0  | 50,1                 | 8,4    | 16,2  | 0,8           | 0,7  | 9             | 5    |
| GE Pace, Sytec                       | GE.f          | 140 | 55,5                 | 30,7   | 33,5  | 54,1                 | 9,5    | 18,5  | 0,8           | 0,8  | 9             | 5    |
| GE Prospeed                          | GE.g          | 120 | 36,6                 | 20,7   | 22,3  | 36,6                 | 5,7    | 11,8  | 0,8           | 0,7  | 9             | 11   |
| GE Prospeed                          | GE.g          | 140 | 47,2                 | 28,4   | 30,1  | 47,2                 | 8,3    | 15,9  | 0,9           | 0,8  | 13            | 5    |
| GE FX/i, LX/i                        | GE.h          | 80  | 16,3                 | 6,8    | 8,2   | 16,3                 | 1,5    | 4,2   | 0,7           | 0,4  | 10            | 10   |
| GE FX/i, LX/i                        | GE.h          | 120 | 33,4                 | 17,9   | 19,4  | 33,4                 | 5,0    | 10,2  | 0,8           | 0,6  | 8             | 8    |
| GE FX/i, LX/i                        | GE.h          | 140 | 43,2                 | 24,5   | 25,9  | 43,2                 | 7,3    | 13,9  | 0,8           | 0,7  | 9             | 5    |
| GE QX/i, LightSpeed, LightSpeed Plus | GE.i          | 80  | 13,3                 | 7,2    | 7,6   | 12,5                 | 1,7    | 4,0   | 0,8           | 0,6  | 8             | 7    |
| GE QX/i, LightSpeed, LightSpeed Plus | GE.i          | 100 | 22,2                 | 13,6   | 13,5  | 20,9                 | 3,7    | 7,7   | 0,9           | 0,8  | 13            | 5    |
| GE QX/i, LightSpeed, LightSpeed Plus | GE.i          | 120 | 32,5                 | 21,0   | 20,6  | 27,4                 | 6,2    | 12,1  | 0,9           | 1,0  | 20            | 19   |
| GE QX/i, LightSpeed, LightSpeed Plus | GE.i          | 140 | 44,1                 | 29,5   | 28,5  | 41,6                 | 9,2    | 17,1  | 0,9           | 1,0  | 20            | 19   |
| GE HiSpeed ZX/i, NX/i                | GE.j          | 80  | 8,4                  | 4,8    | 5,0   | 8,4                  | 1,2    | 2,6   | 0,8           | 0,6  | 9             | 7    |
| GE HiSpeed ZX/i, NX/i                | GE.j          | 120 | 23,0                 | 14,8   | 14,6  | 23,0                 | 4,4    | 7,7   | 0,9           | 0,8  | 20            | 20   |
| GE HiSpeed ZX/i, NX/i                | GE.j          | 140 | 32,4                 | 21,1   | 20,1  | 32,4                 | 6,4    | 11,0  | 0,9           | 0,8  | 13            | 20   |
| GE LightSpeed Ultra                  | GE.k          | 80  | 14,2                 | 7,7    | 8,2   | 10,5                 | 1,8    | 4,5   | 0,8           | 0,8  | 8             | 20   |
| GE LightSpeed Ultra                  | GE.k          | 100 | 23,8                 | 14,5   | 14,7  | 18,9                 | 3,9    | 8,5   | 0,9           | 0,9  | 13            | 15   |
| GE LightSpeed Ultra                  | GE.k          | 120 | 35,0                 | 22,5   | 22,3  | 29,0                 | 7,0    | 13,8  | 0,9           | 1,1  | 20            | 12   |
| GE LightSpeed Ultra                  | GE.k          | 140 | 47,4                 | 31,6   | 30,9  | 40,5                 | 9,9    | 18,9  | 0,9           | 1,1  | 20            | 12   |
| GE LightSpeed 16                     | GE.l          | 80  | 13,0                 | 7,1    | 7,6   | 10,7                 | 1,7    | 3,8   | 0,8           | 0,7  | 8             | 5    |
| GE LightSpeed 16                     | GE.l          | 100 | 21,9                 | 13,4   | 13,6  | 19,9                 | 4,2    | 8,1   | 0,9           | 0,9  | 13            | 15   |
| GE LightSpeed 16                     | GE.l          | 120 | 32,2                 | 21,1   | 20,8  | 29,3                 | 7,2    | 13,8  | 0,9           | 1,1  | 20            | 12   |
| GE LightSpeed 16                     | GE.l          | 140 | 43,9                 | 29,7   | 29,0  | 40,0                 | 10,8   | 18,6  | 0,9           | 1,2  | 20            | 16   |
| Philips 310, 350 (GE2, no Cu)        | PH.a          | 120 | 32,8                 | 18,7   | 21,2  |                      |        |       | 0,9           |      | 13            | 14   |
| Philips 310, 350 (GE2, w. Cu)        | PH.b          | 120 | 15,8                 | 11,2   | 11,6  |                      |        |       | 1,0           |      | 14            | 14   |
| Philips 310, 350 (GE3, no Cu)        | PH.c          | 120 |                      |        |       | 21,7                 | 4,2    | 10,2  |               | 0,9  | 15            | 15   |
| Philips 310, 350 (GE3, w. Cu)        | PH.d          | 120 |                      |        |       |                      |        |       | 1,1           | 1,1  | 16            | 16   |
| Philips AV, LX, SR7000               | PH.e          | 80  | 4,3                  | 2,6    | 3,0   | 8,7                  | 1,4    | 3,5   | 0,9           | 0,7  | 20            | 5    |
| Philips AV, LX, SR7000               | PH.e          | 100 | 13,2                 | 8,8    | 9,6   | 13,2                 | 2,6    | 5,7   | 1,0           | 0,9  | 22            | 22   |
| Philips AV, LX, SR7000               | PH.e          | 120 | 19,2                 | 13,6   | 14,8  | 19,3                 | 4,3    | 9,0   | 1,0           | 1,0  | 19            | 19   |
| Philips AV, LX, SR7000               | PH.e          | 130 | 22,6                 | 16,0   | 17,6  | 22,8                 | 5,3    | 11,1  | 1,0           | 1,0  | 23            | 23   |
| Philips AV, LX, SR7000               | PH.e          | 140 | 26,0                 | 19,0   | 20,3  | 26,0                 | 6,2    | 12,4  | 1,1           | 1,1  | 21            | 12   |

|                                   |      |     |      |      |      |      |      |      |     |     |    |    |
|-----------------------------------|------|-----|------|------|------|------|------|------|-----|-----|----|----|
| Philips CX, CX/S                  | PH.f | 120 | 20,5 | 14,2 | 15,4 | 19,2 | 4,0  | 7,4  | 1,0 | 0,9 | 18 | 18 |
| Philips SR4000                    | PH.g | 120 | 18,2 | 12,5 | 13,5 | 18,2 | 3,8  | 7,8  | 1,0 | 0,9 | 14 | 15 |
| Philips SR 5000                   | PH.h | 120 | 18,0 | 11,8 | 13,0 | 18,0 | 3,6  | 7,7  | 1,0 | 0,9 | 17 | 22 |
| Philips SR 5000                   | PH.h | 130 | 20,8 | 14,1 | 15,1 | 20,8 | 4,4  | 10,1 | 1,0 | 1,0 | 22 | 19 |
| Philips M / EG                    | PH.i | 120 | 58,4 | 34,8 | 45,2 | 58,4 | 11,3 | 39,1 | 1,0 | 1,0 | 22 | 21 |
| Philips M / EG                    | PH.i | 130 | 67,6 | 41,6 | 53,8 | 67,6 | 13,9 | 47,9 | 1,0 | 1,1 | 18 | 12 |
| Philips TX                        | PH.j | 100 |      |      |      |      |      |      | 0,9 | 0,9 | 20 | 20 |
| Philips TX                        | PH.j | 120 | 7,8  | 5,2  | 5,5  |      |      |      | 1,0 |     | 17 | 17 |
| Philips TX                        | PH.j | 130 |      |      |      |      |      |      | 1,0 | 1,0 | 21 | 21 |
| Philips CT Secura                 | PH.k | 120 | 19,5 | 13,4 | 14,7 | 19,5 | 4,5  | 9,1  | 1,0 | 1,0 | 18 | 21 |
| Philips CT Secura                 | PH.k | 140 | 27,4 | 19,3 | 20,8 | 27,4 | 6,7  | 13,1 | 1,0 | 1,1 | 18 | 12 |
| Philips Mx8000                    | PH.l | 90  | 9,1  | 6,4  | 7,3  | 9,1  | 1,8  | 4,2  | 1,1 | 0,9 | 21 | 18 |
| Philips Mx8000                    | PH.l | 120 | 19,9 | 14,7 | 16,1 | 19,9 | 4,7  | 9,4  | 1,1 | 1,0 | 12 | 23 |
| Philips Mx8000                    | PH.l | 140 | 28,6 |      |      | 28,6 | 7,0  | 13,9 |     | 1,1 |    | 12 |
| Philips AcQSim                    | PH.m | 120 | 27,7 | 15,3 | 18,3 | 27,7 | 4,6  | 11,8 | 0,9 | 0,8 | 13 | 5  |
| Philips AcQSim                    | PH.m | 130 | 31,3 | 18,0 | 21,1 | 31,3 | 5,5  | 13,7 | 0,9 | 0,8 | 20 | 20 |
| Philips Mx8000 IDT                | PH.n | 90  | 9,1  | 6,6  | 7,4  | 9,1  | 2,0  | 4,3  | 1,1 | 1,0 | 12 | 19 |
| Philips Mx8000 IDT                | PH.n | 120 | 19,5 | 14,7 | 16,0 | 19,5 | 4,9  | 9,4  | 1,1 | 1,1 | 12 | 16 |
| Philips Mx8000 IDT                | PH.n | 140 | 28,1 | 21,3 | 23,3 | 28,1 | 7,3  | 13,4 | 1,1 | 1,1 | 16 | 16 |
| Philips Aura                      | PH.o | 120 | 39,6 | 21,8 | 25,5 | 39,6 | 7,2  | 14,4 | 0,9 | 0,8 | 13 | 20 |
| Picker 1200SX                     | PI.a | 80  |      |      |      | 16,3 | 1,3  | 5,3  |     | 0,4 |    | 10 |
| Picker 1200SX                     | PI.a | 120 | 30,3 | 12,1 | 11,2 | 30,0 | 4,3  | 11,2 | 0,6 | 0,7 | 4  | 11 |
| Picker 1200SX                     | PI.a | 130 | 31,8 | 12,3 | 12,6 | 32,6 | 4,9  | 12,6 | 0,6 | 0,7 | 4  | 5  |
| Picker 1200SX                     | PI.a | 140 | 38,0 | 16,9 | 14,3 | 38,8 | 6,4  | 15,5 | 0,6 | 0,8 | 4  | 5  |
| Picker PQ Series                  | PI.b | 120 | 30,1 | 14,0 | 13,3 | 30,0 | 4,8  | 11,8 | 0,7 | 0,7 | 6  | 5  |
| Picker PQ Series                  | PI.b | 130 | 36,8 | 17,5 | 16,2 | 36,8 | 6,0  | 15,5 | 0,7 | 0,8 | 6  | 5  |
| Picker PQ Series                  | PI.b | 140 | 38,2 | 19,1 | 17,7 | 38,0 | 7,0  | 16,8 | 0,7 | 0,8 | 10 | 20 |
| Picker UltraZ                     | PI.c | 80  | 16,5 | 5,6  | 6,2  | 17,7 | 1,2  | 5,2  | 0,5 | 0,3 | 4  | 10 |
| Picker UltraZ                     | PI.c | 100 | 23,7 | 9,7  | 10,3 | 25,3 | 3,0  | 8,4  | 0,6 | 0,5 | 6  | 10 |
| Picker UltraZ                     | PI.c | 120 | 31,4 | 14,3 | 13,8 | 33,6 | 4,9  | 11,9 | 0,6 | 0,7 | 6  | 11 |
| Picker UltraZ                     | PI.c | 130 | 35,6 | 16,9 | 16,0 | 38,1 | 6,0  | 14,2 | 0,7 | 0,7 | 10 | 5  |
| Picker UltraZ                     | PI.c | 140 | 39,7 | 19,5 | 18,3 | 42,5 | 7,1  | 16,3 | 0,7 | 0,7 | 10 | 5  |
| Philips / Marconi Mx8000          | PI.d | 90  | 9,1  | 6,4  | 7,3  | 9,1  | 1,8  | 4,2  | 1,1 | 0,9 | 21 | 18 |
| Philips / Marconi Mx8000          | PI.d | 120 | 19,9 | 14,7 | 16,1 | 19,9 | 4,7  | 9,4  | 1,1 | 1,0 | 12 | 23 |
| Philips / Marconi Mx8000          | PI.d | 140 | 28,6 |      |      | 28,6 | 7,0  | 13,9 |     | 1,1 |    | 12 |
| Philips / Marconi AcQSim          | PI.e | 120 | 27,7 | 15,3 | 18,3 | 27,7 | 4,6  | 11,8 | 0,9 | 0,8 | 13 | 5  |
| Philips / Marconi AcQSim          | PI.e | 130 | 31,3 | 18,0 | 21,1 | 31,3 | 5,5  | 13,7 | 0,9 | 0,8 | 20 | 20 |
| Shimadzu SCT                      | SH.a | 80  | 5,6  | 3,6  | 4,4  | 5,4  | 1,0  | 3,3  | 1,0 | 1,0 | 19 | 19 |
| Shimadzu SCT                      | SH.a | 120 | 15,6 | 12,0 | 13,4 | 15,6 | 4,0  | 10,1 | 1,1 | 1,2 | 3  | 1  |
| Shimadzu SCT                      | SH.a | 130 | 17,4 | 13,5 | 14,9 | 17,3 | 4,6  | 11,5 | 1,1 | 1,3 | 3  | 1  |
| Siemens CR, CR512, DRH            | SI.a | 125 | 12,4 | 9,3  | 10,9 | 13,2 | 3,5  | 9,6  | 1,1 | 1,3 | 3  | 3  |
| Siemens Somatom 2, DR1/2/3        | SI.b | 125 | 8,9  | 6,5  | 7,6  | 8,9  | 2,3  | 6,5  | 1,1 | 1,3 | 1  | 1  |
| Siemens DRG, DRG1                 | SI.c | 125 |      |      |      |      |      |      | 1,2 | 1,4 | 2  | 2  |
| Siemens Somatom Plus 4 Series     | SI.d | 80  | 5,6  | 3,7  | 4,3  | 5,6  | 1,1  | 2,9  | 1,0 | 1,0 | 14 | 19 |
| Siemens Somatom Plus 4 Series     | SI.d | 120 | 17,7 | 13,6 | 15,1 | 17,9 | 4,4  | 9,6  | 1,1 | 1,1 | 1  | 16 |
| Siemens Somatom Plus 4 Series     | SI.d | 140 | 25,1 | 19,5 | 21,3 | 25,2 | 6,6  | 13,9 | 1,1 | 1,2 | 1  | 16 |
| Siemens Somatom AR-C, AR.SP, AR-T | SI.e | 110 | 24,5 | 16,2 | 18,1 | 24,5 | 4,9  | 10,9 | 1,0 | 0,9 | 22 | 15 |
| Siemens Somatom AR-C, AR.SP, AR-T | SI.e | 130 | 35,7 | 25,2 | 27,7 | 35,7 | 7,8  | 16,4 | 1,0 | 1,0 | 19 | 19 |
| Siemens AR.HP                     | SI.f | 130 | 33,5 | 26,2 | 27,6 | 33,5 | 8,9  | 16,4 | 1,1 | 1,2 | 16 | 16 |
| Siemens Plus, DXP, Plus-S         | SI.g | 120 | 12,2 | 9,4  | 10,8 | 12,2 | 3,2  | 7,0  | 1,2 | 1,2 | 3  | 16 |
| Siemens Plus, DXP, Plus-S         | SI.g | 137 | 15,6 | 12,2 | 13,5 | 16,2 | 4,3  | 9,0  | 1,1 | 1,2 | 3  | 16 |
| Siemens Hi Q                      | SI.h | 133 | 17,6 | 12,9 | 14,5 | 17,6 | 4,0  | 10,3 | 1,1 | 1,1 | 12 | 12 |
| Siemens Balance, Emotion          | SI.i | 110 | 23,7 | 15,3 | 17,3 | 23,7 | 4,7  | 10,3 | 1,0 | 0,9 | 17 | 22 |
| Siemens Balance, Emotion          | SI.i | 130 | 33,2 | 22,5 | 24,9 | 33,2 | 7,3  | 15,2 | 1,0 | 1,0 | 14 | 19 |
| Siemens Volume Zoom, Access       | SI.j | 80  | 10,7 | 6,3  | 8,2  | 6,3  | 1,2  | 3,3  | 1,0 | 1,0 | 22 | 15 |
| Siemens Volume Zoom, Access       | SI.j | 120 | 25,0 | 17,6 | 20,9 | 17,5 | 4,6  | 9,7  | 1,1 | 1,2 | 12 | 16 |
| Siemens Volume Zoom, Access       | SI.j | 140 | 34,1 | 24,7 | 28,6 | 24,4 | 6,8  | 14,0 | 1,1 | 1,3 | 12 | 1  |

|                                       |      |     |      |      |      |      |      |      |     |     |    |    |
|---------------------------------------|------|-----|------|------|------|------|------|------|-----|-----|----|----|
| Siemens Emotion Duo                   | SI.k | 130 | 30,0 | 20,5 | 21,7 | 30,0 | 6,2  | 11,8 | 1,0 | 0,9 | 22 | 18 |
| Siemens Sensation 4                   | SI.l | 80  | 12,2 | 7,2  | 8,9  | 6,9  | 1,4  | 3,4  | 0,9 | 1,0 | 17 | 19 |
| Siemens Sensation 4                   | SI.l | 120 | 27,2 | 19,0 | 21,4 | 18,9 | 5,1  | 10,0 | 1,0 | 1,2 | 23 | 16 |
| Siemens Sensation 4                   | SI.l | 140 |      |      |      | 26,4 | 7,5  | 14,2 |     | 1,3 |    | 1  |
| Siemens Sensation 16                  | SI.m | 80  | 9,1  | 5,5  | 6,7  | 5,2  | 1,1  | 2,6  | 1,0 | 1,0 | 17 | 19 |
| Siemens Sensation 16                  | SI.m | 120 | 21,8 | 15,4 | 17,2 | 15,3 | 4,2  | 8,2  | 1,0 | 1,2 | 21 | 16 |
| Siemens Sensation 16                  | SI.m | 140 |      |      |      | 21,6 | 6,2  | 11,6 |     | 1,3 |    | 1  |
| Toshiba TCT 600                       | TO.a | 120 | 22,3 | 16,1 | 15,8 | 18,3 | 3,9  | 7,0  | 1,0 | 0,9 | 22 | 15 |
| Toshiba Xspeed II                     | TO.b | 120 | 30,7 | 21,4 | 21,2 | 11,8 | 2,9  | 5,5  | 1,0 | 1,1 | 17 | 12 |
| Toshiba Xpress GX (Pre '98)           | TO.c | 120 | 33,6 | 17,8 | 18,7 |      |      |      | 0,8 |     | 11 |    |
| Toshiba Xvision / EX                  | TO.d | 120 | 25,6 | 17,0 | 15,8 | 22,0 | 4,8  | 7,4  | 0,9 | 0,9 | 13 | 15 |
| Toshiba Xpress HS1                    | TO.e | 120 | 30,6 | 19,7 | 20,8 | 22,0 | 5,3  | 8,2  | 0,9 | 1,0 | 20 | 19 |
| Toshiba Xpress HS                     | TO.f | 120 | 17,4 | 12,9 | 12,9 | 22,0 | 4,7  | 7,3  | 1,0 | 0,9 | 19 | 22 |
| Toshiba Xpress GX (Post '98), Asteion | TO.g | 120 | 19,8 | 13,0 | 13,7 | 21,0 | 4,0  | 7,1  | 0,9 | 0,8 | 17 | 20 |
| Toshiba Xpress GX (Post '98), Asteion | TO.g | 130 | 23,1 | 15,2 | 15,6 | 23,6 | 4,9  | 8,3  | 0,9 | 0,9 | 20 | 20 |
| Toshiba Aquilion Multi / 4            | TO.h | 80  | 14,7 | 7,6  | 8,9  | 20,3 | 2,2  | 5,6  | 0,8 | 0,5 | 9  | 10 |
| Toshiba Aquilion Multi / 4            | TO.h | 100 | 23,5 | 13,8 | 15,5 | 30,8 | 4,3  | 9,7  | 0,9 | 0,6 | 13 | 7  |
| Toshiba Aquilion Multi / 4            | TO.h | 120 | 33,8 | 21,5 | 23,3 | 42,5 | 7,1  | 14,8 | 0,9 | 0,7 | 20 | 5  |
| Toshiba Aquilion Multi / 4            | TO.h | 135 | 43,6 | 28,7 | 30,1 | 52,1 | 9,8  | 19,7 | 0,9 | 0,8 | 17 | 20 |
| Toshiba Auklet                        | TO.i | 120 | 36,9 | 18,0 | 18,5 | 36,9 | 4,4  | 7,5  | 0,7 | 0,5 | 10 | 10 |
| Toshiba Asteion Multi (older tube)    | TO.j | 80  | 26,3 | 11,7 | 14,2 | 26,2 | 2,7  | 7,3  | 0,7 | 0,5 | 10 | 10 |
| Toshiba Asteion Multi (older tube)    | TO.j | 100 | 40,4 | 21,2 | 24,3 | 40,2 | 5,7  | 14,5 | 0,8 | 0,6 | 9  | 8  |
| Toshiba Asteion Multi (older tube)    | TO.j | 120 | 56,0 | 32,5 | 36,2 | 55,8 | 9,5  | 19,9 | 0,9 | 0,7 | 13 | 5  |
| Toshiba Asteion Multi (older tube)    | TO.j | 135 | 68,4 | 41,7 | 45,6 | 68,1 | 12,8 | 29,1 | 0,9 | 0,9 | 20 | 20 |
| Toshiba Asteion Multi (CXB-400C tube) | TO.k | 80  | 21,1 | 9,4  | 11,4 | 21,0 | 2,2  | 5,9  | 0,7 | 0,5 | 10 | 10 |
| Toshiba Asteion Multi (CXB-400C tube) | TO.k | 100 | 32,0 | 16,8 | 19,2 | 31,9 | 4,5  | 11,5 | 0,8 | 0,6 | 9  | 8  |
| Toshiba Asteion Multi (CXB-400C tube) | TO.k | 120 | 44,1 | 25,6 | 28,5 | 43,9 | 7,5  | 15,7 | 0,9 | 0,7 | 13 | 5  |
| Toshiba Asteion Multi (CXB-400C tube) | TO.k | 135 | 54,1 | 33,0 | 36,1 | 53,9 | 10,2 | 23,0 | 0,9 | 0,9 | 20 | 20 |
| Toshiba Asteion Dual                  | TO.l | 120 | 46,5 | 26,0 | 30,6 | 46,0 | 8,1  | 18,4 | 0,9 | 0,8 | 13 | 20 |
| Toshiba Asteion Dual                  | TO.l | 135 | 56,9 | 33,6 | 37,1 | 56,2 | 10,9 | 22,2 | 0,9 | 0,9 | 13 | 20 |
| Toshiba Aquilion 16                   | TO.m | 80  | 14,8 | 8,3  | 10,1 | 20,4 | 2,4  | 6,6  | 0,9 | 0,5 | 13 | 10 |
| Toshiba Aquilion 16                   | TO.m | 100 | 23,5 | 15,7 | 17,3 | 30,8 | 4,8  | 11,7 | 1,0 | 0,7 | 22 | 5  |
| Toshiba Aquilion 16                   | TO.m | 120 | 33,6 | 24,5 | 26,6 | 42,6 | 8,0  | 17,4 | 1,1 | 0,8 | 21 | 20 |
| Toshiba Aquilion 16                   | TO.m | 135 | 42,2 | 32,5 | 35,0 | 52,2 | 11,0 | 23,1 | 1,1 | 0,9 | 16 | 15 |

**Tableau XXV :** Base de données des scanners en fonction des combinaisons haute tension/filtration disponible dans le programme CT dose.

| Scanner type              | kV  | X-Ray Filter          |
|---------------------------|-----|-----------------------|
| General Electric GE 9800  | 120 | N/A                   |
| General Electric GE 9800  | 140 | N/A                   |
| General Electric GE CT/i  | 100 | Body                  |
| General Electric GE CT/i  | 100 | Head                  |
| General Electric GE CT/i  | 120 | Body                  |
| General Electric GE CT/i  | 120 | Head                  |
| General Electric GE CT/i  | 140 | Body                  |
| General Electric GE CT/i  | 140 | Head                  |
| General Electric Pace     | 80  | N/A                   |
| General Electric Pace     | 120 | N/A                   |
| General Electric Pace     | 140 | N/A                   |
| General Electric ProSpeed | 120 | N/A                   |
| General Electric ProSpeed | 140 | N/A                   |
| Philips SR 7000           | 100 | N/A                   |
| Philips SR 7000           | 120 | N/A                   |
| Philips SR 7000           | 140 | N/A                   |
| Philips Tomoscan AV       | 100 | N/A                   |
| Philips Tomoscan AV       | 120 | N/A                   |
| Philips Tomoscan AV       | 140 | N/A                   |
| Philips Tomoscan LX       | 100 | N/A                   |
| Philips Tomoscan LX       | 120 | N/A                   |
| Philips Tomoscan LX       | 130 | N/A                   |
| Picker PO-2000            | 100 | Half Field + Filter 1 |
| Picker PQ-2000            | 100 | Half Field            |
| Picker PQ-2000            | 120 | Half Field            |
| Picker PO-2000            | 120 | Full Field + Filter 1 |
| Picker PQ-2000            | 120 | Full Field            |
| Picker PQ-2000            | 130 | Half Field            |
| Picker PO-2000            | 130 | Full Field            |
| Picker PQ-2000            | 140 | Half Field            |
| Picker PQ-2000            | 140 | Full Field            |
| Picker PO-5000            | 100 | Half Field + Filter 1 |
| Picker PQ-5000            | 100 | Half Field            |
| Picker PQ-5000            | 120 | Half Field            |
| Picker PO-5000            | 120 | Full Field + Filter 1 |
| Picker PQ-5000            | 120 | Full Field            |
| Picker PQ-5000            | 130 | Half Field            |
| Picker PO-5000            | 130 | Full Field            |
| Picker PQ-5000            | 140 | Half Field            |
| Picker PQ-5000            | 140 | Full Field            |
| Picker PO-CT              | 100 | Half Field + Filter 1 |
| Picker PO-CT              | 100 | Half Field            |
| Picker PQ-CT              | 120 | Half Field            |
| Picker PO-CT              | 120 | Full Field + Filter 1 |
| Picker PO-CT              | 120 | Full Field            |
| Picker PQ-CT              | 130 | Half Field            |
| Picker PO-CT              | 130 | Full Field            |
| Picker PO-CT              | 140 | Half Field            |
| Picker PQ-CT              | 140 | Full Field            |
| Siemens HiO               | 133 | N/A                   |
| Siemens Plus 4            | 80  | N/A                   |
| Siemens Plus 4            | 120 | N/A                   |
| Siemens Plus 4            | 140 | N/A                   |
| Siemens Plus 4 Power      | 80  | N/A                   |
| Siemens Plus 4 Power      | 120 | N/A                   |
| Siemens Plus 4 Power      | 140 | N/A                   |
| Siemens Plus S            | 120 | N/A                   |
| Siemens Plus S            | 137 | N/A                   |
| Siemens Somatom AR. HP    | 110 | N/A                   |
| Siemens Somatom AR. HP    | 130 | N/A                   |

Scanner Examination Scan parameters

Comment:

| Voltage - Filtration selection |                |
|--------------------------------|----------------|
| Voltage (kV)                   | Scanner Filter |
| 100                            | Head           |
| 120                            | Body           |
| 120                            | Head           |
| 140                            | Body           |
| 140                            | Head           |

CTDI (mGy/mAs):

Enter load as mAs value:

mAs:

Slice thickness (mm):  Table feed per rot. (mm):

Start position (cm):  End Position (cm):

Scan Length (mm):  Num. of rotations:

Scan number 1 of 1

**Figure 23 :** Écran du programme CT dose permettant de définir les paramètres de l'examen. Le rectangle en pointillés sur la représentation du fantôme indique les limites du volume exploré.

## Monte Carlo results from CT examinations

|  |                 |                                      |   |
|--|-----------------|--------------------------------------|---|
| <b>Examination</b>                         | Examination 1.1 | <b>Mode:</b>                         | Spiral scanning                                 |
| <b>using scanner:</b>                      | Scanner 1       | <b>Model:</b>                        | PQ-2000   |
| <b>Monte Carlo Dose Data derived from:</b> |                 |                                      | 1992  |
| <b>Scan plans:</b>                         |                 |                                      |   |
| <b>Comment:</b>                            | Scan 1.1.1      |                                      |   |
| <b>kV:</b> 130                             | Full Field      | <b>mAs:</b> 150,00                   | <b>Rotations:</b> 25                            |
| <b>Slice Width (mm):</b> 8,0               |                 | <b>Table feed per rot.(mm):</b> 12,0 | <b>CTDI (mGy/mAs):</b> 0,4153                   |
| <b>Scan Start (cm):</b> 68,4               |                 | <b>Scan End (cm):</b> 38,6           | <b>nCTDIw (Head) (μGy/mAs):</b> 273,7 +/- 1,8 % |
|  |                 |                                      | <b>nCTDIw (Body) (μGy/mAs):</b> 130,9 +/- 1,9 % |

| <u>Prime Organs</u>  | <u>Equivalent Dose</u> | <u>Error</u> | <u>Other Organs</u> | <u>Equivalent Dose</u> | <u>Error</u> |
|----------------------|------------------------|--------------|---------------------|------------------------|--------------|
| Lungs                | 29 mGy                 | 2%           | Pelvis              | 0,19 mGy               | 8%           |
| Stomach Wall         | 8,3 mGy                | 2%           | Spine               | 31 mGy                 | 2%           |
| Urinary Bladder Wall | 33 μGy                 | 20%          | Skull Cranium       | 0,57 mGy               | 4%           |
| Breasts              | 25 mGy                 | 2%           | Skull Facial        | 2,5 mGy                | 3%           |
| Liver                | 12 mGy                 | 2%           | Rib Cage            | 69 mGy                 | 2%           |
| Esophagus            | 19 mGy                 | 2%           | Clavicles           | 41 mGy                 | 2%           |
| Thyroid              | 3,8 mGy                | 4%           | Eye Lenses          | 0,28 mGy               | 20%          |
| Skin                 | 5,8 mGy                | 2%           | Gall Bladder Wall   | 3,3 mGy                | 5%           |
| Bone Surface         | 17 mGy                 | 2%           | Heart               | 30 mGy                 | 2%           |
| Red bone marrow      | 8,7 mGy                | 2%           |                     |                        |              |
| Testes (Gonads)      | 4,6 μGy                | 70%          |                     |                        |              |
| Ovaries (Gonads)     | 77 μGy                 | 40%          |                     |                        |              |
| LLI Wall (Colon)     | 55 μGy                 | 10%          |                     |                        |              |

| <u>Remainder Organs</u> | <u>Equivalent Dose</u> | <u>Error</u> | <u>Marrow Doses</u>  | <u>Equivalent Dose</u> | <u>Error</u> |
|-------------------------|------------------------|--------------|----------------------|------------------------|--------------|
| Muscle                  | 6,4 mGy                | 2%           | Pelvis               | 63 μGy                 | 8%           |
| Adrenals                | 20 mGy                 | 3%           | Spine                | 11 mGy                 | 2%           |
| Brain                   | 0,21 mGy               | 5%           | Skull Cranium+Facial | 0,37 mGy               | 3%           |
| Small Intestine         | 0,37 mGy               | 4%           | Rib cage             | 24 mGy                 | 2%           |
| ULI Wall                | 0,43 mGy               | 5%           | Clavicles            | 15 mGy                 | 2%           |
| Kidneys                 | 2,6 mGy                | 3%           | Scapulae             | 23 mGy                 | 2%           |
| Pancreas                | 11 mGy                 | 3%           | Upper Part of Legs   | 0,54 μGy               | 50%          |
| Spleen                  | 9,9 mGy                | 3%           | Upper Part of Arms   | 23 mGy                 | 2%           |
| Thymus                  | 32 mGy                 | 3%           |                      |                        |              |
| Uterus                  | 72 μGy                 | 20%          |                      |                        |              |

|                                |                       |                                     |               |
|--------------------------------|-----------------------|-------------------------------------|---------------|
| <b>Effect4e Dose (ICRP 60)</b> | <b>9,7 mSv +/- 2%</b> | <b>DLP (head phantom)1,4 Gy cm</b>  | <b>+/- 1%</b> |
|                                |                       | <b>DLP (body phantom)0,67 Gy cm</b> | <b>+/- 1%</b> |

Figure 24 : Rapport détaillé des calculs de dose dans CT dose.

|   |           |   |                                 |
|---|-----------|---|---------------------------------|
| <b>National Board of Health</b><br>National Institute of Radiation Hygiene<br>Denmark |           |  Aarhus University Hospital<br>Dept. of Biomedical Engineering |                                 |
| <b>Monte Carlo results from CT examinations</b>                                       |           |   |                                 |
| <b>Scanner:</b>   | Scanner 1 | <b>Model:</b>   | PQ-2000                         |
| <b>Monte Carlo Dose Data derived from:</b>  |           |   | 1992                            |
| <b>Examination</b>  | Uterus    | Eye Lenses  | <b>Effective Dose (ICRP 60)</b> |
| Examination 1.1   | 72 μGy    | 0,28 mGy  | <b>9,7 mSv</b>                  |
| Examination 1.2   | 0 mGy     | 38 mGy  | <b>1,9 mSv</b>                  |

Figure 25 : Rapport résumé des calculs de dose dans CT dose.

#### **4. MISE EN ŒUVRE**

- Ce chapitre propose des fiches pratiques permettant de collecter les informations nécessaires à l'estimation des doses délivrées au cours des explorations radiologiques (fiches 1, 2 et 3 : radiographie, fiches 4, 5 et 6 : mammographie, fiches 7, 8 et 9 : scanographie).
  - Le contrôle de qualité de l'installation a été réalisé au préalable selon l'un des protocoles nationaux ou européens [91-94].
  - Le matériel utilisé pour cette estimation et les précautions à prendre sont détaillées dans le chapitre II.
  - Les fiches 1, 4 ou 7 regroupent les caractéristiques des appareils. Les fiches 2, 5 et 8 permettent de collecter les informations relatives à la mesure de la dose. Les fiches 3, 6 et 9 sont utiles pour évaluer les protocoles d'examen dans votre centre.
-

**FICHE 1 : CARACTERISTIQUES D'UN APPAREIL DE RADIOGRAPHIE**

Dénomination au sein du service :

Année d'installation :

Réf salle radio :

Caractéristiques de l'appareil :

Générateur

Constructeur

Modèle :

Tube RX

Constructeur

Modèle :

Préciser la forme de la H-Tension

Triphasé

H.F.

kVp minimal :

kVp maximal :

Matériau de l'anode :

Tungstène

autres

Filtration totale<sup>6</sup> :

mm. Al

mm. Cu

Taille nominale du foyer :

Petit

Gros

Grille anti-diffusion

Oui

Non

Caractéristiques :

Rapport de grille

.....

Récepteur d'image :

Ecran film

Classe de sensibilité

Ecrans radioluminescents à mémoire :

Autre (à préciser) :

<sup>6</sup> Filtration totale (au moins 2,5 mm Al requis par la norme) = filtration inhérente + filtration additionnelle.

**FICHE 2 : CARACTERISTIQUES DOSIMETRIQUES D'UN APPAREIL DE RADIOGRAPHIE DANS LES CONDITIONS DE REFERENCE**

Date : Opérateur :

Réf salle radio :

**1) Caractéristiques de l'électromètre associé**

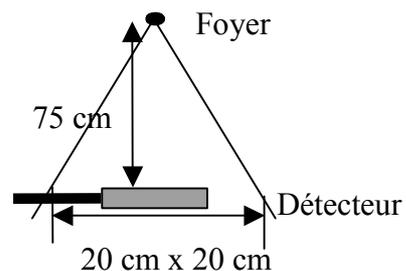
Constructeur: ..... MODELE : .....

**2) Caractéristiques du détecteur**

Type de détecteur : .....  
 Constructeur: ..... MODELE : .....  
 Volume :  
 $Nk_{air} = \dots$  mGy/nC le / / avec l'électromètre associé.

**3) CONDITIONS DE MESURE**

Foyer utilisé  
 GF PF  
 Distance Foyer-Point de mesure = 75 cm  
 Taille du champ au niveau du point de mesure = 20 cm x 20 cm  
 Tension = 70 kV, Charge = 100 mAs  
 Chambre placée dans l'air  
 T (°C) = P (hPa) =



**4/ MESURE DE  $K_{AIR}$**

| Lecture 1 | Lecture 2 | Lecture 3 | Moyenne | $K_{tp} \times N_k$ | $K_{air}$ (mGy) |
|-----------|-----------|-----------|---------|---------------------|-----------------|
|           |           |           |         |                     |                 |

**5/ Détermination de la CDA**

Placer à mi-distance entre la source et le détecteur des plaques d'aluminium de différentes épaisseurs. Mettre le plus petit champ qui permet de couvrir le détecteur. Mesurer le kerma dans l'air pour chaque épaisseur. Déterminer la valeur de la première couche de demi-atténuation.

Valeur de CDA obtenue à 70 kV: ..... mm

**6/ Détermination du rendement du tube à 75 cm**

Rendement du tube :  $K_{air}/mAs =$  ..... mGy/mAs à 70 kV et 100 mAs (..... kV, ..... mAs)

### **FICHE 3 : RELEVÉ DE PARAMÈTRES POUR UN EXAMEN RADIOGRAPHIQUE**

**ETABLISSEMENT :**
**Type d'installation :**
**Réf salle radio :**
**Date :**
**Opérateur :**
**Patient :**

|      |    |        |  |    |
|------|----|--------|--|----|
|      | N° |        |  |    |
| Sexe |    | Poids  |  | kg |
| Age  |    | Taille |  | cm |

**Type d'examen :**
**Paramètres techniques de l'examen :**

|  | Exposition 1 | Exposition 2 | Exposition 3 |
|--|--------------|--------------|--------------|
| Type d'incidence<br>(PA-AP-Profil D-Profil G, ...)   |              |              |              |
| Position patient<br>(debout - allongé)   |              |              |              |
| Taille du film (L x l cm x cm)   | .....X.....  | .....X.....  | .....X.....  |
| Tension (kV)   |              |              |              |
| Taille du foyer (mm)   |              |              |              |
| Charge/courant (mAs/mA)  |              |              |              |
| Temps d'exposition (ms)  |              |              |              |
| Distance Foyer/Film (cm)   |              |              |              |
| Filtration additionnelle (mm)  |              |              |              |
| Nombre d'expositions refaites/cause  |              |              |              |
| si exposition refaite, indiquer cause : 1= film trop clair, 2 = film trop noir, 3 = "bougé", 4 = mal centré, 5 = autres préciser |              |              |              |
| Produit kerma surface affiché*<br>(Gy.cm <sup>2</sup> )  |              |              |              |
| Dose à l'entrée* (mGy)   |              |              |              |

\*si disponible au pupitre sur votre appareil

## FICHE 4 : CARACTERISTIQUES D'UN APPAREIL DE MAMMOGRAPHIE

Dénomination au sein du service :

Année d'installation :

Réf salle radio :

Caractéristiques de l'appareil :

**Générateur**

Constructeur :

Modèle :

**Tube RX**

Constructeur :

Modèle :

Préciser la forme de la Haute Tension

Triphasé

H.F.

kVp minimal :

kVp maximal :

Matériau de l'anode :

Tungstène

Molybdène :

Rhodium

Filtration additionnelle

µm Mo

µm Rh

µm Al

Taille du foyer (en mm)

Petit

Gros

Grille anti-diffusion

 Oui Non

Si oui, indiquer ses caractéristiques

**Récepteur d'image :**

Ecran film

Classe de sensibilité

Ecran radioluminescent à mémoire :

Autre (à préciser) :

## **FICHE 5 : CARACTERISTIQUES DOSIMETRIQUES D'UN MAMMOGRAPHE DANS LES CONDITIONS DE REFERENCE**

**Date :** \_\_\_\_\_ **Opérateur :** \_\_\_\_\_

### **Réf salle radio :**

#### **1) Caractéristiques de l'électromètre associé**

Constructeur : .....

Modèle : .....

#### **2) Caractéristiques de la chambre**

Type de détecteur : .....

Constructeur : .....

Modèle : .....

Volume :

$N_{k_{air}} =$  .... mGy/nC le / / avec l'électromètre associé.

#### **3) CONDITIONS DE MESURE**

Distance Foyer-Point de mesure : à 45 mm du potter et  
à 60 mm du bord externe du potter

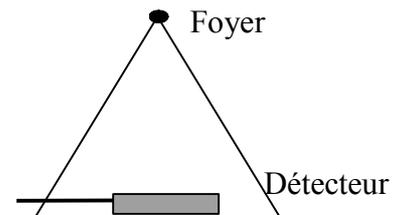
Distance Foyer Film  mm

Cassette de 18 cm x 24 cm

Tension = 28 kV - Charge = 25 mAs

Anode : Mo/Filtration : Mo

T (°C) = ..... P (hPa) = .....



#### **4/ Mesure du KASE**

| Lecture 1 | Lecture 2 | Lecture 3 | Moyenne | Ktp x Nk | KASE (mGy) |
|-----------|-----------|-----------|---------|----------|------------|
|           |           |           |         |          |            |

#### **5/ Détermination de la CDA**

Placer à mi-distance entre la source et le détecteur des plaques d'aluminium (pureté  $\geq 99,5\%$ ) de différentes épaisseurs. Mettre le plus petit champ qui permet de couvrir le détecteur. Mesurer le kerma dans l'air pour chaque épaisseur. Déterminer la valeur de la première couche de demi-atténuation.

Valeur de CDA obtenue à 28 kV

mm

#### **6/ Détermination du rendement du tube**

Rendement du tube dans les conditions de référence :  $K_{air}/mAs =$  ..... mGy/mAs

## FICHE 6 : RELEVÉ DE PARAMÈTRES POUR UN EXAMEN DE MAMMOGRAPHIE

**ETABLISSEMENT :**

**Type d'installation :**

**Réf salle mammo :**

**Date :**

**Opérateur :**

**Patient :**

|             |             |               |           |
|-------------|-------------|---------------|-----------|
|             | <b>N° :</b> |               |           |
| <b>Sexe</b> |             | <b>Poids</b>  | <b>kg</b> |
| <b>Age</b>  |             | <b>Taille</b> | <b>cm</b> |

**Type d'examen :**

**Paramètres techniques de l'examen :**

|  | Exposition 1 | Exposition 2 | Exposition 3 |
|--|--------------|--------------|--------------|
| Type d'incidence<br>(cranio caudale, profil, MLO)  |              |              |              |
| Tension (kV)   |              |              |              |
| Charge/courant (mAs/mA)  |              |              |              |
| Distance Foyer/Film (cm)   |              |              |              |
| Épaisseur comprimée (cm)   |              |              |              |
| Anode/Filtration   |              |              |              |
| Nombre d'expositions refaites/cause<br>si exposition refaite indiquer cause (1= trop clair, 2 = trop noir, 3 = "bougé", 4=autres préciser) |              |              |              |
| Dose à l'entrée* (mGy)   |              |              |              |
| Dose moyenne à la glande* (mGy)  |              |              |              |

\*si disponible au pupitre sur votre appareil

**FiCHE 7 : CARACTERISTIQUES D'UN APPAREIL DE SCANOGRAPHIE****Constructeur :****Modèle :****Dénomination au sein du service :****Année d'installation :**

Hautes tensions disponibles (kV) : .....

Epaisseur de coupe disponibles (mm) : .....

Mono coupe

Multi coupe

Nombre maximum simultané de coupes par tour de statif : .....

 $n$ CTDI<sub>w</sub> à 120 kV et 10 mm de collimation (mGy/100 mAs)

tête

corps

Existe t-il un système de réduction de la dose

oui

non

**FICHE 8 : CARACTERISTIQUES DOSIMETRIQUES D'UN SCANNER  
DANS LES CONDITIONS DE REFERENCE**

**Date :** ..... **Opérateur :** .....

**1) Caractéristiques de l'électromètre associé**

Constructeur : ..... Modèle : .....

**2) Caractéristiques de la chambre « crayon »**

Constructeur : ..... Modèle : .....  
 Volume : .....  
 longueur : .....  
 $Nk_{air} =$  ..... mGy/nC le / / avec l'électromètre associé.

**3) CONDITIONS DE MESURE**

Acquisition sur 360°.  
 Tension : 120 kV Charge : 100 mAs Largeur de collimation = 10 mm  
 T (°C) = ..... P (hPa) = .....

**4/ Mesure du  $nCTDI_{air}$  (mGy/100 mAs)**

Placer impérativement la chambre sur l'axe du scanner en dehors de la table.

| Lecture 1 | Lecture 2 | Lecture 3 | Moyenne | Ktp x Nk | $CTDI_{air}$ (mGy) |
|-----------|-----------|-----------|---------|----------|--------------------|
|           |           |           |         |          |                    |

**5/ Mesure du  $nCTDI_w$  (mGy/100 mAs)**

Fantôme corps de diamètre 32 cm et tête de diamètre 16 cm centré sur l'axe de rotation.  
 La chambre est placée dans le fantôme. La coupe est centrée sur le milieu de la chambre. On effectue la même coupe pour la chambre en position centrale et en périphérie.

|                 | Fantôme corps             | $nCTDI_{w, corps}$ | Fantôme tête              | $nCTDI_{w, tête}$ |
|-----------------|---------------------------|--------------------|---------------------------|-------------------|
| Position centre | ...../...../..... = ..... |                    | ...../...../..... = ..... |                   |
| Position 1      | ...../...../..... = ..... |                    | ...../...../..... = ..... |                   |
| Position 2      | ...../...../..... = ..... |                    | ...../...../..... = ..... |                   |
| Position 3      | ...../...../..... = ..... |                    | ...../...../..... = ..... |                   |
| Position 4      | ...../...../..... = ..... |                    | ...../...../..... = ..... |                   |
|                 |                           |                    |                           |                   |

**Rappel :**  $CTDI_{w, fantôme}$  (1/3 Position centrale + 2/3 Moyenne périphérie) = .....

**FICHE 9 : RELEVÉ DE PARAMÈTRES POUR UN EXAMEN  
SCANOGRAPHIQUE**

**ETABLISSEMENT :**

**Type d'installation :**

**Réf Scanner :**

**Date :**

**Opérateur :**

**Patient :**

|      |      |        |    |
|------|------|--------|----|
|      | N° : |        |    |
| Sexe |      | Poids  | kg |
| Age  |      | Taille | cm |

**Type d'examen :**

**Paramètres techniques de l'examen :**

|  |                                   |                                   |                                       |
|--|-----------------------------------|-----------------------------------|---------------------------------------|
| <i>Topogramme</i>                      | Tension (kV) <input type="text"/> | Courant (mA) <input type="text"/> | Déplacement (mm) <input type="text"/> |
| Acquisition                            | Séquence 1                        | Séquence 2                        | Séquence 3                            |
| Tension (kV)                           | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| Courant par rotation (mA)              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| Temps de rotation (s)                  | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| Largeur de collimation (mm)            | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| Incrément table/rotation (mm)          | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| Longueur du volume d'examen (cm)       | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| Système de réduction de dose utilisé ? | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| CTDI <sub>w</sub> (mGy)*               | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| CTDI <sub>vol</sub> (mGy)*             | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |
| PDL (mGy.cm)*                          | <input type="text"/>              | <input type="text"/>              | <input type="text"/>                  |

\*si disponible au pupitre sur votre appareil

## ANNEXE

**Tableau comparatif des doses efficaces pour les principaux examens de radiologie et de médecine nucléaire.**

| <b>RADIODIAGNOSTIC</b>      | <b>mSv</b>                           | <b>MEDECINE NUCLEAIRE</b>                         |
|-----------------------------|--------------------------------------|---|
| scanner abdomen →           | - 20 -                               | ← cœur $^{201}\text{Tl}$                          |
| scanner thorax →            | - 10 -                               | ← $^{18}\text{FDG}$                               |
| lavement baryté →           |                                      | ← cerveau $^{99\text{m}}\text{Tc}$ HMPAO          |
| urographie →                | - 5 -                                | ← foie $^{99\text{m}}\text{Tc}$ HIDA              |
| transit gastrointestinal →  | Irradiation<br>naturelle<br>annuelle | ← cœur $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MIBI              |
| rachis lombaire 2 clichés → |                                      | ← squelette $^{99\text{m}}\text{Tc}$ phosphonate  |
| abdomen →                   |                                      | ← reins $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MAG3             |
| pelvis →                    | - 1 -                                | ← poumons $^{99\text{m}}\text{Tc}$ microsphères   |
| rachis dorsal 2 clichés →   | - 0,5 -                              | ← thyroïde $^{99\text{m}}\text{Tc}$ pertechnetate |
| crâne 2 clichés →           |                                      | ← reins $^{99\text{m}}\text{Tc}$ DMSA             |
| thorax 2 clichés →          | - 0,1 -                              | ← reins $^{123}\text{I}$ hippuran                 |
|                             |                                      | ← test de Schilling $^{57}\text{Co}$ vit. B12     |
|                             |                                      | ← clairance $^{51}\text{Cr}$ EDTA                 |

d'après Hänscheid et al. Kursus der Nuklearmedizin, <http://www.uni-wuerzburg.de/kursus/Grundlagen.htm>

**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 Sûreté 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 OPRI. Les procédures radiologiques: critères de qualité et optimisation des doses (2001).
- [5] Rapport sur l'imagerie médicale en France dans les hôpitaux publics. Editions INSERM, Paris (1996).
- [6] Code of federal regulations. 21 part 800 to 1299, revised as of April 1, 1992, Food and Drugs Administration, § 1020.33, Washington (1992).
- [7] 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.
- [8] International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Pergamon Press, Oxford (1990).
- [9] IEC 61674 *Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging* (1997).
- [10] IEC 61267 *Medical diagnostic x-ray equipment- Radiation conditions for use in the determination of characteristics*, (1<sup>ère</sup> édition, 1994-09).
- [11] Van Dijk E., de Vries W. *EUROMET 364 : Results of the comparison of primary air-kerma standards for x-ray qualities used in diagnostic radiology* NMi Van Swinden Laboratorium Report N° S-TS-2000-10, Avril 2000.
- [12] Décision du 27 mars 2003 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de mammographie analogique - Journal Officiel du 8 Avril 2003 et Bulletin Officiel du ministère des affaires sociales, du travail social et de la solidarité - ministère de la santé, de la famille et des personnes handicapées n° 2003/17.
- [13] Documentation technique Victoreen.
- [14] IEC 60580 *Medical electrical equipment –Dose area product meters* (2000).
- [15] Giesse E. *State of the art of measurement techniques – Measurement of dose area product and entrance dose - Training course for Medical Physicists on Establishment of Reference Levels in Diagnostic Radiology*. Passau 13-15 September 1999.
- [16] Larsson J.P., Persliden J., Sandborg M. and Carlsson G.A. *Transmission ionization chambers for measurements of air collision kerma integrated over beam area. Factors limiting the accuracy of calibration*. Phys. Med. Bio, 41: 2381-2398 (1996).
- [17] Mc Keever S.W.S., Moscovitch M. and Townsend P.D. *Thermoluminescence Dosimetry Materials : properties and uses*. Ed. Nuclear technology Publishing.
- [18] Mc Kinlay A.F. *Thermoluminescence Dosimetry. Medical Physics Handbooks*. Ed. A.Hilger.
- [19] Commission of the European Communities *CEC quality criteria for diagnostic radiographic images and patient exposure trial* Report 1990 EUR 12952
- [20] 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.
- [21] 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).

- 
- [22] Oberhofer M., Schraman A. Applied thermoluminescent dosimetry, ECSC, EEC, EAEC, Bruxelles et Luxembourg, EU-6990 EN. Ed. A.Hilger, 1981.
- [23] Lisbona A. *Communication personnelle*.
- [24] Documentation technique RTI Electronics.
- [25] DeWerd L.A., Wagner L.K. *Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology*. Appl. Rad. Iso. 50: 125-136 (1999).
- [26] Nakaya G., Ogawa W., Karasawa H., Chida T. et al *Investigation on Calibration Characteristics of Skin Dose Monitor (SDM) and Individual Difference*. Technical report 1998.
- [27] 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).
- [28] 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).
- [29] 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).
- [30] Grosswendt B. *Dependence of the photon back-scatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size*. Phys Med Biol 35: 1233-1245 (1990).
- [31] Krammer R., Drexler G., Petoussi-Hens N.. *Backscatter factors for mammography calculated with Monte Carlo methods*. Phys. Med. Biol. 46: 771-781 (2001).
- [32] IAEA - TR 277 - Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beam: table X4 p 56. Phys Med Biol. 44: 131-143 (1999).
- [33] 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).
- [34] Évaluation des doses délivrées au cours d'examens radiologiques, Radioprotection, 23 : 14-15 (1988).
- [35] Dance D.R. *Monte Carlo calculation of conversion for the estimation of mean glandular breast dos*. Phys Med Biol. 35: 1211-1219 (1990).
- [36] 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).
- [37] Zoetelief J., Fitzgerald M., Leitz W., Säbel M. *Protocole européen pour la dosimétrie en mammographie*, EUR 16263 (1998).
- [38] Kalender WA. Schmidt B. *Recent advances in CT: Will doses go down or will they go up ?* Physica Medica. 16:137-144 (2000).
- [39] Commission of the European Communities, *European guidelines on quality criteria for computed tomography*, Luxembourg 2000; EUR 16262 EN
- [40] Jones D.G. and Wall B.F. Organ Doses from Medical X-Ray Examinations Calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-R186. 1985
- [41] Drexler G., Panzer. W., Widenmann L., Williams G. and Zankl M. *The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part 3: Organ Doses in X-Ray Diagnosis*, GSF-Bericht S-1026, 1984, Revised and amended: GSF-Bericht 11/90 (1990).
- [42] Le Heron J.C. *Estimation of Effective Dose to the Patient During Medical X-ray Examinations from Measurements of the Dose-area Product*. Phys Med Biol 37:2117-2126 (1992).
- [43] Hart. D, Jones D.G. and Wall B.F. *Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurements*, NRPB-262 (1994).
-

- 
- [44] Petoussi-Henß N., Panzer W., Zankl M. and Drexler G. *Dose-Area Product and Body Doses*. Radiat Prot Dosim, 57:363–366 (1995).
- [45] Zankl M., Panzer W. and Drexler G. *The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part VI: Organ Doses from Computed Tomographic Examinations*, GSF-Bericht 30/91 (1991).
- [46] Baadegaard N. and Jensen L.C. *Organ Doses in CT Calculated by Monte-Carlo Technique Based on Measured CT-Beam-Profiles*. Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Nice (1997).
- [47] Shrimpton P.C., Wall B.F., Jones D.G., Fisher E.S. *The measurement of energy imparted to patients during diagnostic X-ray examinations using the Diamentor exposure-area product meter*. Phys Med Biol, 29:1199-1208 (1984).
- [48] Nikolaos N., Gkanatsios G., Huda W. *Computation of energy imparted in diagnostic radiology*. Med Phys, 24:571-579 (1997).
- [49] Huda W., Gkanatsios N.A. *Effective dose and energy imparted in diagnostic radiology*. Med Phys, 24:1311-1316 (1997).
- [50] Gibbs S.J., Pujol A., Chen T.S. *Radiation doses to sensitive organs from internal dental radiography*. Dentomaxillofac Radiol. 16:67-77 (1987).
- [51] Stenström B., Henrikson C., Karlsson L., Sarby B. *Energy imparted from intraoral radiography*. Swed Dent J. 10:125-136 (1986).
- [52] Stenström B., Henrikson C., Karlsson L., Sarby B. *Effective dose equivalent from intraoral radiography*. Swed, Dent J. 11:71-77 (1987).
- [53] Huda W., Atherton J.A. *Energy imparted in computed tomography*, Med Phys. 22:1263-1269 (1995).
- [54] Carlsson G.A., Dance D.R, Persliden J., Sandborg M. *Use of the concept of energy imparted in diagnostic radiology*. Applied Radiation and Isotopes, 50:39-62 (1999).
- [55] Persliden J., Sandborg M., *Conversion factors between energy imparted to the patient and air collision kerma integrated over beam area in pediatric radiology*. Acta Radiologica, 34:92-98 (1993).
- [56] Chapple C.L., Faulkner K., Hunter E.W. *Energy imparted to neonates during X-ray examinations in a special care baby unit*. Br J Radiol. 67:366-370 (1994).
- [57] Rannikko S., Ermakov I., Lampinen J.S., Toivonen M., Karila K.T.K., Chervjakov A. *Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size- and sex-adjustable phantom*. Br J Radiol. 70:708-718 (1997).
- [58] Rosenstein M. *Organ doses in diagnostic radiology*, Publication (FDA) 76-8030 (U.S. Government Printing Office, Washington D.C.) (1976).
- [59] Rosenstein M. *Handbook of selected organ doses for projections common in diagnostic radiology*, FDA Publication 76-8031 (HEW, Rockville, MD) (1976).
- [60] 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).
- [61] Stern SH, Rosenstein M, Renaud L, and Zankl M. *Handbook on selected tissue doses for fluoroscopic and cineangiographic examination of the coronary arteries*. HHS Publication FDA 95-8289 (CDRH, Rockville, MD) (1995).
- [62] Rosenstein M, Beck TJ and Warner GG. *Handbook of selected tissue doses for projections common in pediatric radiology*. HEW Publication FDA 79-8079. (U.S. Government Printing Office, Washington D.C.) (1979).
- [63] Zankl M, Petoussi N, Veit R, Drexler G and Fendel H. *Organ doses for a child in diagnostic radiology: comparison of a realistic and a MIRD-type phantom*. pp 196-198 in BIR Report 20. Optimization of image quality and patient exposure in diagnostic
-

- radiology. Moores BM, Wall BF, Eriskat H and Schibilla H, eds. (British Institute of Radiology, London) (1989).
- [64] Hart D, Jones DG and Wall BF. *Coefficients for estimating effective doses from paediatric x-ray examinations*, Report NRPB-R279 (HMSO, London) (1996).
- [65] 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).
- [66] Andersen LW and Rosenstein M. *Computer program for absorbed dose to the breast in mammography*. HHS Publication, FDA 85-8243, Washington DC (1985).
- [67] Rosenstein M, Andersen LW and Warner GG. *Handbook of glandular tissue doses in mammography*. HHS Publication FDA 85-8239. Rockville, MD (1985).
- [68] Wu X, Barnes GT and Tucker DM. *Spectral dependence of glandular tissue doses in screen-film mammography*. Radiology 179:143-148 (1991).
- [69] Wu X, Gingold EL, Barnes GT and Tucker DM. *Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target- rhodium filter mammography*. Radiology 193:83-89 (1994).
- [70] Jones DG and Shrimpton PC. *Survey of CT practice in the UK. Part 3: Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques*, NRPB -R250 (HMSO, London) (1991).
- [71] Jones DG and Shrimpton PC. *Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques*, NRPB-SR250 (NRPB, Chilton) (1993).
- [72] Zankl M, Panzer W and Drexler G. *Tomographic anthropomorphic models. Part II: Organ doses from computed tomographic examinations in paediatric radiology*. GSF-Bericht 30/93 (GSF, Neuherberg) (1993).
- [73] Le Heron JC. *CTDOSE: A User's Guide*. Ministry of Health, Christchurch, New Zealand (1993).
- [74] Servomaa A. and Tapiovaara M.. *Organ dose calculation in medical X-ray examinations by the program PCXMC*. Rad. Prot. Dos., 80, 213-219 (1998).
- [75] Baadegard N. *CT dose. Program for dose estimation of CT scans*. Aarhus University Hospital, Department of Biomedical Engineering. <http://www.mta.aaa.dk/ctdose/index.htm>.
- [76] Cristy M. *Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose*, NUREG/CR-1159, ORNL/NUREG/TM-367 (Oak Ridge National Laboratory) (1980).
- [77] Snyder WS, Fisher HL, Ford MR and Warner GG. *Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom*. J Nucl Med, 10, suppl. 3, Pamphlet N° 5 (1969).
- [78] Snyder WS, Ford MR and Warner GG. *Revision of MIRD Pamphlet N° 5*. ORNL-4979 (1974).
- [79] International Commission on Radiological Protection. *Report of the task group on reference man*. ICRP Publication 23, Pergamon Press, Oxford (1975).
- [80] Kramer R, Zankl M, Williams G and Drexler G. *The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods, Part I: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms*, GSF-Bericht S-885, ISSN 0721-1964 (1982, reprinted 1986).
- [81] Andreo P. *Monte Carlo techniques in medical radiation physics*, Phys. Med. Biol. 36:861-920 (1991).
- [82] Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. *A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography*. Eur Radiol. 9:555-62 (1999).

- 
- [83] Hubbel JH, Veigele WJ, Briggs EA, Brown RT, Cromer DT and Howerton RJ. *Atomic form factors, incoherent scattering functions and photon scattering cross sections*, J. Phys. Chem. Ref. Data. 4:471-538 (1975).
- [84] Hubbel JH. *Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients for H, C, N, O, Ar, and seven mixtures from 0.1 keV to 20 MeV*. Radiat. Res., 70:58 (1977).
- [85] Hubbel JH. *Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV*. Int. J. Appl. Radiat. Isot., 33:1269 (1982).
- [86] Birch R and Marshall M. *Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector*, Phys. Med. Biol. 24:505-517 (1979).
- [87] De Sousa MC, Aubert B. and Ricard M., *Evaluation of Physical Performances of a Scintillation Dosimeter for Patient Dosimetry in Diagnostic Radiology*. Br J Radiol, 73:1297-1305 (2000).
- [88] Servomaa A, Rannikko S, Nikitin V, Golikov V, Ermakov I, Masarskyi L and Saltukova L. *A topographically and anatomically unified phantom model for organ dose determination in radiation hygiene*, Report STUK-A87 (Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety, Helsinki) (1989).
- [89] Seuntjens J., Thierens H. Conversion factor f for X-ray beam qualities, specified by peak tube potential and HVL value. Phys Med Biol. 32:595-603 (1987).
- [90] Guide pratique de maîtrise de la qualité en radiodiagnostic conventionnel -SFPH (1993).
- [91] Contrôle de qualité scanners - SFPH (1990).
- [92] Critères d'acceptabilité des installations de radiologie (y compris de radiothérapie) et de médecine nucléaire - Radioprotection 91 (1997).
- [93] Report 74: Quality Control in Diagnostic Radiology - AAPM (2002).
- [94] Assurance of Quality in the Diagnostic Imaging Department (2<sup>nd</sup> edition) BIR (2001).
-