



La mesure au service de la radioprotection du patient

Maiwenn Le Roy

CEA, LIST, Laboratoire National Henri Becquerel

maiwenn.le-roy@cea.fr

Journée technique de la SFRP

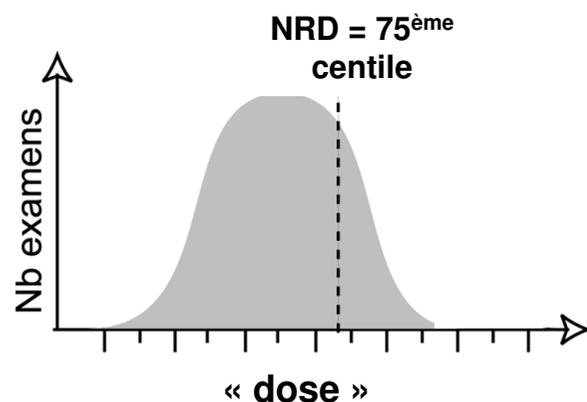
Radiodiagnostic et imagerie médicale

26 septembre 2017



■ Aider à l'optimisation

- Compromis entre la radioprotection du patient et la qualité de l'image
- La mesure de « dose » en radiodiagnostic permet la **détermination** ou l'**utilisation** des **Niveaux de Références Diagnostiques** (pour la France : <http://nrd.irsn.fr>)



- ✓ Les NRD ne devraient pas être dépassés sans justification pour des procédures courantes
- ✓ Il ne s'agit ni de « limites de dose » ni de « doses optimales »

■ Participer à l'évaluation du risque

- Effets stochastiques
- Effets déterministes (possible en radiologie interventionnelle)

Quelles grandeurs dosimétriques utiliser ?

ICRU Report 74 (2005)

<https://academic.oup.com/jicru/issue/5/2>

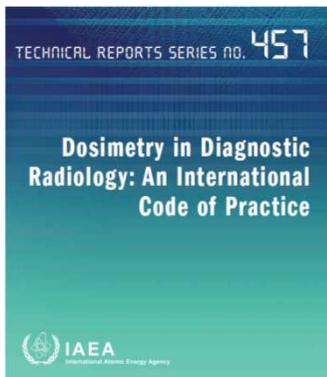
PATIENT DOSIMETRY FOR X RAYS USED IN MEDICAL IMAGING

Report Committee

J. Zoetelief (chairman), Faculty of Applied Sciences, Delft University of Technology,
Delft, Netherlands

D. R. Dance, The Royal Marsden NHS Foundation Trust, London, United Kingdom
G. Drexler, GSF-National Research Center for Environment and Health, Neuherberg, Germany and
State University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil

H. Järvinen, Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK), Helsinki, Finland
M. Rosenstein, Clarksburg, Maryland, USA



AIEA TRS-457 (2007)

http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf



SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE
PHYSIQUE MÉDICALE

Dosimétrie des explorations diagnostiques
en radiologie

RAPPORT S.F.P.M. N° 30

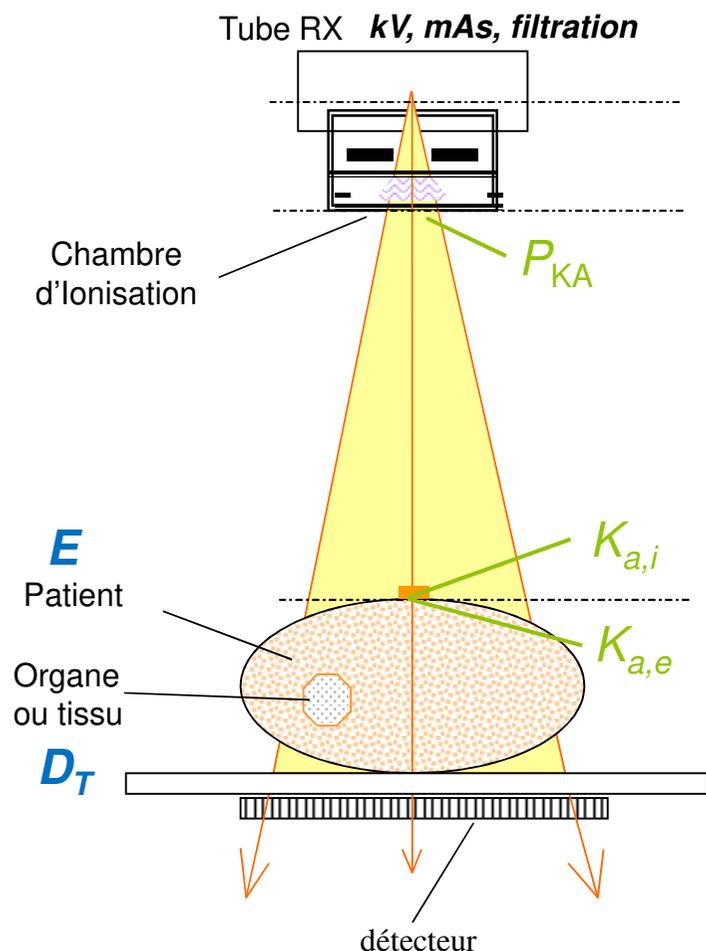
Décembre 2014

SFPM – rapport n°30 (2014)

Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie

http://documents.sfpm.fr/docs_sfpm/sfpm_2014-30_dosi_explorations_diag_radio.pdf

Grandeur primaire
Kerma dans l'air, K_a (Gy)



Grandeurs pratiques

Radiologies conventionnelle et interventionnelle

$K_{a,i}$ kerma dans l'air incident (*sans rétrodiffusé*)

$K_{a,e}$ kerma dans l'air à la surface d'entrée (*avec rétrodiffusé*)

P_{KA} produit kerma dans l'air - surface

Scanner

C_K indice de kerma dans l'air scannographique

P_{KL} produit kerma dans l'air - longueur

Grandeurs de protection

D_T dose absorbée à un organe ou un tissu

E dose efficace

Grandeur primaire
Kerma dans l'air, K_a (Gy)

Grandeurs pratiques

- $K_{a,i}$ kerma dans l'air incident
- $K_{a,e}$ kerma dans l'air à la surface d'entrée
- P_{KA} produit kerma dans l'air - surface
- C_K indices de kerma dans l'air scannographiques
- P_{KL} produit kerma dans l'air - longueur

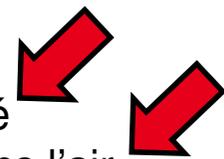
D_G dose glandulaire moyenne

Utilisation :

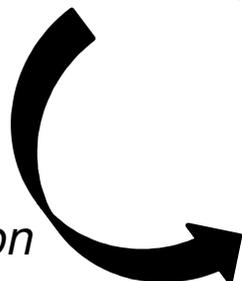
✓ **Optimisation (NRD)**

Doivent être :

- ✓ Définies sans ambiguïté
- ✓ Traçables au kerma dans l'air
- ✓ Mesurables avec une précision suffisante (~ 7% à k=2)



Coefficients de conversion



Grandeurs de protection

- D_T dose absorbée d'un organe ou un tissu
- E dose efficace

Utilisation:

- ✓ **Évaluation du risque**
- ✓ Optimisation pour la mammographie via la dose glandulaire moyenne (D_G)



■ Différentes appellations/acronymes pour une même grandeur

Extrait du
rapport
SFPM n°30

Dénomination ICRU 74	Dénomination française proposée	Notation ICRU 74	Notation usuelle française	Notation usuelle anglophone
Incident air kerma	Kerma incident	K_i	K_{ASE}	$ESAK$
Entrance surface air kerma*	Kerma à la surface d'entrée	K_e	D_e	ESD
Air kerma-area product	Produit kerma-surface	P_{KA}	PKS, PDS	KAP, DAP
Air kerma-length product	Produit kerma-longueur	P_{KL}	PKL	KLP
CT air kerma index [#]	Indice de kerma de scanographie	C_k	IDS_{air}	$CTDI_{air}$
CT air kerma index [§]	Indice de kerma de scanographie	$C_{a,100}, C_{PMMA,100}$	$IDS_{air,100}, IDS_{PMMA,100}$	$CTDI_{air,100}, CTDI_{PMMA,100}$
Weighted CT air kerma index	Indice de kerma de scanographie pondéré	C_W	$IDSP$	$CTDI_W$
Volume CT air kerma index	Indice de kerma de scanographie volume	C_{VOL}	$IDSV$	$CTDI_{VOL}$
CT air kerma-length product	Produit kerma-longueur de scanographie	$P_{KL,CT}$	PDL	DLP

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. # C_k est défini par une intégration de $-\infty$ à $+\infty$ du profil de dose sur l'axe z du scanner. § $C_{x,100}$ est défini par une intégration de -50 à +50 mm du profil de dose sur l'axe z du scanner.

■ Différentes appellations/acronymes pour une même grandeur

Extrait du
rapport
SFPM n°30

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

**Terme proche pour deux grandeurs ≠
Plusieurs notations pour une même grandeur**

→ CONFUSION

■ Différentes appellations/acronymes pour une même grandeur

Extrait du
rapport
SFPM n°30

Dénomination ICRU 74	Dénomination française proposée	Notation ICRU 74	Notation usuelle française	Notation usuelle anglophone
Incident air kerma	Kerma incident	K_i	K_{ASE}	$ESAK$
Entrance surface air kerma*	Kerma à la surface d'entrée	K_e	D_e	ESD
Air kerma-area product	Produit kerma-surface	P_{KA}	PKS, PDS	KAP, DAP
Air kerma-length product	Produit kerma-longueur	P_{KL}	PKL	KLP
CT air kerma				
CT air kerma index [§]	Indice de kerma de scanographie	$C_{a,100}, C_{PMMA,100}$	$IDS_{air,100}, IDS_{PMMA,100}$	$CTDI_{air,100}, CTDI_{PMMA,100}$
Weighted CT air kerma index	Indice de kerma de scanographie pondéré	C_W	$IDSP$	$CTDI_W$
Volume CT air kerma index	Indice de kerma de scanographie volume	C_{VOL}	$IDSV$	$CTDI_{VOL}$
CT air kerma-length product	Produit kerma-longueur de scanographie	$P_{KL,CT}$	PDL	DLP

Problématique kerma dans l'air vs dose absorbée dans l'air

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. # C_k est défini par une intégration de $-\infty$ à $+\infty$ du profil de dose sur l'axe z du scanner. § $C_{x,100}$ est défini par une intégration de -50 à +50 mm du profil de dose sur l'axe z du scanner.

DES GRANDEURS PRATIQUES DÉFINIES SANS AMBIGUÏTÉ

■ Kerma, K et dose absorbée, D :

ionisations rayonnement de freinage

$$K = K_{coll} + K_{rad}$$

négligeable en radiologie

En présence d'équilibre électronique

$$D = K_{coll} \approx K$$



En l'absence d'équilibre électronique
(interface entre matériaux de nature ou de masse volumique différente)

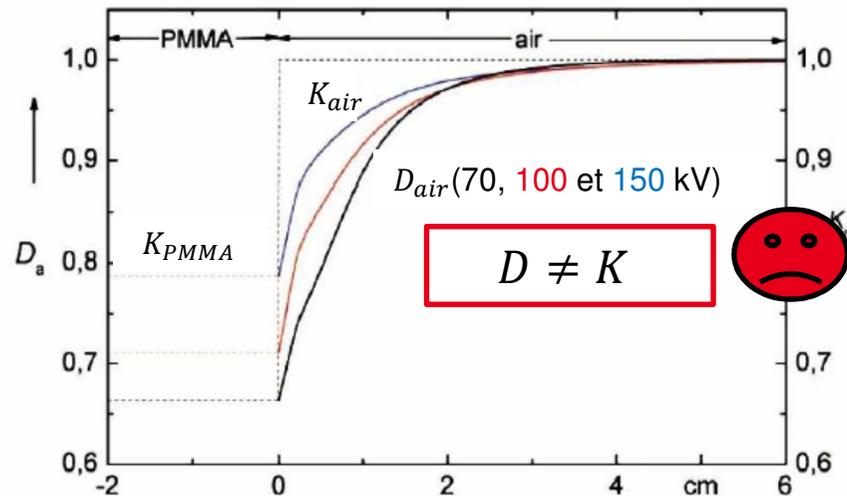


Figure 2. Représentation de la dose absorbée dans l'air (traits pleins, échelle de gauche) et du kerma dans le matériau m (traits pointillés, échelle de droite, m = PMMA ou air) au voisinage d'une interface PMMA/air. Le faisceau de photons se propage de la gauche vers la droite. Toutes les quantités 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.

■ Kerma, K et dose absorbée, D :

ionisations rayonnement de freinage

$$K = K_{coll} + K_{rad}$$

négligeable en radiologie

En présence d'équilibre électronique

*En l'absence d'équilibre électronique
(interface entre matériaux de nature ou de masse volumique différente)*



Complexité de la détermination de la dose absorbée dans l'air

Utilisation du kerma dans l'air comme base de toutes les grandeurs pratiques

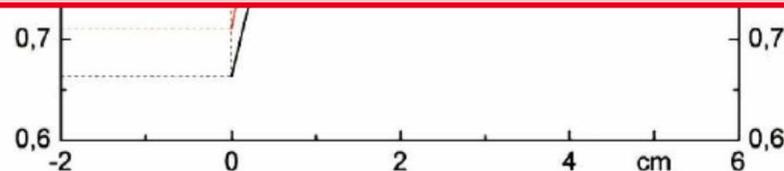
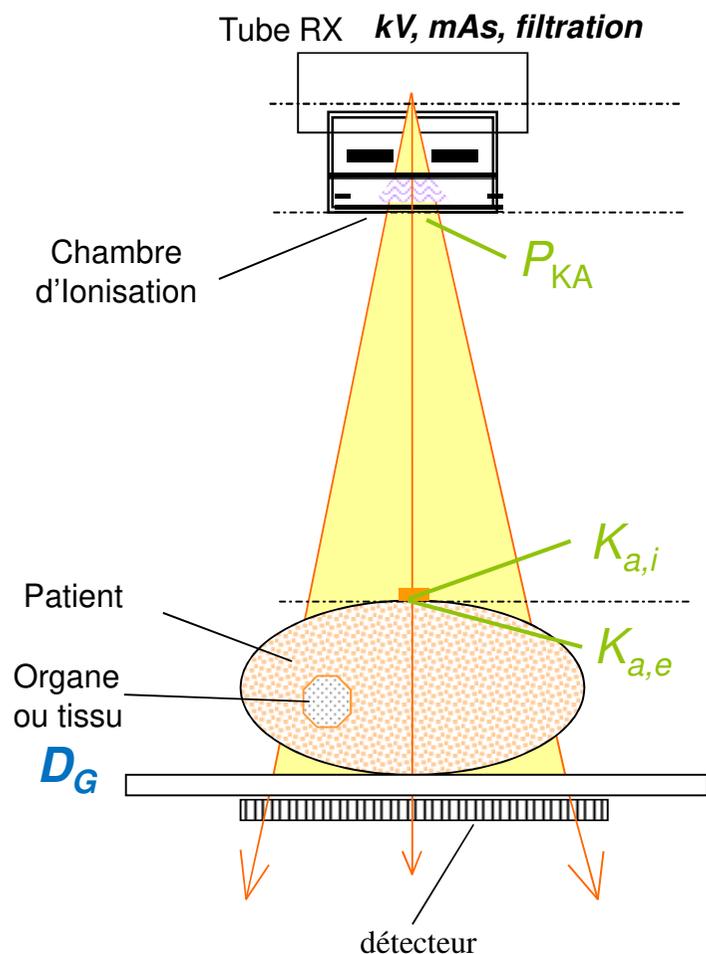


Figure 2. Représentation de la dose absorbée dans l'air (traits pleins, échelle de gauche) et du kerma dans le matériau m (traits pointillés, échelle de droite, m = PMMA ou air) au voisinage d'une interface PMMA/air. Le faisceau de photons se propage de la gauche vers la droite. Toutes les quantités 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.

■ Grandeurs pratiques pour la radiologie conventionnelle, la radiologie interventionnelle et la mammographie



$K_{a,i}$ kerma dans l'air incident (sans rétrodiffusé)

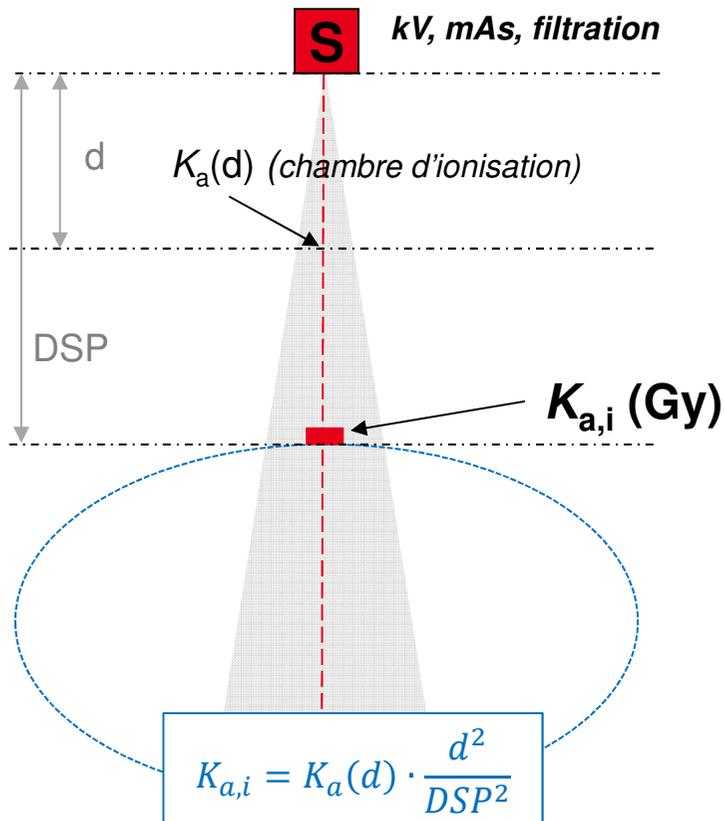
$K_{a,e}$ kerma dans l'air à la surface d'entrée (avec rétrodiffusé)

P_{KA} produit kerma dans l'air - surface

D_G dose glandulaire moyenne

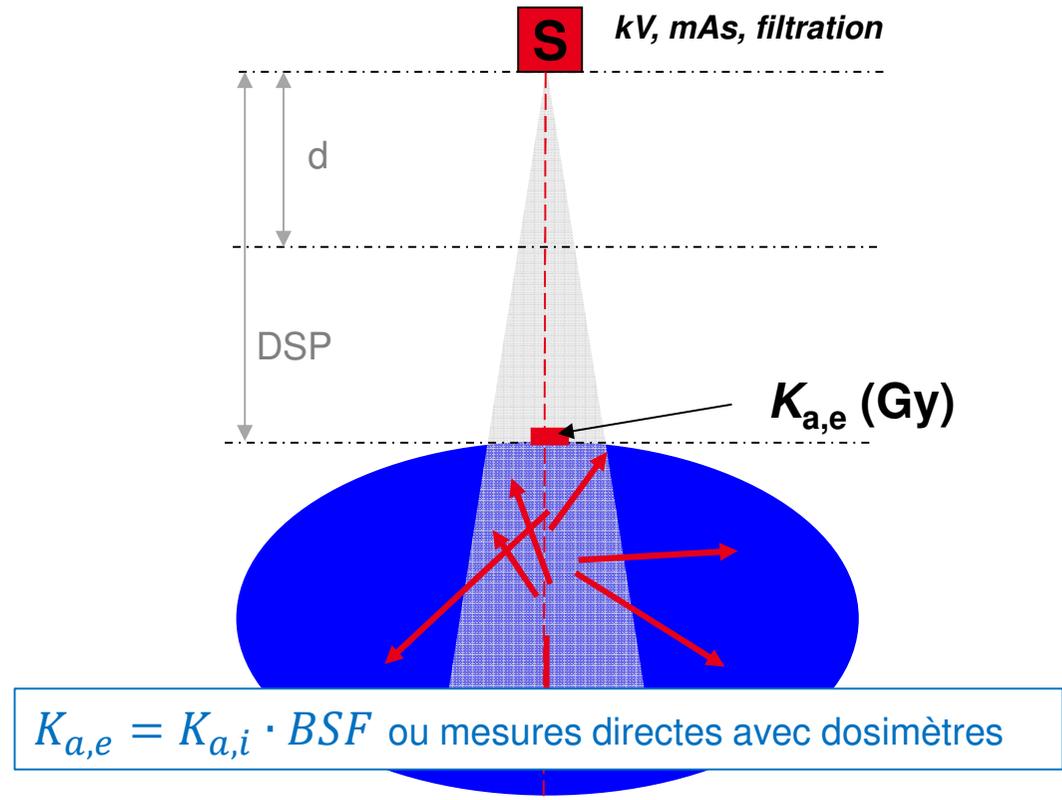
Kerma dans l'air incident, $K_{a,i}$

Kerma dans l'air sur l'axe du faisceau à la surface d'entrée sans milieu rétrodiffusant



Kerma dans l'air à la surface d'entrée, $K_{a,e}$

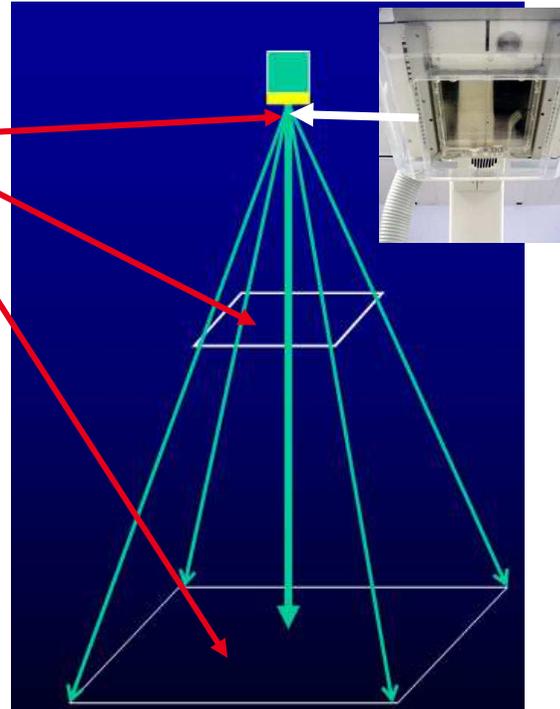
Kerma dans l'air sur l'axe du faisceau à la surface d'entrée avec milieu rétrodiffusant



■ Produit kerma dans l'air-surface, P_{KA}

si le kerma dans l'air est homogène sur toute la surface

$$P_{KA} = \int_A K_a(d) \cdot dA = K_a(d) \cdot A$$



chambre d'ionisation à transmission

■ Dose glandulaire moyenne

$$D_G = K_{a,e} \cdot \text{coefficient de conversion}$$

$$D_G = K_{a,i} \cdot \text{coefficient de conversion}$$

Dépendent de la qualité du faisceau, épaisseur et composition du sein

Scanner

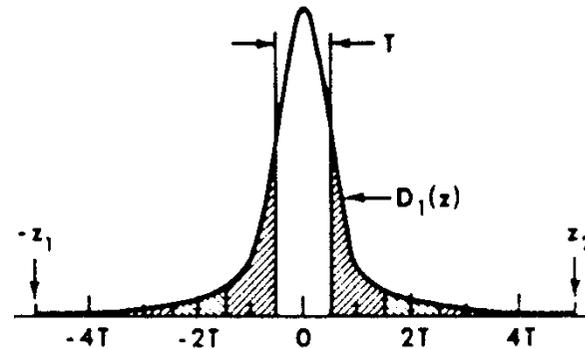
C_K indice de kerma dans l'air scannographique

$$C_K = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} K_a(z) \cdot dz \quad (\text{Gy})$$

T, largeur d'une coupe

N, nombre de coupes simultanées pour une rotation

NT, largeur du faisceau de rayons X



$C_{a,100}$ indice de kerma dans l'air scannographique (pour une intégration sur 100 mm)

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{50} K_a(z) \cdot dz \quad nC_{a,100} = C_{a,100}/P_{It} \quad (\text{Gy} \cdot \text{mA}^{-1} \cdot \text{s}^{-1})$$

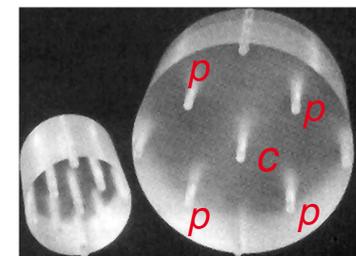
Mesure l'aide d'une chambre crayon dans l'air

C_w indice de kerma dans l'air scannographique pondéré

$$C_w = \frac{1}{3} C_{PMMA,100,c} + \frac{2}{3} C_{PMMA,100,p} \quad \text{Mesures l'aide d'une chambre crayon dans fantômes PMMA}$$

C_{VOL} indice de kerma dans l'air scannographique volume

$$C_{VOL} = C_w \frac{NT}{l} \quad l, \text{ déplacement de la table pour une rotation}$$



■ Scanner

P_{KL} produit kerma dans l'air - longueur

$$P_{KL} = \int_L K_a(z) \cdot dz \quad (Gy.cm)$$

Pour un examen scannographique complet, $P_{KL,CT}$

$$P_{KL,CT} = \sum_j n C_{VOLj} \cdot l_j \cdot P_{Itj}$$

P_{Itj} : charge moyenne du tube pendant la j^{ème} rotation

l_j : longueur parcourue par la table pendant la j^{ème} rotation

Si courant du tube stable pendant l'examen

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

P_{It} : charge du tube pendant l'examen

L : longueur parcourue par la table pendant l'examen

Détermination à partir des mesures de $C_{PMMA,100,c}$ et $C_{PMMA,100,p}$

Grandeur	Traçabilité au K_{air}	Limite de la traçabilité	
$K_{a,i}$ kerma dans l'air incident	CI	Dans certains cas, possible rétrodiffusion sur fantôme	
$K_{a,e}$ kerma dans l'air à la surface d'entrée	(1) CI + BSF (2) Autres détecteurs étalonnés	(1) Voir ci-dessus + choix BSF (2) Effet du rétrodiffusé sur la réponses des dosimètres lors des mesures	
P_{KA} produit kerma dans l'air - surface	CI + surface	Rétrodiffusé patient/collimateur/table	
D_G dose glandulaire moyenne	CI + coefficient de conversion	Choix coeff. de conv.	
$C_{a,100}$ indice de kerma dans l'air scannographique	CI + longueur	Géométrie de la mesure et complexité système	Influence PMMA sur réponse des dosimètres
C_w indice de kerma dans l'air scannographique pondéré	CI + longueur		
P_{KLCT} produit kerma dans l'air – longueur pour un examen complet	CI + longueur		

CI = chambre d'ionisation étalonnée en kerma dans l'air

GRANDEURS DE PROTECTION

Grandeurs pratiques optimisation
 $K_{a,i}$ $K_{a,e}$ P_{KA} C_K P_{KL}

Coefficients de conversion

Déterminés à partir de fantômes mathématiques ou voxellisés via simulations Monte Carlo

Disponible via des abaques ou via des logiciels

(ICRU74)

Grandeurs de protection

évaluation du risque

D_T

dose absorbée moyenne à un organe ou un tissu

E

dose efficace

Facteurs de pondération pour les tissus, w_T^*

* $w_R = 1$ pour les rayons X

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T D_T \quad (H_T = D_T \text{ car rayons X})$$

■ Population des patients

La population des patients peut être très différente de celle considérée par la CIPR pour l'établissement des w_T (état de santé, genre, distribution des âges) .

La population des patients diffèrent également d'une procédure à une autre.

■ Hétérogénéité des irradiations

Évaluation et interprétation de la dose efficace problématiques lorsque des organes reçoivent une exposition partielle ou très hétérogène.

Ex : dose efficace à la peau faible mais dose locale qui peut être élevée

Distorsion de l'image du risque

Coefficients de risque nominaux de la CIPR non applicables

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T D_T \quad (H_T = D_T \text{ car rayons X})$$

■ Utilisation de la dose efficace pour le radiodiagnostic dans le cadre de comparaisons

des « doses » associées à différentes procédures diagnostiques
de l'utilisation de technologies ou procédures dans différents hôpitaux ou pays
de l'utilisation de différentes technologies pour un même examen

À condition de faire attention à l'homogénéité des populations considérées

■ Évaluation du risque en radiologie à partir des éléments suivants

Dose absorbée moyenne aux organes et tissus

Distribution de la dose absorbée

Caractéristiques de la population concernée par l'examen (âge et genre)

En utilisant des valeurs de risques appropriées

ICRU 74
CIPR 103

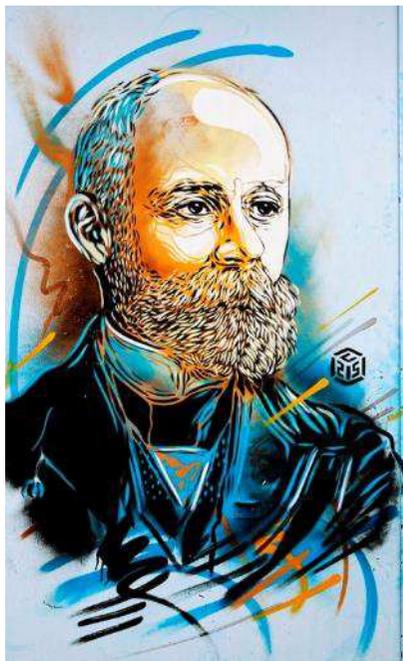
- **Évaluations dosimétriques en radiodiagnostic:**
 - Optimisation → grandeurs pratiques spécifiques
 - Évaluation du risque → grandeurs de protection

- **Grandeurs pratiques**
 - Traçables au kerma dans l'air avec quelques réserves
 - Attention à la confusion des termes (dose) 

- **Grandeurs de protection**
 - Évaluation du risque : dose moyenne aux organes / âge / genre
 - Comparaisons (avec certaines précautions) : dose efficace



Laboratoire National
Henri Becquerel



MERCI DE VOTRE ATTENTION

Commissariat à l'énergie atomique et aux énergies alternatives
Institut List | CEA SACLAY | BAT. 534 – PC104
91191 Gif-sur-Yvette Cedex - FRANCE
www-list.cea.fr

Établissement public à caractère industriel et commercial | RCS Paris B 775 685 019