



Annexe S. Grandeurs pratiques en radiologie : PDS, PDL et autres

Par le Dr Dominique SCHIEDTS
Chirurgien orthopédiste, responsable Service de
Radioprotection
Centre Hospitalier Public du Cotentin

S.1 GÉNÉRALITÉS SUR LE PRODUIT DOSE-SURFACE (PDS) (RAPPEL § 6.1.5.5)

Considérons un faisceau collimaté de rayonnement issu d'une source ponctuelle, et délimité par un angle solide déterminé Ω (voir figure 6.6). On considère, pour un protocole d'examen radiologique donnée, un temps d'irradiation prédéterminé. Si l'on se place à des distances différentes d_i dans ce faisceau, on peut exprimer les doses avec une loi en $1/d^2$:

$$D_i = \frac{k}{d_i^2}$$

Si l'on forme, à chaque distance d_i , le **produit dose-surface** (PDS), entre la valeur de la dose D_i et la section droite utile S_i du faisceau à cette distance (figure 6-6), on obtient une quantité, exprimé habituellement en $\text{m Gy} \cdot \text{cm}^2$ (l'unité utilisée est variable selon les appareils de mesure, il n'y a pas d'unité conventionnelle)

L'intérêt du PDS est d'être indépendant de la distance.

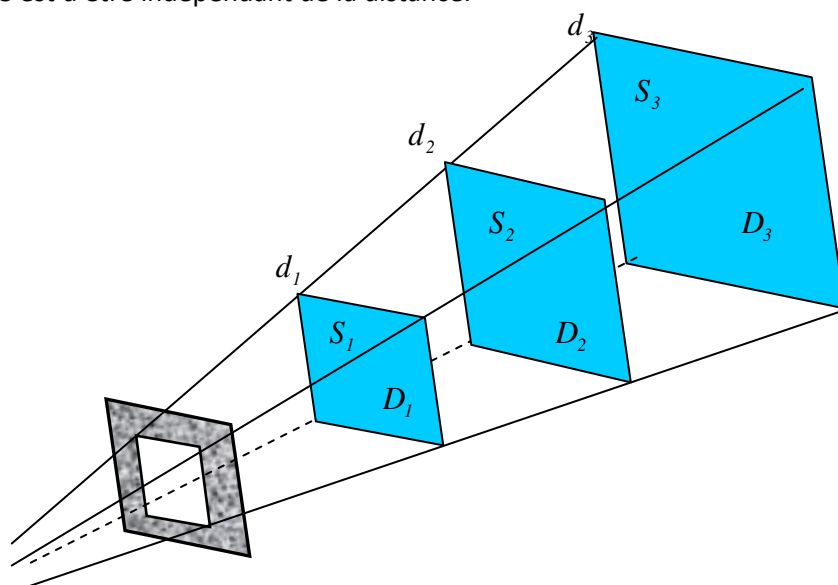


Figure S-1 : Faisceau collimaté

La démonstration est immédiate :

$$PDS = D_i S_i = \frac{k}{d_i^2} S_i = k \frac{S_i}{d_i^2}$$

Or la quantité S_i/d_i^2 n'est autre que l'angle solide Ω , par définition indépendant de la distance d (voir annexe H).

Le PDS est ainsi une constante caractéristique du protocole, utilisé notamment avec les générateurs X utilisés en radiologie.

On retrouve ici l'idée fondamentale que la donnée d'une dose n'est pas suffisante pour caractériser un détriment radiologique, et que cette donnée doit s'accompagner de la surface ou du volume touchée. Cet aspect est lié à la problématique de la signification et l'utilisation des grandeurs intensives ou extensives (cf partie 1). Ainsi la donnée d'un débit de dose fourni par un générateur X est certes une donnée intéressante et fondamentale (en général au niveau d'entrée du patient), mais doublement intensive (*énergie par unité de masse et par unité de temps*). Le PDS est une grandeur extensive, car homogène à une énergie :

Si l'on affecte à chaque surface S_i une épaisseur élémentaire constante $\varepsilon = 1\text{ cm}$, formant ainsi un volume mince $Vol_i = S_i \varepsilon$ que l'on remplit (virtuellement) d'eau, alors la quantité $PDS \times \varepsilon$ est une grandeur constante et homogène à la quantité d'énergie, en joules, absorbée dans chaque tranche.

$$PDS \times \varepsilon = D_i S_i \varepsilon = D_i Vol_i = \frac{E_i}{\rho Vol_i} Vol_i = \frac{E_i}{\rho} = E_i = cte$$

Avec $E_i/\rho = E_i$ dans un système d'unité où $\rho = 1$

L'intérêt du PDS associé à un protocole, en plus d'être une constante (*niveau de référence diagnostique*), est d'être une grandeur représentative de l'énergie totale (*grandeur extensive*) déposée chez un patient subissant cet examen radiologique, quelle que soit sa position dans le faisceau. Le PDS étant une constante de l'examen, il est toujours possible d'estimer la dose reçue par un patient, en divisant le PDS par la surface exposée.

Exemple de niveau de référence diagnostique :

- Thorax face¹ : $PDS = 0,25 \text{ Gy.cm}^2$
- Bassin standard² : $PDS = 7 \text{ Gy.cm}^2$

¹ Source : arrêté du 12 février 2004 fixant les niveaux de références diagnostiques

² Source : recommandation européenne EUR 16260 EN

S.2 LE PDS DANS UNE UTILISATION OPÉRATIONNELLE

S.2.1 Définition et calcul

Pour un faisceau de RX avec ses caractéristiques : kV, mA, temps d'exposition le PDS se calcule comme :

$$PDS (mGy.cm^2) = Dose (De) \text{ à l'entrée du patient} \times Surface \text{ irradiée}$$

La dose **De** « à l'entrée du patient » tient compte du kerma air généré par le faisceau primaire mais aussi du kerma air générée par la diffusion des rayons X primaires rétrodiffusés par le patient lui-même

De (Gy) : kerma air faisceau primaire + kerma air rétrodiffusé.

Soit encore :

$$De = K_{air} \times FRD \text{ (facteur de rétrodiffusion)}$$

En radiologie, le facteur de rétrodiffusion a un poids non négligeable. (cf § S.3 sur les effets de la diffusion)

S.2.2 Avantages et Limites du PDS en radiologie

✓ **Les plus :**

- Donnée générée et calculée automatiquement par l'intermédiaire d'une chambre d'ionisation mise à la sortie du générateur
- Correspond à une exposition unique ou à un examen complet
- Relié à la dose Efficace qui elle n'est pas mesurable
- Permet d'avoir une grandeur mesurable, comme outil d'optimisation :
- Permet une évaluation rétrospective d'une dose administrée

✓ **Les moins :**

- Suppose que tout le champ radiologique est dans le patient : ce n'est pas toujours le cas en pédiatrie et jamais le cas pour les RX des extrémités pour lesquelles on retrouve le PDS donné par la chambre d'ionisation mais dont l'interprétation en terme de dose à l'entrée est inutilisable : la surface qui entre dans la formule du PDS est la surface du détecteur. Si la surface du détecteur est supérieur à la surface réellement irradiée, le PDS est faussement augmenté mais la détermination de la dose d'entrée sera identique.
- Noté réglementairement sur tout examen de radiologie, son expression en « dose » est souvent confondue, par des patients inquiets, avec la dose Efficace

Cas n°1 : Le service de cardiologie interventionnelle appelle parce qu'un examen (pose de pace maker) a du être interrompu, le patient (100kg) a reçu 30 Gy !!. Le cardiologue et le manipulateur radio, dépassés par cette situation, ne savent pas quoi faire, ni quoi dire.

Cas n°2 : une maman ayant reçu la radiographie de sa petite fille constate qu'elle a reçu 400mGy. Quelques clics sur le net, elle en déduit que cela correspond à 400mSv et que la limite légale pour un

travailleur est de 20 mSv. Elle est persuadée que sa fille est irradiée suite à une erreur médicale et envoie des messages affolés sur le Net.

Dans ces 2 cas les personnes ont confondu Dose et PDS : il fallait en fait comprendre respectivement 30 Gy.cm² et 400mGy.cm². Les deux situations précédentes sont donc tout à fait normales !

Pour avoir la dose à l'entrée du patient :

Cas n° 1 : pour le patient de cardiologie

Il faut diviser le PDS (30000) par la surface irradiée (150 cm²) multiplié par le facteur de rétrodiffusion (voir S.3.2)(1,5) : dose d'entrée de 300mGy (sous le seuil d'effet déterministe au niveau peau : 3 Gy : dépilation transitoire).

Cas n°2 : en ce qui concerne l'enfant, la surface irradiée est de 400 cm². La dose d'entrée est donc de 1,2 mGy (FRD estimé à 1,2)

S.2.3 Paramètres de l'examen

La dose est dépendante de l'énergie et de la fluence. En radiologie, elle est proportionnelle au (kV)² et au mAs (milliampère.seconde).

- **Les kV (l'énergie)** sont responsables du contraste. Le contraste repose sur le principe de l'atténuation différentielle du coefficient d'atténuation linéique dans les tissus. Ces coefficients sont plus élevés pour les basses énergies, (cf chapitre 3) d'où un meilleur contraste.
Exemple :
 - Pour différencier graisse et muscle : nécessité de kV bas (mammographie : 26 à 31 KV)
 - Pour différencier le poumon et l'os, les kV sont élevés (Radio pulmonaire : 115 à 140 KV)
- **Les mAs (fluence)** sont directement responsables de la dose. Si on les diminue, on aura une augmentation du bruit. Il s'agit d'un bruit quantique qui est la fluctuation statistique du nombre de photons absorbés. (cf chap. 3 : variabilité du taux volumique d'interaction).

En conclusion, il faut trouver le compromis kV/mAs qui donne une image de qualité tout en irradiant le moins possible. Les constantes utilisées font l'objet d'un Guide des Procédures Radiologiques (Société Française de Radiologie et IRSN) :

<http://www.sfrnet.org/sfr/professionnels/5-referentiels-bonnes-pratiques/guides>

La plupart des appareils récents de radiologie disposent d'un exposeur automatique qui corrige ces constantes de façon à les rendre optimales.

- **La morphologie du patient** joue également un rôle : plus il est « épais » et plus il faudra augmenter les constantes avec de surcroît un volume diffusant plus important

Poids (kg)	kV	mAs	Epaisseur (cm)	PDS(Gy.cm ²)
48	71	23,6	18	1,322
100	93	51	40	4,182

Tableau S1 : exemples de réglage des constantes (RX bassin) en fonction de la morphologie du patient et leur conséquence en termes de PDS (D.Schiedts)

La diminution du champ se fait à l'aide de diaphragmes que l'on règle en fonction de la zone à examiner. Leur utilisation permet de diminuer la dose et est « opérateur dépendant ». C'est un facteur important à prendre en compte.

D'autres facteurs entrent en ligne de compte : filtration supplémentaire, utilisation ou non de grille anti diffusante, qualité du détecteur.

S.2.4 L'utilisation des PDS

Le PDS permet à un service de radiologie de se comparer à une moyenne nationale, à un autre service, à une année antérieure etc..Le tableau 2 montre un exemple d'analyse du PDS : ce sont les NRD (niveau de référence diagnostique) envoyé annuellement à IRSN : sur 30 patient, 5 sont au dessus du percentile 50 et 1 au dessus du percentile 75.

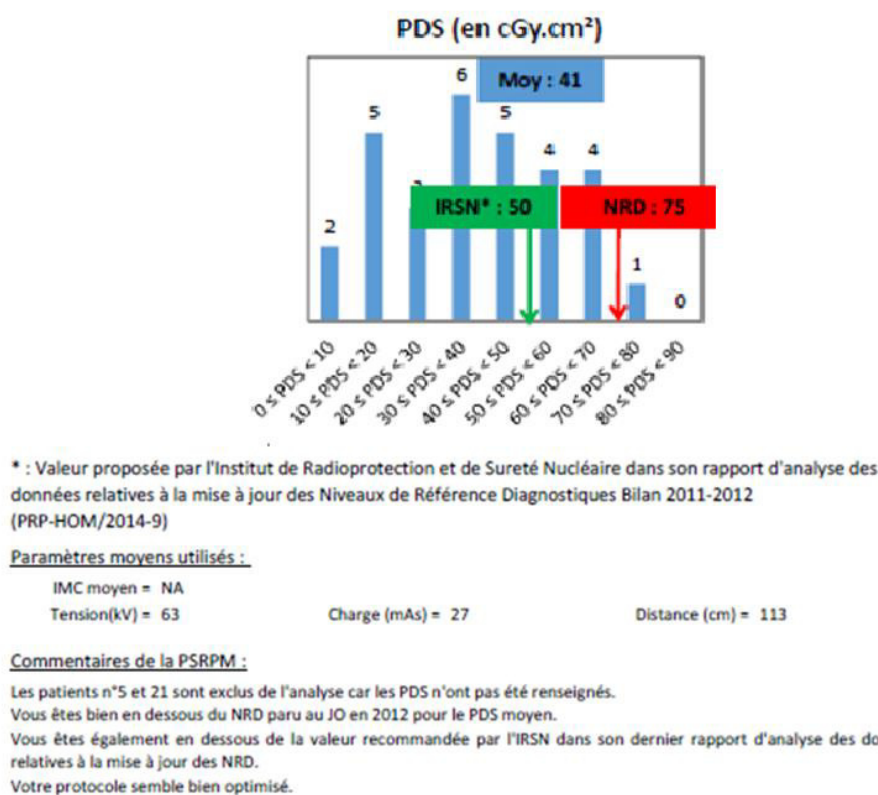


Tableau S-2 : statistiques sur le PDS : colonne cervicale (1 incidence) (D.Schiedts)

Cas pratique 1 : un service de cardiologie interventionnelle possède un amplificateur de brillance vieillissant dont la qualité de l'image se dégrade. Les contrôles qualités sont à la limite inférieure de la conformité et les cardiologues souhaitent un nouvel ampli, qui, étant donné la persistance d'un contrôle qualité conforme leur est refusé. Le service d'orthopédie possède un ampli de modèle similaire mais 2 ans plus jeune. On réalise une étude comparative des PDS : utilisation de chaque ampli pendant 1 mois (20 examens)

Les examens sont faits par la même équipe et dans les mêmes conditions. Malgré un poids moyen inférieur des patients, l'ampli de cardiologie est moins performant : l'altération de la qualité de l'image a obligé le cardiologue à doubler son temps d'exposition et donc doubler le PDS (cf tableau S-3). L'achat d'un nouvel ampli est maintenant justifié et envisagé.

	Ampli de cardiologie			Ampli d'orthopédie		
	Poids du patient (kg)	Temps de scopie (s)	PDS (cGy.cm ²)	Poids du patient (kg)	Temps de scopie (s)	PDS (cGy.cm ²)
Moyenne	70.8	37.8	58.9	83.6	17.2	28.5
Minimum	46.6	18.2	32.1	60.0	2.1	8.4
Maximum	150.0	62.3	103.1	120.0	39.2	53.3

Tableau S3 : comparaisons des PDS (D.Schiedts)

S.3 LES CONSÉQUENCES DES EFFETS DE DIFFUSION DANS LE PATIENT

S.3.1 Généralités

Les effets de diffusion des rayons X par le patient ont un poids non négligeable. La raison en est assez simple. Elle est liée à la nature particulière de la « cible » irradiée :

- Constitué essentiellement d'éléments de numéro atomique faible (CHON), ce qui est commun à tous les patients
- Volume important, caractéristique certes plus variable, mais qui va de quelques litres tout de même à la centaine de litres dans certains cas.

Les aspects de diffusion des photons dans un volume sont détaillés dans l'annexe A. Un premier outil du pack Dosimex permet de l'illustrer simplement : le tableur « IRM photon » :

L'irradiation d'un cube équivalent tissu de 10x10x10 (soit 1 litre) avec des photons de 70 keV montre que l'effet de diffusion interne augmente la dose moyenne d'environ 30 % (passage du profil en rouge vers le profil en bleu figure S-2)

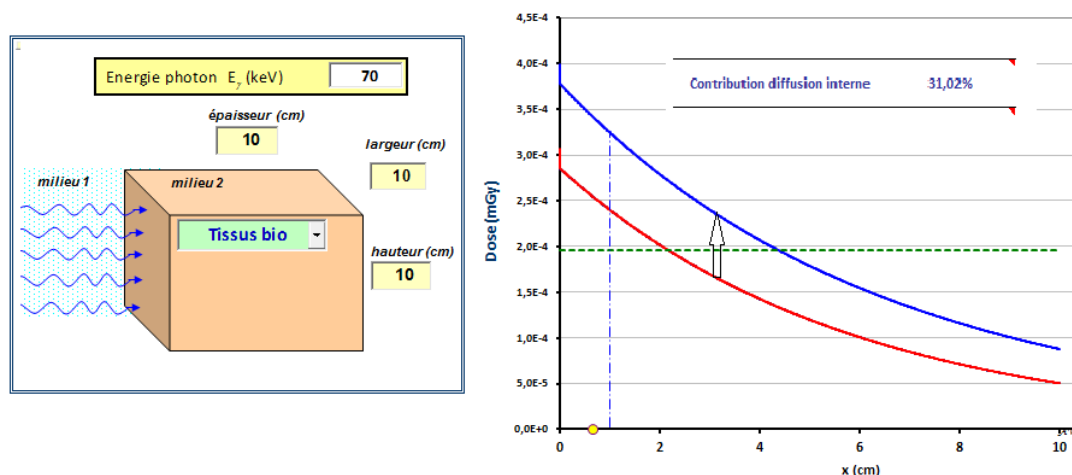


figure S-2 : Profil de dose et composante diffusée dans un fantôme de 1L (IRM photon)

En passant à un volume plus important de 30x30x30, soit 27 litre, la composante diffusée est alors de 46 %

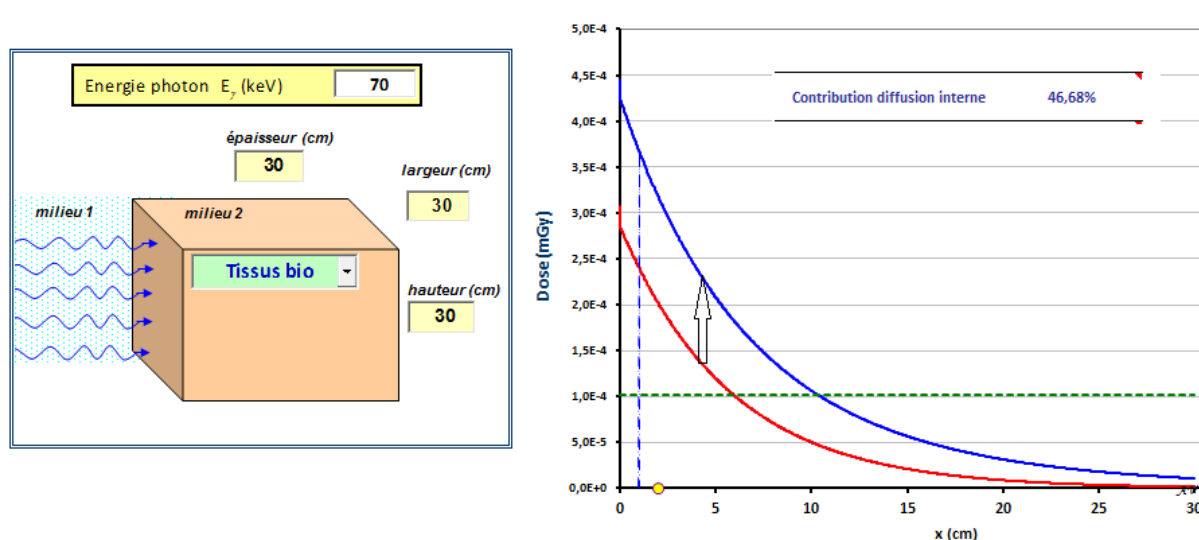


figure S-3 : Profil de dose et composante diffusée dans un fantôme de 27 L (IRM photon)

Cet effet de diffusion par le patient à quatre conséquences distinctes :

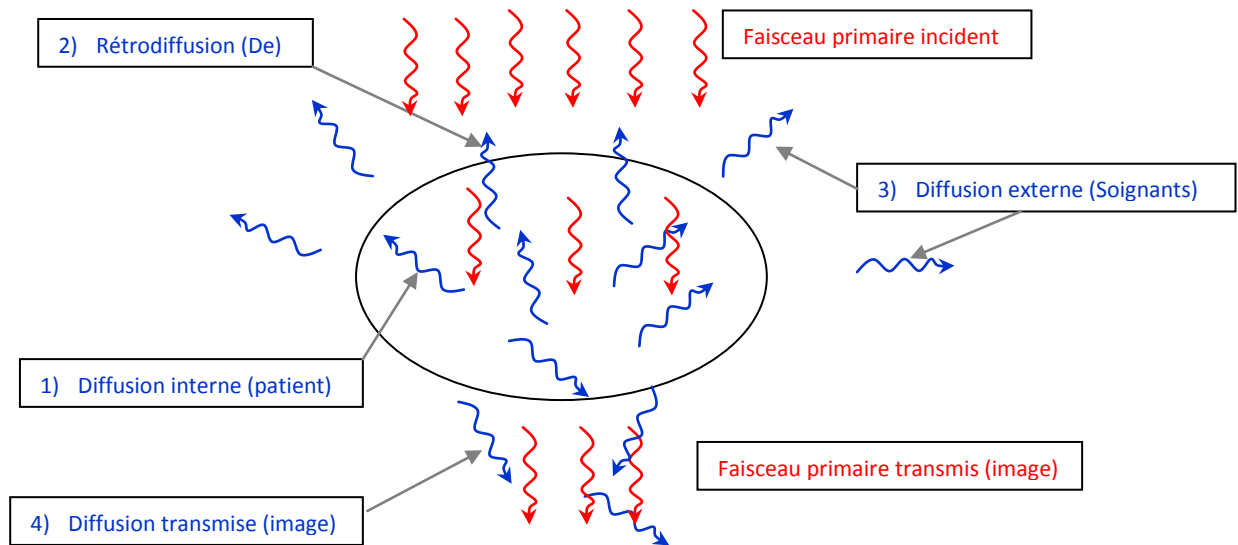


Figure S-4 : les différentes conséquences de la diffusion dans le patient irradié

- ✓ **Conséquence 1** : la diffusion interne qui augmente la dose en profondeur au patient (voir graphes précédents)
- ✓
- ✓ **Conséquence 2** : La rétrodiffusion, qui augmente le kerma au point d'entrée du patient. Cet aspect est pris en compte par le Facteur de Rétrodiffusion ou FRD pour calculer la dose « entrée du patient » (voir ci-après)
- ✓ **Conséquence 3** : la diffusion externe, toutes directions confondues, est susceptible d'irradier le personnel soignant. En l'occurrence c'est la source principale générant une dose organisme entier à ce personnel
- ✓ **Conséquence 4** : Le diffusé transmis en face arrière du patient en direction du récepteur. Ce rayonnement diffusé dégrade le contraste de l'image. Des grilles anti-diffusantes peuvent être utilisées pour limiter cet effet :
 - Elles se placent entre le détecteur et le patient.
 - Elles sont constituées de lamelle de plomb
 - Elles sélectionnent le rayonnement en fonction de sa direction.
 - Elles vont donc supprimer l'interférence du diffusé avec le récepteur et améliorer la qualité du contraste de l'image.

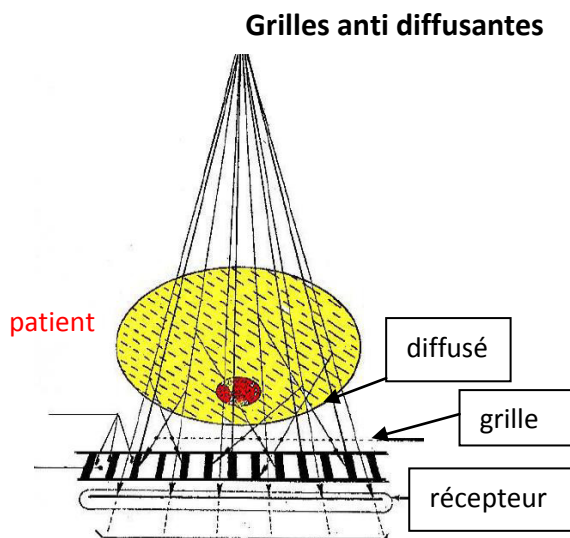


Figure S-5 : schéma grille anti diffusantes

•

Malheureusement, elles arrêtent également une partie du rayonnement primaire, nécessitant une augmentation des mAs. Utilisées essentiellement pour les radiographies de gros volume (thorax, abdomen, bassin) elles sont contre indiquées chez l'enfant de moins de 8 ans.

S.3.2 Facteur de rétrodiffusion (FRD)

Rappel : le facteur de rétrodiffusion est utilisé pour estimer la dose (kerma air) au point d'entrée :

$$D_e = K_{air} \times FRD$$

Ce facteur, par construction, est le rapport : $FRD = \frac{K_{air} \text{ (à l'entrée du patient) + rétrodiffusé}}{K_{air}}$

Le FRD est compris entre 1,2 et 1,5. Il augmente avec la corpulence du patient, la surface et les kV par augmentation de l'effet Compton relativement à l'effet photoélectrique.

Ce terme de diffusion est analogue au build-up (cf annexe N), mais correspond à la fraction rétrodiffusé par rapport au champ primaire, alors que le build-up usuel correspond à une diffusion dans la direction incidente du faisceau. Ce facteur a été calculé par un code Monte Carlo pour des fantômes d'eau avec une distance au foyer de 100 cm, pour des champs carrés de 10, 20, 25cm. Il dépend des kV qui sont exprimés en CDA pour un matériau de référence (Al). A titre d'exemple, on le considère égal à 1,35 pour des énergies entre 60 et 80 KV et pour un champ de 20 x 20 cm (eau) et égal à 1,5 à 120 KV (Rx thorax)

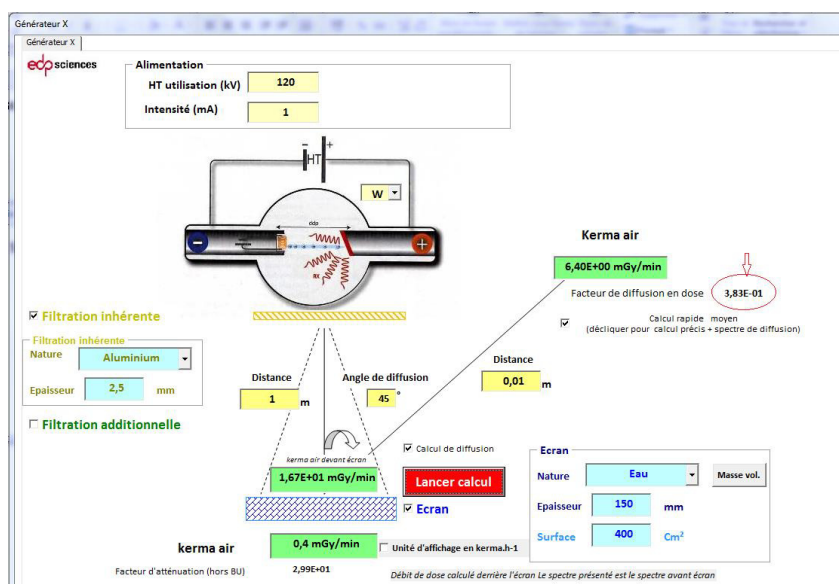
kV	50	60	70	80	90	100	110	120
FRD	1.25	1.32	1.35	1.40	1.42	1.46	1.48	1.50

tableau S-4 : valeurs du FRD en fonction des kV (S.Vynckier)

S.3.3 Estimation du FRD avec les outils DOSIMEX

2 méthodes d'estimation :

- ✓ **Méthode 1** : Avec le tableur IRM photon, en prenant la valeur moyenne du spectre photons donné par DOSIMEX –G avec une filtration de 2,5 mm d'Al puis une cible de 15x20x20 (eau)
- ✓ **Méthode 2** : Utilisation de DOSIMEX-G option « calcul débit de dose » pour les générateur X.en prenant l'option « calcul de diffusion » avec une distance de 1 cm (distance minimale de calcul).



Haute tension	50 kV	60 kV	70 kV	80 kV	90 kV	100 kV	110 kV	120 kV
Energie moyenne (Kev)	31.71	41.48	43 .8	45.42	45.55	49.99	52.53	55.16
FRD (tab S 4)	1.25	1.32	1.35	1.40	1.42	1.46	1.48	1.50
Méthode 1 IRM photon	1.38	1.42	1.45	1.45	1.42	1.42	1.42	1.42
Méthode 2 : DOSIMEX-G	1,30	1,34	1,35	1,36	1,36	1,37	1,38	1,38

Tableau S-5 : comparaison valeurs FRD habituellement utilisées (S.Vynckier) et calculées avec IRM photon et DOSIMEX-G

S.3.4 Estimation de la dose d'entrée avec DOSIMEX-G

La dose d'entrée en kerma air est donnée par Dosimex G calcul de dose en activant l'option « calcul de diffusion » avec une distance de 0,01 m. Il donne des débits de dose en kerma air. Pour avoir la dose mettre en charge les mAs (qui par définition intègre le temps d'exposition) et diviser par 60. Le Kerma devant l'écran prend en compte le rétrodiffusé. Il faut tenir compte de l'épaisseur de l'écran : pour une dose entrée avec un écran de 20 cm de tissus biologiques, pour avoir la dose entrée avec une anode à 1m du patient (DFP) mettre 1,2m

Une évaluation coin de table de la D_e (attention : la formule ne tient pas compte de la filtration) est la suivante:

$$D_e = 0,15 \times (kV/100)^2 \times mAs \times (1/DFP)^2 \text{ (mGy)}$$

Avec **DFP** : distance foyer/patient en m.

On considère de façon grossière que $K_{air} \cdot FRD = 0,15 \text{ mGy}$ pour 1mAs à 1 m pour 100 kV)

	Distance(m)	kV	mAs	De Micado (mGy)	De Dosimex (mGy)
Thorax	1.5	120	2	0.23	0.16
Bassin	1	70	40	3.2	3.2
Abdomen	1	80	50	4.41	4.96

Tableau S-6 : comparaison De entre Dosimex et Micado (IRSN) (filtration «3mm Al, épaisseurs 25 cm thorax et abdomen et 20 cm bassin)

S.4 DOSE EN PROFONDEUR

La dose en profondeur et la doses à l'organe nécessitent des calculs sur fantôme anthropomorphe ou avec des programmes informatiques adaptés.

$$D_T = D_e T_A \left(\frac{DFP}{[DFP + d]} \right)^2 \left[\frac{\mu/\rho}{\mu/\rho}_{\text{eau}} / \left[\frac{\mu/\rho}{\mu/\rho} \right]_{\text{air}} \right]$$

- D_T (mGy): dose tissu
- D_e (mGy): Dose entrée (voir supra) = $K \times \text{FRD}$
- T_A : Ratio Tissu Air (RTA) : rapport de la dose au tissu et de la dose dans l'air mesuré au même point en l'absence d'écran.
- DFP : distance foyer/patient
- d : profondeur du tissu dont on veut mesurer la dose
- $(\mu/\rho)_{\text{eau}}/(\mu/\rho)_{\text{air}}$: 1.05

RTA	Dimension du champ (cm ²)			
Profondeur	100	225	400	900
1 cm	1.257	1.303	1.341	1.341
3 cm	1.030	0.875	0.878	0.906
5 cm	0.672	0.711	0.732	0.755
7 cm	0.434	0.480	0.498	0.529
9 cm	0.280	0.325	0.342	0.371
12 cm	0.117	0.147	0.162	0.182

Tableau S-6: exemple de RTA pour 70 KV et une filtration de 2.5 mm Al (Harrison phy.med.Biol 1980 :valeurs données pour différentes filtration et différentes énergies)

Détermination de la Dose à une profondeur p avec Dosimex-GX

Exemple : ordres de grandeurs avec Dosimex-G « calcul débit de dose » avec le générateur X »

Caractéristique générateur : 100 kV, 1 mA, fenêtre 2 mm d'aluminium, distance anode –point d'entrée dans le patient : 100 cm.

Dans le calcul avec Dosimex-G, il faut adapter la distance anode-point dose pour tenir compte de la profondeur. Ainsi pour calcul la dose à une profondeur de 20 cm, on prend d=120 cm. La grandeur opérationnelle est ici $H^*(10)$, qui se rapproche assez bien de la dose absorbée au point considéré.

Nous avons pris ici les valeurs calculées avec Build-up, plus réalistes

Même remarque que pour la D_e : mettre la charge en mAs et diviser le résultat par 60 pour passer du débit de dose à la dose

- Profondeur =1 cm : 14 mSv/ min :
- Profondeur=5 cm 7,6 mSv/ min
- Profondeur= 10 cm : 3,3 mSv/min

- Profondeur= 15 cm : 0,2 mSv/min
- Profondeur= 20 cm : 0,07 mSv/min

Cette diminution assez rapide en dose tient compte de l'atténuation et de la dégradation du spectre dans le patient mais aussi de l'éloignement par rapport à l'anode

Exemple : détermination d'une dose utérus lors d'une radio du bassin

KV 70, mAs 40, filtration inhérente 3mmAl, filtration additionnelle 2.5mm Al distance foyer peau 86 cm

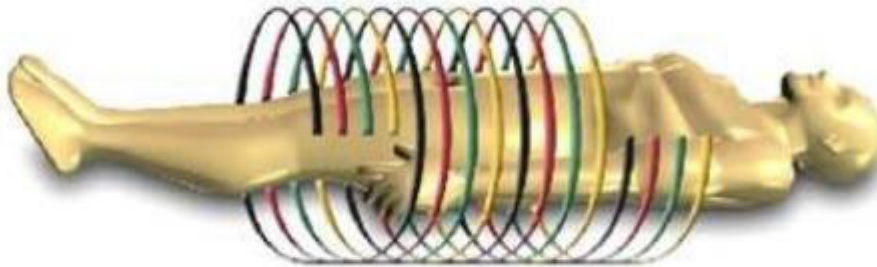
- d= 7cm : $D_T = 1,76$ mSv
- d= 10cm : $D_T = 1,54$ mSv

S.5 LE CONCEPT DE PDL : PRODUIT DOSE X LONGUEUR

➤ UN PETIT MOT SUR LE SCANNER :

Le scanner est composé d'un anneau qui tourne autour du patient et qui comporte de façon diamétralement opposée un tube à rayons X et un détecteur. A l'origine, une rotation était effectuée pour l'acquisition d'une coupe puis la table se déplaçait et une nouvelle rotation permettait de réaliser une nouvelle coupe espacée de la première de la longueur du déplacement de la table. Cette séquence d'acquisition était longue et les coupes n'étaient pas jointives car séparées par l'espace du déplacement de la table. C'était une acquisition en « tranches de saucisson ».

L'acquisition spiralée est une technique totalement différente car le tube tourne en permanence autour du patient et la table avance elle aussi en permanence si bien que les coupes réalisent une spirale, un ressort et le patient est découpé «comme une peau d'orange ». L'ordinateur est ensuite capable de reconnaître et de reconstruire les acquisitions perpendiculairement à l'axe de déplacement de la table et non pas en biais. Cette technique permet l'étude de la totalité d'un volume, sans espace intercalaire non exploré.



Pour le scanner multi-coupes, le principe de base est celui du scanner spiralé mais au lieu d'avoir un seul récepteur en face du tube RX il y en a plusieurs côte à côte. Il y a donc réalisation de plusieurs coupes au cours d'une seule rotation. De plus, hormis le premier tour, tous les points d'une coupe sont étudiés plusieurs fois.

Extrait de http://www.scanner33.com/im/technique_scanner.pdf

➤ Le PDL

C'est une estimation du risque radiologique

Il était important de définir pour le scanner comme pour la radiologie conventionnelle une grandeur extensive aisément mesurable définie par :

$$PDL = CDTI_{vol} \cdot L$$

Avec :

- Le CDTI ou *Computed Tomography Dose Index* (mGy) : la dose moyenne dans la coupe.
- L : la longueur de la zone irradiée L (en cm).

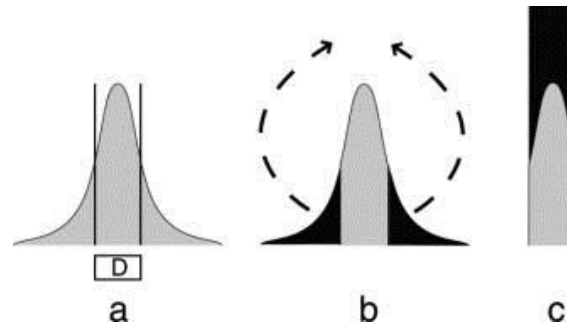


Figure S-3 : L'épaisseur nominale de coupe correspond à la largeur à mi hauteur (D).

Quelques précisions sur le CDTI : c'est une estimation de la dose délivrée à l'organe

Seul le rayonnement compris entre les 2 droites participe à la formation de l'image. Mais l'ensemble de la surface irradiée participe à la dose. Energie déposée qu'il faut réintroduire (la dose dans la tranche « i » est impactée par les coupes « i-n » et « i+n »). Paradoxalement, les coupes fines ont un CDTI plus élevé que les coupes épaisses parce que l'effet de diffusion des coupes adjacentes n-i et n+i sera plus important

On définit plusieurs grandeurs normalisées de CDTI :

- $_N\text{CDTI}$: normalisé à 1 mA
- $_N\text{CDTI}_w$: le CDTI pondéré

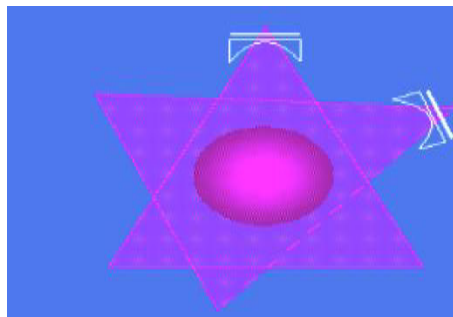


Figure S4 : échelle de dose au niveau d'un fantôme de 32 cm : la dose est plus importante en périphérie

Le $_N\text{CDTI}_w$ est déterminé seulement pour les fantômes de 32cm (tronc) : facteur de pondération 1/3 au centre et 2/3 en périphérie (déterminé sur fantôme par mesures avec des chambres d'ionisations crayon). On considère que pour des dimensions plus petites, il n'y a pas de pondération et que la distribution de dose est uniforme.

$$_N\text{CDTI}_w(\text{mGy}) = 1/3 \text{ CDTI}_c + 2/3 \text{ CDTI}_p \text{ normalisé à 1mA}$$

- $_N\text{CDTI}_{\text{vol}}$: CDTI Volumique normalisé : utilisé pour déterminer le CDTI des scanners spiralés. C'est le CDTI normalisé (1 mA) pour 1 pas d'hélice

$$CTDI_{vol. [mGy]} = N CTDI_{w.[mGy]} mAs d_{[mm]} / (N T_{[mm]})$$

Avec :

- **d**: déplacement de la table pendant une rotation
- **N** : nombre de coupe par rotation
- **T** : largeur de la coupe

Nota : la grandeur **d/N.T** s'appelle « **pitch** »

- Si le pitch est inférieur à 1, cela signifie que des coupes se superposent et augmentent la dose
- Si les spires sont jointives, le pitch est égal à 1
- Si les spires ne sont pas jointives, le pitch est supérieur à 1 et la résolution de l'image diminue par diminution des données sur un volume donné.

Remarque : une rotation de scanner comprend plusieurs coupes. La plupart des scanners sont spiralés multi-coupes. les spires ne sont pas obligatoirement jointives mais il existe une continuité du volume irradié.

Il faut bien comprendre que le $CTDI_{vol}$ est un index d'exposition quantifiant la dose délivrée en fonction des paramètres de la coupe mais que cet index ne reflète pas la dose totale reçue par le patient. Par exemple, si le CTDI est de 15 mGy, la dose reçue par le patient pour une coupe sera de 15 mGy mais la dose reçue pour 10 coupes jointives sera également 15 mGy (et non 150 mGy). La différence est que cette dose sera délivrée dans un volume plus grand, et le patient aura bien absorbé 15 fois plus d'énergie, mais l'énergie par unité de volume (définition de la dose) est la même. (voir cas particulier des doses peau) Pour tenir compte de ce point fondamental, on a défini, par analogie avec le produit Dose.Surface, le produit Dose.Longueur, qui est un meilleur indicateur de l'exposition du patient.

$$PDL (mGy.cm) = CTDI_{vol} \times \text{longueur explorée}$$

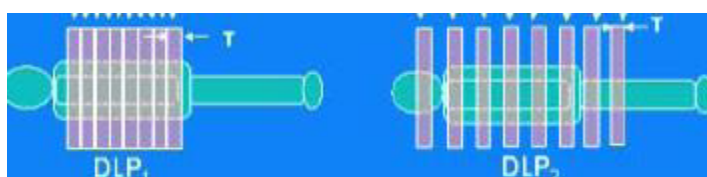


Figure S5: les 2 PDL sont identiques malgré une exploration sur une plus grande longueur à cause d'un pas d'hélice plus grand

	PDL (mGy.cm)	CTDI (mGy)	Dose organe (mGy)
Crane	1013	59	Cristallin : 50
thorax	415	11.9	Seins : 20
Abdomino pelvien	711	16.2	Utérus : 20

Tableau S7: exemple PDL/CTDI (Bilan dosimétrique IRSN)

S.6 DOSE EFFICACE E

La dose efficace n'est pas directement accessible à la mesure. Les calculs pour la déterminer sont complexes. On peut cependant avoir une approximation :

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. On admettra qu'elle est indépendante du patient. On aura ainsi :

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

- GDo : grandeur dosimétrique dépendant de l'examen considéré (PDS, PDL, De)
 - e_{GDo} : facteur de conversion permettant le passage de la GDo à la dose efficace.
- Ce facteur de conversion provient des W_t pour les organes de la zone irradiée. Pour certains examens (crâne, extrémités) ces facteurs sont faibles en raison d'un W_T peu élevé.

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

- en radiographie : dose absorbée à l'entrée (De : mGy)
- en radioscopie : produit de dose par la surface (PDS : Gy.cm²)
- en scanographie : produit de la dose par la longueur (PDL : mGy.cm)

Pour rappel, ces facteurs sont déterminés pour un adulte de 70 kg. Ils dépendent de la taille du champ et ont été déterminés par code Monte Carlo

organes	RX(mSv/mGy)	scopie(mSv/Gy.cm ²)	Scanner(mSv/mGy.cm)
Crâne	0.02	0.04	0.0023
Thorax AP		0.21	
Thorax PA	0.23	0.11	0.017
Abdomen AP	0,31	0.21	
Abdomen PA	0.15	0.11	0.015
Col.cervicale	0.19	0.21	0.054
Col.dorsale	0.17	0.27	
Col.lombaire	0,21	0.21	
Hanche	0.17	0.19	0.019
Genou	0.002		

Tableau S8 : exemples de facteurs de conversion (Réf : Jones et al. :Dose from Medical X Ray examination Drexler et al. The calculation of dose from external photon)

Remarque :

AP : Antéro postérieur

PA : Postéro Antérieur

Remarque : différence entre RX et scopie ?

La radiographie (RX) utilise énergie et mA élevés pendant un temps très court. La scopie, c'est un amplificateur de brillance qui peut fonctionner en « continu » . Il fonctionne en réalité en pulsé (n nombre d'images par seconde). Les kV et surtout les mA sont beaucoup plus faible que pour la radiographie afin d'éviter une augmentation de température trop importante au niveau de l'anode. L'image n'a bien entendu pas la même résolution mais suffisante (on n'est plus dans du diagnostique).

En interventionnelle, même si la taille du champ est connue et permet d'utiliser la dose d'entrée, les facteurs de conversion utilisés à partir de la dose d'entrée ne sont pas valable.

Par exemple, si on prend la pose d'un pace-maker en cardiologie interventionnelle, en prenant la dose d'entrée et le facteur de conversion thorax, on considèrerait implicitement que l'ensemble du thorax est irradié alors que ce n'est qu'une partie.

L'utilisation du PDS permet de contourner cette difficulté. En calcul « coin de table » avec le PDS : 1Gy.cm^2 donne 0,1mSv en dose efficace

Il est important de rappeler que ceci ne donne qu'une estimation de la dose efficace

Exemple1 : le patient irradié en cardiologie interventionnelle

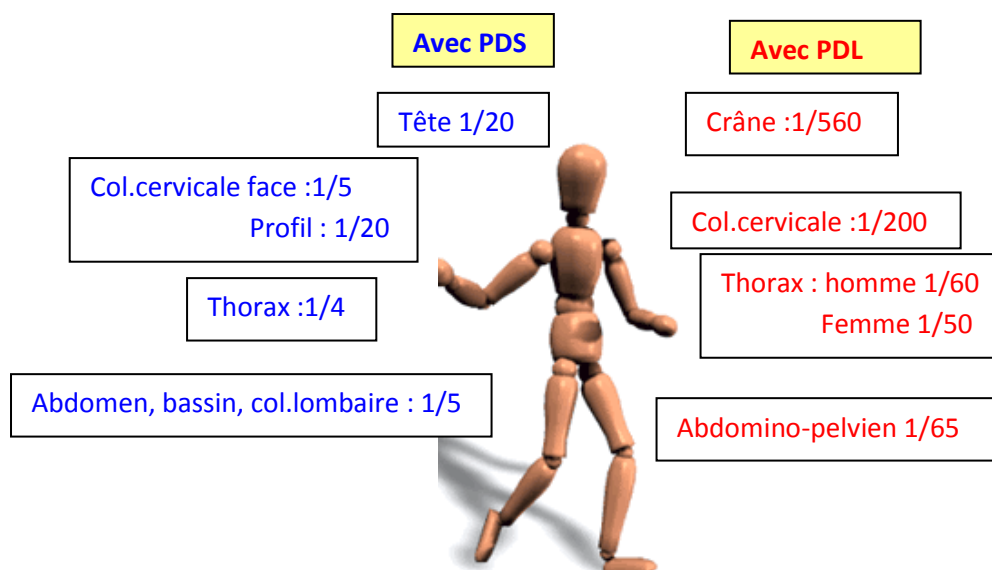
Le cardiologue vous a appelé parce que lors d'un acte de radiologie interventionnelle, son patient (100Kg) a reçu 30 Gy. En fait : $\text{PDS à } 30\text{Gy.cm}^2$ ce qui fait une dose d'entrée de 300mSv.

Votre cardiologue, rassuré, vous rappelle : son patient qui vient d'avoir un pace maker doit avoir un coronaro-scan (10 mSv attendus en dose efficace). Peut-il le faire sans danger compte tenu de la dose qu'il a reçu lors de la pose de son pace maker?

Comment évaluer la dose efficace reçue lors de pose du pace maker ?

Le volume irradié lors de son intervention correspond à 10 x 10 en surface x 30 cm en épaisseur, soit 3kg de patient avec un peu de poumons, beaucoup de cœur, un peu de moelle osseuse, un peu de peau. De plus, votre dose en surface n'est pas la dose en profondeur.

Vous ne pouvez répondre exactement à votre cardiologue mais en prenant le facteur de pondération de 0,11 (l'examen s'est fait en PA vous arrivez à 3.3mSv. C'est imprécis, mais cela permet d'avoir une valeur utile.



FigureS6 : Quelques facteurs de conversion pour un calcul coin de table du calcul de la dose efficace

S.7 CONCLUSIONS

PDS et PDL sont *essentiellement* des valeurs dosimétriques **extensives** qui permettent des études comparatives.

Ces valeurs permettent également simplement et de façon un peu imprécise mais efficace de déterminer la dose peau de la surface irradiée et la dose efficace.

Le problème concerne la dose en profondeur et la dose à l'organe qui demande des calculs plus complet. C'est surtout vrai pour le scanner qui donne des doses importantes

Exemple : un scanner cérébral donne une dose efficace de 2mSv **MAIS** la dose délivrée au cristallin est de 50 mGy (source IRSN)

Examen radiologique	Dose effective (mSv)	Nombre de jours équivalents
Radiographie thoracique	0.2	24 jours
Radiographie du crâne	0.7	80 jours
Mammographie	0.7	80 jours
Radiographie colonne lombaire	1.5	171 jours
Scanner colonne lombaire	6	729 jours
scanner du transit	3	1 année
scanner tête	2.0	243 jours
scanner thorax	9	2,7 années
scanner abdomen	10	3,3 années
coronaroographie par scanner	21,4	6,9 années

Tableau S9 : dose efficace pour quelques examens et leur correspondance en irradiation naturelle

Pour en savoir plus !!



http://www.irsn.fr/FR/expertise/rapports_expertise/Documents/radioprotection/IRSN_PRP-HOM-2013-12_Doses-patients-scanographie-2012.pdf