



SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

# **SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE**

## **Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie**

**RAPPORT S.F.P.M. N° 30**

**Décembre 2014**

Société Française de Physique Médicale.  
Centre Antoine Béclère, 45 rue des Saints Pères, 75270 Paris Cedex 06  
<http://www.sfpm.asso.fr/>

## **Auteurs du groupe de travail**

Didier DEFEZ (coordinateur),	Centre Hospitalier Lyon Sud, Pierre Bénite
Serge DREUIL	Institut Gustave Roussy, Villejuif
Sébastien HAPDEY	Centre Henri Becquerel, Rouen
Cyril LELEU	Centre Hospitalier de Cornouaille, Quimper

## **Relecteurs**

Mathilde Demonchy	Centre Hospitalier Intercommunal, Fréjus-Saint-Raphaël
Valérie Jarrige	Centre Hospitalier Jacques Cœur, Bourges.
Gilles Le Rouzic	Centre Hospitalier Régional, Orléans.

---

# TABLE DES MATIÈRES

<b>INTRODUCTION</b>	<b>6</b>
<b>1 GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES</b>	<b>8</b>
<b>1.1 GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES DE BASE</b>	<b>8</b>
1.1.1 FLUENCE (FLUENCE) $\Phi$	8
1.1.2 FLUENCE ÉNERGETIQUE (ENERGY FLUENCE) $\Psi$	8
1.1.3 KERMA ET DÉBIT DE KERMA (KERMA AND KERMA RATE) $K$ ET $\dot{K}$	8
1.1.4 ÉNERGIE DÉPOSÉE (ENERGY IMPARTED) $\bar{E}$	9
1.1.5 DOSE ABSORBÉE (ABSORBED DOSE) $D$	9
1.1.6 RELATION ENTRE KERMA ET DOSE	9
<b>1.2 GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES SPÉCIFIQUES</b>	<b>10</b>
1.2.1 NOTE PRÉLIMINAIRE	10
1.2.2 LES NOUVELLES DÉNOMINATIONS ICRU POUR LES GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES SPÉCIFIQUES	11
1.2.3 KERMA INCIDENT (INCIDENT AIR KERMA) $K_i$	12
1.2.4 KERMA À LA SURFACE D'ENTRÉE (ENTRANCE SURFACE AIR KERMA) $K_e$	13
1.2.5 RENDEMENT DU TUBE X (X-RAY TUBE OUTPUT) $Y(D)$	13
1.2.6 DOSE ABSORBÉE DANS LES TISSUS $D$	14
1.2.7 PRODUIT KERMA - SURFACE (AIR KERMA-AREA PRODUCT) $P_{KA}$	14
1.2.8 PRODUIT KERMA - LONGUEUR (AIR KERMA-LENGTH PRODUCT) $P_{KL}$	15
<b>1.3 GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES SPÉCIFIQUES À LA SCANOGRAPHIE</b>	<b>15</b>
1.3.1 INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE (CT AIR KERMA INDEX) $C_{A,100}$	15
1.3.2 INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE PONDÉRÉ (WEIGHTED CT AIR KERMA INDEX) $C_W$	15
1.3.3 INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE VOLUME (VOLUME CT AIR KERMA INDEX) $C_{VOL}$	16
1.3.4 PRODUIT KERMA-LONGUEUR DE SCANOGRAPHIE (CT AIR KERMA-LENGTH PRODUCT) $P_{KL,CT}$	17
1.3.5 ESTIMATEUR DE DOSE MORPHOLOGIQUE (SIZE-SPECIFIC DOSE ESTIMATE) SSDE	17
1.3.6 RECOMMANDATIONS DE LA SFPM POUR LE SCANNER PÉDIATRIQUE	19
<b>1.4 GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES RELIÉES AUX EFFETS ALÉATOIRES ET DÉTERMINISTES</b>	<b>19</b>
1.4.1 DOSE À L'ORGANE OU AU TISSU (ORGAN OR TISSUE DOSE) $D_T$	19
1.4.2 DOSE GLANDULAIRE MOYENNE (MEAN/AVERAGE GLANDULAR DOSE) $D_G$	19
1.4.3 DOSE ÉQUIVALENTE (EQUIVALENT DOSE) $H_T$	20
1.4.4 DOSE EFFICACE (EFFECTIVE DOSE) $E$	20
1.4.5 AVERTISSEMENT SUR L'UTILISATION DE LA DOSE EFFICACE POUR LES APPLICATIONS MÉDICALES	20
<b>2 MÉTHODES DE MESURE</b>	<b>22</b>
<b>2.1 INTRODUCTION</b>	<b>22</b>
<b>2.2 LES DIFFÉRENTS TYPES DE DÉTECTEURS</b>	<b>23</b>
2.2.1 LA CHAMBRE D'IONISATION	23
2.2.1.1 Caractéristiques physiques	23
2.2.1.2 L'étalonnage	23
2.2.1.3 Les utilisations pratiques	26
2.2.2 LA CHAMBRE D'IONISATION « CRAYON »	27
2.2.2.1 Caractéristiques physiques	28
2.2.2.2 L'étalonnage	28
2.2.2.3 Les utilisations pratiques	28
2.2.3 LA CHAMBRE D'IONISATION À TRANSMISSION	29
2.2.3.1 Caractéristiques physiques	29
2.2.3.2 L'étalonnage	30
2.2.3.3 Les utilisations pratiques	32

2.2.4	LA DOSIMETRIE PAR LUMINESCENCE	33
2.2.4.1	Les dosimètres thermoluminescents	33
2.2.4.2	Les dosimètres thermoluminescents stimulés optiquement	33
2.2.4.3	Comparaison TLD / OSL	34
2.2.4.4	Etalonnage des dosimètres luminescents (TLD ou OSL)	34
2.2.4.5	Les utilisations pratiques	35
2.2.5	LES AUTRES DETECTEURS SOLIDES	35
2.2.5.1	Les dosimètres à diode	35
2.2.5.2	Les dosimètres MOSFET	37
2.2.5.3	Les détecteurs à scintillations.	38
2.2.5.4	Les films radiologiques et radiochromiques	38
<b>2.3</b>	<b>LES INCERTITUDES EN DOSIMETRIE DES ACTES DE RADIODIAGNOSTIQUE</b>	<b>39</b>
<b>3</b>	<b>MÉTHODES DE CALCUL</b>	<b>41</b>
<b>3.1</b>	<b>METHODES ANALYTIQUES</b>	<b>41</b>
3.1.1	DEBIT DE KERMA DANS L'AIR	41
3.1.1.1	Calcul à partir des spectres théoriques à la sortie du tube	41
3.1.1.2	Calcul à partir d'une fonction mathématique paramétrée	42
3.1.2	FACTEUR DE RETRODIFFUSION	45
3.1.3	LA DOSE GLANDULAIRE MOYENNE (MAMMOGRAPHIE) : $D_G$	46
3.1.4	LES GRANDEURS DOSIMETRIQUES DE LA SCANOGRAPHIE : L'INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE PONDERE $C_W$ ET L'INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE VOLUME $C_{VOL}$	47
3.1.5	LA DOSE EFFICACE : E	47
3.1.5.1	Facteurs de conversion en radiographie	48
3.1.5.2	Facteurs de conversion en radioscopie	48
3.1.5.3	Facteurs de conversion en scanographie	50
3.1.6	L'ENERGIE DEPOSEE: $\epsilon$	50
3.1.7	UTILISATION PRATIQUE DES SSDE	51
<b>3.2</b>	<b>METHODES NUMERIQUES</b>	<b>52</b>
3.2.1	INTRODUCTION	52
3.2.2	PROGRAMMES POUR LA RADIOLOGIE CONVENTIONNELLE	53
3.2.3	PROGRAMMES POUR LA SCANOGRAPHIE	53
3.2.3.1	Données du NRPB	53
3.2.3.2	Logiciels commerciaux	54
3.2.3.3	Logiciel avancé	61
3.2.3.4	Autres fantômes	62
	<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>63</b>
	<b>LISTE DES FIGURES</b>	<b>70</b>
	<b>LISTE DES TABLEAUX</b>	<b>71</b>
	<b>ANNEXES</b>	<b>72</b>
<b>A.</b>	<b>TABLEAU COMPARATIF DES DOSES EFFICACES POUR UNE SELECTION D'EXAMENS COURANTS</b>	<b>72</b>
<b>B.</b>	<b>FICHES PRATIQUES</b>	<b>72</b>

## Avant-Propos

Comme le précise l'arrêté du 6 décembre 2011 relatif à la formation et aux missions de la personne spécialisée en radiophysique médicale (PSRPM), une des principales missions des physiciens médicaux en imagerie est « l'estimation de la dose reçue par le patient au cours des procédures diagnostiques ». Cette métrologie des rayonnements ionisants est reliée, en imagerie, à l'évaluation de la qualité de l'image compatible avec l'obtention de l'information diagnostique recherchée. Elle s'inscrit dans une démarche d'optimisation des doses délivrées et a pour finalité la radioprotection du patient.

Dans ce contexte, le rapport SFPM N°30 « Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie » qui complète et réactualise le rapport SFPM N°21 publié en 2004, constitue un guide complet pour la mesure de la dose délivrée lors des examens de radiologie, mammographie et scanographie. Au delà d'une simple réactualisation, les auteurs de ce rapport proposent un guide exhaustif tant sur le plan du rappel des grandeurs dosimétriques, que des méthodes de mesure et de calcul utilisées en imagerie diagnostique. Le rapport SFPM N°30, qui s'adresse aussi bien à des étudiants en phase d'apprentissage qu'à des professionnels expérimentés, constituera à n'en pas douter un ouvrage de référence pour les physiciens médicaux.

Le Conseil Scientifique de la Société Française des Physiciens Médicaux tient à souligner l'importance de la démarche entreprise, la qualité de ce travail et remercie tous les intervenants qui ont permis la réalisation de ce document.

Le conseil scientifique de la SFPM.

Véronique Dedieu (coordinatrice),  
Ludovic Ferrer,  
Marie-Thérèse Guillhem,  
Philippe Meyer,  
Luc Simon.

---

## INTRODUCTION

Ce document est une mise à jour du rapport SFPM N° 21 publié en 2004 [SFPM 2004]. Il a pour objectif d'aider les professionnels impliqués en radiologie dans l'estimation des doses délivrées aux patients lors des examens en radiologie, en mammographie et en scanographie<sup>1</sup>. Il contribue ainsi à satisfaire aux exigences d'optimisation et d'information énoncées dans la Directive Européenne 97-43 [EUR 1997] relative à la protection radiologique des patients et découlant des publications 73 et 103 de la CIPR sur la "Protection et Sûreté Radiologiques en Médecine" [ICRP 2007]. 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 modifié par le décret 2007-1582 du 7 novembre 2007. Dans ce texte il est fait obligation d'estimer les doses reçues par la population. Cette obligation se retrouve dans l'application de l'article R43-63 du Code de la santé publique dans lequel sont introduits les niveaux de référence diagnostiques (NRD) à des fins d'optimisation. Ces NRD sont à l'heure actuelle représentés, pour les adultes et les enfants, par des niveaux de dose pour des examens types en radiologie conventionnelle et en scanographie. Ils sont fixés par arrêté du ministre chargé de la santé, pour des examens types sur des patients ou sur des matériaux simulant le corps humain. Les NRD ont été publiés en 2004 et remis à jour en 2012 [NRD 2011]. Il faut également préciser que la Directive Européenne 97-43 a été remplacée récemment par la Directive 2013-59 [EUR 2013], parue au Journal Officiel des communautés Européennes le 17 janvier 2014. Celle-ci n'a pas encore été transcrite en droit français.

Avant d'aborder le plan de ce document, il nous a semblé utile de rappeler que L'exposition médicale, dont plus de 90 % est due à la radiologie, représentait en 2012, avec 1,6 mSv/an [IRSN 2014], plus d'un tiers de l'exposition annuelle moyenne d'un individu en France, ce qui en fait la source d'exposition d'origine artificielle la plus importante. La part liée à la scanographie représente, quand à elle, plus de 70% de la dose délivrée (cf. Tableau 1 et Figure 1). En 2012, la France comptait 973 scanners de radiologie et 136 dédiés à la radiothérapie (Source ASN).

Modalité d'imagerie	Actes		Dose efficace collective	
	Nombre	%	mSv	%
Radiologie conventionnelle (hors dentaire)	44 175 500	54	18 069 200	17,7
Radiologie dentaire	27 616 000	33,8	165 700	0,2
Scanographie	8 484 000	10,4	72 838 900	71,3
Radiologie interventionnelle diagnostique	377 000	0,5	3 196 400	3,1
Médecine nucléaire	1 103 000	1,3	7 928 300	7,8
Total	81 755 500	100	102 198 500	100

Tableau 1. Répartition des actes et des doses efficaces collectives selon la modalité d'imagerie en France en 2012 [IRSN 2014].

<sup>1</sup> Les spécificités dosimétriques liées aux techniques de tomosynthèse mammaire et de scanographie à faisceau conique (cone beam CT) ne seront par contre pas abordées dans ce rapport.

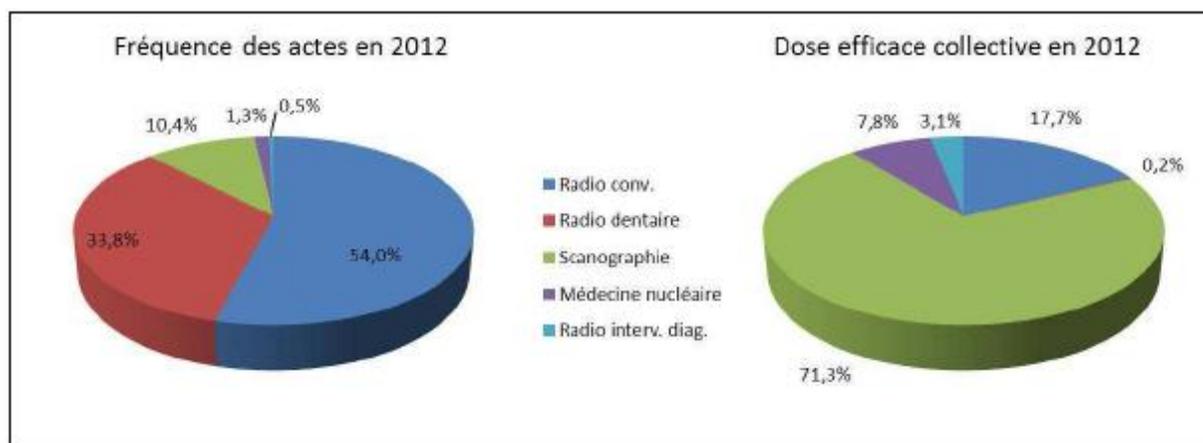


Figure 1. Répartition des actes et des doses efficaces collectives selon la modalité d'imagerie en France en 2012 [IRSN 2014].

Le présent rapport comporte trois 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. Les définitions et les symboles ont été actualisés pour correspondre à celles du rapport technique n°457 de l'agence internationale de l'énergie atomique [IAEA 2007]. Dans le chapitre 2 sont abordés tous les différents types de détecteurs potentiellement utilisables pour accéder aux différentes grandeurs dosimétriques mesurables. Les méthodes de calcul, analytiques et numériques, sont exposées dans le chapitre 3 pour permettre au lecteur d'obtenir l'information dosimétrique souhaitée selon différents niveaux d'information sur les caractéristiques de l'examen. Enfin sont rassemblées en annexe, 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 d'imagerie médicale a également été inclus.

# 1 GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES

Ce chapitre s'appuie sur le rapport technique n°457 de l'agence internationale de l'énergie atomique « *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice* » [IAEA 2007]. Ce rapport se base sur le formalisme défini dans les publications 60 et 74 de l'ICRU [ICRU 1998, ICRU 2006], avec quelques adaptations au cadre de la radiologie diagnostique. Ces définitions et ce formalisme diffèrent sensiblement de ceux utilisés dans la version initiale du présent rapport. Les anciennes définitions et notations sont indiquées si nécessaire pour faciliter la compréhension du texte. Par ailleurs les dénominations anglaises sont également indiquées entre parenthèse et en italique, puisque ce sont celles que l'on retrouve dans la majorité de la littérature spécialisée.

## 1.1 GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES DE BASE

### 1.1.1 FLUENCE (FLUENCE) $\Phi$

La fluence  $\Phi$  est le rapport entre  $dN$  et  $da$ , où  $dN$  est le nombre de particules incidentes sur une sphère de surface transverse  $da$ , soit :

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

Unité :  $\text{m}^{-2}$

### 1.1.2 FLUENCE ÉNERGÉTIQUE (ENERGY FLUENCE) $\Psi$

La fluence énergétique  $\Psi$  est le rapport entre  $dR$  et  $da$ , où  $dR$  est l'énergie radiante incidente sur une sphère de surface transverse  $da$ , soit :

$$\Psi = \frac{dR}{da}$$

Unité :  $\text{J} \cdot \text{m}^{-2}$

### 1.1.3 KERMA ET DÉBIT DE KERMA (KERMA AND KERMA RATE) $K$ ET $\dot{K}$

Le kerma,  $K$ , est un acronyme pour *Kinetic Energy Released per unit MAAss* ou *Kinetic Energy Released in MAterial*. Il est défini comme le quotient  $dE_{tr}$  par  $dm$ , où  $dE_{tr}$  est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées libérées par des particules non chargées dans un élément de volume de matériau de masse  $dm$ , soit :

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

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

Le débit de kerma  $\dot{K}$  est le quotient  $dK$  par  $dt$ , où  $dK$  est la variation de kerma pendant l'intervalle de temps  $dt$ , soit

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

Unité :  $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$  ou  $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$ .

### 1.1.4 ENERGIE DEPOSEE (ENERGY IMPARTED) $\bar{\epsilon}$

L'énergie moyenne déposée,  $\bar{\epsilon}$ , dans un volume de matière donné est égale à la différence entre l'énergie radiante,  $R_{in}$ , de toutes les particules ionisantes, chargées ou non, entrant dans le volume et l'énergie radiante,  $R_{out}$ , de toutes les particules ionisantes, chargées ou non, sortant du volume, plus la somme  $\Sigma Q$  des changements d'énergie de repos des noyaux et particules élémentaires ayant eu lieu dans le volume, soit :

$$\bar{\epsilon} = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q$$

Unité : J

Pour les énergies de photons utilisées en radiologie,  $\Sigma Q$  vaut zéro. Dans la suite de ce rapport le terme « énergie déposée » sera utilisé en lieu et place de « énergie moyenne déposée »

### 1.1.5 DOSE ABSORBÉE (ABSORBED DOSE) $D$

La dose absorbée,  $D$ , est définie comme le quotient  $d\bar{\epsilon}$  sur  $dm$ , où  $d\bar{\epsilon}$  est l'énergie moyenne déposée dans un élément de matière de masse  $dm$ , soit :

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

Unité : J.kg<sup>-1</sup> ou Gy

### 1.1.6 RELATION ENTRE KERMA ET DOSE

Le kerma est habituellement séparé en deux composantes : le kerma de collision  $K_{col}$  et le kerma radiatif  $K_{rad}$ . Le kerma de collision  $K_{col}$  est la part du kerma total qui conduit à la production d'électrons qui dissipent leur énergie par interaction de Coulomb (*i.e.* par collisions) avec les électrons du milieu. Le kerma radiatif  $K_{rad}$  représente la part du kerma qui conduit à la production de photons lors du freinage des électrons secondaires dans le milieu, essentiellement par interaction coulombienne avec les noyaux atomiques (*Bremsstrahlung* ou rayonnement de freinage). On note généralement  $\bar{g}$  la fraction radiative, c'est à dire la fraction d'énergie transférée aux électrons qui est perdue par interaction radiative. La fraction perdue par collision est par conséquent égale à  $1 - \bar{g}$ . La relation suivante entre kerma et kerma de collision est fréquemment employée :

$$K_{col} = K(1 - \bar{g})$$

La fraction radiative  $\bar{g}$  dépend essentiellement de l'énergie des électrons secondaires et du numéro atomique  $Z$  des atomes du milieu. En pratique  $\bar{g}$  est inférieur à  $10^{-3}$  pour les photons d'énergie inférieure à 1 MeV et pour les matériaux de faible  $Z$ . La fraction radiative est donc négligée en radiologie pour les matériaux biologiques usuels. En conséquence :

$$K \approx K_{col}$$

En général, le transfert d'énergie (kerma) du faisceau de photons aux électrons à un emplacement donné ne donne pas lieu à la dissipation de l'énergie dans le milieu (dose absorbée) au même emplacement. La longueur du trajet des électrons secondaires, créés par interaction des photons avec la matière, est en effet non nulle. L'équivalence entre dose et kerma n'est donc réalisée que dans les régions où le flux d'électrons secondaires quittant le volume est compensé par le flux y entrant, c'est à dire une région où les **conditions d'équilibre électronique** sont atteintes. En radiologie il est courant de considérer que ces conditions sont réunies et donc de poser l'égalité entre dose absorbée et kerma. Il convient cependant de rappeler que des différences importantes entre ces deux quantités existeront

dans les régions où l'équilibre électronique n'est pas établi, **en particulier au voisinage des interfaces entre matériau de nature et/ou de densité différentes.**

En résumé, pour la grande majorité des conditions habituellement rencontrées en radiodiagnostic et lorsque les conditions d'équilibre électroniques sont réunies, on admet l'égalité suivante :

$$D = K_{col} = K(1 - \bar{g}) \approx K$$

## 1.2 GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES SPÉCIFIQUES

### 1.2.1 NOTE PRÉLIMINAIRE

L'équivalence entre dose absorbée et kerma est couramment acceptée en radiologie. Elle n'est cependant pas systématique comme cela est illustré sur la Figure 2 qui compare le kerma dans l'air et la dose absorbée dans l'air au voisinage d'une interface PMMA/air. Sur cette simulation théorique où l'atténuation du faisceau est négligée, on remarque que dans une zone de plusieurs centimètres à partir de l'interface la dose absorbée dans l'air et le kerma dans l'air sont très sensiblement différents. L'équilibre électronique n'est pas réalisé dans cette zone. La largeur relativement importante de cette zone de « build-up » est fonction du parcours pratique des électrons les plus énergétiques créés à l'interface, de manière tout à fait similaire à ce que l'on observe sur les rendements en profondeur dans l'eau des faisceaux de photons issus d'accélérateurs linéaires de radiothérapie.

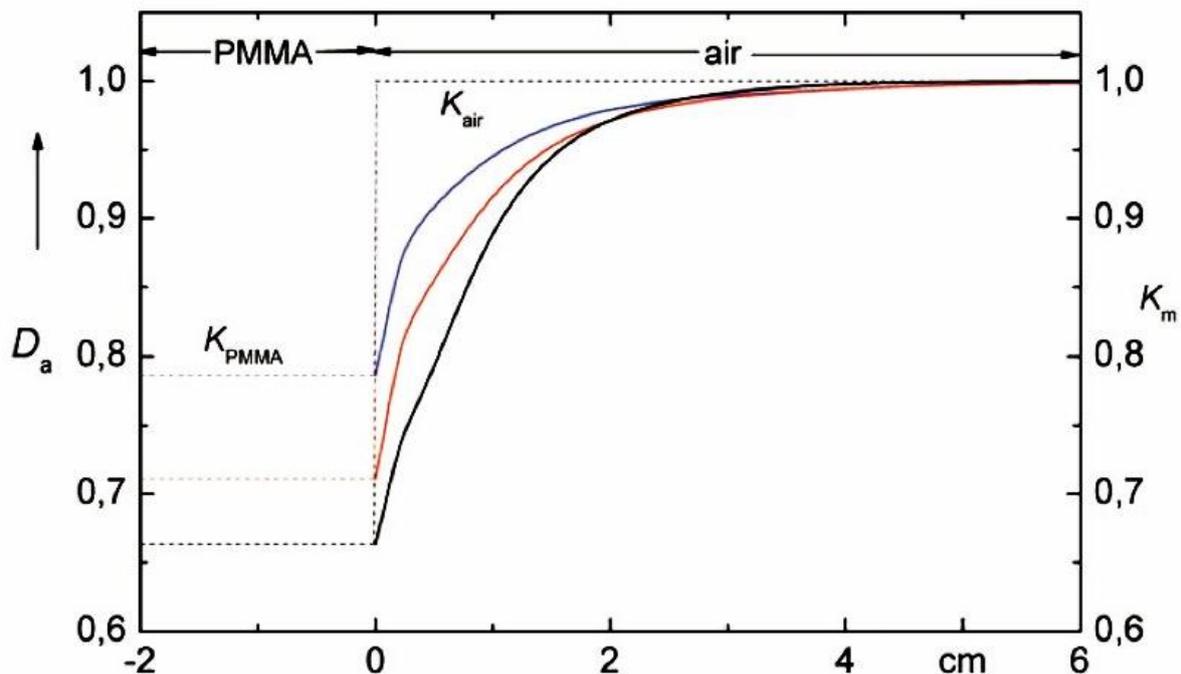


Figure 2. Représentation de la dose absorbée dans l'air (traits pleins, échelle de gauche) et du kerma dans le matériau  $m$  (traits pointillés, échelle de droite,  $m = \text{PMMA}$  ou air) au voisinage d'une interface PMMA/air. Le faisceau de photons se propage de la gauche vers la droite. Toutes les quantités sont normalisées à  $K_{air} = 1$ . Les courbes noires, rouges et bleues représentent les qualités de faisceau 70 kV, CDA 2,5 mm Al ; 100 kV, CDA 3,97 mm Al et 150 kV, CDA 6,57 mm Al respectivement.

C'est en considérant la nature complexe de la dose absorbée dans l'air que les laboratoires standards de dosimétrie de par le monde fournissent leurs certificats d'étalonnage en terme de *kerma dans l'air*. **En conséquence, et en accord avec le rapport ICRU 74 [ICRU 2006] et**

le rapport 457 de l'IAEA [IAEA 2007], le kerma dans l'air sera utilisé ici comme base de toutes les grandeurs dosimétriques spécifiques qui peuvent être directement mesurées. Par ailleurs, les notations utilisées seront celles utilisées dans les mêmes rapports.

### 1.2.2 LES NOUVELLES DENOMINATIONS ICRU POUR LES GRANDEURS DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES

Le Tableau 2 résume les grandeurs dosimétriques spécifiques définies par l'ICRU [ICRU 2006] et reprises dans le code d'usage TRS 457 de l'IAEA [IAEA 2007], la dénomination française proposée par le présent rapport, ainsi que la correspondance avec les définitions et notations antérieures.

Dénomination ICRU 74	Dénomination française proposée	Notation ICRU 74	Notation usuelle française	Notation usuelle anglophone
Incident air kerma	Kerma incident	$K_i$	<i>KASE</i>	<i>ESAK</i>
Entrance surface air kerma*	Kerma à la surface d'entrée	$K_e$	$D_e$	<i>ESD</i>
Air kerma-area product	Produit kerma-surface	$P_{KA}$	<i>PKS, PDS</i>	<i>KAP, DAP</i>
Air kerma-length product	Produit kerma-longueur	$P_{KL}$	<i>PKL</i>	<i>KLP</i>
CT air kerma index <sup>#</sup>	Indice de kerma de scanographie	$C_k$	<i>IDS<sub>air</sub></i>	<i>CTDI<sub>air</sub></i>
CT air kerma index <sup>§</sup>	Indice de kerma de scanographie	$C_{a,100},$ $C_{PMMA,100}$	<i>IDS<sub>air,100},</sub></i> <i>IDS<sub>PMMA,100}</sub></i>	<i>CTDI<sub>air,100},</sub></i> <i>CTDI<sub>PMMA,100}</sub></i>
Weighted CT air kerma index	Indice de kerma de scanographie pondéré	$C_w$	<i>IDSP</i>	<i>CTDI<sub>w</sub></i>
Volume CT air kerma index	Indice de kerma de scanographie volume	$C_{VOL}$	<i>IDSV</i>	<i>CTDI<sub>VOL}</sub></i>
CT air kerma-length product	Produit kerma-longueur de scanographie	$P_{KL,CT}$	<i>PDL</i>	<i>DLP</i>

Tableau 2. Correspondance entre les dénominations ICRU 74 et les dénominations usuelles des grandeurs dosimétriques spécifiques. \* Attention, la définition ICRU du kerma à la surface d'entrée inclut le rayonnement rétrodiffusé et ne correspond donc pas à la définition usuelle. <sup>#</sup>  $C_k$  est défini par une intégration de  $-\infty$  à  $+\infty$  du profil de dose sur l'axe z du scanner. <sup>§</sup>  $C_{x,100}$  est défini par une intégration de -50 à +50 mm du profil de dose sur l'axe z du scanner.

Quelques points importants sont à noter :

**Le terme de dose dans l'air disparaît au profit de celui de kerma dans l'air.** L'ICRU préconise l'abandon de toute référence à la dose dans l'air pour les grandeurs dosimétriques spécifiques du fait des difficultés de mesure de celle-ci, développées au paragraphe précédent.

**La nouvelle définition du kerma à la surface d'entrée, notée  $K_e$  est différente de la précédente puisqu'elle inclut le rayonnement rétrodiffusé.** L'ancien kerma à la surface d'entrée, souvent noté *KASE*, correspond maintenant au *kerma incident*, noté  $K_i$ . La

dénomination usuelle de dose à la surface d'entrée n'a plus cours et correspond dans les conditions d'équilibre électronique au kerma à la surface d'entrée  $K_e$ .

**Les différents indices de kerma de scanographie sont strictement analogues aux indices de dose de scanographie définis par la FDA [FDA 1988] et repris par l'IEC [IEC 2002] et le protocole de dosimétrie en scanographie de l'Union Européenne [EUR 2000]. L'ICRU préconise également d'harmoniser au niveau mondial la notation de ces indices, au contraire des notations utilisées jusqu'à maintenant qui sont dépendantes de la langue utilisée (par exemple  $IDS_V$  ou  $CTDI_{VOL}$  pour l'indice de dose de scanographie volume).**

Les dénominations françaises proposées par le présent groupe de travail sont des traductions directes des termes anglais. Cependant par souci de conserver une longueur raisonnable aux termes proposés, *air kerma* n'est pas traduit par *kerma dans l'air* mais uniquement par *kerma*. Toutes les grandeurs dosimétriques spécifiques étant définies en kerma dans l'air, cette omission ne nous semble pas induire d'ambiguïté.

### 1.2.3 KERMA INCIDENT (INCIDENT AIR KERMA) $K_i$

Le kerma dans l'air incident  $K_i$  est le kerma dans l'air mesuré sur l'axe central du faisceau au niveau de la surface d'entrée du patient ou du fantôme **en ne prenant en compte que le rayonnement incident** (cf. Figure 3). Cela signifie que la mesure doit être faite sans rayonnement rétrodiffusé, soit avec une chambre d'ionisation dans l'air suffisamment éloignée de tout matériau, soit avec un détecteur conçu pour ne pas prendre en compte la rétrodiffusion (*i.e.* blindé). Unité :  $J.kg^{-1}$  ou Gy (gray)

**REMARQUE IMPORTANTE: le kerma dans l'air incident correspond à l'ancienne définition du kerma dans l'air à la surface d'entrée, souvent nommée KASE ou ESAK. Attention à la confusion possible avec la nouvelle définition du kerma dans l'air à la surface d'entrée qui inclut le rayonnement rétrodiffusé.**

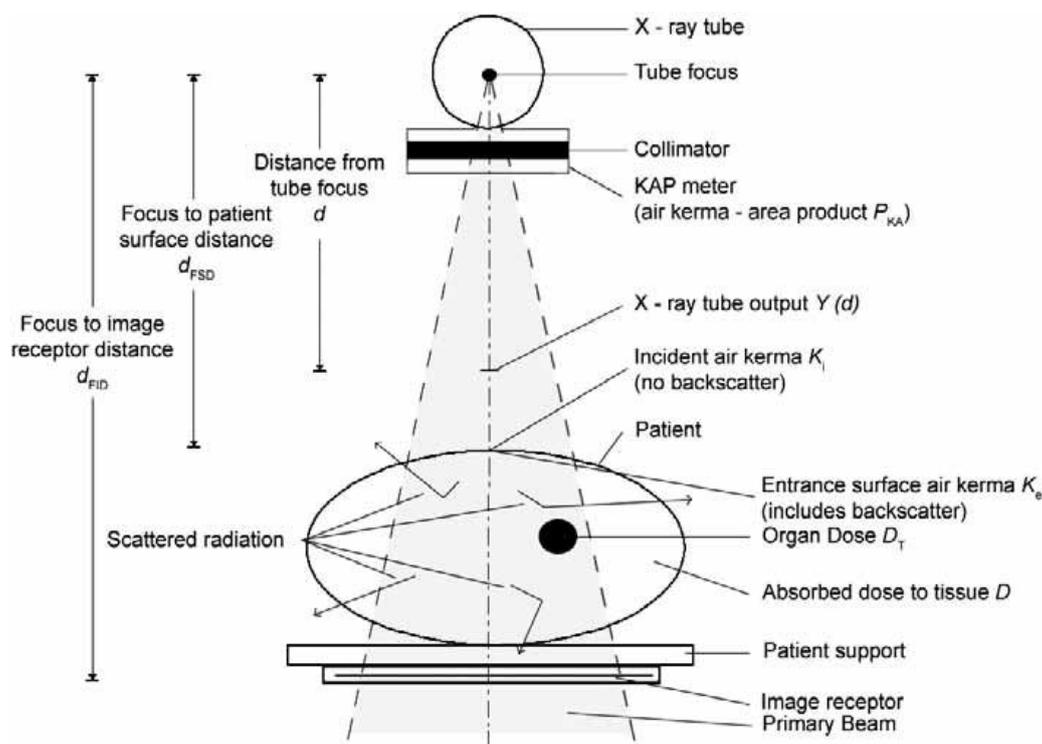


Figure 3. Schéma résumant les différentes grandeurs dosimétriques spécifiques et leur méthode de mesure.

#### 1.2.4 KERMA A LA SURFACE D'ENTREE (ENTRANCE SURFACE AIR KERMA) $K_e$

Le kerma dans l'air à la surface d'entrée  $K_e$  est le kerma dans l'air mesuré sur l'axe central du faisceau, au niveau de la surface d'entrée du patient ou du fantôme **en prenant en compte le rayonnement diffusé par celui-ci** (cf. Figure 3). Le rayonnement incident sur le patient ou le fantôme et le rayonnement rétrodiffusé par celui-ci sont donc tous deux pris en compte.

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

Le kerma dans l'air à la surface d'entrée est relié au kerma dans l'air incident par le facteur de rétrodiffusion  $B$  :

$$K_e = K_i \cdot B$$

$B$  dépend de la qualité du faisceau de photons X, souvent exprimée par sa couche de demi-atténuation (CDA) dans un matériau de référence (aluminium ou cuivre) et de la surface du champ exposé.  $B$  peut être choisi dans une table, calculé ou mesuré comme détaillé en partie 3 de ce rapport (§ 3.1.2).

**REMARQUE IMPORTANTE:** cette nouvelle définition du kerma dans l'air à la surface d'entrée ne correspond pas à l'ancienne, souvent nommée KASE ou ESAK, qui n'incluait pas le rayonnement diffusé. Elle est similaire, dans les conditions d'équilibre électronique uniquement, à la *dose à l'entrée* ou *entrance surface dose*, dénomination abandonnée pour ne plus faire référence à la dose dans l'air, comme expliqué en note préliminaire. **La plus grande prudence est donc nécessaire, en particulier lors de l'utilisation de logiciels de calcul de radiologie conventionnelle qui font appel à cette grandeur en paramètre d'entrée.**

#### 1.2.5 RENDEMENT DU TUBE X (X-RAY TUBE OUTPUT) $Y(D)$

Le rendement du tube X est le quotient du kerma dans l'air à une distance  $d$  du foyer du tube à rayons X par le produit courant-temps d'exposition  $P_{It}$  :

$$Y(d) = K(d)/P_{It}$$

Unité :  $\text{J.kg}^{-1}.\text{C}^{-1}$  ou  $\text{Gy}.\text{C}^{-1}$  ou  $\text{Gy}.\text{A}^{-1}.\text{s}^{-1}$

Le produit courant-temps d'exposition est aussi appelé charge du tube, dont l'unité usuelle est le milliampère.seconde (mA.s), communément abrégé mAs en radiologie.

Lorsque le rendement d'un tube X est connu à une distance de référence  $d_{réf}$ , le kerma dans l'air incident  $K_i$  à une distance  $d_{FE}$  du foyer du tube, peut se calculer selon la relation suivante :

$$K_i = Y(d_{réf}) \cdot P_{It} \cdot \left( \frac{d_{réf}}{d_{FE}} \right)^2$$

Cette dernière relation est valable sous deux conditions :

La source doit être quasi-ponctuelle, c'est à dire que le rayonnement issu de régions du tube autres que le foyer, telles que le collimateur ou le filtre (*i.e.* le rayonnement extra-focal) peut être négligé. Cette condition est en général remplie en radiologie sauf à proximité immédiate de la face de sortie du collimateur.

L'atténuation dans l'air doit être inexistante, c'est à dire que les interactions dans l'air peuvent être négligées. Cette condition est vérifiée dans la grande majorité des utilisations radiologiques. La vérification expérimentale de cette condition est cependant conseillée pour les grandes distances ( $d_{FE} > 200$  cm) et/ou les faibles tensions ( $U < 50$  kV).

### 1.2.6 DOSE ABSORBÉE DANS LES TISSUS $D$

La dose absorbée dans les tissus ou dose en profondeur n'est pas une grandeur dosimétrique préconisée par le rapport ICRU ni par celui de l'IAEA. Il peut cependant être utile de calculer à partir du kerma incident  $K_i$ , la dose  $D(z)$  absorbée à une profondeur  $z$ :

$$D(z) = K_i \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{tissu, air}}^{\text{prof}=z} \left( \frac{d_{FE}}{d_{FE} + z} \right)^2 RTA(c, z)$$

où  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{tissu, air}}^{\text{prof}=z}$  est le rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie entre les tissus et l'air à la profondeur  $z$ ,  $d_{FE}$  est la distance entre le foyer et la surface d'entrée,  $RTA(c, z)$  est la valeur du Rapport Tissu-Air à la profondeur  $z$  pour un faisceau carré de côté  $c$  à cette même profondeur.

La dose à la peau (grandeur importante en particulier en radiologie interventionnelle) peut être obtenue à l'aide de l'équation précédente en prenant  $z=0$  :

$$D_e = K_i \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{tissu, air}}^{\text{prof}=0} RTA(c, 0)$$

On note que dans ce cas  $RTA(c, 0)$  est égal au facteur de rétrodiffusion  $B$ .

Les rapports  $(\mu_{en}/\rho)$  peuvent être trouvés notamment dans le tableau XIV, page 56 du rapport IAEA 277 [IAEA 1987] (version révisée du tableau dans la seconde édition de 1997). Des valeurs de RTA ont été publiées par Harisson [HAR 1983]. 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 = 1mm Al à 60 kVp jusqu'à CDA = 4 mm Al à 100 kVp. D'autres valeurs de RTA ont été plus récemment publiées pour des qualités de faisceaux allant de CDA = 1,8 mm Al à 50 kVp à CDA = 6,5 mm Al à 140 kVp [BOU 1988].

### 1.2.7 PRODUIT KERMA - SURFACE (AIR KERMA-AREA PRODUCT) $P_{KA}$

Le produit kerma-surface est égal au kerma dans l'air intégré sur la surface du faisceau de rayons X dans un plan perpendiculaire à son axe :

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy$$

Si le kerma dans l'air est constant sur toute la section transverse du faisceau, ce qui est généralement admis, le produit kerma-surface peut s'exprimer comme le produit du kerma par la surface transverse  $S$  du faisceau :

$$P_{KA} = K \cdot S$$

Unité : Gy.m<sup>2</sup>, cGy.cm<sup>2</sup>, mGy.m<sup>2</sup>...

Il n'existe pas de standard sur les unités du produit kerma-surface, il convient donc d'être très vigilant lors de son utilisation et lors des conversions entre les différentes unités.

Le produit kerma-surface présente la propriété pratique d'être approximativement invariant avec la distance au foyer du tube X, à condition que les plans de calcul et de mesure soient suffisamment éloignés du patient ou du fantôme pour éviter une contribution significative du

rayonnement rétrodiffusé (et que les interactions dans l'air et le rayonnement extra-focal soient négligeables).

REMARQUE : La dénomination de *produit dose-surface* ne devrait plus être employée pour les raisons évoquées en note préliminaire. De même, les abréviations usuelles telles que PDS, PKS, DAP, KAP... devraient être abandonnées au profit de la notation  $P_{KA}$  définie par l'ICRU 74.

### 1.2.8 PRODUIT KERMA - LONGUEUR (AIR KERMA-LENGTH PRODUCT) $P_{KL}$

Le produit kerma-longueur  $P_{KL}$  est l'intégrale du kerma dans l'air le long d'une ligne de longueur L :

$$P_{KL} = \int_L K(z) dz$$

Unité : Gy.m

Le produit kerma-longueur est appelé à être de plus en plus utilisé en panoramique dentaire. Le  $P_{KL}$  ne doit pas être confondu avec le *produit dose longueur* (PDL ou DLP), spécifiquement défini pour le scanner et donc la dénomination ICRU 74 est produit kerma-longueur de scanographie,  $P_{KL,CT}$  (voir plus loin).

## 1.3 GRANDEURS DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES A LA SCANOGRAPHIE

### 1.3.1 INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE (CT AIR KERMA INDEX) $C_{A,100}$

L'indice de kerma de scanographie  $C_k$  tel que défini dans le rapport ICRU 74 [ICRU 2006] est mesuré dans l'air pour une rotation unique du tube X. Il est égal au quotient de l'intégrale du kerma dans l'air  $K$  le long d'un axe  $z$  parallèle à l'axe de rotation du scanner, sur le nombre  $N$  de coupes acquises simultanément et sur leur épaisseur nominale  $T$  :

$$C_k = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} K(z) dz$$

Unité : mGy.

Cette intégration du profil longitudinal du kerma reste bien évidemment théorique. En pratique, l'intégration porte sur une longueur de 100 mm, positionnée symétriquement par rapport au plan de coupe du scanner. L'indice de kerma de scanographie se note alors  $C_{a,100}$  et devient :

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

A NOTER :  $C_k$  et  $C_{a,100}$  sont strictement équivalents aux CTDI et CTDI<sub>100</sub> respectivement, tels que définis par la FDA [FDA 1988].

### 1.3.2 INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE PONDERE (WEIGHTED CT AIR KERMA INDEX) $C_w$

Lorsque l'indice de kerma dans l'air est mesuré dans les fantômes cylindriques tête et corps en PMMA, la notation  $C_{PMMA,100}$  est utilisée. De la même façon que l'*indice de dose de scanographie pondéré* (IDSP ou CTDI<sub>w</sub>), l'indice de kerma de scanographie pondéré  $C_w$  est

défini à partir de mesures au centre et en périphérie du fantôme standard de dosimétrie scanner. Il est donné par :

$$C_W = \frac{1}{3} C_{PMMA,100,c} + \frac{2}{3} C_{PMMA,100,p}$$

où  $C_{PMMA,100,c}$  est mesuré au centre du fantôme et  $C_{PMMA,100,p}$  est la moyenne des mesures aux 4 points périphériques du même fantôme.

Unité : mGy.

Selon le diamètre du fantôme utilisé (16 ou 32 cm, correspondant respectivement à la tête ou au tronc), la notation  $C_W^{16}$  ou  $C_W^{32}$  sera utilisée.

Si l'indice de kerma de scanographie pondéré est normalisé par unité de charge du tube X, il se note  ${}_n C_W$  et est défini par :

$${}_n C_W = \frac{C_W}{P_{It}}$$

où  $P_{It}$  est le produit courant-temps d'exposition utilisé pour la mesure de  $C_W$ .

A NOTER :  $C_W$  est strictement équivalent au  $CTDI_w$  défini par la FDA [FDA 1988].

### 1.3.3 INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE VOLUME (VOLUME CT AIR KERMA INDEX) $C_{VOL}$

Pour tenir compte du pas d'hélice (*helical pitch*) d'une acquisition spiralisée ou de l'espacement d'une acquisition séquentielle, l'indice de kerma de scanographie volume  $C_{VOL}$  est introduit :

$$C_{VOL} = \frac{NT}{l} \cdot C_W = \frac{1}{p} \cdot C_W$$

Unité : mGy.

$N$  est le nombre de coupes acquises simultanément,  $T$  leur épaisseur nominale et  $l$  la distance parcourue par la table pendant une (ou entre deux) rotation(s) de 360° du scanner.  $p$  est le pas d'hélice ou *helical pitch factor* et se définit donc comme :

$$p = \frac{l}{NT}$$

$C_{VOL}$  est représentatif de la dose moyenne délivrée au fantôme cylindrique standard pendant une acquisition portant sur toute la longueur de celui-ci. Selon le diamètre du fantôme utilisé (16 ou 32 cm, correspondant respectivement à la tête ou au tronc), la notation  $C_{VOL}^{16}$  ou  $C_{VOL}^{32}$  sera utilisée.

Si l'indice de kerma de scanographie volume est normalisé par unité de charge du tube X, il se note  ${}_n C_{VOL}$  et est défini par :

$${}_n C_{VOL} = \frac{C_{VOL}}{P_{It}}$$

A NOTER :  $C_{VOL}$  est strictement équivalent au  $CTDI_{VOL}$  défini par la FDA [FDA 1988].

### 1.3.4 PRODUIT KERMA-LONGUEUR DE SCANOGRAPHIE (CT AIR KERMA-LENGTH PRODUCT)

$P_{KL,CT}$

Le produit de kerma-longueur de scanographie  $P_{KL,CT}$  est déterminé dans l'un des fantômes standard de dosimétrie pour une acquisition scanner complète (une spirale ou une série séquentielle).  $P_{KL,CT}$  se calcule à partir de l'indice de kerma de scanographie volume  $C_{VOL}$  avec la relation suivante :

$$P_{KL,CT} = L \cdot C_{VOL}$$

Unité : mGy.cm.

$L$  représente la longueur de déplacement du lit pendant l'acquisition. Il est important de noter qu'en mode d'acquisition hélicoïdal la longueur de déplacement du lit est supérieure à la longueur explorée, c'est à dire la longueur sur laquelle sont reconstruites les coupes tomographiques. Cela est dû aux rotations ou aux fractions de rotation supplémentaires du tube en début et fin d'hélice qui sont indispensables pour obtenir un jeu complet de projections en scanner multicoupes (effet d'overranging).

Le produit de kerma-longueur de scanographie est représentatif de l'exposition totale du patient pendant l'acquisition mais pas de la dose moyenne reçue. Si plusieurs acquisitions sont répétées sur la même zone anatomique, les  $P_{KL,CT}$  sont additionnés. Si les acquisitions portent sur des zones anatomiques différentes, les  $P_{KL,CT}$  doivent être indiqués séparément pour chacune des zones concernées.

La plupart des scanners utilisés de nos jours fonctionnent en mode de modulation du courant de tube (*tube current modulation (TCM)* ou *automatic exposure control (AEC)*). Dans ce cas, le  $C_{VOL}$  n'est pas constant au cours de l'acquisition et le produit kerma-longueur de scanographie s'exprime de la façon suivante :

$$P_{KL,CT} = \sum_j n C_{VOL} l_j P_{It_j}$$

où  $n C_{VOL}$  est l'indice de kerma de scanographie normalisé par unité de charge du tube X,  $P_{It_j}$  la charge moyenne du tube pendant la  $j^{ème}$  rotation du scanner et  $l_j$  la longueur parcourue par la table pendant la  $j^{ème}$  rotation du scanner.

### 1.3.5 ESTIMATEUR DE DOSE MORPHOLOGIQUE (SIZE-SPECIFIC DOSE ESTIMATE) SSDE

Les grandeurs dosimétriques spécifiques à la scanographie sont, comme précisé dans leur nom, des *indices*, et non des *mesures* de la dose. L'indice de kerma de scanographie  $C_k$  est directement proportionnel à la quantité de rayonnement émis par le scanner pendant une rotation de  $360^\circ$  du tube X. Le produit kerma-longueur de scanographie  $P_{KL,CT}$  est lui représentatif de la quantité totale de rayonnement émis par le scanner pendant l'hélice d'acquisition ou bien formulé autrement, de l'énergie totale d'ionisation déposée dans le fantôme standard. Ces deux indices sont bien liés aux paramètres d'acquisition tels que la tension et le courant du tube, son temps de rotation, le pas d'hélice ou le filtre papillon. Mais ils ne correspondent à la dose réellement reçue par le patient que si le diamètre transverse de celui-ci est proche du diamètre du cylindre de PMMA utilisé comme référence pour la mesure de l'indice, soit 16 ou 32 cm. Les indices dosimétriques de scanographie sont donc totalement indépendants des caractéristiques morphologiques du patient, ce qui n'est pas sans poser de problème en particulier en pédiatrie ou pour les patients très corpulents ou très maigres. En effet, les indices sont fréquemment associés à tort à la dose reçue par le patient. Il faut donc garder en mémoire que l'indice de kerma et le produit kerma-longueur de scanographie ne

sont pas représentatifs de la dose reçue par le patient mais uniquement de celle reçue par un cylindre de Plexiglas.

Conscient de cette confusion le groupe de travail 204 de l'AAPM a proposé en 2011 la définition d'un **estimateur de dose morphologique** (*Size-Specific Dose Estimate*) ou SSDE [AAPM 2011]. La proposition consiste à permettre une estimation de la dose au patient à partir du  $C_{VOL}$  ( $CTDI_{vol}$  dans le texte en référence) affiché par le scanner. Le principe de cette estimation est de corriger le  $C_{VOL}$  affiché par le scanner à l'aide d'un facteur dépendant des dimensions transverses du patient. Les dimensions transverses du patient sont déterminées à l'aide d'une coupe tomographique, des radiographies de projection<sup>2</sup> ou bien par mesure directe sur le patient.

$$SSDE = f_{size}^{32X} \times C_{VOL}^{32}$$

$$SSDE = f_{size}^{16X} \times C_{VOL}^{16}$$

Le facteur de conversion est noté  $f_{size}^{32X}$  ou  $f_{size}^{16X}$  selon qu'il est défini par rapport au  $C_{VOL}$  calculé dans le fantôme standard de 32 ou de 16 cm respectivement. La lettre X indique la façon dont est déterminé le facteur :

- **A** si le facteur est défini à partir de la dimension antéro-postérieure (AP), c'est à dire de l'épaisseur antéro-postérieure du patient dans la zone anatomique considérée. Cette dimension peut être déterminée sur la radiographie de projection latérale<sup>3</sup> ou par mesure physique.
- **L** si le facteur est défini à partir de la dimension latérale (LAT), c'est à dire de l'épaisseur gauche-droite du patient dans la zone anatomique considérée. Cette dimension peut être déterminée sur la radiographie de projection antérieure (ou postérieure)<sup>3</sup> ou par mesure physique.
- **S** si le facteur est défini à partir de la somme des deux dimensions AP + LAT, déterminées sur une coupe tomographique, sur les deux radiographies de projection<sup>3</sup> ou par mesure physique.
- **D** si le facteur est défini à partir du diamètre effectif. Le diamètre effectif est défini comme le diamètre du cercle ayant la même surface que la coupe transverse considérée. En faisant l'hypothèse d'une section transverse elliptique, le diamètre effectif est égal à  $\sqrt{AP \times LAT}$ .

Le rapport AAPM fournit les tableaux de valeurs pour chacun de ces facteurs de conversion ainsi que les équations d'ajustement permettant leur calcul direct. Si les dimensions du patient ne sont pas disponibles (estimation de dose *a priori*), le rapport fournit également une table donnant une estimation du diamètre effectif en fonction de l'âge de 0 à 18 ans. Un exemple de calcul est donné en section 3 du présent rapport.

L'AAPM a validé cette méthode pour les examens de l'abdomen et du pelvis et la considère valable également pour le thorax. L'estimateur de dose morphologique constitue donc une méthode simple et utilisable en pratique clinique pour calculer avec une précision acceptable la dose moyenne reçue par un patient lors d'un examen du tronc. Cette méthode est particulièrement appréciable pour les examens pédiatriques où l'écart avec le  $C_{VOL}$  peut dépasser 100%. Se reporter à la section 3.1.7 pour une utilisation pratique.

---

<sup>2</sup> Également appelées ScoutView™, Topogram™, SureView™ ou Scanogram™ selon les constructeurs.

<sup>3</sup> Lorsque les radiographies de projections sont utilisées pour déterminer le facteur  $f$ , il est important de vérifier le bon centrage du patient dans l'anneau du scanner. Dans le cas contraire, les mesures de dimensions seront entachées d'une erreur significative.

---

### 1.3.6 RECOMMANDATIONS DE LA SFPM POUR LE SCANNER PEDIATRIQUE

Le produit kerma-longueur de scanographie  $P_{KL,CT}$  est affiché sur les scanners (sous la dénomination de produit dose-longueur, PDL ou dose-length product, DLP) et doit être reporté sur le compte rendu d'acte, comme défini dans l'arrêté du 22 septembre 2006 [JO 2006]. L'indice de kerma de scanographie comme le produit kerma-longueur sont généralement calculés sur un fantôme dont le diamètre est fonction de la région à explorer. Les acquisitions tête et cou sont normalisées sur un fantôme de 16 cm et les autres localisations sur un fantôme de 32 cm, ceci indépendamment du gabarit du patient. Cependant, afin d'obtenir des valeurs de  $P_{KL,CT}$  plus réalistes dans le cadre de la pédiatrie, certains constructeurs adaptent, sur les machines récentes, le diamètre de normalisation à l'âge du patient.

Cette absence de normalisation entre les constructeurs est une source d'erreur dans l'estimation de la dose reçue par les patients en pédiatrie. ***C'est pourquoi la SFPM recommande de rajouter systématiquement le diamètre de normalisation à côté de la valeur du  $P_{KL,CT}$  dans le compte rendu patient.***

Le diamètre de normalisation apparaît sur le rapport de dose scanner sous forme de chiffre (16 ou 32 cm) ou de région (Head ou Body). Si la quantité de rayonnement émise par le scanner n'est pas affectée par le diamètre de normalisation, le  $P_{KL,CT}$  affiché varie lui approximativement d'un facteur 2 entre le diamètre 32 cm et celui de 16 cm.

À NOTER. Certains constructeurs associent le diamètre de normalisation, non pas à la localisation de la zone explorée, mais au champ de vue d'acquisition utilisé (SFOV). Dans ce cas, il convient donc d'être vigilant pour les patients adultes comme pour les enfants.

## 1.4 GRANDEURS DOSIMETRIQUES RELIEES AUX EFFETS ALEATOIRES ET DETERMINISTES

Ces grandeurs sont utilisées pour quantifier la dose reçue par le patient et donc le risque radiologique.

### 1.4.1 DOSE A L'ORGANE OU AU TISSU (ORGAN OR TISSUE DOSE) $D_T$

La dose moyenne absorbée dans un organe ou un tissu donné est notée  $D_T$  par l'ICRU 51 [ICRU 1993]. Elle est définie comme le quotient de l'énergie moyenne déposée  $\bar{\epsilon}_T$  dans l'organe ou le tissu sur la masse  $m_T$  du tissu ou de l'organe, soit :

$$D_T = \frac{\bar{\epsilon}_T}{m_T}$$

Unité :  $J.kg^{-1}$  ou Gy (mGy en pratique).

Le terme de *dose moyenne absorbée dans un organe* (ou un tissu) est très souvent réduit à celui de *dose à l'organe* (ou un tissu).

### 1.4.2 DOSE GLANDULAIRE MOYENNE (MEAN/AVERAGE GLANDULAR DOSE) $D_G$

Dans le cas particulier de la mammographie, l'ICRU [ICRU 2006] et l'ICRP [ICRP 1987] recommandent l'utilisation de la dose moyenne aux tissus glandulaires du sein, communément appelé *dose glandulaire moyenne*. Celle-ci est souvent notée AGD pour *average glandular dose* (ou MGD pour *mean glandular dose*) dans la littérature. L'ICRU recommande la notation  $D_G$  dans un souci d'harmonisation internationale.

La dose glandulaire moyenne est généralement calculée à partir du kerma incident à l'aide de facteurs de conversion, comme expliqué en partie 3 de ce rapport.

Unité :  $\text{J.kg}^{-1}$  ou Gy (mGy en pratique).

### 1.4.3 DOSE ÉQUIVALENTE (EQUIVALENT DOSE) $H_T$

La dose équivalente  $H_T$  à un organe ou un tissu  $T$  est définie dans les publications 60 de l'ICRP [ICRU 1998] et 51 de l'ICRU [ICRU 1993]. Pour un type unique de rayonnement  $R$ , elle est définie comme le produit du *facteur de pondération pour les rayonnements*  $w_R$  par la dose à l'organe  $D_T$ , soit :

$$H_T = w_R D_T$$

Unité :  $\text{J.kg}^{-1}$  ou Sv (mSv ou  $\mu\text{Sv}$  en pratique).

Le facteur de pondération pour les rayonnements  $w_R$  permet de tenir compte de l'efficacité biologique relative des rayonnements pour la production d'effets stochastiques dans les tissus. Il dépend du type et de l'énergie du rayonnement  $R$ . De nombreuses études scientifiques ont été menées pour estimer l'efficacité biologique relative des photons d'énergie inférieure à 200 keV, c'est à dire ceux utilisés en radiologie. Certaines concluent à une efficacité significativement accrue pour les photons les moins énergétiques ( $E < 20$  keV). **Cependant l'ICRP a jusqu'à présent décidé de maintenir la valeur de  $w_R$  à 1 pour les photons, quel que soit leur énergie.** Pour plus de détail sur ces études et sur les raisons du maintien de la valeur de  $w_R$ , le lecteur peut se référer à l'annexe B de la CIPR 103 [ICRP 2007].

### 1.4.4 DOSE EFFICACE (EFFECTIVE DOSE) $E$

La dose efficace  $E$ , définie dans les publications 60 de l'ICRP [ICRU 1998] et 51 de l'ICRU [ICRU 1993] est la somme sur l'ensemble des organes et tissus du corps du produit de la dose équivalente  $H_T$  reçue par un organe ou un tissu multiplié par le *facteur de pondération pour les tissus*  $w_T$  de l'organe ou du tissu en question, soit :

$$E = \sum_T w_T H_T$$

Unité :  $\text{J.kg}^{-1}$  ou Sv (mSv en pratique).

Le facteur de pondération pour les tissus  $w_T$  représente la contribution relative de cet organe ou tissu au détriment total dû aux effets stochastiques d'une irradiation uniforme du corps entier. Le Tableau 3 présente les valeurs de  $w_T$  définies par les différentes publications de la CIPR.

La somme sur l'ensemble des organes et tissus du corps des facteurs  $w_T$  vaut 1 par définition.

### 1.4.5 AVERTISSEMENT SUR L'UTILISATION DE LA DOSE EFFICACE POUR LES APPLICATIONS MEDICALES

La dose efficace est un concept créé pour la protection radiologique des professionnels et de la population. La commission internationale de protection radiologique indique très clairement dans sa publication 103 [ICRP 2007] que « **la dose efficace ne peut pas être utilisée pour l'évaluation d'un risque individuel** » (ICRP 103 § 4.3.5). Dans cet objectif, la commission recommande l'utilisation de la dose à l'organe uniquement : « *Les doses dans les organes et les tissus, non les doses efficaces, sont nécessaires pour évaluer la probabilité d'induction d'un cancer chez des individus exposés* » (ICRP 103 § 4.4.6). La dose efficace est conçue pour les expositions homogènes du corps entier, par conséquent « *l'évaluation et l'interprétation de la dose efficace provenant de l'exposition médicale de patients sont problématiques lorsque des organes et des tissus reçoivent une exposition seulement partielle* ».

ou une exposition très hétérogène » (ICRP 103 § 7.3). La répartition en âge des patients est très différente de celle de la population générale considérée pour l'évaluation de la dose efficace. En conséquence « l'évaluation du risque (...) est effectuée au mieux grâce à des valeurs de risque appropriées aux tissus individuels exposés au risque et à la distribution par âge et par sexe des individus qui subissent les procédures médicales » (ICRP 103 § 7.3). La dose efficace reste cependant un concept utile pour les applications médicales, en particulier « pour comparer les doses associées à différentes procédures diagnostiques, pour comparer l'utilisation de technologies et de procédures similaires dans différents hôpitaux et pays, ainsi que l'utilisation de différentes technologies pour un même examen médical » à condition de prendre des précautions sur ces comparaisons, en particulier « que le patient de référence ou que les populations de patients soient similaires quant à l'âge et au sexe » (ICRP 103 § 7.3).

Organe	CIPR 26	CIPR 60	CIPR 103
Gonades	0,25	0,20	0,08
Moelle osseuse rouge	0,12	0,12	0,12
Poumon	0,12	0,12	0,12
Sein	0,15	0,05	0,12
Thyroïde	0,03	0,05	0,04
Surface des os	0,03	0,01	0,01
Autres tissus	0,30	0,05	0,12
Colon	--	0,12	0,12
Estomac	--	0,12	0,12
Vessie	--	0,05	0,04
Foie	--	0,05	0,04
Œsophage	--	0,05	0,04
Peau	--	0,01	0,01
Glandes salivaires	--	--	0,01
Cerveau	--	--	0,01

Tableau 3. Facteurs de pondération pour les tissus  $w_T$  tels que définis par les versions successives de la CIPR : 26 [ICRP 1977], 60 [ICRP 1991] et 103 [ICRP 2007].

## 2 MÉTHODES DE MESURE

### 2.1 INTRODUCTION

La grande disparité des expositions lors de procédures radiologiques diagnostiques nécessite l'utilisation d'outils de métrologie adaptés au type de rayonnement et à la grandeur à mesurer.

Une bonne connaissance des caractéristiques des faisceaux dont on souhaite mesurer la dose est nécessaire. Les générateurs fonctionnent avec des tensions de tube variant de 50 à 150 kV pour les installations dédiées à la fluoroscopie, la scanographie, l'orthodontie, la radiologie conventionnelle et interventionnelle. En mammographie, les tensions varient de 22 kV à 40 kV et différentes combinaisons matériau anode et matériau filtration sont utilisées. Ces installations de radiodiagnostic génèrent des faisceaux continus ou des faisceaux pulsés. Ces derniers présentent l'avantage de réduire le temps d'émission du rayonnement et donc la dose délivrée au patient.

Modalité	Type de mesure	Grandeur mesurée	Remarque
Radiologie	fantôme	Kerma dans l'air incident ( $K_i$ )	Utiliser un fantôme adapté à la localisation
	patient	Kerma dans l'air incident ( $K_i$ )	Calculé à partir des paramètres d'acquisition et débits de dose mesurés
		Kerma dans l'air à la surface d'entrée ( $K_e$ )	Mesure à la peau du patient
		Produit kerma-surface ( $P_{KA}$ )	Méthodes non standardisées
Fluoroscopie	fantôme	Kerma dans l'air à la surface d'entrée ( $K_e$ )	Mesuré directement ou calculé à partir du kerma dans l'air ( $K_i$ ) et du coefficient de rétrodiffusion
	patient	Produit kerma-surface ( $P_{KA}$ )	Méthodes non standardisées
Mammographie	fantôme	Kerma dans l'air incident ( $K_i$ )	Dose moyenne glandulaire calculée à partir du $K_i$ mesuré
		Kerma dans l'air à la surface d'entrée ( $K_e$ )	Mesure avec des détecteurs optico ou thermo luminescents Permet également de déterminer le coefficient de rétrodiffusion.
	patient	Kerma dans l'air incident ( $K_i$ )	La dose glandulaire moyenne peut être calculée en reprenant les valeurs de références établies sur fantôme ainsi que les paramètres d'acquisition
Scanographie	fantôme	Indice de kerma de scanographie pondéré ou volume ( $C_w$ ou $C_{VOL}$ )	Mesures dans l'air ou fantôme tête ou corps en PMMA
	patient	Produit kerma-longueur ( $P_{KL,CT}$ )	Déterminé à partir des protocoles d'acquisition et des mesures sur fantôme

Tableau 4. Grandeurs dosimétriques mesurables et méthodologie associée décrite dans le rapport IAEA TRS 457 [IAEA 2007]

Plusieurs protocoles de mesure, nationaux et internationaux, sont couramment utilisés [IAEA 2000 ; AAPM 2010 ; IPEM 1996 ; NCS 1997 ; DIN 1988]. Des comparaisons entre différents protocoles nécessitant un étalonnage en dose absorbée dans l'eau ou en kerma dans l'air ont été publiées. Plus récemment, l'IAEA a publié son rapport technique n° 457 en 2007 [IAEA 2007] qui vise à proposer un guide des pratiques en dosimétrie des explorations diagnostiques. Des observations relatives à l'utilisation de ce premier référentiel ont été éditées par la suite par l'IAEA [IAEA 2011]. Le Tableau 4 récapitule les grandeurs dosimétriques mesurables et la méthodologie associée décrite dans le rapport IAEA TRS 457.

Le formalisme proposé est proche de celui adopté dans le rapport IAEA TRS 398 définissant les conditions d'étalonnage en radiothérapie [IAEA 2000]. Si ce n'est que le TRS-457 est basé sur la mesure du kerma dans l'air et non sur la dose absorbée dans l'eau.

## 2.2 LES DIFFÉRENTS TYPES DE DÉTECTEURS

Il existe deux principaux types de détecteurs :

- les chambres d'ionisation
- les détecteurs solides :
  - A lecture immédiate : diodes à semi-conducteurs, détecteurs Mosfets, détecteurs à scintillations
  - A lecture différée : dosimètres thermoluminescents (TLD), dosimètres luminescents stimulés optiquement (OSL), et films argentiques ou radiochromiques.

Les principales caractéristiques et les performances correspondant aux chambres d'ionisation et aux détecteurs solides utilisables en radiologie sont extraites de la norme CEI 61674 [CEI 1997].

### 2.2.1 LA CHAMBRE D'IONISATION

#### 2.2.1.1 CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES

La chambre d'ionisation est le principal détecteur utilisé 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 6 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 capable de mesurer des charges très faibles.

Les habituelles corrections qui affectent la mesure par ionométrie telles que la 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 généralement négligeables.

#### 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 Gy/C ou unités dérivées) pour une qualité donnée de faisceau, proche de celle utilisée en clinique.

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 [CEI 1994]. Les qualités de faisceaux sont reprises dans le Tableau 5.

Utilisation	Dénomination	Qualité du rayonnement	Tension (kV)	Filtration additionnelle (mm)		IEC 61267 CDA (mmAl)
Radiologie conventionnelle (mesure dans l'air)	RQR	RQR 3	50	2,6	Al	1,78
		RQR4	60	2,8		2,19
		<b>RQR5</b>	<b>70</b>	<b>3</b>		<b>2,58</b>
		RQR7	90	3		3,48
		RQR9	120	3,7		5
Mammographie (mesure dans l'air)	RQR-M	RQR-M1	25	Mo*		0,28
		<b>RQR-M2</b>	<b>28</b>			<b>0,31</b>
		RQR-M3	30			0,33
		RQR-M4	35			0,36
Radiologie conventionnelle (mesure avec du milieu)	RQA	RQA3	50	10	Al	3,8
		RQA4	60	16		5,4
		<b>RQA5</b>	<b>70</b>	<b>21</b>		<b>6,8</b>
		RQA7	90	30		9,2
		RQA9	120	40		11,6
		RQA10	150	45		13,3
Mammographie (mesure avec du milieu)	RQA-M	RQA-M1	25	2	Al	0,56
		RQA-M2	28	2		0,6
		RQA-M3	30	2		0,62
		RQA-M4	35	2		0,68
Scanner (mesure dans l'air)	RQT	RQT8	100	0,2	Cu	6,9
		<b>RQT9</b>	<b>120</b>	<b>0,25</b>		<b>8,4</b>
		RQT10	150	0,3		10,1

Tableau 5. Exemple de caractéristiques de faisceaux RX obtenus par une anode en tungstène (et molybdène pour la mammographie). Les indices de qualité de rayonnement apparaissant en grisés sont les indices de qualité de référence. \*si celle ci n'est pas intégrée en tant que filtration inhérente, on rajoute une épaisseur de  $0,032 \pm 0,002$  mm de Molybdène

La précision de la grandeur mesurée sera optimale si la chaîne de mesure a été étalonnée avec une qualité de faisceau qui se rapproche le plus de celle utilisée par la mesure. Pour étalonner les dispositifs de mesure (chambres d'ionisation, kVpmètres) dans le domaine de la radiologie, les laboratoires primaires utilisent différents protocoles. 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. La Figure 4 montre les variations d'étalonnage pour une chambre d'ionisation entre différents laboratoires

d'étalonnage. Des précautions particulières doivent être portées pour l'étalonnage des dosimètres utilisés en mammographie mais également lors de la mesure de la dose dans des champs à impulsion très courte ( $T < 1\text{ms}$ ) [KSO 2009].

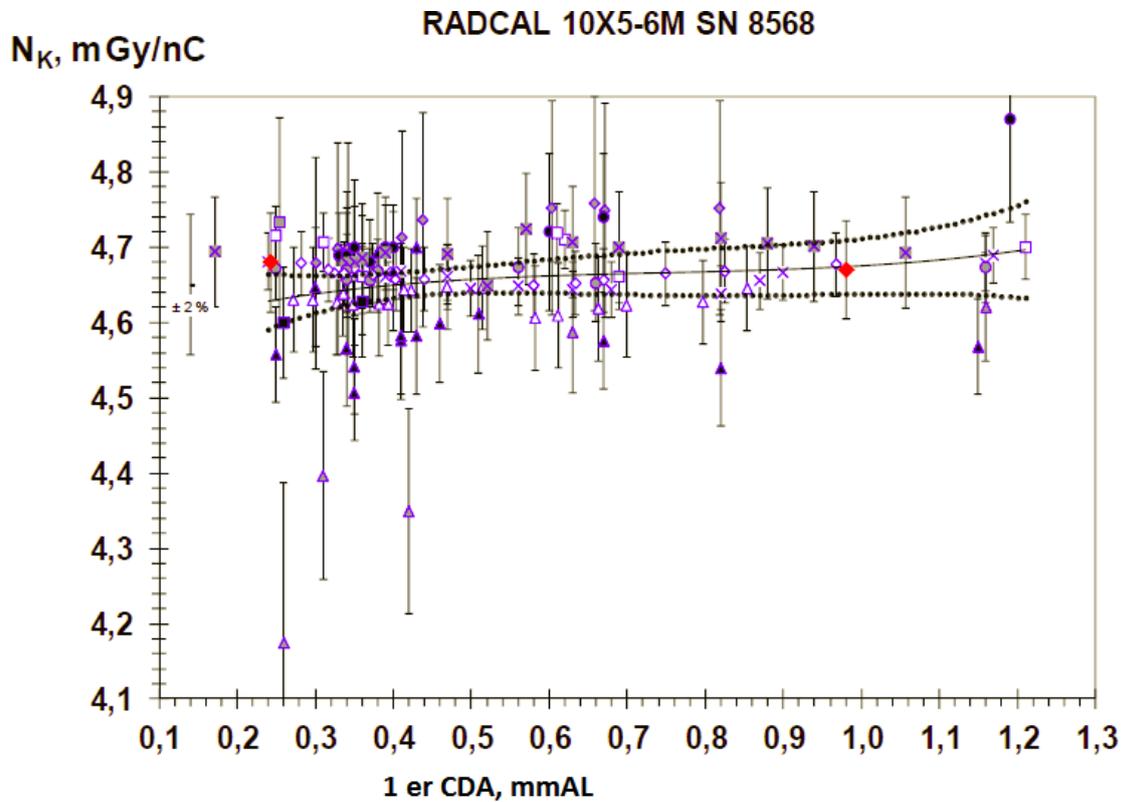


Figure 4. Différences d'étalonnage entre plusieurs laboratoires européens pour une chambre d'ionisation donnée [WIT 2004]. (1 symbole = 1 laboratoire)

Fabricant	Modèle	Type	Volume sensible ( $\text{cm}^3$ )
PTW	34069-2.5SFD	Plate	6
PTW	34060-2.5 SFD	Plate	75
Radcal	10X6-6	Cylindrique	6
Radcal	10X6-60	Plate	60
Keithley	96020C	Plate	150
Keithley	96035B	Plate	15

Tableau 6. Exemple de chambres d'ionisation disponibles dans le commerce.

La réponse des détecteurs varie en fonction de la qualité du faisceau. La proportion d'effet photoélectrique est d'autant plus importante que la densité du matériau de l'électrode centrale est élevée [UBR 2008]. La nature et les caractéristiques géométriques des chambres d'ionisation ont donc un rôle important. On constate sur la Figure 5 que le type du détecteur est important principalement pour des tensions inférieures à 60 kV. La Figure 5 montre également la différence de réponse en énergie de détecteurs à semi-conducteurs.

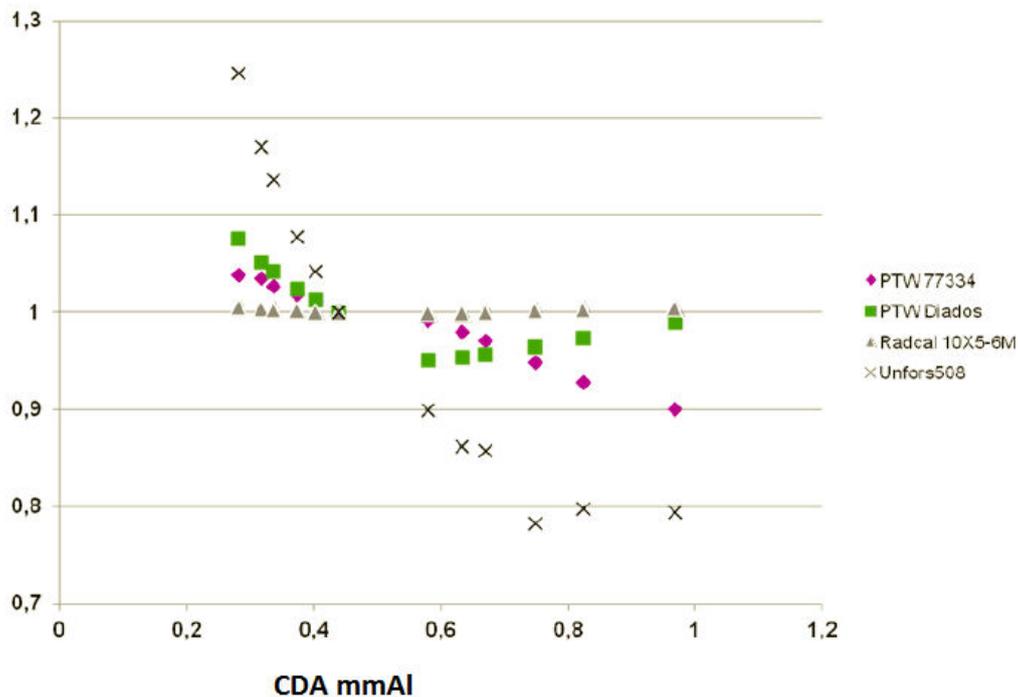


Figure 5. Réponse de plusieurs chambres d'ionisation (PTW 77334 et Radcal 10X5-6M) et de détecteurs semi-conducteurs (UNFORS 508 et PTW Diados) en fonction de la tension [GRI 2012].

Les chambres d'ionisation ont un domaine d'utilisation spécifique. Ces détecteurs doivent être conçus pour respecter la norme IEC 61674. Le Tableau 7 donne quelques indications sur le choix du détecteur en fonction du type de modalité.

	Type de chambre d'ionisation	Domaine d'utilisation	Erreur intrinsèque	Variation en énergie maximale	Débit de kerma air	
		kV	%	%	Faisceau non atténué	Faisceau atténué
<b>Radiologie</b>	Cylindrique ou parallèle	60-150	3,2	± 2,6	1 mGy/s – 500 mGy/s	10 µGy/s – 5 mGy/s
<b>Fluoroscopie</b>	Parallèle de préférence	50-100	3,2	± 2,6	10 µGy/s – 10 mGy/s	0,1 µGy/s – 100 µGy/s
<b>Mammographie</b>	Parallèle	22-40	3,2	± 2,6	10 µGy/s – 10 mGy/s	
<b>Tomodensitométrie</b>	Cylindrique (crayon)	100-150	3,2	± 2,6	0,1 mGy/s – 50 Gy/s	
<b>Orthodontie</b>	Cylindrique ou parallèle	50-90	3,2	± 2,6	1 µGy/s – 10 mGy/s	

Tableau 7. Choix du détecteur en fonction de la modalité.

### 2.2.1.3 LES UTILISATIONS PRATIQUES

#### Mesures dans l'air (Kerma incident en mGy)

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

Les chambres d'ionisation prennent en compte le rayonnement retrodiffusé, contrairement à la plupart des dosimètres à semi-conducteurs qui sont blindés. En pratique, on mesure le kerma incident en mGy. On obtient les valeurs des facteurs de rétrodiffusion, du domaine de la radiologie ce qui permet de calculer une valeur de dose à l'entrée. Le Tableau 8 est un récapitulatif des facteurs de rétrodiffusion pour 21 qualités de faisceau de radiodiagnostic. Les chambres radiotransparentes ne perturbent pas l'ajustement automatique de l'exposition (AEC) lors de la mesure. L'ICRU tissue correspond au tissu biologique.

Tube voltage (kV)	Filter	HVL (mm Al)	Mean energy (keV)	Field: 10 × 10 cm <sup>2</sup>			Field: 20 × 20 cm <sup>2</sup>			Field: 25 × 25 cm <sup>2</sup>		
				BSF water	BSF ICRU tissue	BSF PMMA	BSF water	BSF ICRU tissue	BSF PMMA	BSF water	BSF ICRU tissue	BSF PMMA
50	2.5 mm Al	1.74	32.0	1.24	1.25	1.33	1.26	1.27	1.36	1.26	1.28	1.36
60	2.5 mm Al	2.08	35.8	1.28	1.28	1.36	1.31	1.32	1.41	1.31	1.32	1.42
70	2.5 mm Al	2.41	39.3	1.30	1.31	1.39	1.34	1.36	1.45	1.35	1.36	1.46
70	3.0 mm Al	2.64	40.0	1.32	1.32	1.40	1.36	1.37	1.47	1.36	1.38	1.48
70	3.0 mm Al + 0.1 mm Cu	3.96	44.0	1.38	1.39	1.48	1.45	1.47	1.58	1.46	1.47	1.59
80	2.5 mm Al	2.78	42.9	1.32	1.33	1.41	1.37	1.39	1.48	1.38	1.39	1.50
80	3.0 mm Al	3.04	43.7	1.34	1.34	1.42	1.39	1.40	1.51	1.40	1.41	1.52
80	3.0 mm Al + 0.1 mm Cu	4.55	48.2	1.40	1.40	1.49	1.48	1.50	1.61	1.49	1.51	1.63
90	2.5 mm Al	3.17	46.3	1.34	1.34	1.43	1.40	1.41	1.51	1.41	1.42	1.53
90	3.0 mm Al	3.45	47.0	1.35	1.36	1.44	1.42	1.43	1.53	1.42	1.44	1.55
90	3.0 mm Al + 0.1 mm Cu	5.12	51.7	1.41	1.41	1.50	1.50	1.51	1.62	1.51	1.53	1.65
100	2.5 mm Al	3.24	48.1	1.34	1.34	1.42	1.40	1.41	1.51	1.41	1.42	1.53
100	3.0 mm Al	3.88	50.0	1.36	1.37	1.45	1.44	1.45	1.55	1.45	1.46	1.57
100	3.0 mm Al + 0.1 mm Cu	5.65	54.8	1.41	1.42	1.50	1.51	1.53	1.64	1.53	1.55	1.66
110	2.5 mm Al	3.59	50.8	1.35	1.35	1.43	1.42	1.43	1.53	1.43	1.44	1.55
120	3.0 mm Al	4.73	55.4	1.37	1.38	1.46	1.46	1.48	1.58	1.48	1.49	1.60
120	3.0 mm Al + 0.1 mm Cu	6.62	60.1	1.41	1.42	1.50	1.53	1.54	1.64	1.54	1.56	1.67
130	2.5 mm Al	4.32	55.6	1.36	1.36	1.44	1.44	1.45	1.55	1.45	1.47	1.57
150	2.5 mm Al	4.79	59.1	1.36	1.36	1.44	1.45	1.46	1.55	1.46	1.48	1.58
150	3.0 mm Al	6.80	64.9	1.39	1.39	1.47	1.50	1.51	1.61	1.52	1.53	1.63
150	3.0 mm Al + 0.1 mm Cu	8.50	69.2	1.40	1.41	1.48	1.53	1.54	1.64	1.55	1.57	1.67

Tableau 8. Récapitulatif des coefficients de rétrodiffusion pour 21 qualités de faisceau pour différents matériaux équivalents eau à la distance foyer peau de 100 cm. [PET 1998]

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

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

#### 2.2.2 LA CHAMBRE D'IONISATION « CRAYON »

La détermination des indices de dose, en particulier la  $C_a$ , nécessite l'utilisation d'une chambre d'ionisation cylindrique, la chambre crayon. Celle-ci est associée aux fantômes en PMMA de diamètre de 16 cm (crâne), et de 32 cm (corps). Il faut signaler que la largeur de ces fantômes peut également varier (14 cm et 15.5 cm pour le fantôme corps Leeds et PTW respectivement).

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> (cf. Tableau 9).

Fabricant	Modèle	Volume sensible (cm <sup>3</sup> )	Longueur du volume sensible (cm)
Scanditronix-Wellhöfer	DCT10	4,9	10
PTW	T77336	4,73	15
RaySafe (Unfors)	Xi CT	4,41	10
Radcal	10X5-3CT	3	10
Extradin	A101	4.54	10
Victoreen	500-100	3,2	10

Tableau 9. Liste non exhaustive de chambres d'ionisation « crayon » disponibles pour la mesure de dose au scanner.

#### 2.2.2.1 CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES

Ces chambres d'ionisation crayon doivent également respecter les normes techniques définies par la Commission Electrotechnique Internationale (CEI) dans la norme 61674 [CEI 2000].

#### 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 RQT9) dont la traçabilité est garantie. Généralement, le constructeur ne donne le coefficient d'étalonnage que pour une seule valeur de la haute tension. La fréquence d'étalonnage de ces chambres peut varier d'un constructeur à l'autre (1-2 ans). Il n'y a pas de recommandations légales. Par ailleurs certaines chambres d'ionisation sont couplées à des capteurs électroniques permettant de corriger automatiquement la réponse de la chambre en fonction de la température et de la pression. Une vérification périodique de la réponse de ces capteurs est également souhaitée.

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 kerma-longueur de scanographie, 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. La Figure 6 montre la réponse d'une chambre crayon.

#### 2.2.2.3 LES UTILISATIONS PRATIQUES

##### Mesure du $C_{VOL}$

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 dédiés à la scanographie.

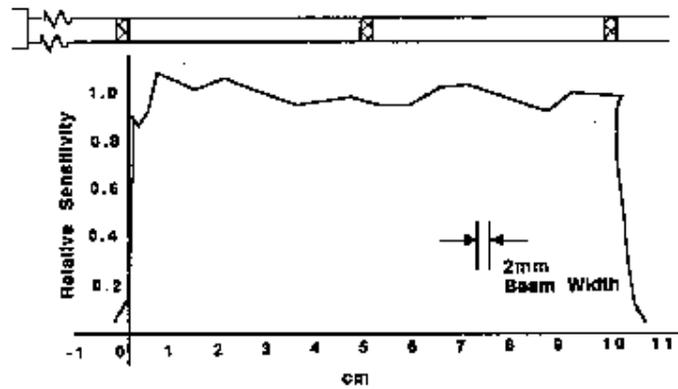


Figure 6. Sensibilité relative d'une chambre crayon le long de son volume sensible, obtenue pour une épaisseur de coupe de 2 mm.

La chambre crayon utilisée avec les fantômes tête (diamètre 16 cm) et corps (diamètre 32 cm) en plexiglas permet la mesure directe des  $C_{VOL}$  pour la tête et le corps. Bien que mesuré dans un fantôme, le  $C_{PMMA,100}$  est une mesure de kerma dans l'air. Les différences de fabrication entre les matériaux (PMMA) constituant les fantômes dosimétriques ne permettent pas définir une mesure unique.

Il faut être attentif aux limites de collimation des scanners dans la mesure de  $C_{VOL}$ . Comme le montre le Tableau 10, suivant les constructeurs, elle dépend de la largeur de la barette de détecteurs et de la technologie utilisée dans l'acquisition des données (foyer flottant).

Le  $C_{VOL}$  n'est pas adapté aux scanners de collimation supérieure à 40 mm. Le concept de la dosimétrie ponctuelle avec des chambres d'ionisation cylindriques revient à l'étude [DES 2012 ; AAPM 2010]. Une chambre d'ionisation cylindrique classique d'une longueur de 20 à 35 mm et un volume d'au moins 0,6 cm<sup>3</sup> possède une bonne réponse en énergie (variation de ~1.5%) dans la gamme d'énergie souhaitée. Une calibration par un laboratoire d'étalonnage accrédité pour des qualités de faisceau de l'ordre de RQT9 est envisageable si on applique le formalisme détaillé dans le rapport de l'AAPM TG111 [AAPM 2010]. Une norme IEC est en cours de rédaction.

Scanner	Collimation (mm)	Largeur du faisceau (mm)
GE LightSpeed VCT	64 x 0.625	40
Philips Brilliance 64	64 x 0.625	40
Siemens Definition AS+	128 x 0.6*	38.4 (*collimation sur 64 détecteurs)
Toshiba Aquilion 64	64 x 0.5	32

Tableau 10. Largeur de faisceau en mm pour différents scanners. \* Foyer flottant

### 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 ( $P_{KS}$ ), 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 11. Ce tableau est extrait de la norme CEI 60580 [CEI 2000].

Certaines des chambres d'ionisation actuelles sont construites à partir de plusieurs petites chambres de taille différente [POY 2006 ; GIE 1999], combinées en une seule chambre elles peuvent fournir à la fois le PKS et le kerma dans l'air ou le PKS et la surface du faisceau. Ces détecteurs (Tableau 12) 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 par le fabricant. La traçabilité de cet étalonnage est garantie. Dans le cadre du contrôle de qualité, l'utilisateur 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 8 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.

L'influence du diffusé émanant du collimateur n'est pas négligeable suivant la collimation et peut affecter la réponse du détecteur (cf Figure 7).

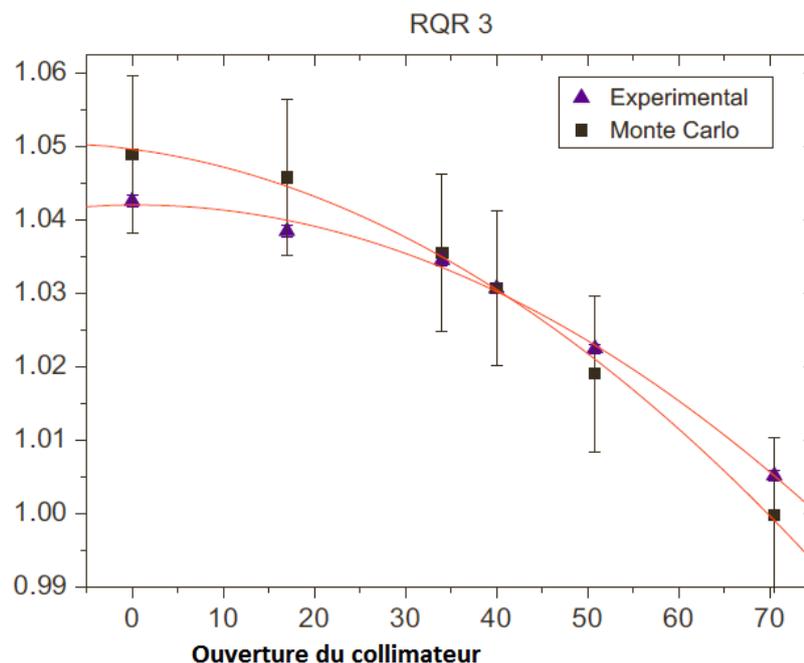


Figure 7. Variation de la réponse d'une chambre à transmission pour un faisceau de 50 kV en fonction de la collimation [YOS 2010]

Pour obtenir des compléments d'information concernant l'étalonnage des chambres d'ionisation à transmission le lecteur peut se reporter à divers travaux [LAR 1996 ; LAR 1998] mais également à l'annexe IX du Rapport TG 457 de l'IAEA [IAEA 2007].

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 x 10 <sup>-1</sup> – 1,5 x 10 <sup>4</sup> ) mGy.m <sup>2</sup> /s Procédures pédiatriques : (1,0 x 10 <sup>-2</sup> – 1,5 x 10 <sup>4</sup> ) mGy.m <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%	
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.			
<sup>b</sup> Respectivement du produit kerma surface minimum ou du produit débit de kerma surface minimum			

Tableau 11. Limites de variation pour les effets des grandeurs d'influence dans le cas des chambres d'ionisation à transmission.

Constructeur	Modèle du dosimètre	Dimensions (mm)	Gamme de P <sub>KA</sub>	Gamme de débit de P <sub>KA</sub>	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>	1 mGy.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 x 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 x 146	0,1 mGy.cm <sup>2</sup> à 10 kGy.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 %

Tableau 12. Caractéristiques de quelques chambres à transmission du commerce

L'étalonnage d'une chambre à transmission dépend de l'orientation du tube lors des examens standard. Il est possible d'étalonner la chambre d'ionisation à transmission sans prendre en compte le rayonnement rétrodiffusé de la table. Ou alors, suivant les conditions cliniques d'utilisation, on préfère prendre en compte l'atténuation et la diffusion du rayonnement à travers la table (cf Figure 8). Il est donc important de savoir si l'affichage de l'information dosimétrique (mesurée ou calculée) tient compte ou non de la présence de la table. En

particulier, certaines salles de radiologie interventionnelle ne prennent pas en compte la table bien que le tube à rayons X soit positionné sous celle-ci.

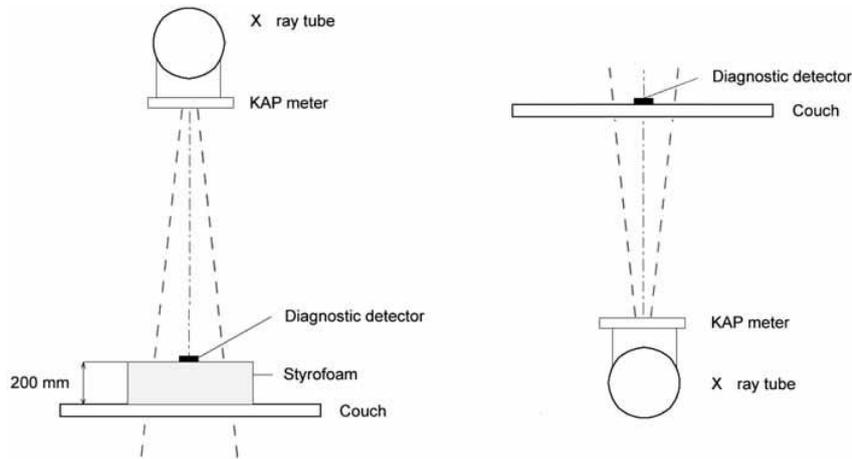


Figure 8. Exemple de conditions pratiques d'étalonnage d'une chambre à transmission

En complément des incertitudes qui peuvent être associées à l'étalonnage, les principales sources d'erreurs 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  $P_{KA}$  ;
- 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 la 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  $P_{KA}$ , par exemple en  $Gy.cm^2$  ou  $\mu Gy.m^2$  ; et en fonction du type de détecteur, le kerma incident en mGy. Il est possible de passer au kerma à la surface d'entrée par les corrections usuelles se rapportant à la rétrodiffusion. Attention cependant à bien noter l'unité des valeurs de  $P_{KA}$  fournies par la chambre d'ionisation car il n'existe pas d'unité normalisée.

La facilité de récupération des informations liées au  $P_{KA}$  permet de rentrer dans une démarche d'optimisation et de diminution des doses patients. Avec ces nouveaux détecteurs reliés au réseau informatique il est possible de récupérer et de tracer les doses délivrées aux patients via des logiciels dédiés (Dose Archiving and Communication Systems : DACS).

## 2.2.4 LA DOSIMÉTRIE PAR LUMINESCENCE

Un des gros avantages de la dosimétrie par luminescence est, du fait de la nature de ces détecteurs, qu'elle intègre automatiquement la mesure de la rétrodiffusion. Nous pouvons citer les dosimètres thermoluminescents et les dosimètres luminescents stimulés optiquement.

### 2.2.4.1 LES DOSIMÈTRES THERMOLUMINESCENTS

Pendant des décennies, les dosimètres à thermoluminescence (TLD) ont été le détecteur passif de choix, capable d'effectuer la dosimétrie *in vivo* ainsi que des intercomparaisons dosimétriques monocentriques ou multicentriques.

Les deux principaux matériaux utilisés sont le borate de lithium ( $Z_{\text{eff}} = 7,4$ ) 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. Le LiF - Mg,Cu,P présente un avantage très net en terme de sensibilité (30 fois supérieure à celle du LiF - Mg, Ti), ce qui est particulièrement intéressant étant donné les faibles doses généralement mesurées en radiologie.

Les inconvénients des TLD reposent sur le fait qu'une période d'attente est nécessaire après l'irradiation et que le chauffage joue un rôle primordial dans la qualité du signal obtenu.

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 [ZOE 2000 ; MCK1994 ; HOR 1984].

### 2.2.4.2 LES DOSIMÈTRES THERMOLUMINESCENTS STIMULÉS OPTIQUEMENT

Les dosimètres Luminescents Stimulés Optiquement (OSL) sont capables de surmonter un certain nombre d'inconvénients inhérents au TLD. L'oxyde d'aluminium dopé au carbone (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: C) est le matériau le plus répandu.

La grande différence dans le processus de dosimétrie est la technique de lecture. Les TLD sont soigneusement chauffés alors que les OSL sont stimulés par des méthodes optiques.

Le principe de l'OSL repose sur l'utilisation d'une source de stimulation optique afin d'obtenir le signal de luminescence. Par analogie avec la thermoluminescence, où la stimulation peut se faire par chauffage linéaire, par rampe ou paliers de températures, différentes méthodes de stimulation optique sont reportées dans la littérature [BOT 2002.1 ; BOT 2002.2 ; YUK 2008]. Le choix de la méthode OSL dépend à la fois des propriétés du matériau et de l'application visée.

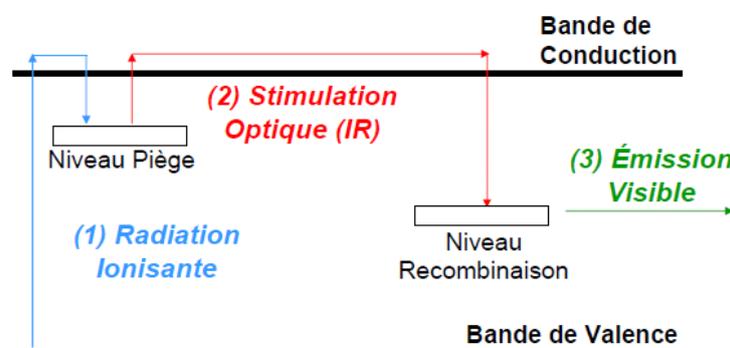


Figure 9. Schéma du principe de fonctionnement des dosimètres OSL

## 2.2.4.3 COMPARAISON TLD / OSL

Energie	Energie moyenne (keV)	Fc Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> C	Fc LiF	Rapport
Co-60	1250	1,000	1,000	1
50 kV	29	3,219 ± 0,3%	1,406	2,20
100 kV	60	2,861 ± 0,3%	1,376	2,08
150 kV	105	1,607 ± 0,3%	1,245	1,29
250 kV	170	1,449 ± 0,3%	1,192	1,19

Tableau 13. Dépendance en énergie des dosimètres OSL vs TLD [MOB 2006]

Le choix du détecteur va dépendre du champ d'utilisation de chaque centre et de la précision souhaitée. Plusieurs publications comparent ces deux technologies dans le domaine de la radiologie [MOB 2006 ; ALS 2011 ; END 2012].

Paramètres	OSL	TLD
Résolution spatiale	dépend du volume	Faible si poudre
Equivalence aux tissus	dépend du matériau	dépend du matériau
Lecture immédiate	non	non
Linéarité de la réponse	oui (sauf < 50 kV)	oui
Dépendance énergie	oui	oui
Dépendance débit de dose	non	dépend du matériau
Dépendance température	négligeable	dépend du matériau
Durée de vie (réutilisable)	oui	correcte
Facilité, rapidité utilisation	oui	oui
Facilité de lecture	oui	non

Tableau 14. Synthèse des principales caractéristiques des dosimètres OSL et TLD

## 2.2.4.4 ETALONNAGE DES DOSIMETRES LUMINESCENTS (TLD OU OSL)

La méthode permettant d'étalonner ces dosimètres en fonction de la chambre d'ionisation étalonée est générale à toute la physique médicale et applicable à tous les autres détecteurs solides. L'étalonnage est effectué en exposant ces détecteurs 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 en kerma dans l'air (Figure 10) en l'absence de milieu diffusant.

Lorsque pour cet étalonnage on se trouve dans des conditions géométriques (distance, collimation) équivalentes à celles de l'examen (sinon une correction de distance est à apporter), on obtient ainsi la valeur du  $K_e$ . Il peut être nécessaire de tracer la réponse des TLD ou OSL en fonction des kV pour un domaine énergétique particulier de la radiologie. Par ailleurs, si on veut réduire les incertitudes sur la mesure, il est également intéressant d'établir des coefficients de correction liés entre autre à :

- l'homogénéité du lot de dosimètres ;
- la dépendance en énergie ;
- la dépendance angulaire ;
- la répétabilité de la lecture ;
- la perte de signal en fonction du temps.

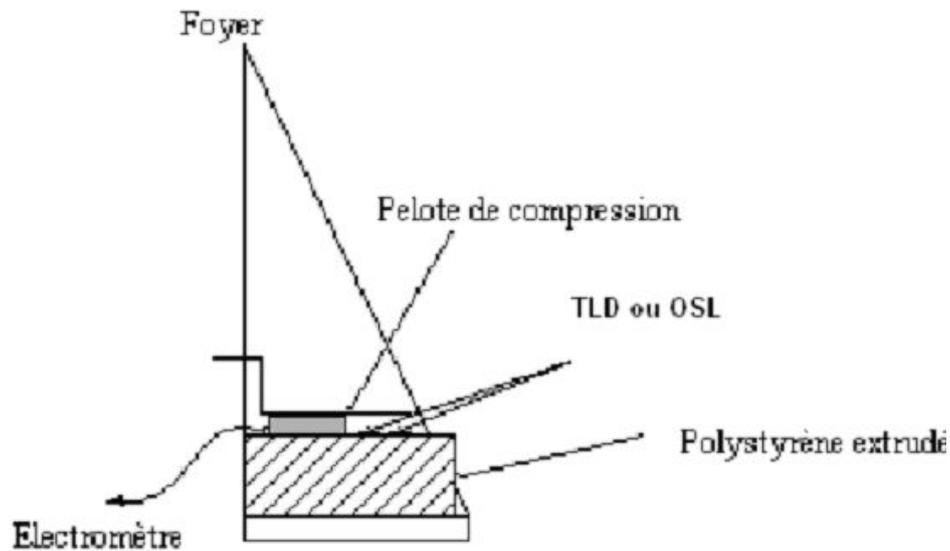


Figure 10. Exemple d'étalonnage en kerma dans l'air - Cas de la mammographie

#### 2.2.4.5 LES UTILISATIONS PRATIQUES

L'intérêt principal des DTL ou OSL 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, il est possible de calculer la dose en profondeur sur, ou hors de, l'axe du faisceau comme expliqué au § 1.2.6. Les pastilles OSL présentent une réponse en énergie et une variabilité dans les lots plus importante que les DTL. Leur utilisation en radiologie conventionnelle est délicate et se limite plutôt à la scanographie.

### 2.2.5 LES AUTRES DÉTECTEURS SOLIDES

#### 2.2.5.1 LES DOSIMÈTRES À DIODE

Les détecteurs à semi-conducteurs sont petits et sont beaucoup plus sensibles que les chambres d'ionisation. Ils ne nécessitent pas de correction de la pression, ce qui les rend appropriés pour certaines applications cliniques. Leurs caractéristiques physiques font qu'ils ne sont pas adaptés 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. La perte de sensibilité nécessite également une vérification régulière de l'étalonnage de ces dosimètres. L'étalonnage est effectué en kerma dans l'air. Les Figure 11 et Figure 12 montrent les courbes de correction du même détecteur pour la radiologie et pour la mammographie.

Le Tableau 15 donne les caractéristiques dosimétriques de quelques dosimètres disponibles dans le commerce.

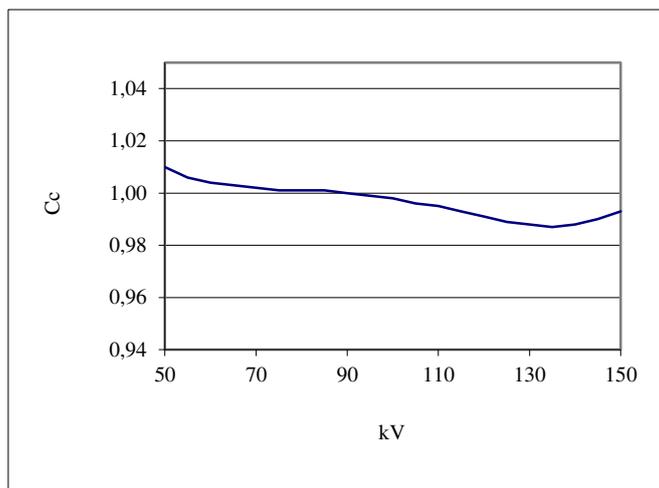


Figure 11. Réponse d'un détecteur [RAD 1988] R100 (RTI Electronics) normalisée à 90 kV (anode W). Sensibilité = 0,018 mGy/nC.

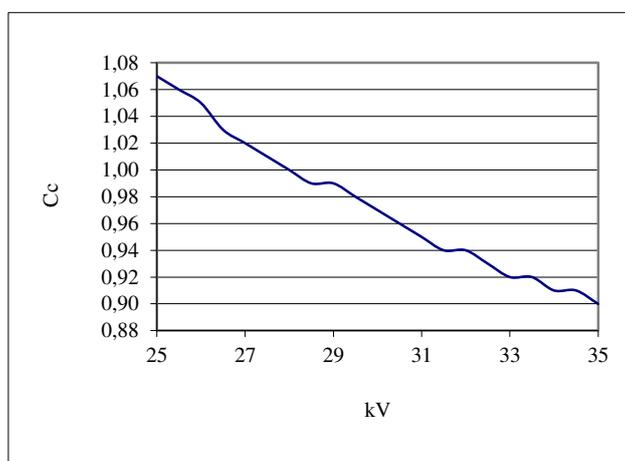


Figure 12. Réponse du même détecteur R100 normalisée à 28 kV (anode Mo). Sensibilité = 0,0424 mGy/nC

	Modèle du dosimètre	Gamme débit de dose	Gamme dose	Gamme de tension (kV)	Réponse en énergie
<b>RTI</b>	Barracuda R100	0,04 $\mu$ Gy/s à 160 mGy/s	2 nGy à 10000 Gy	35-155	< 5%
<b>PTW</b>	Diados diag detector	100 nGy/s à 500 mGy/s	0,1 $\mu$ Gy à 5000 Gy	40-150	< 5%
<b>ScanditronixWellhofer</b>	Dosimax	0,05 mGy/s à 2 Gy/s	1 $\mu$ Gy à 40 Gy	60-150	< 7%
<b>Radcal</b>	DDX6-W	20 nGy/s à 205 mGy/s	100 nGy à 559 Gy	50-120	< 5%
<b>Unfors RaySafe</b>	Xi R/F detector	10 nGy/s à 1 Gy/s	10 nGy à 9999 Gy	40-160	< 5%

Tableau 15. Caractéristiques dosimétriques de quelques dosimètres à diode commercialisés.

### 2.2.5.2 LES DOSIMÈTRES MOSFET

Le détecteur MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) est composé d'un substrat et de trois électrodes : le drain, la source et la grille. L'application d'une tension seuil  $V_t$  à la grille permet le passage d'un courant entre la source et le drain. Quand on irradie le détecteur, il y a apparition de paires électrons/trous dans le dioxyde de Silicium et la tension seuil augmente. On mesure la variation de  $V_t$  avant et après irradiation, cette variation étant proportionnelle à la dose totale absorbée. Leur lecture est instantanée. Du fait de leur petite taille, la réponse des MOSFET est isotrope [ROS 2003 ; EHR 2005]. Toutefois, ces détecteurs voient leur sensibilité décroître de façon importante vers les faibles énergies et plus particulièrement pour des tensions de tube X inférieures à 40 kV (cf. Figure 14). Un étalonnage spécifique est dans ce cas nécessaire. Leur durée de vie est limitée et nécessite un renouvellement fréquent. La lecture est immédiate, mais une fois l'irradiation terminée.

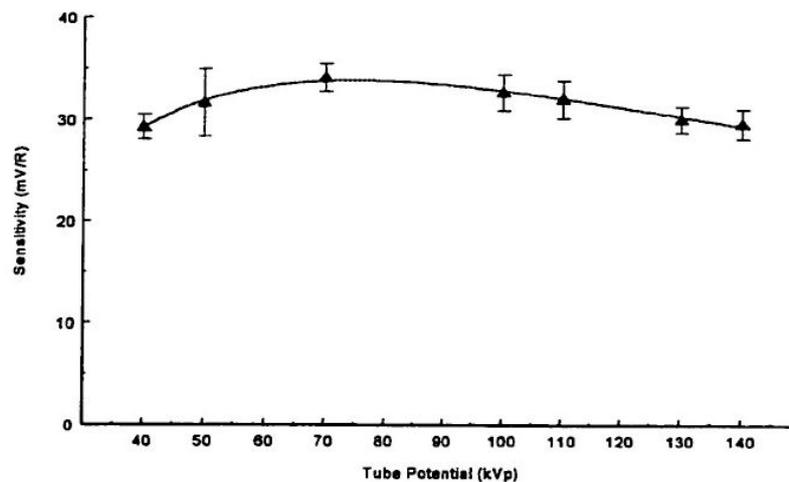


Figure 13. Sensibilité et réponse en énergie d'un dosimètre MOSFET [BOW 1998]

Fabricant	Modèle
Best Medical	Rtdose
Sicel	One Dose

Tableau 16. Liste (non exhaustive) des fournisseurs de MOSFET.

Les caractéristiques physiques de ce détecteur en font un outil intéressant et rapide pour la mesure in vivo de la dose à la peau du patient lors d'actes de radiologie interventionnelle [BAS 2013].

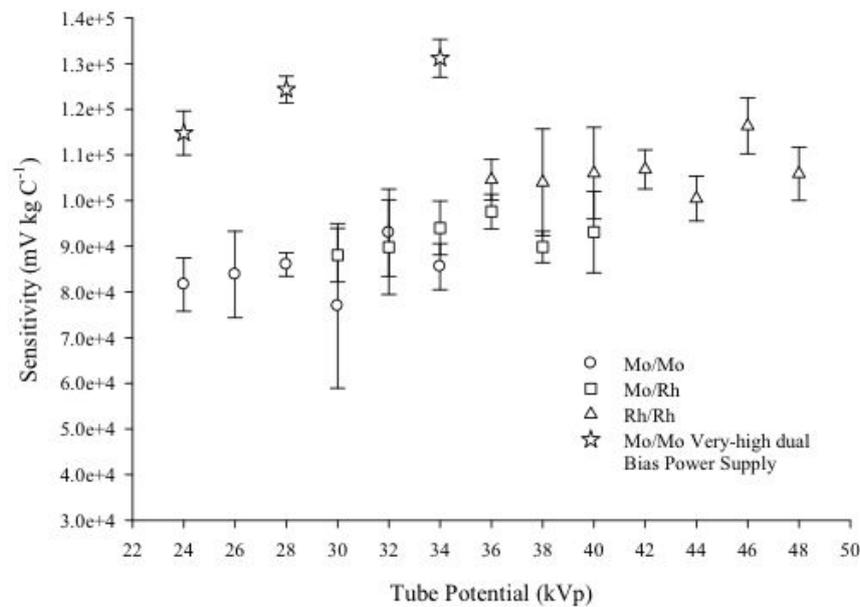


Figure 14. Sensibilité et réponse en énergie d'un dosimètre MOSFET en mammographie [BEN 2006]

### 2.2.5.3 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 une photodiode (semi-conducteur photosensible). L'intensité du signal lumineux capté par le semi-conducteur est proportionnelle à la dose.

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

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

### 2.2.5.4 LES FILMS RADIOLOGIQUES ET RADIOCHROMIQUES

Le film radiologique n'est pratiquement plus utilisé pour la dosimétrie du patient. Il est progressivement remplacé par les films radiochromiques. Néanmoins, il peut toujours être utilisé dans le cadre de contrôle qualité scanner des installations (épaisseur de coupe scanner par exemple). Encore faut-il avoir accès à une chambre noire ou une développeuse automatique.

Fabricant	Type	Modèle	Développement
Kodak	Argentique	X-OMAT V	Machine
ISP	Radiochromique	XR	Non

Tableau 17. Liste (non exhaustive) des films argentiques et radiochromiques utilisables

A la différence des films radiographiques, la lecture des films radiochromiques [ISP 2012] ne nécessite pas de développement. Ils sont constitués d'éléments radiosensibles, protégés par une enveloppe de polyester. L'irradiation des films provoque un changement de couleur dont l'intensité obtenue est proportionnelle à la dose absorbée par le film. La mesure de cette dose se fait au moyen d'un scanner qui mesure la transmission lumineuse du film. Des logiciels d'analyse permettent d'exploiter ces films de façon plus ou moins automatique. On peut les utiliser pour des contrôles qualité [SLO 2007] mais également pour la mesure in vivo pour des actes interventionnels (mesure du peak Skin Dose). Que ce soit pour les films argentiques ou radiochromiques, il est recommandé d'étalonner en dose chaque lot indépendamment les uns des autres.

Cependant, du fait de sa grande résolution spatiale, de sa grande sensibilité (à partir de 0,1 cGy), de sa réponse linéaire en radiologie et de son équivalence tissu, on peut citer quelques utilisations pratiques :

- lors de l'étalonnage de la chambre à transmission pour contrôler et 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

Le Tableau 17 présente quelques produits disponibles.

### 2.3 LES INCERTITUDES EN DOSIMETRIE DES ACTES DE RADIODIAGNOSTIQUE

Le Tableau 18 et le Tableau 19 recensent des incertitudes sur des mesures dans les conditions cliniques d'utilisation des installations de radiologie standard et de fluoroscopie.

Le scénario A intègre le plus de correction. Mais dans de nombreux cas, l'application des corrections pour la qualité de faisceau et le volume du milieu diffusant (le patient) ne sera pas possible. Dans ce cas on peut considérer que l'incertitude de la mesure est proche de 25 %.

L'incertitude sur la mesure varie en fonction de la modalité d'imagerie, la méthodologie appliquée, ainsi que l'étalonnage des instruments disponibles. Néanmoins une simple correction de la pression et de la température a un impact significatif sur la précision de la mesure

Cette incertitude doit être prise en compte particulièrement lorsque l'on est dans une démarche d'optimisation des doses. L'étalonnage sur site de dosimètres solides présente également des incertitudes avoisinant les 10-12% [IAEA 2007 et IAEA 2011].

Type de scénario	Scénario A	Scénario B	Scénario C
	Détermination du Ki en utilisant les facteurs correctifs de calcul de dose	Même méthodologie que pour le scénario A mais aucun facteur correctif	mesure du P <sub>Ka</sub> pendant une exposition de patient sans facteur correctif appliqué
Erreur intrinsèque du dosimètre	3,20%	3,20%	3,20%
Coefficient d'étalonnage NKQO	1,60%	1,60%	1,60%
Stabilité de réponse du dosimètre	1,00%	1,00%	1,00%
Différence entre les conditions d'étalonnage et de mesure	1,00%	1,00%	20,00%
Dimensions du champ	2,00%	2,00%	5,00%
Distance Source Peau	4,00%	10,00%	
Distance Détecteur-Diffuseur	3,00%	3,00%	
Stabilité du faisceau (champ continu)	5,00%	5,00%	
Correction de la pression	0,20%	2,00%	2,00%
Correction de la température	0,50%	2,00%	5,00%
Correction I <sup>es</sup> aux perturbations électromagnétiques, au taux d'hygrométrie	2,00%	2,00%	2,00%
<b>Incertitudes sur le Ki ou P<sub>Ka</sub></b>	<b>8,80%</b>	<b>14,00%</b>	<b>22,00%</b>
<b>Détermination du kerma à la surface d'entrée K<sub>e</sub></b>			
Rétrodiffusé	5,00%	20,00%	
<b>Incertitudes sur le K<sub>e</sub></b>	<b>10,00%</b>	<b>24,00%</b>	
*Dans le cas de faisceaux pulsés l'incertitude sur la dose de sortie est plus importante (10 à 20%)			

Tableau 18. Estimation des incertitudes associées à la mesure du K<sub>e</sub> en radiologie standard.

Type de scénario	Scénario A	Scénario B	Scénario C
	Mesure du K <sub>e</sub> sur fantôme et application des facteurs correctifs	Mesure du K <sub>e</sub> sur fantôme sans application des facteurs correctifs	mesure du P <sub>Ka</sub> pendant une exposition de patient sans facteur correctif appliqué
Erreur intrinsèque du dosimètre	3,20%	3,20%	3,20%
Coefficient d'étalonnage NKQO	1,60%	1,60%	1,60%
Stabilité de réponse du dosimètre	1,00%	1,00%	1,00%
Différence entre les conditions d'étalonnage et de mesure	1,00%	1,00%	20,00%
Dimensions et homogénéité du champ	2,00%	2,00%	5,00%
Distance	4,00%	4,00%	
Rayonnement diffusé	3,00%	3,00%	
Débit de Kerma	5,00%	5,00%	5,00%
Etalonnage sur site de la chambre à transmission			7,50%
Correction de la pression	0,20%	2,00%	2,00%
Correction de la température	0,20%	2,00%	5,00%
Prise en compte de la table			8,00%
Correction liées aux perturbations électromagnétiques, au taux d'hygrométrie	2,00%	2,00%	2,00%
Rétrodiffusé	5,00%	20,00%	
<b>Incertitudes sur le Ki ou P<sub>Ka</sub> (2σ)</b>	<b>10,00%</b>	<b>12,00%</b>	<b>24,00%</b>

Tableau 19. Estimation des incertitudes associées à la mesure du K<sub>i</sub> en radioscopie.

## 3 MÉTHODES DE CALCUL

### 3.1 MÉTHODES 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 (§1.1.3). Cette approche ne permet pas d'obtenir une précision meilleure que  $\pm 30\%$ , elle est cependant suffisante pour une première estimation du débit de Kerma dans l'air. Pour améliorer la précision, il serait nécessaire de reconstituer l'examen en utilisant un dosimètre étalonné.

##### 3.1.1.1 CALCUL A PARTIR DES SPECTRES THEORIQUES A 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 [BIR 1979.1 ; BIR 1979.2] ;
- dans le rapport électronique SRS-78 de l'IPEM [CRA 1997], ce dernier utilisant des données plus précises, en particulier, au niveau des sections efficaces et des coefficients d'atténuation.

Disposant de ces spectres, des logiciels de calcul de  $K_{air}$  ont été proposés :

#### Rapport SRS 78

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'anodes (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  $K_{air}$  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).

## SpekCalc [POL 2009], basé sur les données du SRS-78

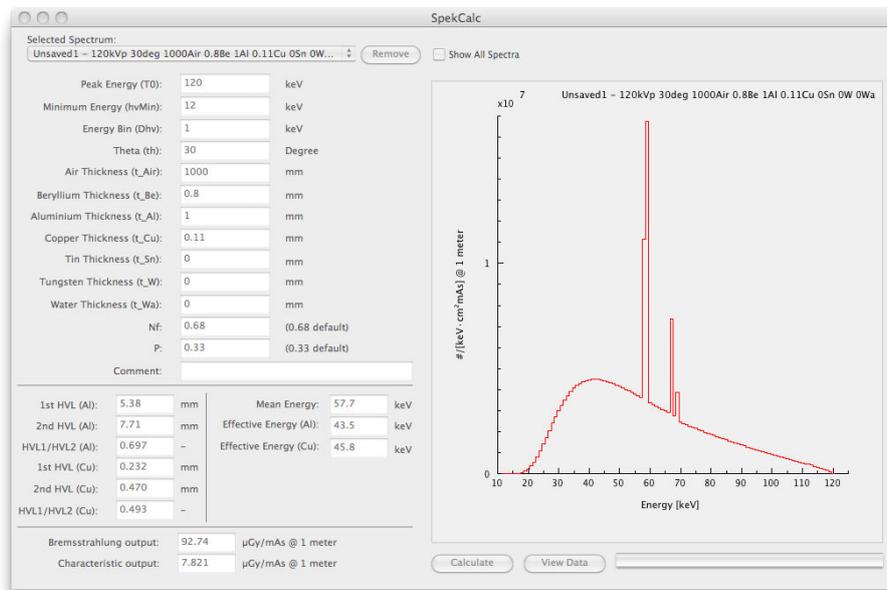


Figure 15. Capture d'écran de SpekCalc

## Micado (Module Internet du CALCul de Dose), logiciel en ligne basé sur les données du SRS-78

Figure 16. Capture d'écran de MICADO

Micado est proposé sur le site internet de l'IRSN, afin de pouvoir estimer les Niveaux de Références Diagnostiques en radiologie conventionnelle, à partir des paramètres d'acquisitions cliniques. Le choix de certains paramètres est cependant restreint (i.e. filtration totale du tube) limitant ainsi la précision des estimations de  $K_{air}$ .

### 3.1.1.2 CALCUL A PARTIR D'UNE FONCTION MATHEMATIQUE PARAMETREE

#### Cas de la radiologie conventionnelle

Une première estimation très approximative du Kerma dans l'air peut être obtenue au moyen d'un modèle paramétrique simple :

$$K_i(P) = \frac{mAs}{DFP_m^2} \times \frac{3}{F_{mmAl}} \times \left[ \frac{kVp}{100} \right]^2 \times 0,1$$

$K_i(P)$  : Kerma incident dans l'air au niveau du point P en mGy

$DFP_m$  : Distance Foyer-point P en m

$mAs$  : charge du tube utilisée pendant la prise du cliché en mAs

$kVp$  : valeur pic de la haute tension accélératrice en kV

$F_{mmAl}$  : la filtration totale (inhérente + additionnelle) du tube en mm équivalents d'aluminium

Le Tableau 20 permet de comparer des mesures réalisées pour différentes tables de radiologie conventionnelles et quelques valeurs de haute tension avec les résultats obtenus par la modélisation paramétrique et l'estimation fournie par Micado (v2 09/2011).

### Cas de la mammographie

Dans le cadre de la mammographie, le précédent rapport SFPM-21 proposait de lisser les kerma dans l'air par mAs fournis par le logiciel associé au rapport SRS-78 de l'IPEM [CRA 1997] par une fonction mathématique à 5 paramètres :

$$K_i(P) = \frac{mAs}{DFP_{cm}^2} \times [a_1 \cdot kVp^2 + a_2 \cdot kVp + a_3] \times [a_4 \cdot \ln(\alpha) + a_5]$$

$K_i(P)$  : Kerma incident dans l'air au niveau du point P en mGy

$DFP_{cm}$  : Distance Foyer point P en cm

$mAs$  : charge du tube 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°)

paramètres  $a_n$  :

- pour un tube anode Mo et filtre 30  $\mu$ m Mo (lissage à 2% près) :

$$\begin{aligned} a_1 &= +1,694 \text{ E-02} & a_2 &= +1,976 \text{ E-02} & a_3 &= -3,487 \text{ E+00} \\ a_4 &= +9,720 \text{ E+00} & a_5 &= +4,434 \text{ E+01} \end{aligned}$$

- pour un tube anode Mo et filtre 25  $\mu$ m Rh (lissage à 2% près) :

$$\begin{aligned} a_1 &= +1,477 \text{ E-02} & a_2 &= +2,150 \text{ E-02} & a_3 &= -3,829 \text{ E+00} \\ a_4 &= +8,622 \text{ E+00} & a_5 &= +4,838 \text{ E+01} \end{aligned}$$

- pour un tube anode Rh et filtre 25  $\mu$ m Rh (lissage à 2% près) :

$$\begin{aligned} a_1 &= +5,535 \text{ E-03} & a_2 &= +1,327 \text{ E-01} & a_3 &= -3,260 \text{ E+00} \\ a_4 &= +1,493 \text{ E+01} & a_5 &= +6,624 \text{ E+01} \end{aligned}$$

- pour un tube anode W et filtre 50  $\mu$ m Rh (lissage à 7% près) :

$$\begin{aligned} a_1 &= -1,217 \text{ E-03} & a_2 &= +3,882 \text{ E-01} & a_3 &= -4,888 \text{ E+00} \\ a_4 &= +2,264 \text{ E+01} & a_5 &= -8,134 \text{ E+00} \end{aligned}$$

Le Tableau 21 présente les valeurs de kerma dans l'air par unité de mAs obtenues pour différents kV pour différentes combinaisons anode-filtre ( $DFP = 1$  m). Les résultats sont comparés avec des mesures effectuées sur deux installations de mammographie numérique (General Electric et Siemens)

Installation	kV	Filtration (mm Al)	Mesure (mGy/mAs)	Modèle analytique (mGy/mAs)	Ecart (Modèle analytique)	Micado (mGy/mAs)	Ecart (Micado)
<b>Modèle 1</b>	50	4,10	0,024	0,032	34%	0,028	18%
	60		0,041	0,044	6%	0,037	-9%
	70		0,058	0,064	9%	0,060	4%
	100		0,156	0,137	-12%	0,119	-23%
<b>Modèle 2</b>	50	3,60	0,032	0,038	18%	0,034	6%
	60		0,051	0,052	1%	0,052	1%
	70		0,072	0,073	0%	0,069	-4%
	100		0,151	0,157	4%	0,132	-13%
	120		0,214	0,219	3%	0,181	-15%
<b>Modèle 3</b>	50	2,84	0,034	0,044	30%	0,043	25%
	60		0,053	0,064	22%	0,057	8%
	70		0,073	0,090	24%	0,078	8%
	100		0,147	0,196	33%	0,153	4%
	120		0,196	0,282	44%	0,204	4%
<b>Modèle 4</b>	50	3,60	0,035	0,036	3%	0,034	-4%
	60		0,057	0,050	-11%	0,050	-12%
	70		0,079	0,071	-11%	0,068	-15%
	100		0,170	0,163	-4%	0,137	-19%
	120		0,219	0,211	-4%	0,176	-20%
<b>Modèle 5</b>	50		0,032	0,044	37%	0,043	32%
	60		0,050	0,064	27%	0,060	20%
	70		0,069	0,087	26%	0,080	16%
	100		0,137	0,178	29%	0,149	9%
	120		0,194	0,256	32%	0,199	3%
<b>Modele 6</b>	50	3,00	0,028	0,044	61%	0,032	15%
	60		0,040	0,064	60%	0,045	12%
	100		0,109	0,178	64%	0,111	2%
	120		0,145	0,256	77%	0,148	2%
	130		0,199	0,300	51%	0,169	-15%
<b>Modèle 7</b>	50	2,90	0,020	0,023	14%	0,021	6%
	60		0,030	0,033	8%	0,030	-2%
	70		0,042	0,044	6%	0,039	-6%
	100		0,082	0,090	11%	0,073	-10%

Tableau 20. Comparaison du Kair (en mGy/mAs) obtenu à 75 cm du foyer par calcul et par mesures sur différentes installations conventionnelles (General Electric, Philips, Primax, Siemens et Stephanix).

Anode/filtre	Appareil	kV	Kair (mGy/mAs) par calcul	Kair (mGy/mAs) par mesure	Ecart
Mo – Mo	Modèle 1	23	0,042	0,031	38%
		25	0,053	0,056	-10%
		27	0,065	0,074	-12%
		29	0,079	0,091	-13%
		31	0,094	0,109	-13%
		33	0,109	0,128	-15%
		35	0,124	0,149	-17%
	Modèle 2	25	0,053	0,030	79%
	26	0,060	0,036	64%	
Mo – Rh	Modèle 1	23	0,032	0,029	10%
		25	0,043	0,040	6%
		27	0,054	0,052	3%
		29	0,066	0,066	1%
		31	0,079	0,080	-1%
		33	0,093	0,095	-2%
		35	0,108	0,111	-3%
Rh – Rh	Modèle 2	29	0,080	0,041	94%
		31	0,094	0,056	69%
W – Rh	Modèle 1	23	0,030	0,014	116%
		25	0,036	0,019	91%
		27	0,041	0,023	80%
		29	0,047	0,027	72%
		31	0,053	0,032	66%
		33	0,058	0,036	60%
		35	0,063	0,041	55%

Tableau 21. Comparaison du Kerma dans l'air (en mGy/mAs) obtenu à 100 cm du foyer par calcul et par mesures en mammographie (pente d'anode 15°) pour 2 modèles de mammographe. Pour le calcul, le taux d'ondulation est nul.

Ces ajustements donnent donc des résultats très variables en fonction du couple anode/filtre utilisé ainsi que du sénographe considéré. Il conviendrait donc, pour pouvoir utiliser ce type de modèle d'avoir préalablement déterminé les paramètres  $a_1 \dots a_5$  à partir des mesures réalisées sur un sénographe donné pour chaque couple filtre/anode utilisé. Ces ajustements peuvent être réalisés simplement à partir d'outils disponibles en ligne. En revanche, pour un modèle de machine déterminé, les valeurs mesurées restent comparables (résultats non fournis).

### 3.1.2 FACTEUR DE RÉTRODIFFUSION

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 [PET 1998]. 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 [GRO 1990].

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

avec :  $a_1 = +8,081 \text{ E-01}$        $a_2 = -8,778 \text{ E-01}$        $a_3 = -3,000 \text{ E-01}$   
 $a_4 = +1,192 \text{ E+01}$        $a_5 = -1,329 \text{ E+01}$        $a_6 = -1,535 \text{ E-01}$

dim : le côté du champ carré à la peau. Pour un champ non carré :  $2ab/(A + B)$

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  $\mu\text{m}$  Mo, Mo/25  $\mu\text{m}$  Rh et Rh/25  $\mu\text{m}$  Rh [KRA 2001]. Nous avons lissé ces données à 1% près à l'aide d'une droite fonction de la CDA :

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

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

### 3.1.3 LA DOSE GLANDULAIRE MOYENNE (MAMMOGRAPHIE) : $D_G$

La dose moyenne délivrée aux tissus glandulaires  $D_G$  (ou DGM) peut être estimée à partir d'une détermination du kerma dans l'air à l'entrée du sein ( $K_i$ ) au moyen des facteurs de conversion obtenus par Dance [DAN 1990 ; DAN 2000] par calcul Monte Carlo :

$$D_G = K_i \cdot g \cdot c \cdot s$$

g : facteur qui permet de convertir le  $K_i$ , c'est à dire le kerma dans l'air à l'entrée du sein, en dose moyenne délivrée au sein. Les calculs de ce facteur ont été réalisés pour un spectre de référence Mo/Mo (puis étendu à d'autres couples anodes/filtres [DAN 2000]) 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 0,3 et 0,6 mm d'aluminium<sup>4</sup>) et de l'épaisseur du sein comprimé de 2 à 8 cm (puis étendu à 11 cm [DAN 2000]).

c : facteur qui permet de tenir compte des différences de composition du sein en fonction de son épaisseur comprimée.

s : facteur 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

<sup>4</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.

s = 1,042 pour W/Rh  
s = 1,061 pour Rh/Rh

Dans une publication plus récente [DAN 2009], Dance et al. ont proposé de prendre en considération l'épaisseur du sein pour calculer le facteur s, dans le cas particulier des cibles/filtres en tungstène/argent.

Ces données ont été partiellement reprises dans le protocole européen pour la dosimétrie en mammographie [ZOE 1998]. De même, elles ont aussi été reprises dans la « Décision du 30 janvier 2006 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de mammographie numérique » et une mise à jour est disponible dans la « Décision du 22 novembre 2010 modifiant la décision du 30 janvier 2006 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de mammographie numérique ». Les valeurs données dans ces décisions sont des valeurs interpolées à partir des données publiées par Dance *et al* [DAN 1990 ; DAN 2000].

Le coefficient g proposé par Dance [DAN 2000] peut être modélisé par la formule suivante qui permet de lisser les résultats avec une erreur moyenne résiduelle de 1% associée à un écart-type de 5% :

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

avec :  $a_1 = +4,385E-2$        $a_2 = +8,028E-1$        $a_3 = -1,767E-1$   
 $a_4 = +6,043E-1$        $a_5 = -6,128E-1$

### 3.1.4 LES GRANDEURS DOSIMÉTRIQUES DE LA SCANOGRAPHIE : L'INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE PONDERE $C_W$ ET L'INDICE DE KERMA DE SCANOGRAPHIE VOLUME $C_{VOL}$

Les valeurs de  $C_W$  varient selon les modèles de scanner en particulier en fonction de la filtration du faisceau et de la géométrie du statif [KAL 2000 ; EUR 2000]. Les valeurs indicatives à 120 kV sont les suivantes :

- coupe au niveau du tronc :  $C_W = 7,5$  mGy/100 mAs
- coupe au niveau du crâne :  $C_W = 15$  mGy/100 mAs

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

$$C_W(80 \text{ kV}) = 0,3 C_W(120 \text{ kV})$$

$$C_W(140 \text{ kV}) = 1,45 C_W(120 \text{ kV})$$

Le  $C_W$  est un indicateur dosimétrique de la procédure employée mais il n'est représentatif de la dose délivrée au fantôme 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 du fantôme exploré est donnée par l'indice de kerma de scanographie volume  $C_{VOL}$  défini au 1.3.3 et correspond au  $C_W$  divisé par le pitch. Par analogie on peut définir un  $C_{VOL}$  en mode séquentiel en faisant le produit du  $C_W$  par le rapport de l'épaisseur nominale de coupe (T) et de la distance inter-coupe (I).

$$C_{vol,seq} = C_W \times T \times I$$

### 3.1.5 LA DOSE EFFICACE : E

La grandeur dosimétrique représentative du risque radiologique lié aux examens de radiodiagnostic retenue par la CIPR 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 la dose, et représente simplement le rapport de la dose efficace à la GDo. Il ne s'agit donc que d'un facteur multiplicatif, qui, pour un type d'examen donné, reste constant quelle que soit la dose. En première approximation, on admettra qu'elle est largement indépendante du patient. On aura ainsi :

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

avec GDo la grandeur dosimétrique de l'examen considéré et  $e_{GDo}$  le 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 : kerma dans l'air à la surface d'entrée du patient ( $K_e$  ; mGy)
- en radioscopie : produit kerma-surface ( $P_{KA}$  ; Gy.cm<sup>2</sup>)
- en scanographie : produit kerma-longueur ( $P_{KL,CT}$  ; mGy.cm)

Les facteurs de conversion sont génériques, c'est-à-dire qu'ils sont établis pour un patient standard. Leur dépendance avec la morphologie du patient est réelle. En pédiatrie des facteurs particuliers doivent être appliqués.

#### 3.1.5.1 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 [JON 1985 ; DRE 1984].

Le Tableau 22 présente pour quelques examens standard les facteurs de conversion basés sur le rapport de la CIPR 60. Les facteurs de corrections se situent entre 0,01 mSv/mGy (crâne, extrémités) et 0,3 mSv/mGy (abdomen). Les facteurs de conversion faibles correspondent à des pondérations tissulaires  $w_T$  peu élevées (crâne, extrémités). Aucune mise à jour récente de ces facteurs n'a été proposée pour intégrer les facteurs de pondération tissulaire redéfinis par la CIPR 103.

#### 3.1.5.2 FACTEURS DE CONVERSION EN RADIOSCOPIE

Les sources principales des facteurs de conversion sont données dans la bibliographie [LEH 1992 ; HAR 1994.1 ; PET 1995]. Ces facteurs sont précisés à la dernière colonne du Tableau 23 pour quelques examens standard. 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.

Examen	Incidence	Taille du champ (cm <sup>2</sup> )	K <sub>e</sub> (mGy)	e <sub>D<sub>E</sub></sub> (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

Tableau 22. Facteurs de conversion en radiographie chez l'adulte basés sur les facteurs de pondération tissulaire de la CIPR 60.

Examen	Incidence	Haute tension (kVp)	e <sub>PKS</sub> (mSv/Gy cm <sup>2</sup> )
Crâne	AP	70 – 90	0,04
Epaules	AP	55 – 75	0,21
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
Jonction Lombo Sacrée	Lat	85 – 105	0,10

Tableau 23. Facteurs de conversion par type d'examen en radioscopie chez l'adulte.

### 3.1.5.3 FACTEURS DE CONVERSION EN SCANOGRAPHIE

Les sources principales des facteurs de conversion sont données dans la bibliographie [ZAN 1991 ; BAA 1997]. Les facteurs sont donnés dans la colonne 2 du Tableau 24 pour quelques examens standard. Le facteur de conversion est de l'ordre de  $10^{-2}$  mSv/(mGy.cm). Il est à noter que les auteurs n'utilisant ni les mêmes fantômes, ni les mêmes moyens de simulation, il n'est pas possible de définir une référence unique. Les valeurs fournies dans le Tableau 24 correspondent aux travaux de Shrimpton *et al* basés sur le rapport CIPR 60 [SHR 2004].

Région explorée	$e_{P_{KL,CT}} \text{ (mSv mGy}^{-1}\text{cm}^{-1}\text{)}$				
	Nouveau-né	1 an	5 ans	10 ans	Adulte
Tête et cou	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Tête	0,011	0,0067	0,004	0,0032	0,0021
Cou	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Thorax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014*
Abdomen/Pelvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015*
Tronc	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015*

Tableau 24. Facteurs de conversion en dose efficace à partir du  $P_{KL,CT}$  pour des examens de scanographie chez l'enfant et chez l'adulte [SHR 2004] basés sur les facteurs de pondération tissulaire de la CIPR 60. Normalisation sur fantôme de diamètre 16 cm – sauf (\*) : Fantôme de diamètre 32 cm.

### 3.1.6 L'ÉNERGIE DÉPOSÉE: $\varepsilon$

Bien que l'énergie déposée,  $\varepsilon$ , 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 [SHR 1984 ; HUD 1997] ;
- 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 [GIB 1987 ; STE 1987] ;
- certaines applications de scanographie pour les mêmes raisons [HUD 1995] ;
- la mammographie [PER 1993], et la radiologie pédiatrique 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.

### 3.1.7 UTILISATION PRATIQUE DES SSDE

Sur la Figure 17, les diamètres latéraux et antéro-postérieurs sont mesurés sur une coupe tomographique du patient (calcul *a posteriori*). Le diamètre effectif est calculé en posant  $\sqrt{12,3 \times 9,9} = 11$  cm. La table 1D, page 10 du rapport 204 [AAPM 2011] donne un facteur de conversion de 2,47 pour le  $C_{VOL}$  défini sur un fantôme de 32 cm. Le SSDE pour cette zone anatomique du patient est donc de  $5,4 \times 2,47 = 13,3$  mGy. Il est intéressant de noter que le  $C_{VOL}$  donné par le scanner considéré est calculé sur un diamètre de 32 cm (examen du tronc), indépendamment de l'âge du patient. Avec cet exemple pédiatrique la correction apportée par le SSDE prend tout son sens.

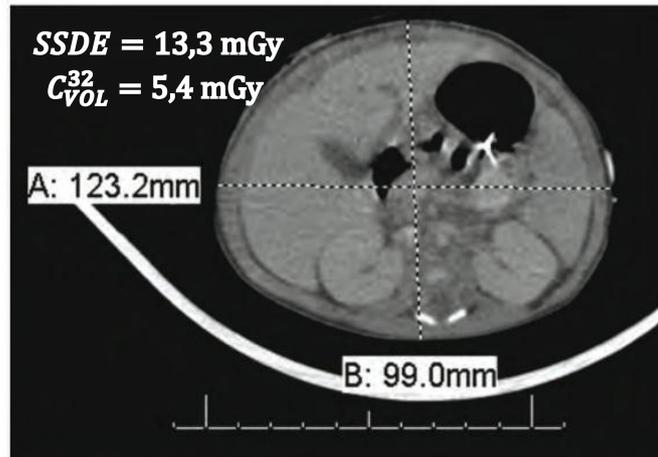


Figure 17. Calcul du SSDE d'après une coupe tomographique.

Sur la Figure 18, la largeur du patient est mesurée sur la radiographie de projection (images transverses non disponibles ou calcul avant acquisition des images). La table 2B en page 11 du rapport 204 [AAPM 2011] donne un facteur de conversion de 1,08 pour une dimension LAT de 16,8 cm. Le SSDE pour le niveau de coupe considéré est donc de  $9,29 \times 1,08 = 10$  mGy. La correction apportée par le SSDE est ici beaucoup plus modeste puisque le  $C_{VOL}$  est ici calculé sur un diamètre de 16 cm (examen pédiatrique).

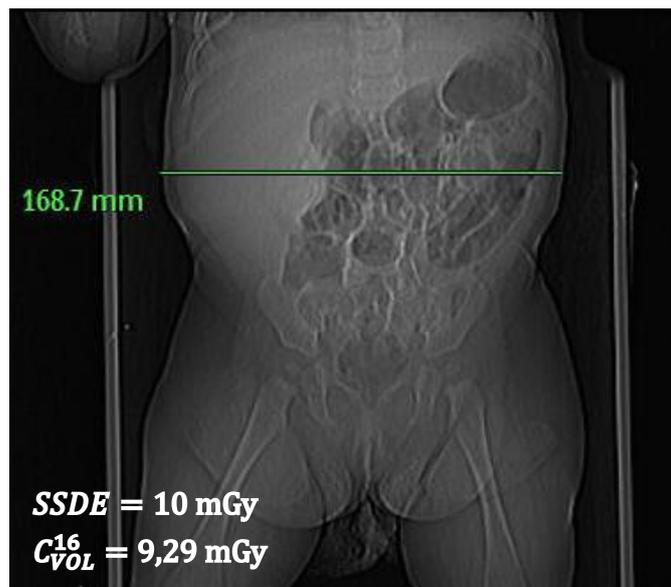


Figure 18. Calcul du SSDE d'après une radiographie de projection.

Il faut rappeler cependant que le SSDE ne peut en aucun cas remplacer les informations dosimétriques réglementaires dans le compte-rendu d'acte de scanographie telles que définies dans l'arrêté du 22/09/2006 [JO 2006]. Il est également important de noter que les SSDE ne doivent **en aucun cas être utilisés pour calculer un produit kerma-longueur de scanographie  $P_{KL,CT}$  (i.e. DLP) ni a fortiori pour le calcul de la dose efficace.**

## 3.2 MÉTHODES NUMÉRIQUES

### 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 parfois 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 existants 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 le corps entier dès lors que la situation d'exposition a été définie et qu'un modèle de fantôme anthropomorphe 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 [DRE 1984]. 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 [RAN 1997]. 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 et l'enfant, en mammographie et en scanographie, elles ne couvrent pas toujours l'ensemble des besoins, c'est à dire toutes les incidences et tous les spectres de RX possibles. Aussi des programmes ont été développés afin de répondre à n'importe quelle situation d'exposition aussi bien en radiologie conventionnelle qu'en scanographie.

En radiologie conventionnelle, cette grandeur dosimétrique est souvent le kerma incident au point d'entrée du faisceau ( $K_i$ ) dans le patient (le rayonnement rétrodiffusé n'est donc pas pris en compte). On trouve également le kerma à la surface d'entrée ( $K_e$ ) ou le produit kerma x surface ( $P_{KA}$ ). 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  $C_{a,100}$ , et les paramètres de l'exposition sont ceux relatifs à l'examen (mAs, tension, collimation, pitch...). 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 25 pour la radiologie conventionnelle et Tableau 26 pour la scanographie.

**AVERTISSEMENT : ces logiciels permettent d'obtenir une estimation des risques, en aucun cas la dose spécifique reçue par un patient !!**

### 3.2.2 PROGRAMMES POUR LA RADIOLOGIE CONVENTIONNELLE

Dès 1985 Jones et Wall ont publié un rapport sur le calcul, par les méthodes de Monte Carlo (méthode du NRPB), 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) [JON 1985]. 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 [HAR 1994.1]. La même méthodologie a été appliquée en pédiatrie [HAR 1996.1]. Les données de ces rapports sont disponibles sous forme numérique [HAR 1994.2, HAR 1996.2].

Ce travail a été entrepris sur la base du fantôme hermaphrodite adulte de Cristy [CRI 1980] dérivé du modèle développé par Snyder et al [SNY 1969, SNY 1974] pour la dosimétrie des radionucléides dans le cadre de la méthode du MIRD. 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 [ICRP 1975]. Pour les calculs en radiologie le fantôme de Cristy a été modifié afin d'améliorer la composition et/ou la forme de certains organes (cf Figure 19) :

- modification de la composition des seins en 50% eau et 50% graisse ;
- suppression des bras pour certaines incidences latérales ;
- modification du cou et de la position de la thyroïde.

Le groupe du GSF (Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München) a développé à la même époque ses propres fantômes ADAM, EVE, ENFANT et BEBE également à partir du modèle de Cristy [KRA 1986].

Ces fantômes ont servi de base aux fantômes MAX et FAX [KRA 2008] désormais constitués de 29 organes.

### 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 [JON 1991] qui existe aussi depuis 1993 sous forme numérique [JON 1993]. Sur la base d'un fantôme hermaphrodite, 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 90 au Royaume Uni. Chaque ensemble de calculs correspond à la simulation d'une rotation 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 (cf Figure 19), 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  $C_{a,100}$ . 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 ”).

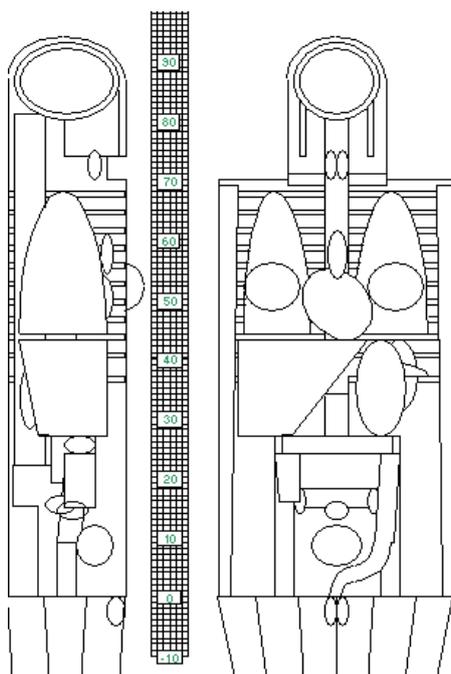


Figure 19. Fantôme mathématique adulte hermaphrodite utilisé dans les calculs de dose du NRPB en scanographie. La grille indique la position des 208 coupes de 5 mm composant un jeu de données [JON 1993].

Ces données sont utilisées par le logiciel CT-dosimetry (ImPACT group). Afin de pouvoir prendre en compte les nouveaux appareils non présents dans les données de base du NRPB, le groupe ImPACT ([www.impactscan.org](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 des  $C_{a,100}$  et  $nC_{VOL}$  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 ».

### 3.2.3.2 LOGICIELS COMMERCIAUX

Ces programmes, permettent, après avoir défini visuellement la zone à imager sur fantôme et choisi la machine, de déterminer, en fonction des constantes utilisées, la dose efficace ainsi que la dose aux organes en fonction de la CIPR choisie. Il est important de noter que les valeurs de  $C_w$  proposées par défaut peuvent être ajustées par l'utilisateur en fonction de sa machine et de la version logicielle utilisées. En effet, certaines données sont proposées pour plusieurs machines (Philips Brilliance 40 et 64 par exemple) qui ne présentent pas nécessairement la même sensibilité de détection, les mêmes overranging et overbeaming ; et dont la normalisation des  $C_w$  a évolué au cours des versions de la machine. Le Tableau 26 regroupe les différents logiciels disponibles et résume leurs caractéristiques principales.

Le logiciel CT-Expo propose aussi d'autres modules permettant des calculs pour des explorations standardisées et une comparaison aux valeurs d'une étude allemande. Une version mobile est disponible depuis peu.

OrgDose fournit aussi des informations sur le risque encouru selon les données du rapport BEIR VII.

VirtualDose™CT est un logiciel adapté à l'estimation dosimétrique clinique dont le principal avantage par rapport aux autres logiciels du tableau réside dans la grande diversité des fantômes disponibles, ce qui permet une adaptation partielle des résultats à la morphologie du patient.

Ces logiciels sont très utiles afin de réaliser des estimations de doses délivrées mais présentent un certain nombre de limitations car ils :

- n'offrent pas tous les scanners disponibles sur le marché (mises à jour variables) ;
- ne tiennent pas compte de la modulation d'intensité. Ils travaillent avec la même valeur de mAs (ou mA) pour toute l'acquisition. On peut noter que la version 2.2 de CT-Expo utilise une modulation générique basée sur leur fantôme. La dernière norme dicom NEMA-MITA XR29 [MITA 2013] prévoit la fourniture des informations liées à la modulation de courant utilisée dans le rapport SR ;
- ne modélisent pas encore les scanners spectraux ou bi-tube.

**Il faut enfin rappeler que ces logiciels ne permettent pas l'évaluation exacte de la dose reçue par un patient individuel mais uniquement celle que recevrait le fantôme numérique considéré exposé dans les mêmes conditions.**

---

Logiciel	Domaine d'application	Fantôme	Grandeur de normalisation	Choix des paramètres d'entrée			CIPR	Paramètres de sortie	Type Information
				Spectre RX	Patient	Géométrie d'exposition			
<b>PCXMC 2.0.1</b> [SER 1998]	ADULTE  ENFANT	ORNL <sup>(1)</sup> enfants et adultes (6 tailles de fantômes mathématiques)	$K_i$  $P_{KA}$	Tension Filtration Pente anode	Poids Taille Age (0-1-5- 10-15-adulte)	Distance Champ (L x l) Position champ Degré d'incidence	60 / 103	D effective D organe	Payant  <a href="http://www.stuk.fi/pcxmc">www.stuk.fi/pcxmc</a>
<b>ORGDOSE 1.0</b> [OSE 2009]	ADULTE ENFANT	MIRD hermaphrodite	$K_i$  $P_{KA}$	Tension Filtration Charge	Sexe Age (0-1-5- 10-15-adulte)	Type examen Distance	60 / 103	D effective D organe	Gratuit Ernest kwaku Osei
<b>CALDose_X 5.0</b> [KRA2008]	ADULTE ENFANT	FASH – NASH 30 fantômes	$K_e$  $K_i$  $P_{KA}$	Tension Filtration Charge Distance	Poids Taille Age (0-1-5- 10 -adulte)	Type examen Distance	103	D organe Risque cancer	Gratuit  <a href="http://www.caldose.org/">www.caldose.org/</a>

Tableau 25. Principales caractéristiques de logiciels permettant le calcul de doses aux organes et de la dose efficace pour les examens de radiologie conventionnelle. (1) Oak Ridge National Laboratory.

Logiciel	Domaine d'application	Fantôme	Grandeur de normalisation	Choix des paramètres d'entrée			CIPR	Type
				Spectre RX	Patient	Géométrie d'exposition		
<b>CT-expo 2.3</b>	ADULTE PEDIATRIE	GSF	$nC_w$ (mGy/mAs)	kV	ADAM et EVE ENFANT, BEBE	nombreux scanners tous les paramètres d'acquisition	60 / 103	Payant stamm.georg@mh-hannover.de
<b>CT-Dosimetry 1.0.4</b>	ADULTE	MIRD/GSF	$nC_{a,100}$ (mGy/mAs)	kV	Hermaphrodite	nombreux scanners tous les paramètres d'acquisition	60 / 103	Payant <sup>(1)</sup> (Plus maintenu) www.impacts can.org
<b>ImpactDose 2.0</b>	ADULTE PEDIATRIE	Basé sur ORNL <sup>(2)</sup>	$nC_w$ (mGy/mAs), $C_w$ (mGy), $nC_{VOL}$ (mGy/mAs), $C_{VOL}$ (mGy)	kV Filtration	Homme et Femme (Bébé, 1, 5, 10, 15, adulte) Gabarits modulables	2 scanners disponibles tous les paramètres d'acquisition	26 / 60 / 103	Payant www.ct-imaging.de
<b>Orgdose 2.0</b>	ADULTE PEDIATRIE	MIRD/GSF	$nC_{a,100}$ (mGy/mAs)	kV	Hermaphrodite	nombreux scanners tous les paramètres d'acquisition	60 / 103	Gratuit Ernest Kwaku Osei
<b>VirtualDoseCT</b>	ADULTE PEDIATRIE	NURBS	$nC_w$ (mGy/mAs)	kV	25 fantômes (dont 3 stades de grossesse et 10 pédiatriques)	nombreux scanners tous les paramètres d'acquisition	60 / 103	Payant www.virtualphantoms.com

Tableau 26. Principales caractéristiques des logiciels permettant le calcul des doses aux organes et de la dose efficace pour les examens de scanographie. (1) Le fichier excel est gratuit, disponible sur le site [www.impactscan.org](http://www.impactscan.org), mais son utilisation nécessite l'achat des données NRPB SR250. (2) Oak Ridge National Laboratory dans un premier temps, modifié par la suite.

### IMPACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 1.0.4 27/05/2011

**Scanner Model:**

Manufacturer: Philips  
Scanner: Philips Brilliance 64 or 40  
kV: 120  
Scan Region: Head  
Data Set: MCSET21 Update Data Set  
Current Data: MCSET21

Scan range  
Start Position: 42.5 cm  
End Position: 64 cm Get From Phantom Diagram

Organ weighting scheme: ICRP 103

**Acquisition Parameters:**

Tube current: 400 mA  
Rotation time: 0.5 s  
Spiral pitch: 0.924  
mAs / Rotation: 200 mAs  
Effective mAs: 216.4502 mAs  
Collimation: 40 mm  
Rel. CTDI: Look up 0.75 at selected collimation  
CTDI (air): Look up 16.1 mGy/100mAs  
CTDI (soft tissue): 17.2 mGy/100mAs  
 $n$ CTDI<sub>w</sub>: Look up 12.3 mGy/100mAs

CTDI<sub>w</sub>: 24.7 mGy  
CTDI<sub>vol</sub>: 26.7 mGy  
DLP: 574 mGy.cm

Organ	w <sub>T</sub>	H <sub>T</sub> (mGy)	w <sub>T</sub> ·H <sub>T</sub>
Gonads	0.08	0.015	0.0012
Bone Marrow	0.12	4.2	0.5
Colon	0.12	0.12	0.014
Lung	0.12	18	2.1
Stomach	0.12	2	0.24
Bladder	0.04	0.0076	0.0003
Breast	0.12	15	1.8
Liver	0.04	3.3	0.13
Oesophagus (Thymus)	0.04	21	0.85
Thyroid	0.04	1.3	0.051
Skin	0.01	2.8	0.028
Bone Surface	0.01	7.7	0.077
Brain	0.01	0.057	0.00057
Salivary Glands (Brain)	0.01	0.057	0.00057
Remainder	0.12	4.5	0.54
Not Applicable	0	0	0
<b>Total Effective Dose (mSv)</b>			<b>6.4</b>

Remainder Organs	H <sub>T</sub> (mGy)
Adrenals	4.1
Small Intestine	0.13
Kidney	0.8
Pancreas	2.8
Spleen	2.3
Thymus	21
Uterus / Prostate (Bladder)	0.017
Muscle	3
Gall Bladder	1
Heart	18
ET region (Thyroid)	1.3
Lymph nodes (Muscle)	3
Oral mucosa (Brain)	0.057
<b>Other organs of interest</b>	
Eye lenses	0.04
Testes	0.0019
Ovaries	0.029
Uterus	0.027
Prostate	0.0076

Figure 20. Capture d'écran du logiciel CT-Dosimetry

The screenshot shows the ImpactDose software interface with the following sections:

- Scanner:** Generic Model, Scan Parameter (Spiral, 120 kV, 100.0 mA, 1.0 s, 64 rows, 9.00 mm slice thickness, 1.0 pitch, 100.0 mAs, 100.0 effective mAs), Scan Range (84.0 cm start, 94.0 cm end, 10.0 cm length, 2.6 rotations).
- Patient Model:** Adult, male, 16.0 years, 178.0 cm height, 40.0 cm lat diameter, 20.0 cm ap diameter.
- Phantom View:** A 3D visualization of a human phantom with internal organs highlighted in various colors.
- Organ Dose Table:**

Main Organs	Organ Dose [mSv]	Weighting Factor	Contribution Dose [mSv]	Remainder Organs	Organ Dose [mSv]	Weighting Factor	Contribution Dose [mSv]
Bladder	12.667	0.040	0.507	Adrenal	0.033	0.009	0.000
Brain	0.000	0.010	0.000	Extrathoracic Region	0.000	0.009	0.000
Breast	0.000	0.120	0.000	Gall Bladder	0.207	0.009	0.003
Colon	5.231	0.120	0.628	Heart	0.008	0.009	0.000
Esophagus	0.012	0.040	0.000	Kidney	0.172	0.009	0.002
Gonad	2.153	0.080	0.172	Lymphatic Node	0.000	0.009	0.000
Liver	0.096	0.040	0.044	Muscle	2.676	0.009	0.025
Lung	0.007	0.120	0.001	Oral Mucosa	0.000	0.009	0.000
Rad Bone Marrow	0.710	0.120	0.085	Pancreas	0.076	0.009	0.001
Salivary Gland	0.000	0.010	0.000	Prostate	11.326	0.009	0.105
Skeleton	2.901	0.010	0.029	Small Intestine	2.722	0.009	0.025
Skin	1.883	0.010	0.019	Spleen	0.074	0.009	0.001
Stomach	0.151	0.120	0.018	Thymus	0.002	0.009	0.000
Thyroid	0.000	0.040	0.000	Uterus	0.000	0.009	0.000
- Technical Dose Indicators:** Air Kerma (25.4 mGy), CTDI<sub>vol</sub> (12.0 mGy), CTDI<sub>air</sub> (12.0 mGy), DLP (166.5 mGy·cm), SSDE<sub>col</sub> (15.0 mGy).
- Patient Dose Indicators:** Effective dose (1.6 mSv), which corresponds to natural background radiation (2.4 mSv) for 0.7 years.

Figure 21. Capture d'écran du logiciel ImpactDose

## Calculate

**1. Age Group**      **Gender**

Adult      male      female

**2. Scan Range**

Get Values

Scan Range Data (Slice Positions)		
Scan Range z	L	
from z-	to z+	[cm]
0	66	66

**3. Scanner Model**

Manufacturer: General Electric      Scanner: LightSpeed 16 Pro

Scanner Data for Scan Region "Body"					
$n$ CTDI <sub>w</sub>	U <sub>ref</sub>	P <sub>B,H</sub>	K <sub>CT</sub>	K <sub>OB</sub>	ΔL
[mGy/mAs]	[kV]				[cm]
0,094	120	0,39	0,80	1,00	2,8

**4. Select mode**       Body mode for head/neck region       Spiral mode

**5. Scan Parameters**

Please Enter Actual Settings:

U	I	t	Q <sub>eff</sub>	Q	N * h <sub>col</sub>	TF	h <sub>rec</sub>	p	Ser.
[kV]	[mA]	[s]	[mAs]	[mAs]	[mm]	[mm]	[mm]		
120	100	1	100	0	20,0	20,0	2,5	1	1

**6. Results**

Dose Values per Scan or per Series*				
CTDI <sub>w</sub>	CTDI <sub>vol</sub>	DLP <sub>w</sub> *	E*	D <sub>uterus</sub> *
[mGy]	[mGy]	[mGy*cm]	[mSv]	[mSv]
9,4	9,4	649	12,7	11,7

CTDI and DLP values refer to 32cm body phantom

Effective dose E refers to ICRP 103

**7. Effective Dose**

ICRP:  60       103

Dose Values per Examination		
DLP <sub>w</sub>	E	D <sub>uterus</sub>
[mGy*cm]	[mSv]	[mSv]
649	12,7	11,7

Effective dose E refers to ICRP 103

**Please note:**

All organ doses H<sub>T</sub> are based on conversion coefficients for stand-ard patients (ADAM, EVA, CHILD, BABY) and serve for information purposes only (in particular organs outside the scan range)!

Tissue or Organ	H <sub>T</sub> per Series [mSv]	Tissue or Organ	H <sub>T</sub> per Series [mSv]
Brain	0,2	Upp. large int.	13,3
Salivary glands	1,3	Thymus	14,6
Thyroid	8,5	Spleen	14,5
Breasts	15,8	Pancreas	12,4
Oesophagus	14,6	Adrenals	12,3
Lungs	15,5	Kidneys	14,3
Liver	14,4	Small intest.	12,7
Stomach	14,4	Uterus	11,7
Low. Large int.	11,6	Prostate	13,0
Testicles	0,0	Gall bladder	12,4
Ovaries	12,0	Heart	13,2
Bladder	13,0	ET tissue	8,5
Bone marrow	9,4	Oral mucosa	1,3
Bone surfaces	17,4	Lymph nodes	9,4
Skin	8,2	Muscle	9,4
		Eye lenses	0,2

Figure 22. Capture d'écran du logiciel CT-Expo

**Information from PACS/DICOM**      **VirtualDose**

Selected phantom: 1-year-old Female      Scan Protocol: CAP      CT Manufacturer: Siemens      Scanner Name: Siemens Definition AS      Beam Collimation: 10 mm      kVp: 120      Tube Current Modulation: No      mA: 120

200 mAs (per 100mAs)      Pitch: 1      Organ Weighting Scheme: ICRP103      ICRP60      Z-Over Scan Length: 10      Starting point: 10      Ending point: 10

Calculate Dose

### Organs vs. Dose

Organ/Tissue Name	Doses [mGy]
Uterus	11.7
Urinary Bladder	13.2
Trachea	9.4
Thyroid	8.5
Thymus	14.6
Stomach	14.4
Spleen	14.5
Spinal Cord	13.87
Small Intestine	12.7
Skin	8.2
Salivary Glands	1.3
Red Bone Marrow	7.80
Rectosigmoid Colon	15.61
Pituitary Gland	0.42
Pancreas	12.4
Ovaries	12.0
Oral Mucosa	1.3
Muscle	9.4
Lung	15.5
Liver	14.4
Kidneys	14.3
Heart	13.2
Gall Bladder	12.4
Eyeballs	0.2
Eye Lens	0.29
Esophagus	14.6
Colon	17.36
Breast	15.8
Brain	0.2
Bone Surface	17.4
Adrenals	12.3

Organ Dose	
Organ/Tissue Name	Doses [mGy]
Bone Surface	7.36
Brain	0.26
Breast	14.77
Colon	17.36
Esophagus	11.94
Liver	17.88
Lung	17.79
Ovaries	14.93
Red Bone Marrow	7.80
Salivary Glands	1.70
Skin	8.66
Stomach	17.34
Thyroid	7.43
Urinary Bladder	17.20
<b>Total Effective Dose(ICRP103) [mSv]</b>	<b>14.52</b>

Remainder Organs	
Remainder Organs	Doses [mGy]
Adrenals	16.14
Eye Lens	0.29
Eyeballs	0.22
Gall Bladder	16.64
Heart	18.21
Kidneys	19.38
Muscle	11.53
Oral Mucosa	1.20
Pancreas	17.12
Pituitary Gland	0.42
Rectosigmoid Colon	15.61
Small Intestine	16.95
Spinal Cord	13.87
Spleen	17.96
Thymus	15.40
Trachea	8.57
<b>Total</b>	<b>14.91</b>

Figure 23. Capture d'écran du logiciel VirtualDoseCT

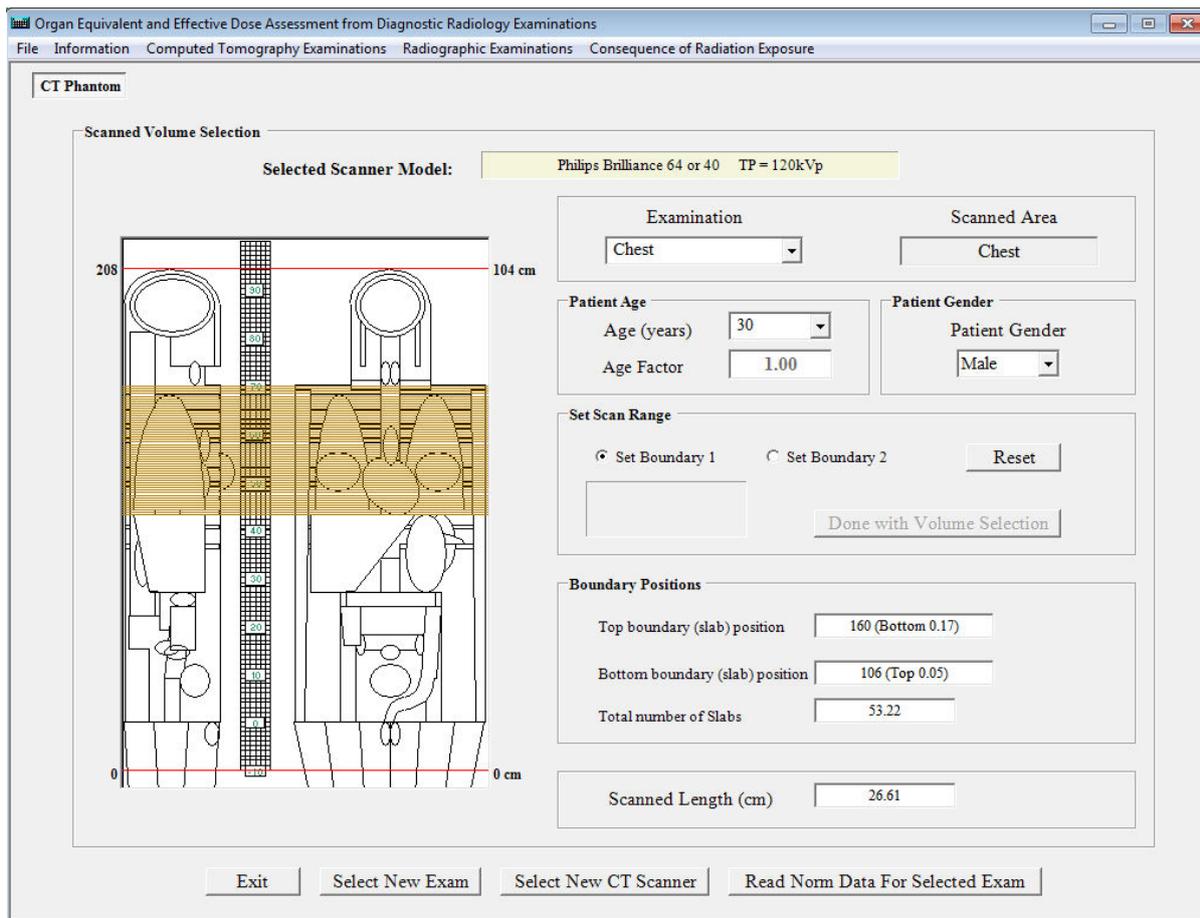


Figure 24. Capture d'écran du logiciel Orgdose

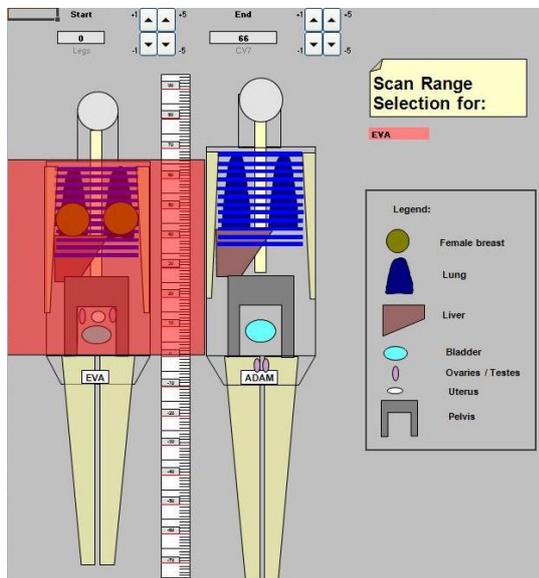


Figure 25. Capture d'écran de CT-Expo

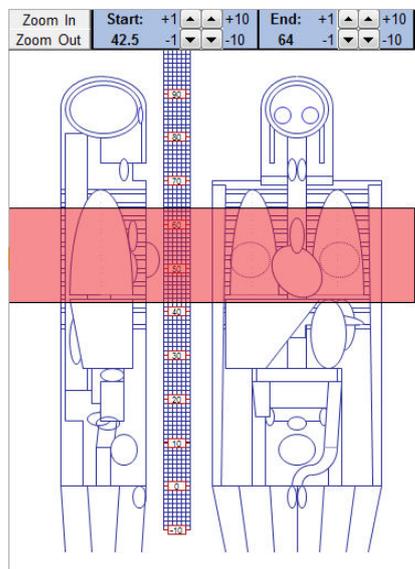


Figure 26. Capture d'écran de CT-Dosimetry

### 3.2.3.3 LOGICIEL AVANCÉ

Le logiciel ImpactMC développé à l'Université d'Erlangen en Allemagne [SCH 2002 ; DEA 2007] et commercialisé par la société CT Imaging (<http://www.ct-imaging.de>) permet le calcul voxel par voxel de la dose délivrée par un examen scanner à partir des images DICOM du patient. La morphologie du patient est alors bien évidemment intégralement prise en compte ainsi que sa position pendant l'examen et son centrage dans l'anneau. L'ensemble des caractéristiques techniques de l'examen peut être pris en compte, y compris la modulation de courant du tube, l'acquisition par volume d'intérêt (*VOI scanning*, adaptation dynamique de l'ouverture du faisceau dans le cas d'un champ de vue décentré) ou l'overranging... La simulation repose sur une méthode de Monte Carlo et nécessite un temps de calcul important, de l'ordre d'une dizaine d'heures pour obtenir une variance de l'ordre de 10%. Une version GPU du logiciel est commercialisée et permet de réduire considérablement les temps de calcul en le parallélisant sur les processeurs dédiés de la carte graphique du PC. ImpactMC est fourni avec les caractéristiques (spectre et géométrie du faisceau) d'un seul scanner (Siemens Sensation 64). Obtenir des résultats réalistes sur d'autres modèles de scanner nécessite donc de fournir leurs caractéristiques au logiciel, ce qui nécessite un accès aux documentations techniques avancées ou des mesures expérimentales directes.

ImpactMC est le logiciel commercial dédié à la dosimétrie scanner le plus abouti à ce jour. Sa complexité et la durée des calculs le réservent cependant à des utilisateurs avancés et à une finalité de recherche ou d'étude. Il n'est en particulier pas adapté à un usage clinique en routine, à cause des contraintes évoquées et de la difficulté d'interprétation des résultats : l'estimation des doses aux organes n'est pas directe et nécessite un contournage manuel ou un recalage avec des fantômes numériques.

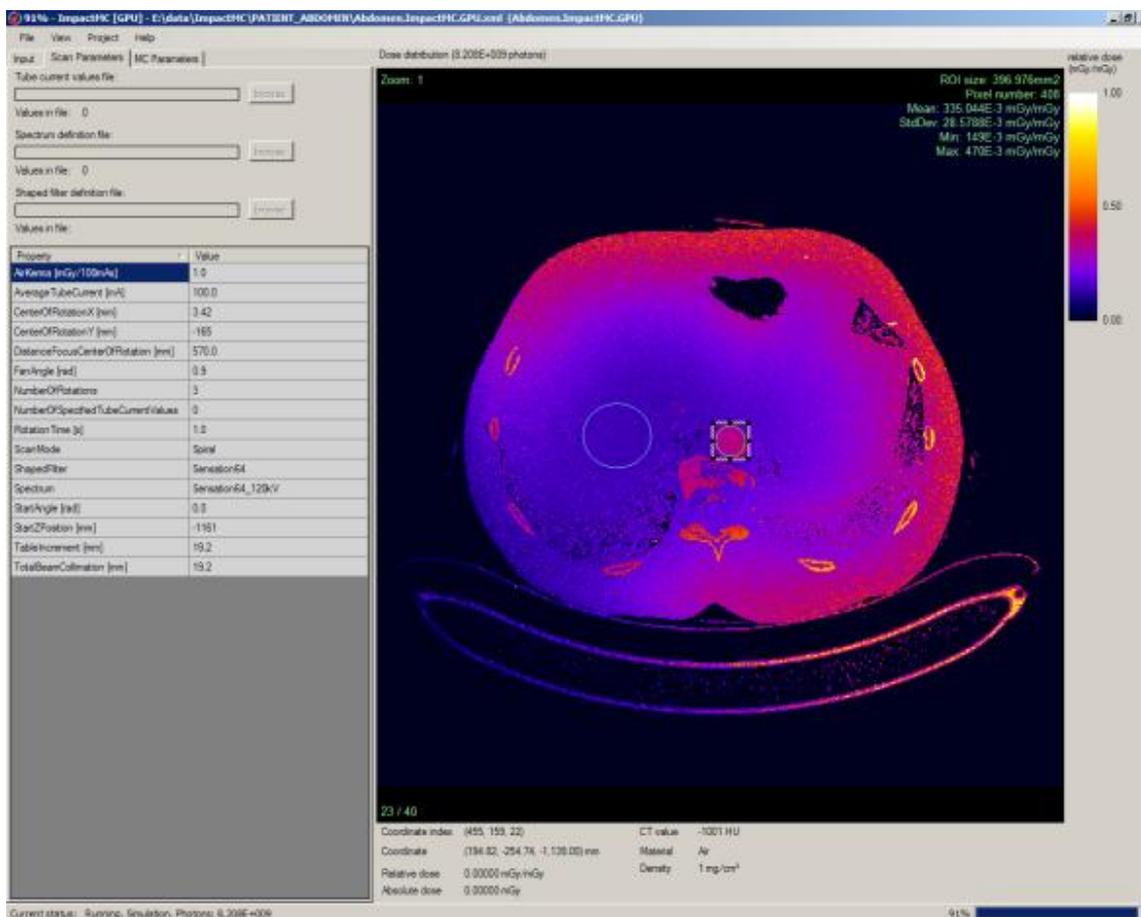


Figure 27. Capture d'écran du logiciel IMPACTMC

### 3.2.3.4 AUTRES FANTÔMES

Aujourd'hui, de nouveaux fantômes sont apparus : les fantômes hybrides. Ce sont des fantômes obtenus à partir d'acquisitions scanner après segmentation, polygonisation, modélisation puis voxelisation [CAO 2004 ; LEE 2006.1 ; LEE 2006.2]. L'avantage de ces fantômes réside dans la possibilité de les modifier afin de simuler des patients de gabarits différents en modifiant également la taille des organes. Il en résulte une estimation de dose efficace plus fiable, adaptée à la morphologie réelle des patients.

Les fantômes hybrides vont nous permettre une meilleure estimation des doses aux organes. Certains logiciels comme NCICT, VirtualDose<sup>TM</sup>CT et CALDose\_X en utilisent déjà [KRA 2008 ; HUR 2012].

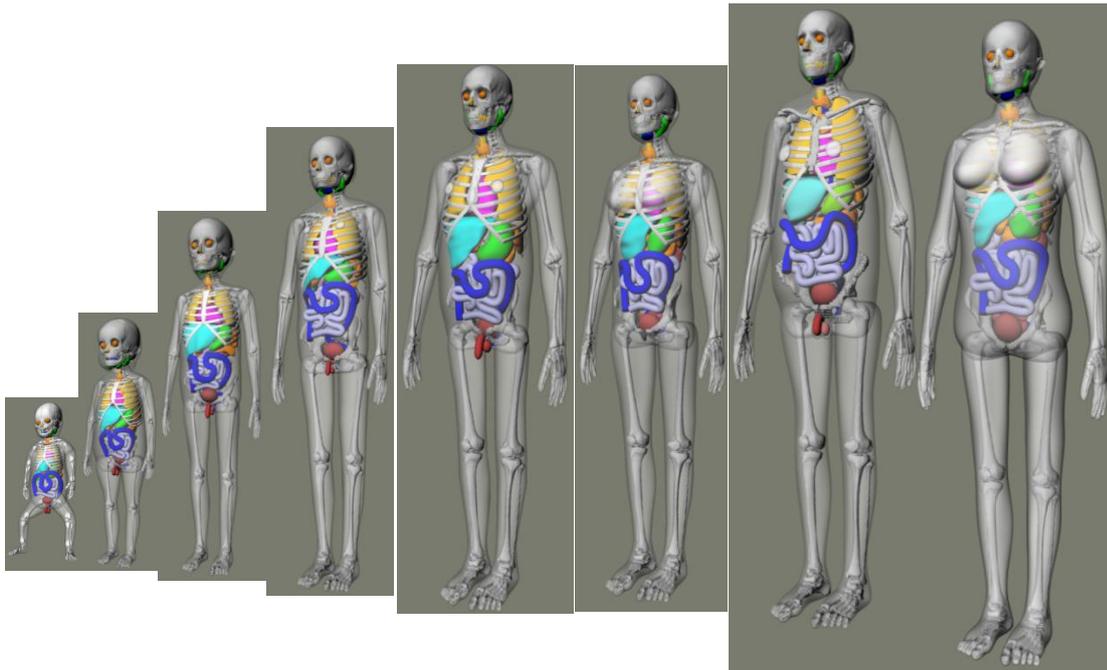


Figure 28. Exemples de fantômes hybrides

---

## BIBLIOGRAPHIE

- [AAPM 2010] Report of AAPM Task Group 111: The Future of CT Dosimetry Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography (2010)
- [AAPM 2011] AAPM Task Group 204. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. 2011. Report No. 204. [www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_204.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_204.pdf)
- [ALS 2011] Al-Senan RM, Hatab MR. Characteristics of an OSLD in the diagnostic energy range. *Medical Physics*, Juillet, 38(7):4396-4405 (2011).
- [BAA 1997] 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).
- [BAS 2013] Bassinet C, Huet C, Baumann M, Etard C, Réhel JL, Boisserie G, Debroas J, Aubert B, Clairand I. Characterization of MOSFET detectors for in vivo dosimetry in interventional radiology and for dose reconstruction in case of overexposure. *Health Phys.* Apr;104(4):379-84 (2013)
- [BEN 2006] Benevidesand L A Hintenlang DE, Characterization of MOSFET dosimeters for application in clinical mammography, *Medical Physics*, 33 (2): 514-520, 2006.
- [BIR 1979.1] 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).
- [BIR 1979.2] 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).
- [BOT 2002.1] Bøtter-Jensen L, Murray As. Optically Stimulated Luminescence In Retrospective Dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry* 101(1-4):309-14 (2002).
- [BOT 2002.2] Bøtter-Jensen L, Bulur E, Murray AS, Poolton NR.. Enhancements in luminescence measurement techniques. *Radiat Prot Dosimetry* 101(1-4):119-24 (2002).
- [BOU 1988] Bouhnik H. et al. Évaluation des doses délivrées au cours d'examens radiologiques, *Radioprotection*, 23 : 14-15 (1988).
- [BOW 1998] Bower M. and Hintenlang D.E., "The Characterization of a Commercial MOSFET Dosimeter system of use in Diagnostic X-Ray," *Health Physics*, 75, 2, 197-204, 1998.
- [CAO 2004] Caon M Voxel-based computational models of real human anatomy: a review (2004) *Radiat. Environ. Biophys.* 42 229-35
- [CAR 1999] 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).
- [CEI 1994] CEI 61267 *Medical diagnostic x-ray equipment- Radiation conditions for use in the determination of characteristics*, (1<sup>ère</sup> édition, 1994-09).
- [CEI 2000] CEI 60580 *Medical electrical equipment –Dose area product meters* (2000).
-

- 
- [CEI 1997] CEI 61674 *Medical electrical equipment – Dosimeters with ionization chambers and/or semi-conductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging* (1997).
- [CRA 1997] 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).
- [CRI 1980] 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).
- [DAN 1990] Dance D.R. *Monte Carlo calculation of conversion for the estimation of mean glandular breast dos.* Phys Med Biol. 35: 1211-1219 (1990).
- [DAN 2000] 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).
- [DAN 2009] Dance D.R., Young K.C. and R E van Engen. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols. (2009) Phys. Med. Biol. 54 (2009) 4361–437
- [DEA 2007] Deak P., Straten M., Shrimpton P. C., Zankl M. and Kalender W. A., Validation of a Monte Carlo Tool for Patient-Specific Dose Simulations in Multi-Slice Computed Tomography. Eur. Radiol. 18, no. 4 (2007): 759–772.
- [DES 2012] Descamps C, Gonzalez M, Garrigo E, Germanier A, Venencia D Measurements of the dose delivered during CT exams using AAPM Task Group Report No. 111. Journal of applied clinical medical physics, volume 13 (2012)
- [DIN 1988] Deutsches Institut für Normung (DIN), Klinische Dosimetrie: Teil 4: Anwendung von Röntgenstrahlen mit Röhrenspannungen von 10 bis 100 kV in der Strahlentherapie und in der Weichteildianostik, DIN 6809, DIN, Berlin (1988)
- [DRE 1984] 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).
- [EHR 2005] Ehringfeld C, Schmid S, Poljanc K, Kirisits C, Aiginger H, Georg D. Application of commercial MOSFET detectors for in vivo dosimetry in the therapeutic x-ray range from 80 kV to 250 kV. Phys Med Biol. Jan 21;50(2):289-303 (2005)
- [END 2012] Endo A, Katoh T, Kobayashi I, Joshi R, Sur J, Okano T.Characterization of optically stimulated luminescence dosimeters to measure organ doses in diagnostic radiology. Dentomaxillofac Radiol. Mar;41(3):211-6 (2012)
- [EUR 2000] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines for Quality Criteria for Computed Tomography, Rep. EUR 16262, EC, Luxembourg (2000).
- [EUR 1997] Directive Européenne 97/43 du 30 juin 1997 relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions à des fins médicales.
- [EUR 2013] Directive Européenne 2013/59/EURATOM du conseil du 5 décembre 2013 fixant les normes de base relatives à la protection sanitaire contre les dangers résultant de l'exposition aux rayonnements ionisants.
-

- 
- [FDA 1988] FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, Computed Tomography (CT) Equipment, Section 1020.33 21 CFR Ch1 (4-1-88 Ed.), Performance Standard for Diagnostic X-ray Systems, US Department of Health and Human Services, FDA, Rockville, MD (1988).
- [GIB 1987] Gibbs S.J., Pujol A., Chen T.S. *Radiation doses to sensitive organs from internal dental radiography*. Dentomaxillofac Radiol. 16:67-77 (1987).
- [GIE 1999] Giese 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.
- [GRI 2012] Grindborg JR Calibration at a Secondary Standards Dosimetry Laboratory (SSDL), Swedish Radiation Safety Authority (2012)
- [GRO 1990] 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).
- [HAR 1983] 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).
- [HAR 1994.1] 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).
- [HAR 1994.2] 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).
- [HAR 1996.1] Hart D, Jones DG and Wall BF. *Coefficients for estimating effective doses from paediatric x-ray examinations*, Report NRPB-R279 (HMSO, London) (1996).
- [HAR 1996.2] 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).
- [HOR 1984] Horowitz Y.S, Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry, 3 vols, CRC Press, Boca Raton, FL (1984).
- [HUD 1995] Huda W., Atherton J.A. *Energy imparted in computed tomography*, Med Phys. 22:1263-1269 (1995).
- [HUD 1997] Huda W., Gkanatsios N.A. *Effective dose and energy imparted in diagnostic radiology*. Med Phys, 24:1311-1316 (1997).
- [HUR 2012] Hurtado JL, Lee C, Lodwick D, Goede T, Williams JL, Bolch WE. (2012) Health Phys. Mar;102(3):292-304.
- [IAEA 1987] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Report Series No. 277, IAEA, Vienna (1987).
- [IAEA 2000] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna (2000)
-

- 
- [IAEA 2007] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in diagnostic radiology : an international code of practice, IAEA, Technical Reports Series No. 457 Vienna (2007).
- [IAEA 2011] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Test Results, IAEA, Vienna (2011).
- [ICRP 1975] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Report of the task group on reference man*. ICRP Publication 23, Pergamon Press, Oxford (1975).
- [ICRP 1977] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1977. Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1 (3).
- [ICRP 1987] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Statement from the 1987 Como Meeting of the ICRP, Publication 52, Pergamon Press, Oxford and New York (1987).
- [ICRP 1991] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1991).
- [ICRP 2007] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103, Elsevier (2007).
- [ICRU 1993] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, ICRU Rep. 51, ICRU, Bethesda, MD (1993).
- [ICRU 1998] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU Rep. 60, ICRU, Bethesda, MD (1998).
- [ICRU 2006] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging, ICRU Rep. 74, ICRU, Bethesda, MD (2006).
- [IEC 2002] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment Part 2-44: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography, Rep. IEC-60601-2-44, IEC, Geneva (2002).
- [IPEM 1996] Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology (IPEMB), The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al–4 mm Cu HVL; 10–300 kV generating potential), Phys. Med. Biol. 41, 2605–2625 (1996)
- [IRSN 2010] Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2007 IRSN / INVS
- [IRSN 2014] Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2012 – Rapport PRP-HOM N°2014-6
- [ISP 2012] Documentation technique ISP films XR (2012)
- [JO 2006] Journal officiel de la république française. Arrêté du 22 septembre 2006 relatif aux informations dosimétriques devant figurer dans un compte rendu d'acte utilisant les rayonnements ionisants. (2006)
-

- 
- [JON 1985] Jones D.G. and Wall B.F. Organ Doses from Medical X-Ray Examinations Calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-R186. 1985
- [JON 1991] 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).
- [JON 1993] Jones DG and Shrimpton PC. *Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques*, NRPB-SR250 (NRPB, Chilton) (1993).
- [KAL 2000] Kalender WA. Schmidt B. *Recent advances in CT : Will doses go down or will they go up ?*. Physica Medica. 16:137-144 (2000).
- [KRA 1986] 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).
- [KRA 2001] Krammer R., Drexler G., Petoussi-Hens N.. *Backscatter factors for mammography calculated with Monte Carlo methods*. Phys. Med. Biol. 46: 771-781 (2001).
- [KRA 2008] Krammer R., Vieira JW. CALDose\_X-a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. (2008). Phys Med Biol. Nov 21;53(22):6437-59.
- [KSO 2009] Ksouri W, Denozière M, Lecerf N, Le Roy E. Les références dosimétriques pour les rayons X de basses et moyennes énergies Revue Française de Métrologie n°20 Volume 2009-4 (2009).
- [LAR 1996] Larsson J.P, Persliden J, Sandborg M., Carlsson G , Transmission ionization chambers for measurements of air kerma integrated over beam area: Factors limiting the accuracy of calibration, Phys. Med. Biol. 41 2381–2398 (1996)
- [LAR 1998] Larsson J.P, Persliden J, Carlsson G, Ionization chambers for measuring air kerma integrated over beam area: Deviations in calibration values using simplified calibration methods, Phys. Med. Biol. 43 599–607. (1998)
- [LEE 2006.1] Lee C, Lee C, Williams JL and Bolch WE. Whole-body voxel phantoms of paediatric patients—UF Series B (2006) Phys. Med. Biol. 51 4649
- [LEE 2006.2] Lee C, Lee C, Park S H and Lee J K Development of the two Korean adult tomographic computational phantoms for organ dosimetry (2006) Med. Phys. 33 380-90
- [LEH 1992] 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).
- [MCK 1994] Mckeever S W S, Moscovitch M., Townsend P D , Thermoluminescence Dosimetry Materials — Property and Uses, Nuclear Technology Publishing, Ashford, UK (1994).
- [MITA 2013] NEMA's XR 29 Attributes on Computed Tomography (CT) Equipment Related to Dose Optimization and Management. XR 29. [www.medicalimaging.org](http://www.medicalimaging.org)
- [MOB 2006] Mobit P, Agyingi E, Sandison G. Comparison of the energy-response factor of LiF and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> in radiotherapy beams. Radiat Prot Dosimetry.;119(1-4):497-9 (2006)
-

- 
- [NCS 1997] Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie (NCS), Dosimetry of low and medium energy x-rays: A code of practice for use in radiotherapy and radiobiology, NCS Report 10, NCS, Delft (1997).
- [NRD 2011] Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire.
- [OSE 2009] Osei EK, Barnett R. Software for the estimation of organ equivalent and effective doses from diagnostic radiology procedures. *J Radiol Prot.* 2009 Sep;29(3):361-76.
- [PER 1993] 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).
- [PET 1995] Petoussi-Henß N., Panzer W., Zankl M. and Drexler G. *Dose-Area Product and Body Doses.* *Radiat Prot Dosim*, 57:363–366 (1995).
- [PET 1998] Petoussi-Henß N., Zankl M., Drexler G. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte-Carlo Methods. *Phys Med Biol.* 43: 2237-2250 (1998).
- [POL 2009] Poludniowski G, Landry G, DeBlois F, Evans P M and Verhaegen F, (2009), *Phys. Med. Biol.* 54 N433
- [POY 2006] Pôyry, P., Komppa, T., Kosunen A., “X ray beam quality specification for kerma area product meters”, *Quality Assurance and New Techniques in Radiation Medicine (Proc. Int. Conf. Vienna)*, IAEA, Vienna (2006)
- [RAD 1988] Évaluation des doses délivrées au cours d'examens radiologiques, *Radioprotection*, 23 : 14-15 (1988).
- [RAN 1997] 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).
- [ROS 2003] Roshauand J Hintenlang DE, Characterization of the angular response of an “isotropic” dosimeter, *Health Physics*, 84(3):376-379, 2003
- [SCH 2002] Schmidt B.and Kalender W., A fast voxel-based Monte Carlo method for scanner- and patient-specific dose calculations in computed tomography, *Phys. Med.* (2002), vol. 18 : 43–53.
- [SER 1998] Servomaa A. and Tapiovaara M.. *Organ dose calculation in medical X-ray examinations by the program PCXMC.* *Rad. Prot. Dos.*, 80, 213-219 (1998).
- [SFPM 2004] Société Française de Physique Médicale, Rapport N°21 : Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie. (2004).
- [SHR 1984] 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 Diamantor exposure-area product meter.* *Phys Med Biol*, 29:1199-1208 (1984).
- [SHR 2004] Shrimpton P. Assessment of patient dose in CT. NRPB Report PE/1/2004 (2004), Chilton, UK.
- [SLO 2007] Slobodan D, Nagi S. Two Dimensional CT dosimetry using Gafchromic XR-QA radiochromic film. ECR abstract (2007).
-

- 
- [STE 1987] Stenström B., Henrikson C., Karlsson L., Sarby B. *Effective dose equivalent form intraoral radiography*. Swed, Dent J. 11:71-77 (1987).
- [SNY 1969] 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).
- [SNY 1974] Snyder WS, Ford MR and Warner GG. Revision of MIRD Pamphlet N° 5. ORNL-4979 (1974).
- [UBR 2008] Ubrich F, Wulff J, Kranzer R, Zink K. Thimble ionization chambers in medium energy x ray beams and the role of constructive details of the central electrode: Monte Carlo simulations and measurements. Phys Med. Biol 53 4893-4906 (2008).
- [WIT 2004] Witzani J, Bjerke H, Bochud F, Csete I, Denoziere M, de Vries W, Ennow K, Grindborg JE, Hourdakis C, Kosunen A, Kramer HM, Pernick F, Sander T. Calibration of dosimeters used in mammography with different X ray qualities: EUROMET project no. 526 (2004).
- [YOS 2010] Yoshizumi M T, He´lio Yoriyaz H L, Caldas L V E. Backscattered radiation into a transmission ionisation chamber: Measurement and MonteCarlo simulation Applied Radiation and isotopes Volume 68, Issues 4–5, Pages 586–588 (2010).
- [YUK 2008] Yukihiro EG, McKeever SW. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. Phys Med Biol. Oct 21;53(20) (2008).
- [ZAN 1991] 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).
- [ZOE 1998] Zoetelief J., Fitzgerald M., Leitz W., Säbel M., *Protocole européen pour la dosimétrie en mammographie*, EUR 16263 (1998).
- [ZOE 2000] Zoetelief J, Julius H.W, Christensen P, Recommendations for Patient Dosimetry in Diagnostic Radiology Using TLD, Rep. EUR 19604, European Commission, Luxembourg (2000).
-

## **LISTE DES FIGURES**

FIGURE 1. REPARTITION DES ACTES ET DES DOSES EFFICACES COLLECTIVES SELON LA MODALITE D'IMAGERIE EN FRANCE EN 2012 [IRSN 2014].	7
FIGURE 2. REPRESENTATION DE LA DOSE ABSORBEE DANS L'AIR (TRAITS PLEINS, ECHELLE DE GAUCHE) ET DU KERMA DANS LE MATERIAU M (TRAITS POINTILLES, ECHELLE DE DROITE, M = PMMA OU AIR) AU VOISINAGE D'UNE INTERFACE PMMA/AIR.	10
FIGURE 3. SCHEMA RESUMANT LES DIFFERENTES GRANDEURS DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES ET LEUR METHODE DE MESURE.	12
FIGURE 4. DIFFERENCES D'ETALONNAGE ENTRE PLUSIEURS LABORATOIRES EUROPEENS POUR UNE CHAMBRE D'IONISATION DONNEE [WIT 2004].	25
FIGURE 5. REPOSE DE PLUSIEURS CHAMBRES D'IONISATION (PTW 77334 ET RADCAL 10X5-6M) ET DE DETECTEURS SEMI-CONDUCTEURS (UNFORS 508 ET PTW DIADOS) EN FONCTION DE LA TENSION [GRI 2012].	26
FIGURE 6. SENSIBILITE RELATIVE D'UNE CHAMBRE CRAYON LE LONG DE SON VOLUME SENSIBLE, OBTENUE POUR UNE EPAISSEUR DE COUPE DE 2 MM.	29
FIGURE 7. VARIATION DE LA REPOSE D'UNE CHAMBRE A TRANSMISSION POUR UN FAISCEAU DE 50 KV EN FONCTION DE LA COLLIMATION [YOS 2010]	30
FIGURE 8. EXEMPLE DE CONDITIONS PRATIQUES D'ETALONNAGE D'UNE CHAMBRE A TRANSMISSION	32
FIGURE 9. SCHEMA DU PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DES DOSIMETRES OSL	33
FIGURE 10. EXEMPLE D'ETALONNAGE EN KERMA DANS L'AIR - CAS DE LA MAMMOGRAPHIE	35
FIGURE 11. REPOSE D'UN DETECTEUR [RAD 1988] R100 (RTI ELECTRONICS) NORMALISEE A 90 KV (ANODE W). SENSIBILITE = 0,018 MGY/NC.	36
FIGURE 12. REPOSE DU MEME DETECTEUR R100 NORMALISEE A 28 KV (ANODE MO). SENSIBILITE = 0,0424 MGY/NC	36
FIGURE 13. SENSIBILITE ET REPOSE EN ENERGIE D'UN DOSIMETRE MOSFET [BOW 1998]	37
FIGURE 14. SENSIBILITE ET REPOSE EN ENERGIE D'UN DOSIMÈTRE MOSFET EN MAMMOGRAPHIE [BEN 2006]	38
FIGURE 15. CAPTURE D'ECRAN DE SPEKCALC	42
FIGURE 16. CAPTURE D'ECRAN DE MICADO	42
FIGURE 17. CALCUL DU SSDE D'APRES UNE COUPE TOMOGRAPHIQUE.	51
FIGURE 18. CALCUL DU SSDE D'APRES UNE RADIOGRAPHIE DE PROJECTION.	51
FIGURE 19. FANTOME MATHEMATIQUE ADULTE HERMAPHRODITE UTILISE DANS LES CALCULS DE DOSE DU NRPB EN SCANOGRAPHIE.	54
FIGURE 20. CAPTURE D'ECRAN DU LOGICIEL CT-DOSIMETRY	58
FIGURE 21. CAPTURE D'ECRAN DU LOGICIEL IMPACTDOSE	58
FIGURE 21. CAPTURE D'ECRAN DU LOGICIEL CT-EXPO	59
FIGURE 23. CAPTURE D'ECRAN DU LOGICIEL VIRTUALDOSECT	59
FIGURE 24. CAPTURE D'ECRAN DU LOGICIEL ORGDOSE	60
FIGURE 25. CAPTURE D'ECRAN DE CT-EXPO	60
FIGURE 26. CAPTURE D'ECRAN DE CT-DOSIMETRY	60
FIGURE 27. CAPTURE D'ECRAN DU LOGICIEL IMPACTMC	61
FIGURE 28. EXEMPLES DE FANTOMES HYBRIDES	62

## LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1. REPARTITION DES ACTES ET DES DOSES EFFICACES COLLECTIVES SELON LA MODALITE D'IMAGERIE EN FRANCE EN 2012 [IRSN 2014].	6
TABLEAU 2. CORRESPONDANCE ENTRE LES DENOMINATIONS ICRU 74 ET LES DENOMINATIONS USUELLES DES GRANDEURS DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES.	11
TABLEAU 3. FACTEURS DE PONDERATION POUR LES TISSUS $w_T$ TELS QUE DEFINIS PAR LES VERSIONS SUCCESSIVES DE LA CIPR : 26 [ICRP 1977], 60 [ICRP 1991] ET 103 [ICRP 2007].	21
TABLEAU 4. GRANDEURS DOSIMETRIQUES MESURABLES ET METHODOLOGIE ASSOCIEE DECRITE DANS LE RAPPORT IAEA TRS 457 [IAEA 2007].	22
TABLEAU 5. EXEMPLE DE CARACTERISTIQUES DE FAISCEAUX RX OBTENUS PAR UNE ANODE EN TUNGSTENE (ET MOLYBDENE POUR LA MAMMOGRAPHIE).	24
TABLEAU 6. EXEMPLE DE CHAMBRES D'IONISATION DISPONIBLES DANS LE COMMERCE.	25
TABLEAU 7. CHOIX DU DETECTEUR EN FONCTION DE LA MODALITE.	26
TABLEAU 8. RECAPITULATIF DES COEFFICIENTS DE RETRODIFFUSION POUR 21 QUALITES DE FAISCEAU POUR DIFFERENTS MATERIAUX EQUIVALENTS EAU A LA DISTANCE FOYER PEAU DE 100 CM. [PET 1998].	27
TABLEAU 9. LISTE NON EXHAUSTIVE DE CHAMBRES D'IONISATION « CRAYON » DISPONIBLES POUR LA MESURE DE DOSE AU SCANNER.	28
TABLEAU 10. LARGEUR DE FAISCEAU EN MM POUR DIFFERENTS SCANNERS.	29
TABLEAU 11. LIMITES DE VARIATION POUR LES EFFETS DES GRANDEURS D'INFLUENCE DANS LE CAS DES CHAMBRES D'IONISATION A TRANSMISSION.	31
TABLEAU 12. CARACTERISTIQUES DE QUELQUES CHAMBRES A TRANSMISSION DU COMMERCE	31
TABLEAU 13. DEPENDANCE EN ENERGIE DES DOSIMETRES OSL VS TLD [MOB 2006].	34
TABLEAU 14. SYNTHESE DES PRINCIPALES CARACTERISTIQUES DES DOSIMETRES OSL ET TLD	34
TABLEAU 15. CARACTERISTIQUES DOSIMETRIQUES DE QUELQUES DOSIMETRES A DIODE COMMERCIALISES.	36
TABLEAU 16. LISTE (NON EXHAUSTIVE) DES FOURNISSEURS DE MOSFET.	37
TABLEAU 17. LISTE (NON EXHAUSTIVE) DES FILMS ARGENTIQUES ET RADIOCHROMIQUES UTILISABLES	39
TABLEAU 18. ESTIMATION DES INCERTITUDES ASSOCIEES A LA MESURE DU $K_E$ EN RADIOLOGIE STANDARD.	40
TABLEAU 19. ESTIMATION DES INCERTITUDES ASSOCIEES A LA MESURE DU $K_I$ EN RADIOSCOPIE.	40
TABLEAU 20. COMPARAISON DU KAIR (EN MGY/MAS) OBTENU A 75 CM DU FOYER PAR CALCUL ET PAR MESURES SUR DIFFERENTES INSTALLATIONS CONVENTIONNELLES (GENERAL ELECTRIC, PHILIPS, PRIMAX, SIEMENS ET STEPHANIX).	44
TABLEAU 21. COMPARAISON DU KERMA DANS L'AIR (EN MGY/MAS) OBTENU A 100 CM DU FOYER PAR CALCUL ET PAR MESURES EN MAMMOGRAPHIE (PENDE D'ANODE 15°) POUR 2 MODELES DE MAMMOGRAPHE. POUR LE CALCUL, LE TAUX D'ONDULATION EST NUL.	45
TABLEAU 22. FACTEURS DE CONVERSION EN RADIOGRAPHIE CHEZ L'ADULTE BASES SUR LES FACTEURS DE PONDERATION TISSULAIRE DE LA CIPR 60.	49
TABLEAU 23. FACTEURS DE CONVERSION PAR TYPE D'EXAMEN EN RADIOSCOPIE CHEZ L'ADULTE.	49
TABLEAU 24. FACTEURS DE CONVERSION EN DOSE EFFICACE A PARTIR DU $P_{KL,CT}$ POUR DES EXAMENS DE SCANOGRAPHIE CHEZ L'ENFANT ET CHEZ L'ADULTE [SHR 2004] BASES SUR LES FACTEURS DE PONDERATION TISSULAIRE DE LA CIPR 103.	50
TABLEAU 25. PRINCIPALES CARACTERISTIQUES DE LOGICIELS PERMETTANT LE CALCUL DE DOSES AUX ORGANES ET DE LA DOSE EFFICACE POUR LES EXAMENS DE RADIOLOGIE CONVENTIONNELLE.	56
TABLEAU 26. PRINCIPALES CARACTERISTIQUES DES LOGICIELS PERMETTANT LE CALCUL DES DOSES AUX ORGANES ET DE LA DOSE EFFICACE POUR LES EXAMENS DE SCANOGRAPHIE	57

## **ANNEXES**

### **A. TABLEAU COMPARATIF DES DOSES EFFICACES POUR UNE SELECTION D'EXAMENS COURANTS**

### **B. FICHES PRATIQUES**

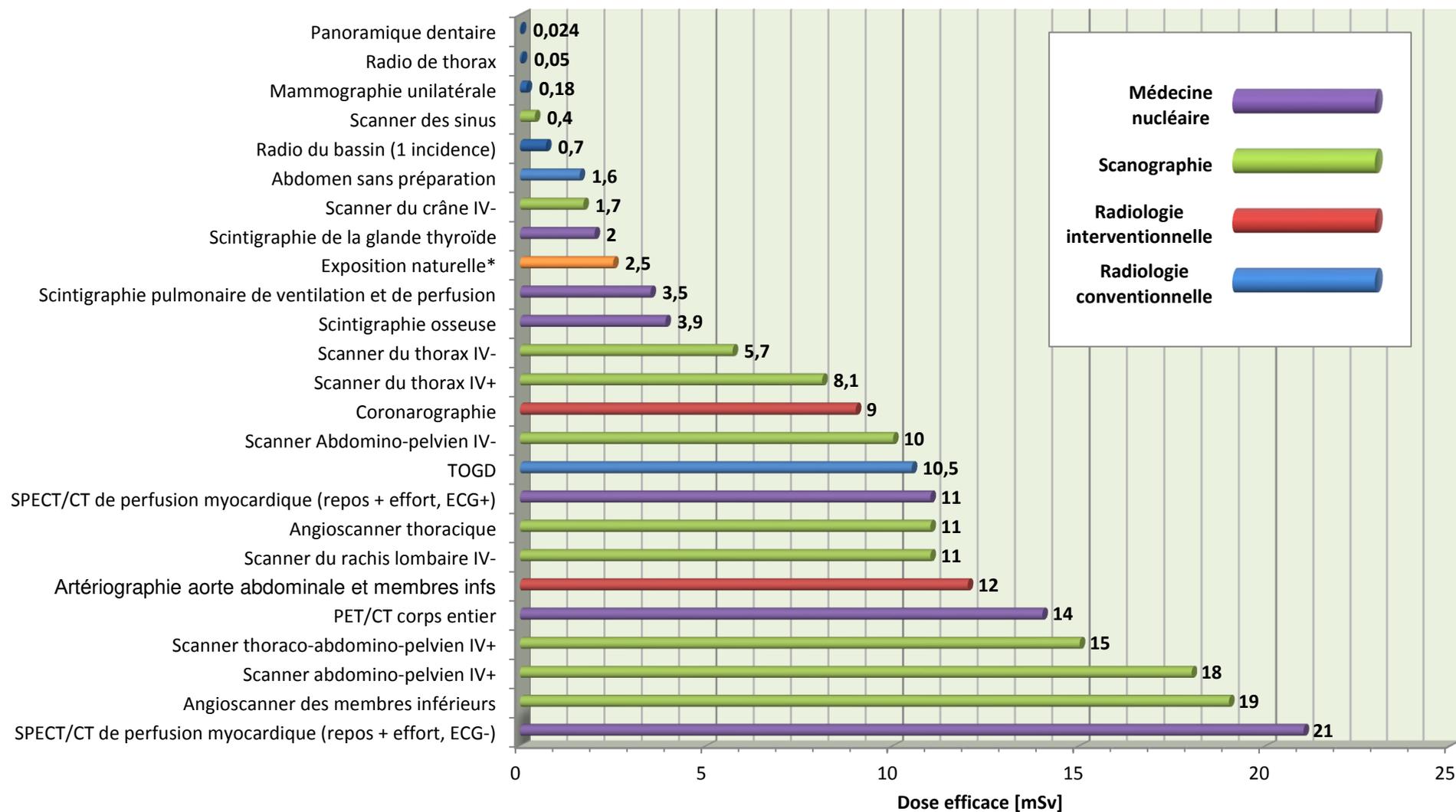
Cette annexe propose des fiches pratiques permettant de collecter les informations nécessaires à l'estimation des doses délivrées au cours des explorations radiologiques :

- fiches 1 à 3 : radiologie conventionnelle,
- fiches 4 et 5 : fluoroscopie
- fiches 6 à 8 : mammographie,
- fiche 9 : scanographie

Des compléments d'informations sont dans le rapport de 457 de l'IAEA [IAEA 2007].

---

## Dose efficace associée aux examens d'imagerie les plus courants



Les doses efficaces sont calculées au sens de la CIPR 103. Les actes de radiologie interventionnelle non diagnostiques ne sont pas pris en compte. \* exposition annuelle moyenne d'origine naturelle en France. **Sources:** scanographie: rapport IRSN PRP-HOM N°2013-12, Doses délivrées aux patients en scanographie ; autres modalités: rapport IRSN PRP-HOM N°2014-6, Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2012.



**Fiche 1 suite      Détermination de l'indice de qualité du générateur****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.

Tension =                      kV

Épaisseur de plaque (mm)	Lecture	Mmoy sans plaques
--------------------------	---------	-------------------

0		
---	--	--

		CDA =
--	--	-------

0		
---	--	--

**Fiche 2 Détermination du kerma incident  $k_i$  et du kerma a la surface d'entrée**

utilisateur :

Date :

**Caractéristiques du générateur**

salle n° :   
 n° de série d tube :

n° du générateur :   
 installé le :

Distance source table ( $d_{ftd}$ ) =  mm  
 distance dosimètre table d =  mm

Patient	Poids (kg)	KV	mAs	épaisseur patient (fp) mm	taille du champ (mm <sup>2</sup> )	Rétrodiffusé (B)	Rendement Y(d) (mGy/mAs)	Ki (mGy)	Ke (mGy)

$$K_i = Y(d_{réf}) \cdot P_{It} \cdot \left( \frac{d_{réf}}{d_{FE}} \right)^2$$

$$K_e = K_i \cdot B$$

### Fiche 3 Détermination du kerma a la surface d'entrée en utilisant des dosimètres thermoluminescents

Utilisateur :

Date :

#### Caractéristiques du générateur

salle n° :

n° du générateur :

n° de série d tube :

installé le :

#### Caractéristiques du détecteur

Film\_Ecran O/N

radioluminescent O/N

Developpement :

#### Caractéristiques des dosimètres

N° d'identification du LOT :

Coefficient d'étalonnage  $N_{kq0} =$ 

mGy/unité de Lecture

Qualité du faisceau de référence :

CDA =

mmAl

 $K_q =$ 

#### Données patients

Nom :

Prénom :

Id :

Epaisseur du patient au centre du faisceau :

mm

#### Conditions d'exposition

Mode manuel/automatique

Tension = kV

CDA=

mmAl

Charge du Tube =

mAs (En mode automatique ce paramètre n'est pas forcément paramétrable)

#### Lecture du dosimètre et détermination du $K_e$

Mesure	Bruit de fond mesuré	Lecture dosimètre	Lecture corrigée	$K_e = M_c * N_{kq} * K_q$
	BF	M	$M_c = M - BF$	
1				
2				
3				
Moyenne				

**Fiche 4 Détermination de l'indice de qualité du générateur en mode fluoroscopie**

Utilisateur : \_\_\_\_\_ Date : \_\_\_\_\_

**Caractéristiques du générateur**

salle n° : \_\_\_\_\_ n° du générateur : \_\_\_\_\_  
 n° de série d tube : \_\_\_\_\_ installé le : \_\_\_\_\_

**Caractéristiques du détecteur**

Modèle : \_\_\_\_\_ Grille anti diffusion O/N

**Dosimetre et fantome**

modèle n° : \_\_\_\_\_ n° de Série : \_\_\_\_\_ modèle du fantome : \_\_\_\_\_ n° de série : \_\_\_\_\_  
 Coefficient d'étalonnage  $Nk(q/q_0) =$  \_\_\_\_\_ mGy/nC ou mGy/UL  
 Conditions de référence : CDA (mmAl) \_\_\_\_\_ taille du champ (cm<sup>2</sup>) : \_\_\_\_\_  
 Pression  $P_0 =$  \_\_\_\_\_ kPa Température  $T_0 =$  \_\_\_\_\_ °C

**Conditions d'irradiation**

Distance foyer détecteur = \_\_\_\_\_ (mm)

**Lecture du dosimètre**

Pression  $P_1 =$  \_\_\_\_\_ kPa Température  $T_1 =$  \_\_\_\_\_ °C

$K_{tp} = ((273,2 + T_1) / (273,2 + T_0)) * (P_0 / P_1)$

Mesures	kV	mA	CDA mmAl	mode auto ou manuel	taille du champ (mm*mm)	Lecture M1, M2, M3 (mGy.min)			Mmoy (mGy.min)	kq	Débit (mGy.min)Ke
						M1	M2	M3			

Dans le cas de la mesure dans un fantome d'eau la formule suivante s'applique :  $K_e = M_{moy} * N_{kq} * k_q * k_{tp}$

Si le fantôme est en PMMA, on applique  $K_e = M_{moy} * N_{kq} * k_q * k_{tp} * (Beau/B_{pmma})$

avec Beau le coefficient de rétrodiffusion pour l'eau et Bpmma le coefficient de rétrodiffusion pour le pmma



**Fiche 6 Mammographie : Détermination de la dose glandulaire moyenne en utilisant un fantôme pmma de 45 mm**

Utilisateur :

Date :

**Caractéristiques du générateur**

salle n° :

n° du générateur :

n° de série d tube :

installé le :

Matériau de l'anode :

Tungstène

Molybdène

Rhodium

Filtration additionnelle

 $\mu\text{mMo}$  $\mu\text{mRh}$  $\mu\text{mAl}$ 

Taille du foyer

gros/petit

Grille anti diffusion

O/N

**Caractéristiques du récepteur d'image**

modèle :

Ecran Film :

Ecran radioluminescent :

**Dosimetre et fantome**

modèle n° :

n° de Série :

modèle du fantome :

n° de série :

Coefficient d'étalonnage

Nkqo =

mGy/nC ou mGy/UL

Conditions de référence :

Indice de qualité :

CDA (mmAl)

taille du champ (cm<sup>2</sup>) :

Pression Po =

kPa

Température To =

°C

**Conditions d'irradiation**

Mode auto/manuel

Type de combinaison de filtre :

Tension :

kV

Charge du tube =

mAs (si possible)

**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.

Epaisseur de plaque (mm)	Lecture	Mmoy sans plaques =
0		
		CDA =
0		kq =

**Fiche 6 suite Mammographie : Détermination de la dose glandulaire moyenne en utilisant un fantôme pmma de 45 mm**
**Lecture du dosimètre**

 Pression P1 =  kPa      Température T1 =  °C

 $K_{tp} = ((273,2+T1)/(273,2+T0))*(P0/P1)$  

Mode	Lecture dosimètre				CDA(mmAL)	kq	Ki= Mmoy*kq*kq*ktp		
	M1	M2	M3	Mmoy					

**Dose glandulaire moyenne dans un fantome de PMMA de 45mm d'épaisseur**

 Le coefficient de conversion  $c_{DG50,Ki,PMMA}$  est déterminé à partir de la mesure de la CDA et le facteur S dépend des combinaisons anodes filtrations

5cf tableaux

 $DGM = c_{DG50,Ki,PMMA} * s * Ki =$   mGy

HVL (mm Al)	$c_{DG50,Ki,PMMA}$ (mGy/mGy)	Target/filter combination	s factor
0.25	0.149		
0.30	0.177	Mo/Mo	1.000
0.35	0.202	Mo/Rh	1.017
0.40	0.223	Rh/Rh	1.061
0.45	0.248	Rh/Al	1.044
0.50	0.276	W/Rh	1.042
0.55	0.304		
0.60	0.326		
0.65	0.349		

**Fiche 7 Mammographie : Détermination du kerma a la surface d'entrée en utilisant des dosimètres luminescents**

Utilisateur :

Date :

**Caractéristiques du générateur**

salle n° :

n° du générateur :

n° de série d tube :

installé le :

Matériau de l'anode : Tungstène

Molybdène

Rhodium

Filtration additionnelle  $\mu\text{mMo}$  $\mu\text{mRh}$  $\mu\text{mAl}$ 

Taille du foyer gros/petit

Grille anti diffusion O/N

**Caractéristiques du récepteur d'image**

modèle :

Ecran Film :

Ecran radioluminescent :

**Caractéristiques des dosimètres et du fantôme**

N° d'identification du LOT :

Coefficient d'étalonnage  $Nkq_0 =$ 

mGy/unité de Lecture

Qualité du faisceau de référence :

CDA =

mmAl

Kq =

Modèle du fantôme :

N° de série :

**Données patients**

Nom :

Prénom :

Id :

Épaisseur du patient au centre du faisceau :

mm

**Conditions d'exposition**

Mode manuel/automatique

combinaison anode/filtration :

Tension = kV

CDA = mmAl

Charge du Tube =

mAs (En mode automatique ce paramètre n'est pas forcément paramétrable)

**Lecture du dosimètre et détermination du  $K_e$** 
facteur correctif associé à la mesure avec le détecteur luminescent  $F_c =$ 

Mesure	Bruit de fond mesuré BF	Lecture dosimètre M	Lecture corrigée $M_c = M - BF$	$K_i = (M_c * N_{kq} * K_q * F_c) * B$
1				
2				
3				
Moyenne				

**Dose glandulaire moyenne dans un fantôme de PMMA de 45mm d'épaisseur**
Le coefficient de conversion  $c_{DG50, K_i, PMMA}$  est déterminé à partir de la mesure de la CDA et le facteur S dépend des combinaisons anodes filtrations $DGM = c_{DG50, K_i, PMMA} * s * K_i =$  mGy



**Fiche 9 Détermination de l'indice de kerma en scanographie : Ca,100**

Utilisateur :

Date :

**Caractéristiques du scanner**

salle n° :  
n° de série du tube :

n° du générateur :  
installé le :

**Dosimètre et fantôme**

modèle n° n° de Série Type de fantôme :  
Coefficient d'étalonnage Nk(q/q0) = mGy/nC ou mGy/UL  
Conditions de référence : CDA (mmAl) taille du champ (cm²) :  
Pression Po = kPa Température To = °C

**Lecture du dosimètre**

Pression P1 = kPa Température T1 = °C  
Ktp = (273,2+T1)/(273,2+To)\*(Po/P1) =

Protocole d'acquisition : kV mAs, mode corps/encephale,...)	Epaisseur de coupe T (mm)	Nombre de coupe N	Pit = Charge (mAs)	Lecture dosimètre				Ca100 (mGy)	nCa100 (mGy/mAs)
				M1	M2	M3	Mmoy		

$$C_{a,100} = \frac{10}{NT} MN_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP} \quad \text{et} \quad n C_{a,100} = \frac{C_{a,100}}{P_{It}}$$

## RAPPORTS SFPM PRECEDEMMENT PARUS

Titre	Soustitre	Numéro	Date	Domaine	Disponibilité
Quality control of electrons accelerators for medical use		1A	1989	RT	oui
Choix et évaluation des systèmes informatiques en radiothérapie		2	1989	RT	non
Evaluation des performances et contrôle de qualité des scanners		3	1990	RA	oui
Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe	Réunion commune SFPM/SFRO	4	1992	RT	Non
Intercomparaison dosimétrique en curiethérapie		5	1991	RT	non
Quality control of asyetric fields on medical electron accelerators		6A	1993	RT	oui
Contrôle de qualité des champs asymétriques pour les accélérateurs d'électrons à usage médical		6	1992	RT	oui
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	1ère partie - mode planaire	7	1992	MN	oui
Guide pratique de maitrise de la qualité en radiodiagnostic conventionnel	Commission \Imagerie\''''	8	1993	RA	non
Etalonnage et controle de qualité des activimètres		10	1995	MN	oui
Contrôle de qualité en curiethérapie par Iridium 192 à haut débit de dose		11	1995	RT	oui
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	2ème partie - mode tomographique	12	1996	MN	oui
Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle		13	1996	RT	oui
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	3ème partie - mode corps entier	14	1997	MN	oui
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire		15	1998	MN	oui
Contention et repositionnement. Etat de l'art en 1999.		16	1999	RT	oui
Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs		18	NULL	RT	oui
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire.		19	2001	MN	oui

Titre	Soustitre	Numéro	Date	Domaine	Disponibilité
Contrôle de qualité des collimateurs multilames		20	2003	RT	oui
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie		21		RA	oui
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire	mise à jour du rapport n°15	22	2006	MN	oui
Contrôle de qualité spécifique en IRM : développement et réalisation d'un objet-test multimodal		23	2007	IRM	oui
Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons		24	2008	MN	oui
Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle		25	2009	RT	oui
Contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité		26	2010	RT	oui
Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un TPS		27	2010	RT	oui
Contrôle de qualité et mesure des performances des gammas caméras	mise à jour des rapports n°7, 12, 14	28	2012	RT	oui
Radiothérapie guidée par l'image. Contrôle de qualité des équipements à rayons X (IGRT)		29	2014	RT	oui
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie	mise à jour du rapport n° 21	30	2015	RA	oui