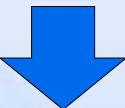


Dosimétrie en Radiodiagnostic

Introduction

**Le détriment radiologique d'une procédure
est lié à la dose efficace**

- Passage en revue des indicateurs de base de la dose et méthode de mesure
- 
- Exemple de doses efficaces en radiodiagnostic

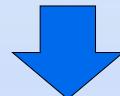
- * Malgré que les doses administrées en imagerie médicale sont **généralement faibles**, certains examens peuvent causer un **détriment significatif**.
- * Nous allons voir :
 - * les indicateurs de dose,
 - * des moyens de les mesurer,
 - * Comment les utiliser pour déterminer les doses de l'organe et la dose efficace.

Pourquoi déterminer la dose?

La connaissance de la dose absorbée due aux rayonnements d'un patient subissant une procédure diagnostique est essentielle pour évaluer le :

détriment radiologique de la procédure.

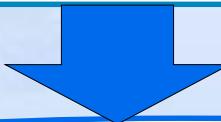
- L'exposition médicale est la première source artificielle d'exposition de la population.
- La pratique radiologique est en perpétuelle évolution (Scanner,.....).
- Équipements souvent mal ajustés et mal utilisés.
- Pour les **faibles doses**, les radiodermites peuvent apparaître longtemps après l'exposition



AIEA, CE... recommandations et législations visant à réduire les doses aux patients

Résultats de l'enquête CEC 1991

- Une enquête internationale 16 pays/83 départements
 - Différentes procédures (thorax, rachis lombaire,...)
 - suivie par 15 experts radiologues
 - Contrôle de qualité
 - Mesure de la dose à la surface d'entrée
 - Dosimétrie par trois laboratoires (TLD)



CONCLUSION: Large dispersion des doses pour une qualité comparable!!!! !

Type de projection	Thorax PA	Thorax Lateral	Rachis lombaire AP ou PA	Rachis lombaire Lateral	Lumbo-Sacré (Lat)
Minimum	0.03	0.13	0.5	0.9	2.7
Moy.	0.36	1.31	7.8	18.7	34.6
Deviation Standard	0.75	2.9	6.8	13.3	20.3
Maximum	11.99	38	63.9	68.5	119.9
3 ^e percentile	0.39	1.22	10	26.5	45.7

Rapport de 400 !!!

Détriment – Dose efficace

L'exposition aux radiations des différents tissus et organes résulte en différentes probabilités de différentes gravités.

Cette combinaison est appelée :



“Détriment”.

- La dose efficace est la représentation quantitative du détriment radiologique

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

- **E** : dose efficace
- **w_T** : facteur de pondération pour l'organe ou le tissu **T**
- **H_T** : dose équivalente à l'organe ou tissu **T**
- **La dose efficace n'est pas “mesurable” !**

Facteur de pondération pour les tissus, W_T

Tissu	1977	1991	2007
	ICRP 26	ICRP 60	ICRP 103
Gonades	0.25	0.20	0.08
Moelle osseuse rouge	0.12	0.12	0.12
Colon		0.12	0.12
Poumons		0.12	0.12
Estomac		0.12	0.12
Vessie		0.05	0.04
Seins	0.15	0.05	0.12
Foie		0.05	0.04
Œsophage	0.12	0.05	0.04
Thyroïde	0.03	0.05	0.04
Peau		0.01	0.01
Surface de l'os	0.03	0.01	0.01
Reste	0.30	0.05	0.12

Contenu

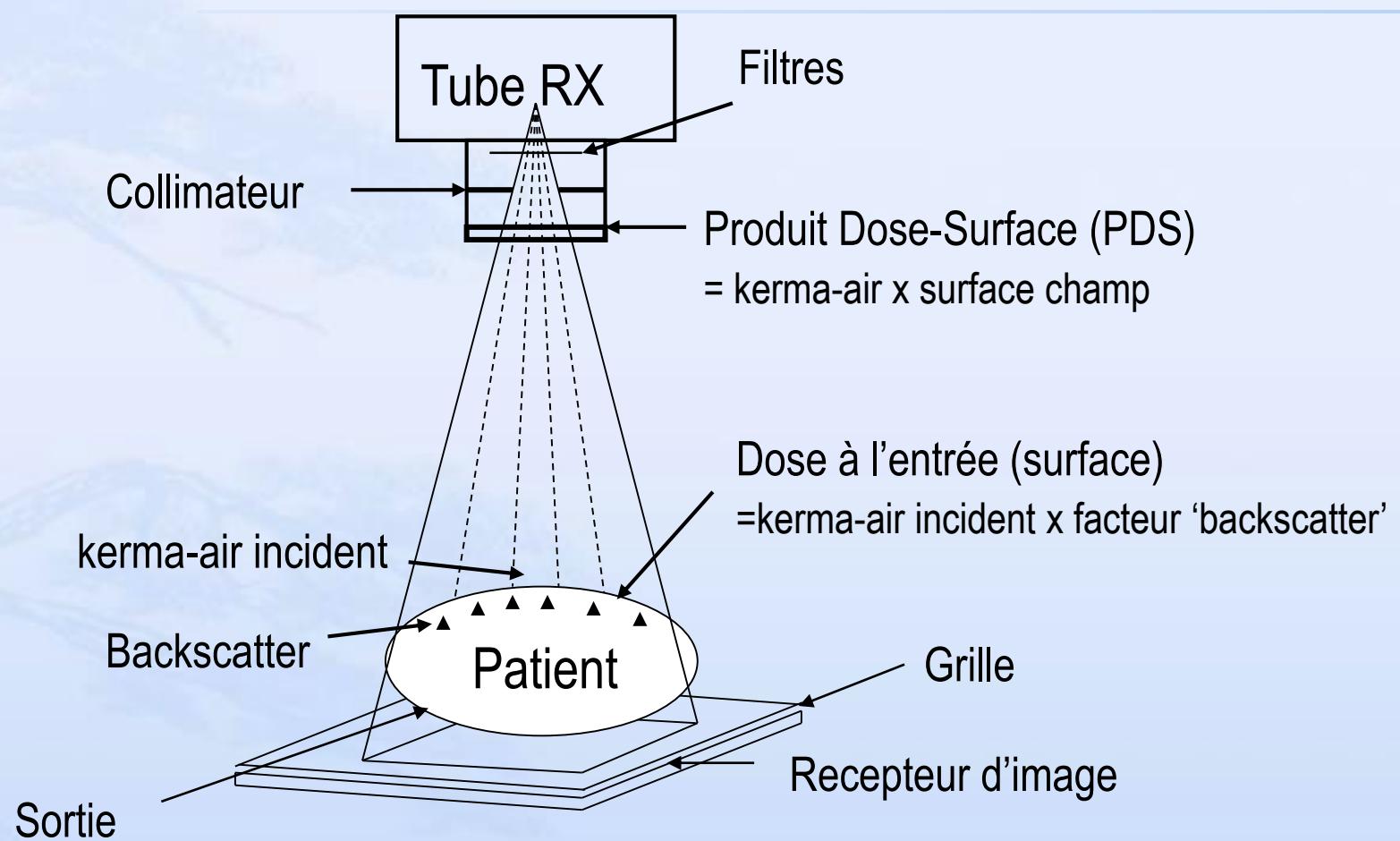
- ✿ Dosimétrie en Radiologie Conventionnelle et radioscopie
- ✿ Dosimétrie en Scannographie
- ✿ Dosométrie en mammographie

Radiologie Conventionnelle et Radioscopie

Grandeurs dosimétriques

- * Dose dans l'air D_a (mGy)
- Dose à l'entrée D_e (mGy)
- Dose en profondeur D_z (mGy) ou dose à l'organe D_t
- Produit Dose Surface, PDS (mGy.cm²)

Quantités Dose-Patient



Illustration



Tube à RX

kV, mmAl

Chambres d'ionisation

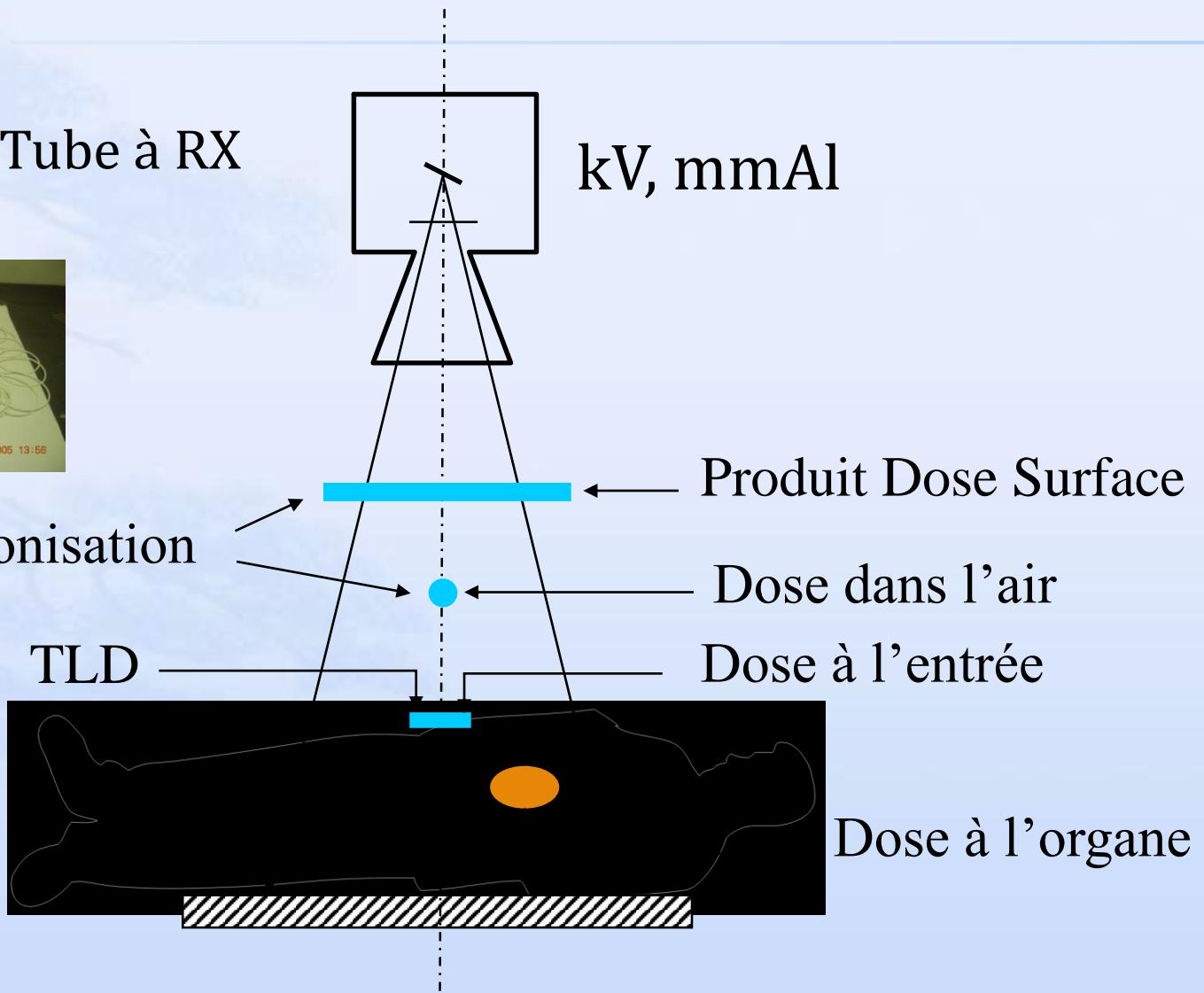
Produit Dose Surface

Dose dans l'air

Dose à l'entrée

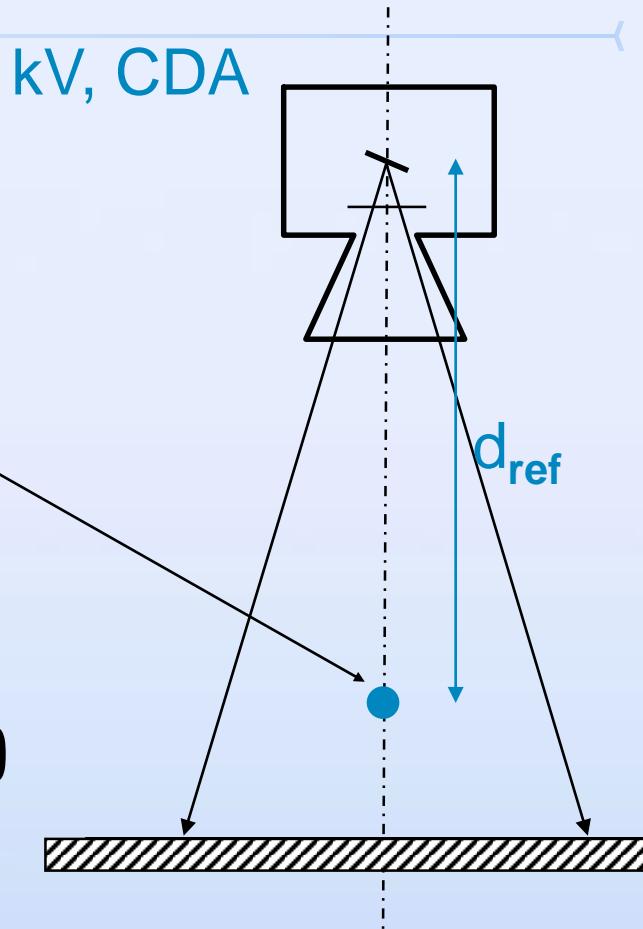
Dose en profondeur

Dose à l'organe



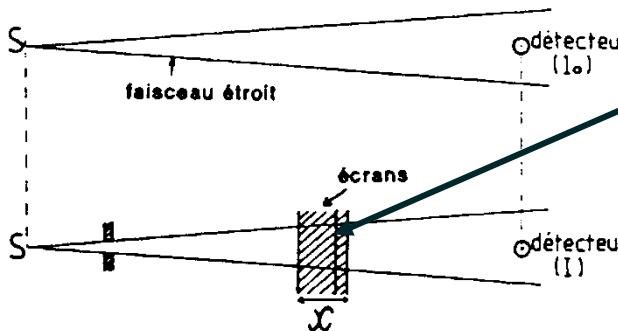
Dose dans l'air

- * Conditions de référence
 - distance foyer point de mesure d_{ref}
- * Chambre d'ionisation étalonnée
- * Qualité de faisceau
 - tension appliquée
 - Couche de Demi Atténuation (CDA)

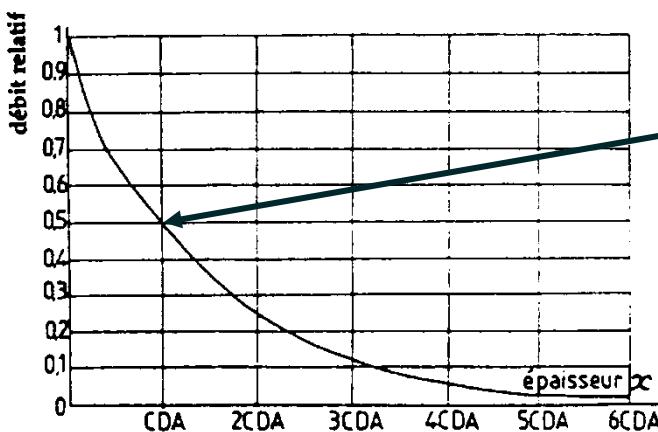


La qualité du faisceau

Mesure de la CDA



- La CDA peut être évaluée en ajoutant des couches minces d'Al ou de Cu dans le faisceau de RX et mesurer l'atténuation
- L'épaisseur de matériaux permettant de réduire la dose de 50% constitue la couche de demi atténuation (CDA)

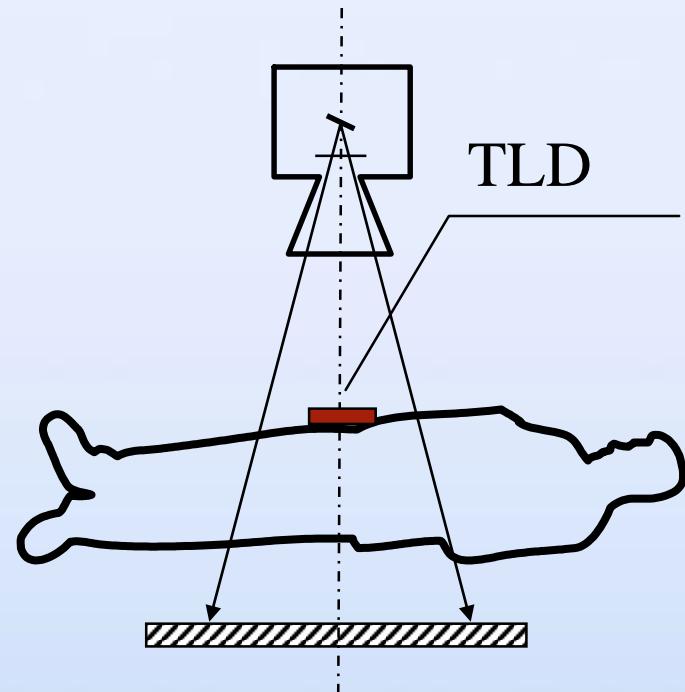


QUANTITÉES MESURÉES

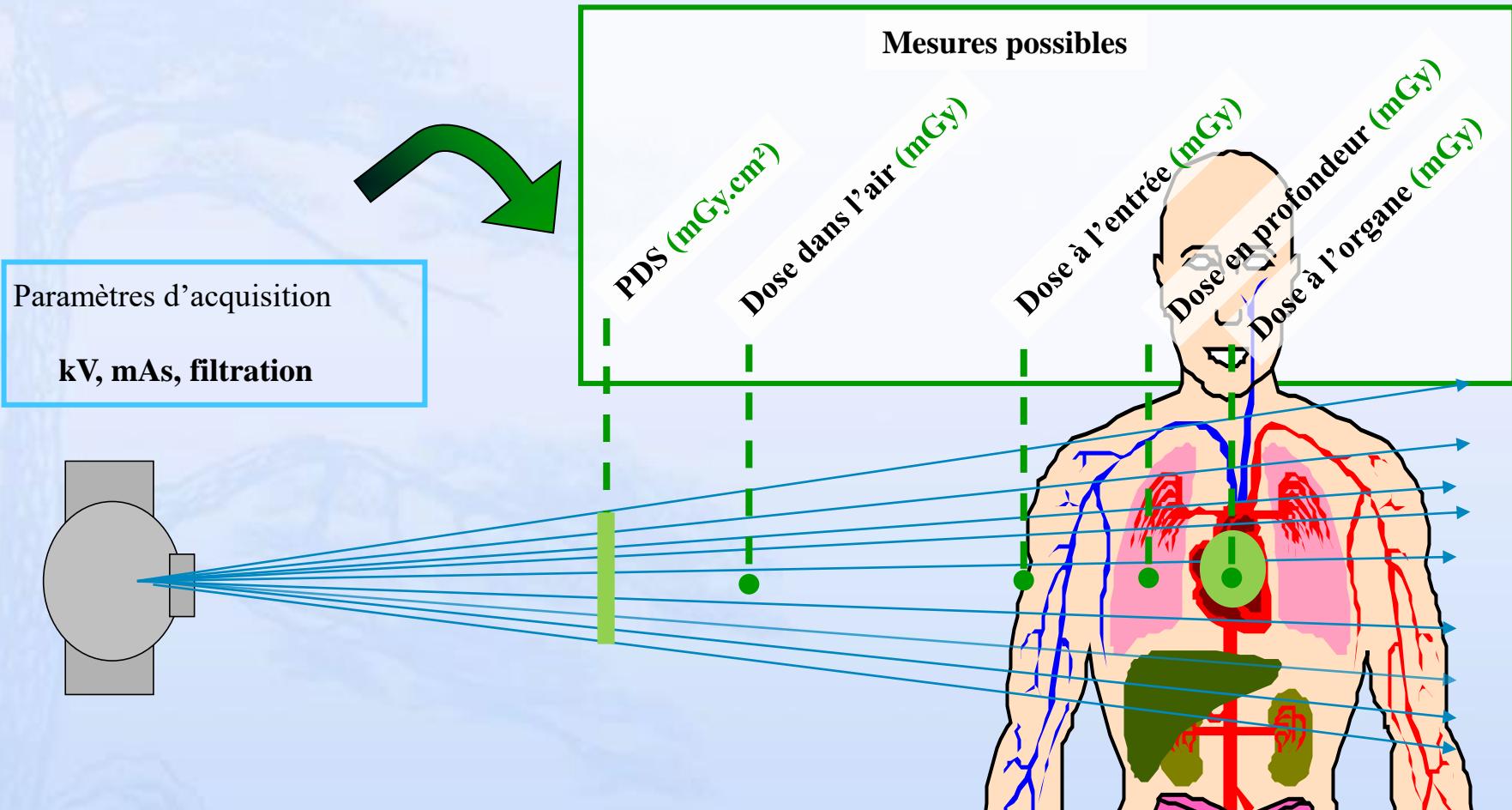
(Chambre d'ionisation, TLD,...)

Quantités Mesurables : Radiographie & Fluoroscopie

- Dose dans l'air
- Dose à la Surface d'Entrée 'ESD'
 - ESD mesurée sur la surface du patient ou du fantôme sur l'axe central; elle inclut la rétrodiffusion.
- Produit Dose Surface 'PDS ou DAP'
 - DAP est défini comme la dose dans l'air dans un plan, intégré sur la surface d'intérêt



Evaluation des doses en radiologie : Mesure



Valeur Mesurée ou Calculée ?

M/C

M/C

M/C

C

C

Cas particulier :

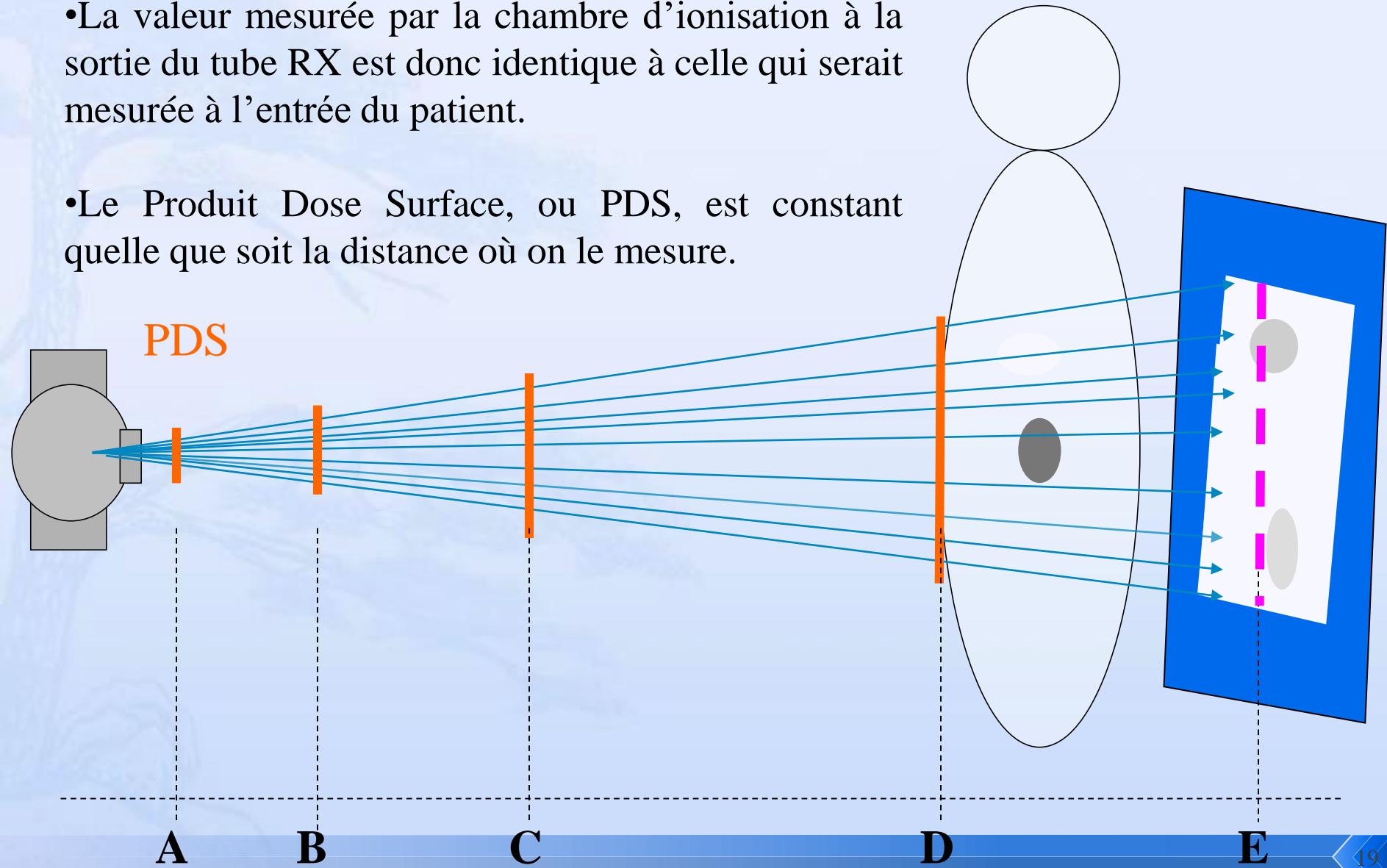
Mesures dosimétriques sur le fantôme Rando-Alderson (TLD)

- * Mesures dosimétriques sur le fantôme Rando-Alderson pour la détermination de la dose aux organes (**Dosimètres thermoluminescents, TLD**).



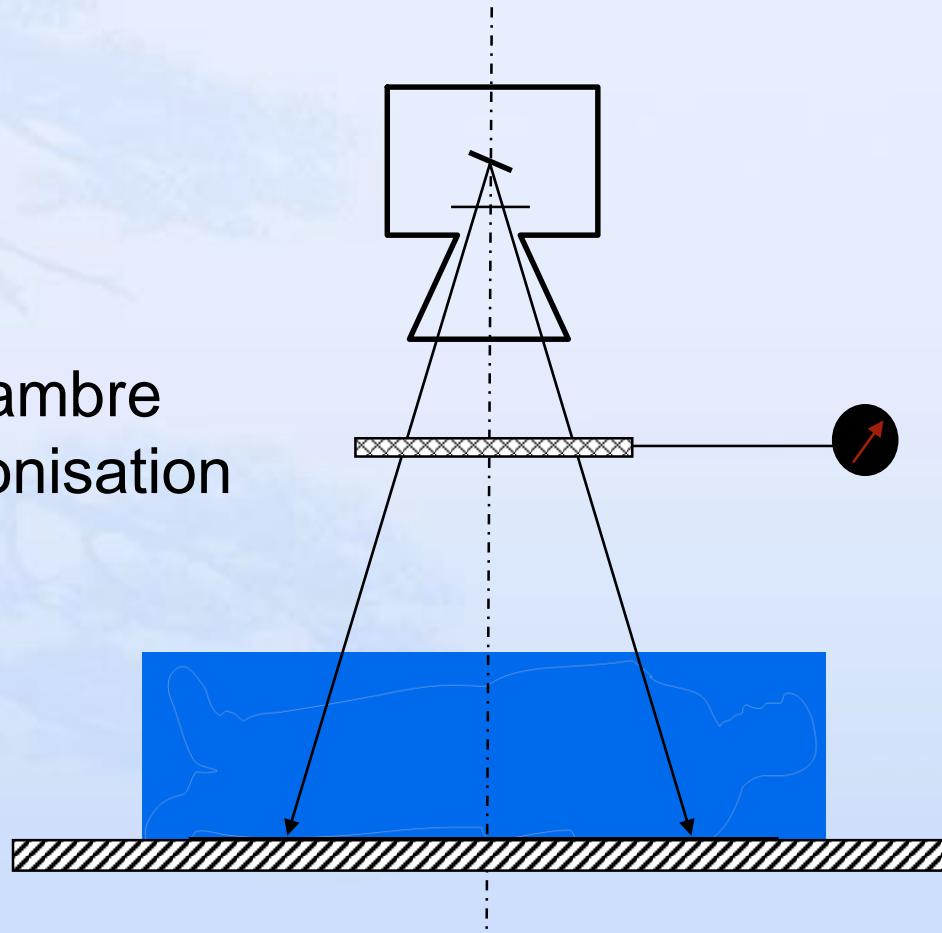
Produit Dose Surface

- La valeur mesurée par la chambre d'ionisation à la sortie du tube RX est donc identique à celle qui serait mesurée à l'entrée du patient.
- Le Produit Dose Surface, ou PDS, est constant quelle que soit la distance où on le mesure.

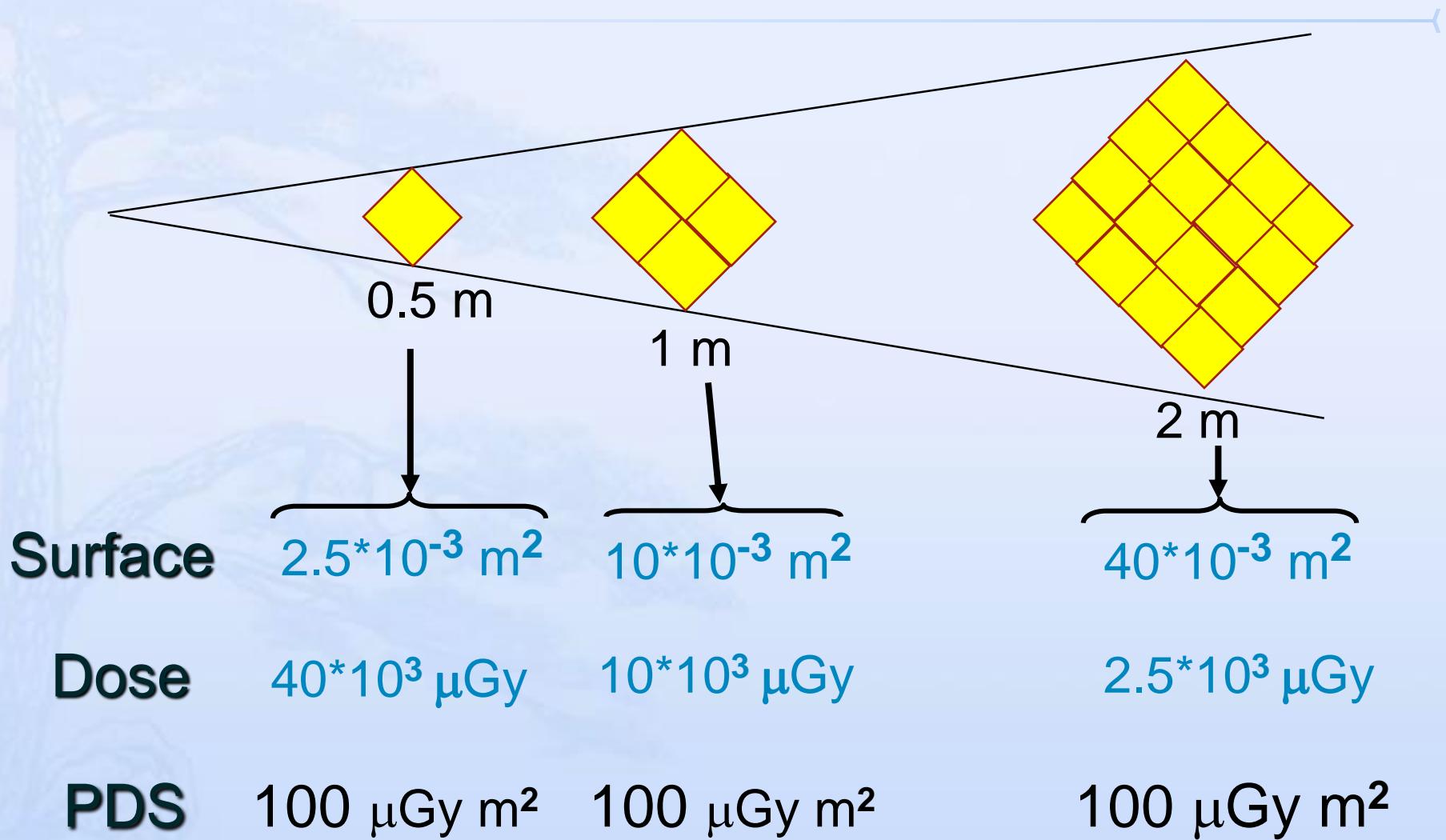


Produit Dose Surface

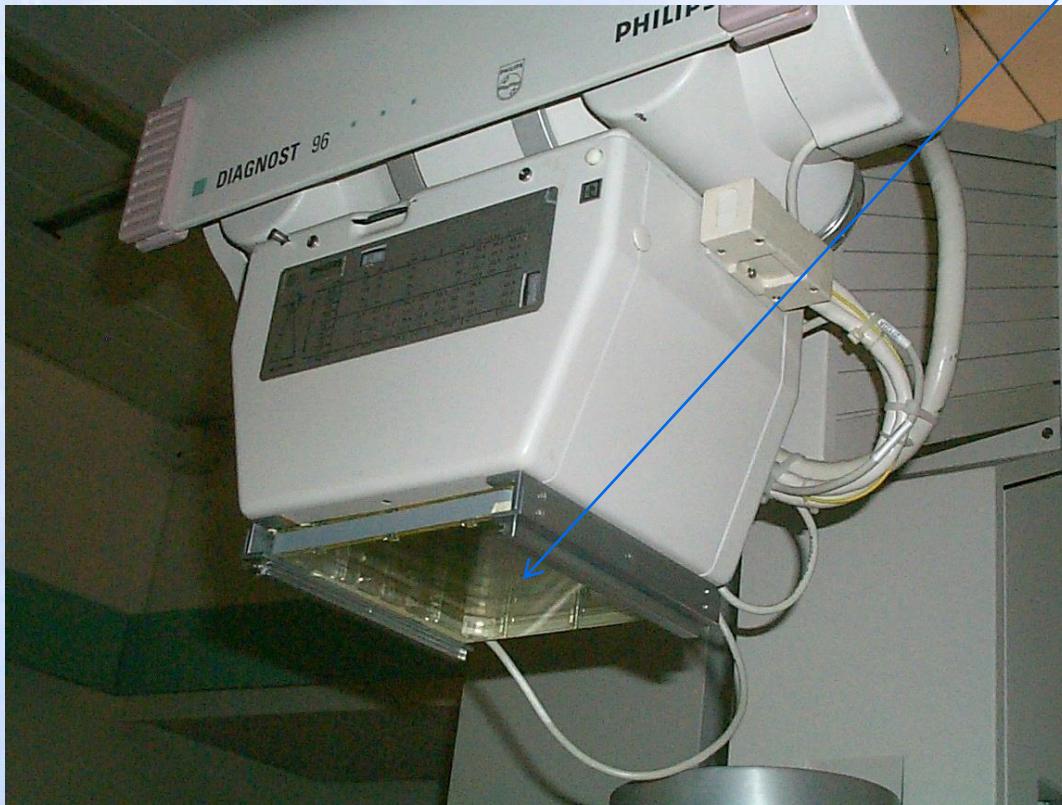
chambre
d'ionisation



Produit Dose Surface



PDS : mesure par chambre d'ionisation



QUANTITÉES CALCULÉES

(en fonction des paramètres d'irradiation)

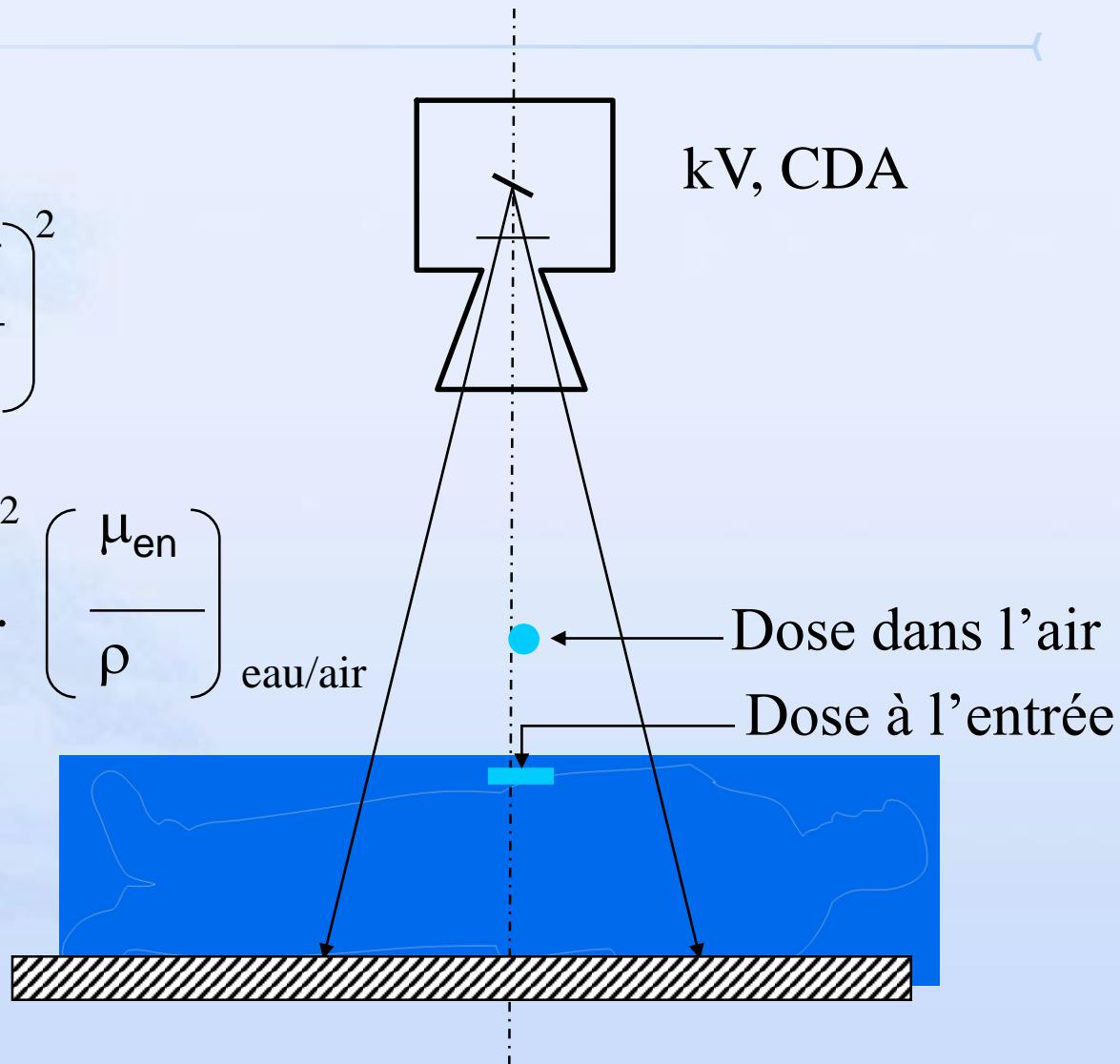
Quantités calculées (en fonction des paramètres d'irradiation)

Dose à l'entrée

- $(D_e)_{\text{air}} = D_{\text{air}} \cdot \left(\frac{d_{\text{ref}}}{d_e} \right)^2$

- $D_e = D_{\text{air}} \cdot B \cdot \left(\frac{d_{\text{ref}}}{d_e} \right)^2 \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{eau/air}}$

$$\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{eau/air}} = 1.06$$



Coefficient de rétrodiffusion B

- Représente la contribution des photons rétrodiffusés par le milieu
- Disponible dans la littérature

CDA mm Al	Dimensions du champ (cm x cm)				
	10 x 10	15 x 15	20 x 20	25 x 25	30 x 30
2.0	1.26	1.28	1.29	1.30	1.30
2.5	1.28	1.31	1.32	1.33	1.34
3.0	1.30	1.33	1.35	1.36	1.37
4.0	1.32	1.37	1.39	1.40	1.41

Dose en profondeur (D_z)

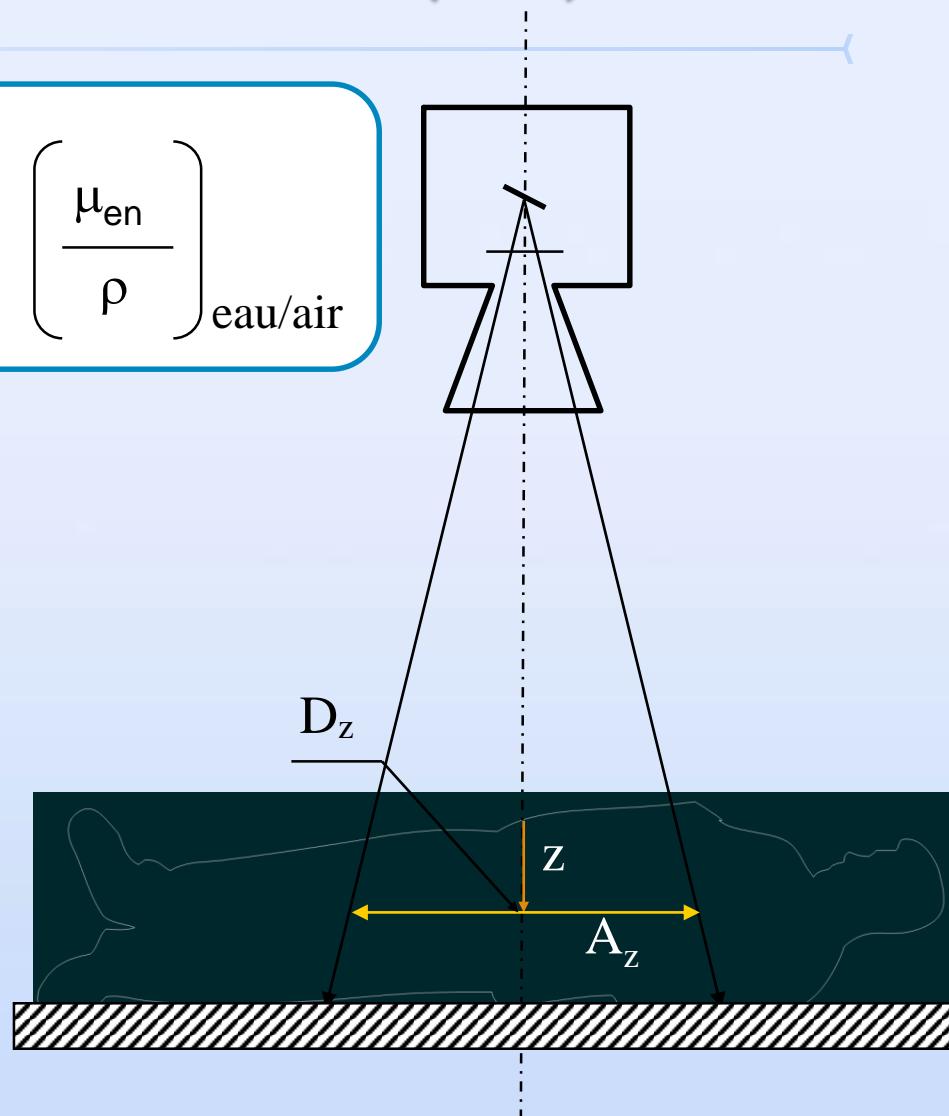
- $$D_z = D_{\text{air}} \left(\frac{d_{\text{ref}}}{d_e} \right)^2 \cdot \text{RTA}(A_z, z) \cdot mAs \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{eau/air}}$$

- $$\text{RTA}(\text{Rapport Tissu air}) = \left(\frac{D_z}{D_a} \right)$$

A_z : Dimension du champ à la profondeur z

D_z : la dose absorbée en un point de l'axe
situé à la profondeur z dans les tissus

D_a : la dose absorbée au même point dans l'air

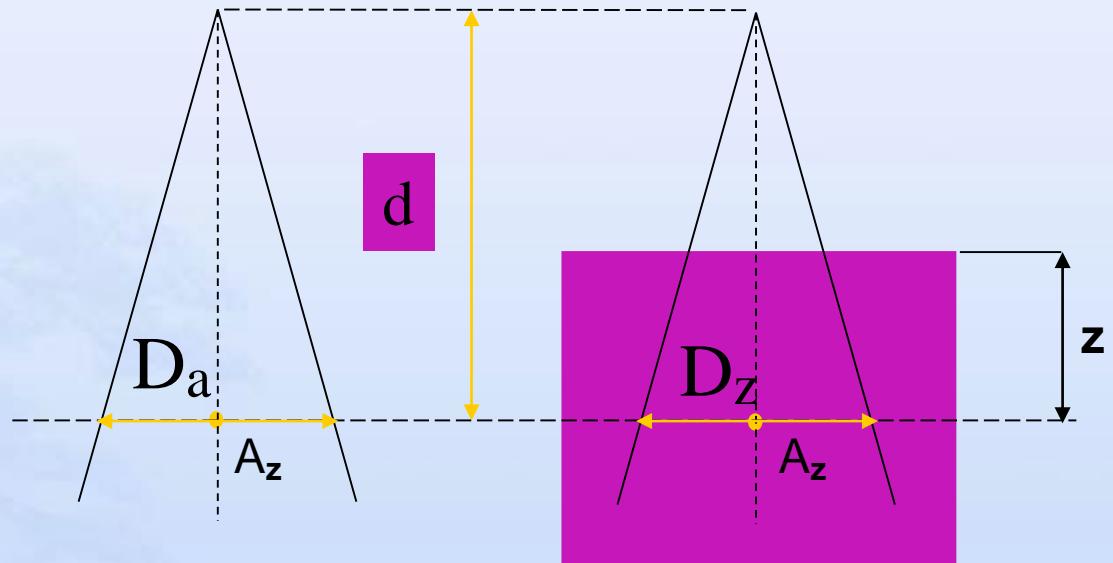


Rapport Tissu Air (RTA)

$$\text{RTA}(\text{Rapport Tissu-air}) = \left[\frac{D_z}{D_a} \right]$$

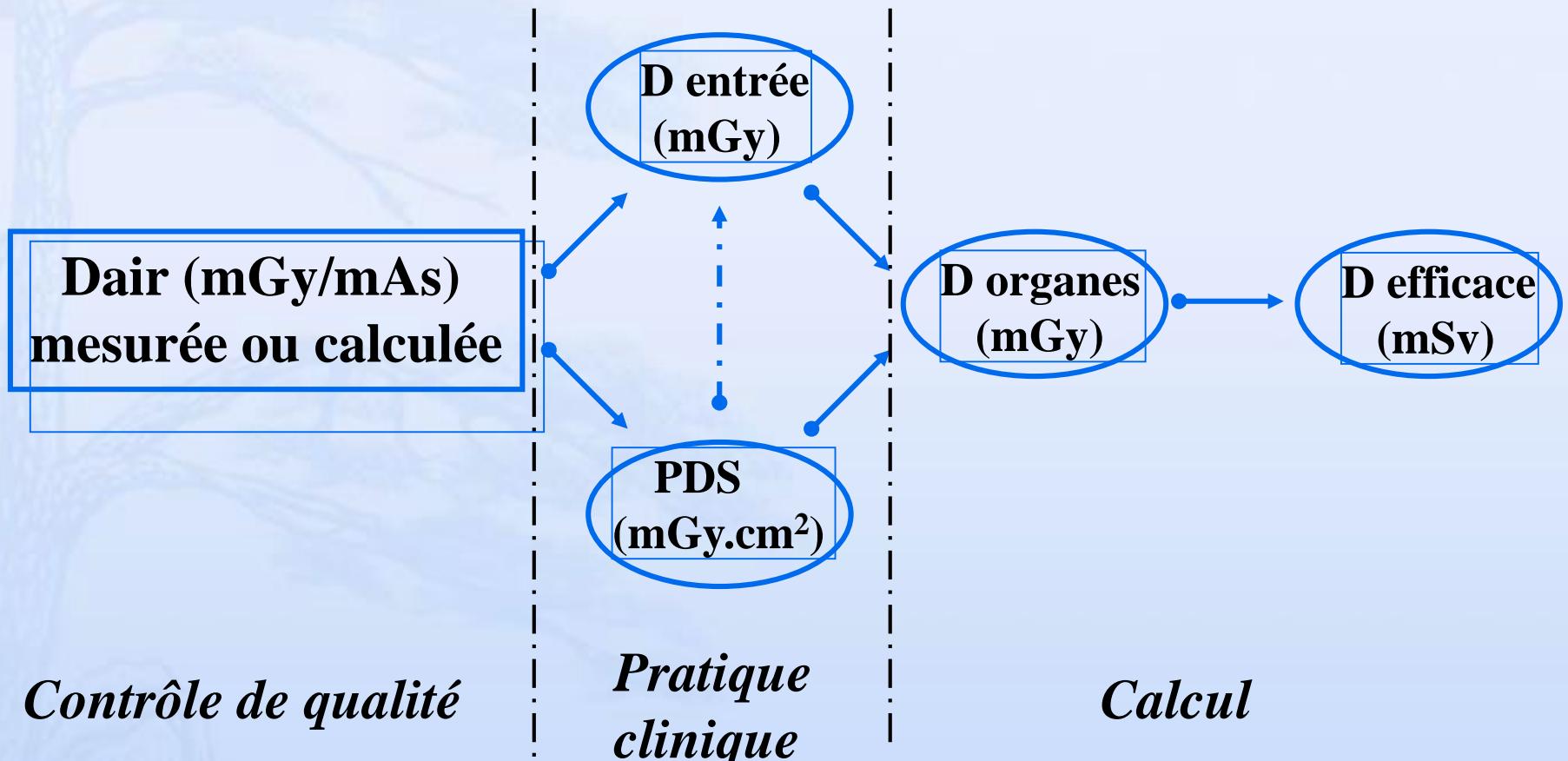
D_z : la dose absorbée en un point de l'axe situé à la profondeur z dans les tissus

D_a : la dose absorbée au même point dans l'air



Récapitatif

Relations entre les différentes grandeurs dosimétriques



Exemples pratiques

*Dose à l'entrée pour
les principaux examens radiographiques en GB*

Type d'examen	Dose à l'entrée (mGy)		
	moyenne	minimale	maximale
Rachis lombaire AP	6,4	1,0	42,0
Rachis lombaire LAT	15,0	2,2	75,0
Rachis lombaire JLS	30,0	5,5	173,0
Thorax AP	0,24	0,06	0,8
Thorax PA	0,17	0,01	1,9
Thorax LAT	0,73	0,04	3,6
Abdomen AP	5,8	0,8	28,0
Pelvis AP	4,7	0,9	25,0
Crâne AP/PA	2,8	0,1	10,0
Crâne LAT	1,5	0,1	6,0
Rachis dorsal AP	4,2	0,2	27,0
Rachis dorsal LAT	12,0	0,5	84,0

Exemples pratiques

*Dose moyenne à l'entrée
pour l'enfant en fonction de l'âge (en mGy)*

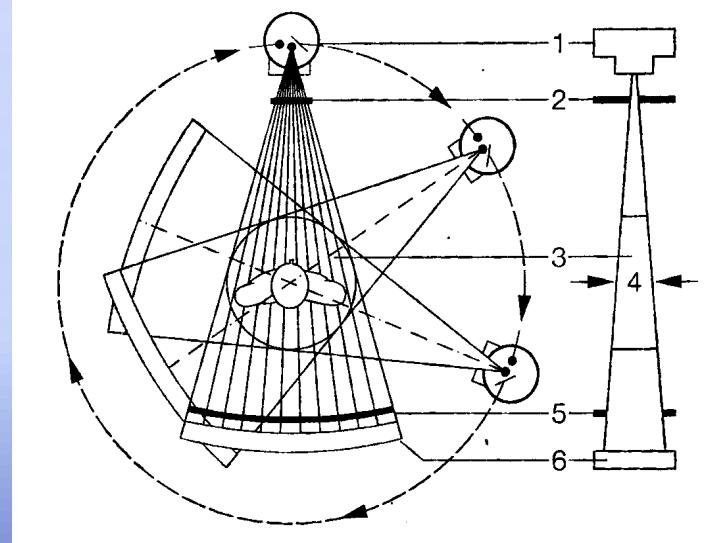
Type d'examen	1 à 5 ans	6 à 18 ans
Thorax	0,280	0,560
Crâne	-	2,980
Abdomen	0,750	1,190
Pelvis	1,060	3,070

Exemples pratiques

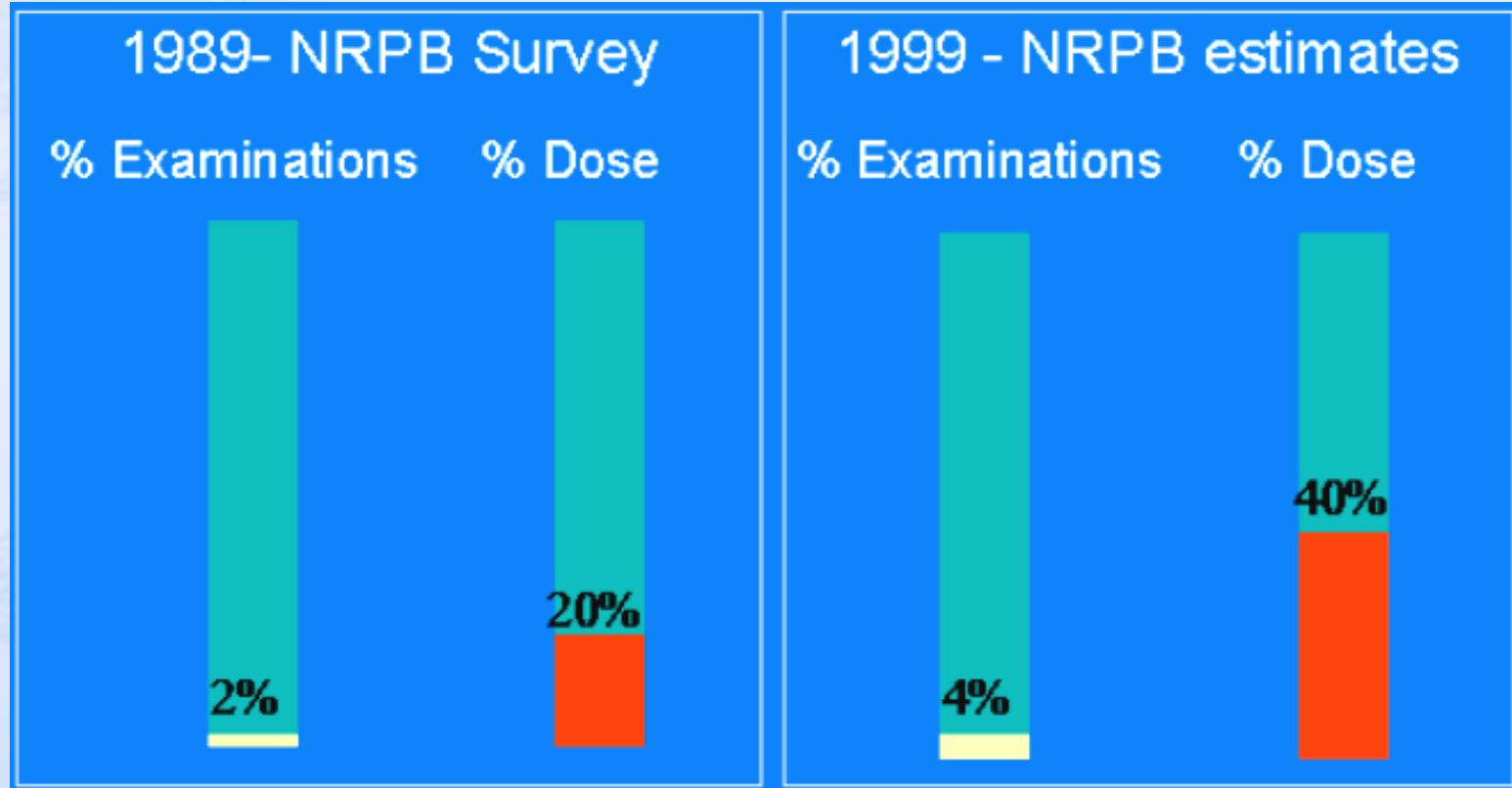
*Produit Dose•Surface (en Gy•cm²)
pour des Procédures Complètes chez l'adulte*

Type d'examen	Produit dose•surface (Gy•cm ²) moyenne	minimale	maximale
Lavement baryté	27,0	6,9	79,0
Repas baryté	13,0	2,8	54,0
UIV	16,0	4,5	39,0
Venogramme	3,0	1,7	5,9

Dosimétrie en Scannographie



Contribution du scanner à la dose population

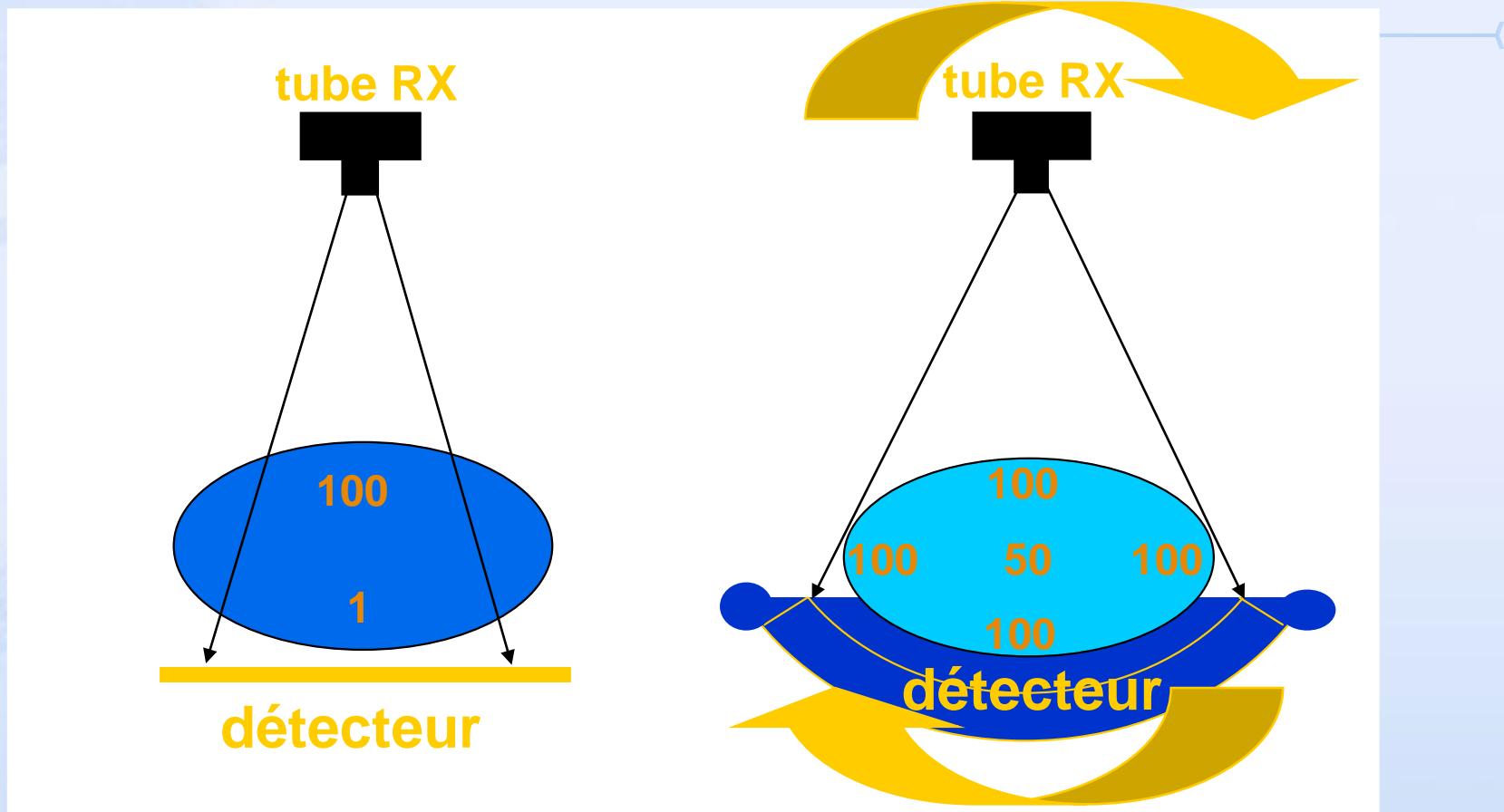


Les examens de scanner sont parmi les plus irradiants pour le patient dans le domaine du diagnostic.

Répartition de la dose en scannographie

- * En scanographie, l'utilisation d'un faisceau en éventail très collimaté conduit à une distribution de dose très différente de celle habituellement rencontrée dans les examens en radiologie conventionnelle.
- * Les doses évoquées ici font référence à la distribution axiale de la dose suivant l'axe longitudinal du scanner. Afin de déterminer cette dose, de nombreux index ont été mis en place.

Répartition de la dose en scannographie



Irradiation pratiquement homogène dans le volume exploré, contrairement à la radiologie classique.

Grandeurs propres à la scanographie

CTDI : - Computed Tomographic Dose Index (mGy).
- Grandeur pour spécifier le dose délivrée par les scanners

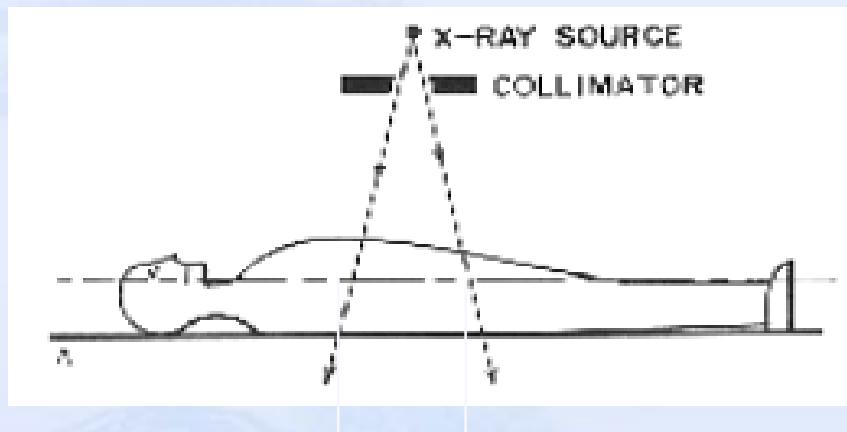
MSAD : Multiple Scans Average Dose, en mGy

PDL : Produit Dose Longueur, en mGy.cm

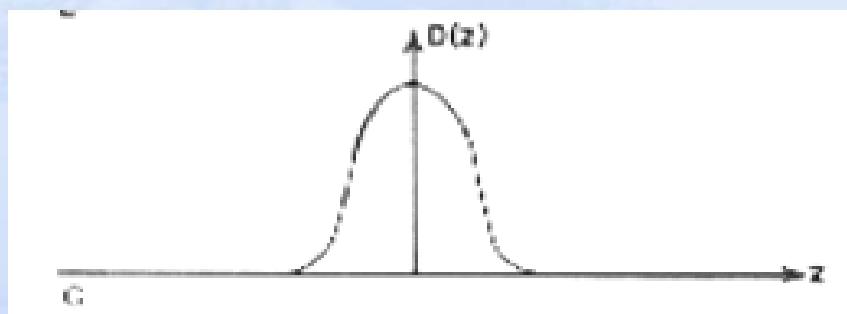
CTDI & MSAD → dose aux organes

PDL → estimation du risque

Distribution de la dose pour une coupe



Le long de l'axe Z



← **Profil**

Distribution de la dose pour une coupe

dans l'air



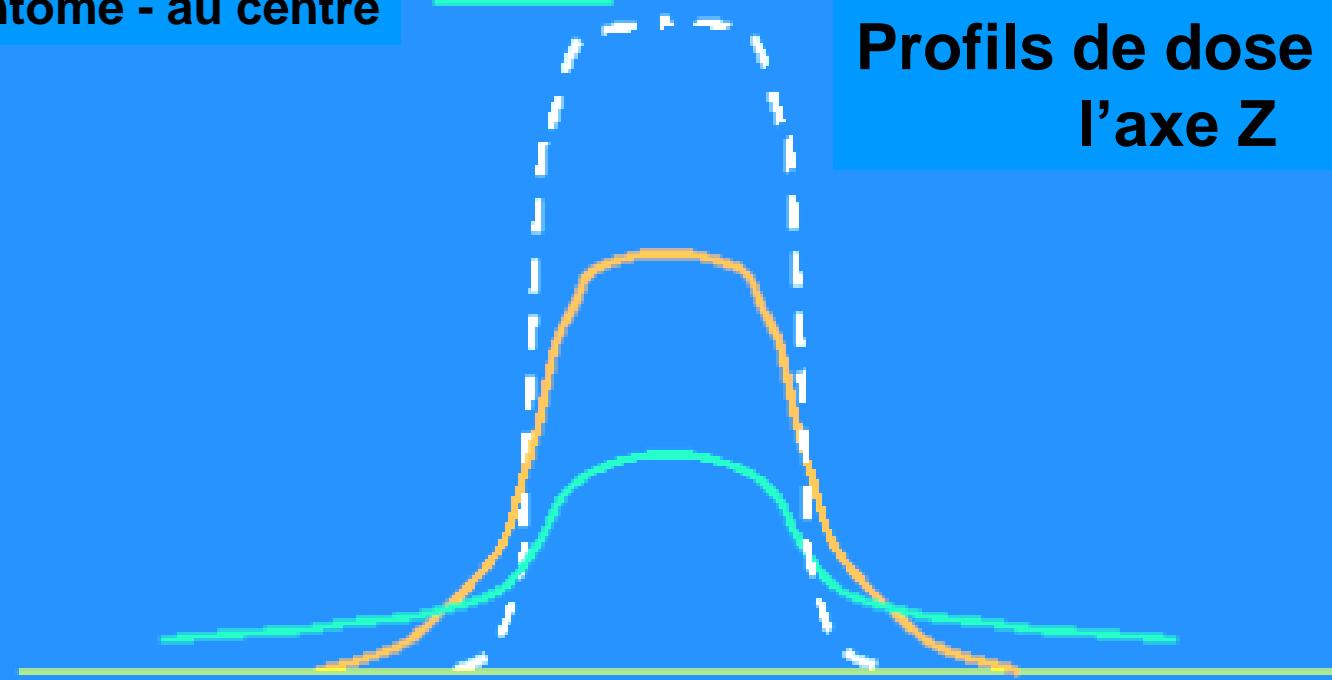
dans fantôme - 1 cm



dans fantôme - au centre



Profils de dose selon
l'axe Z



Profil de dose pour une coupe

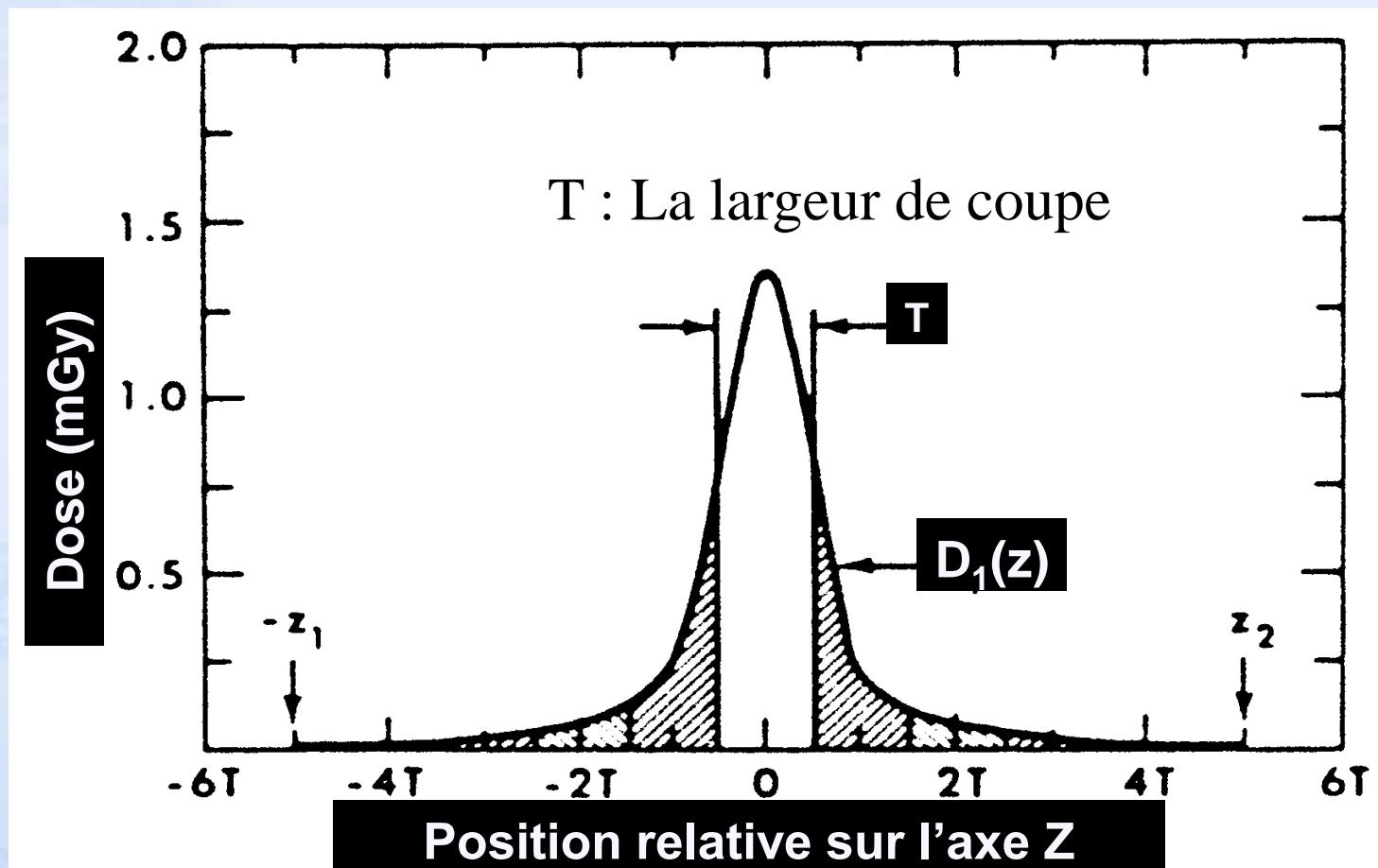
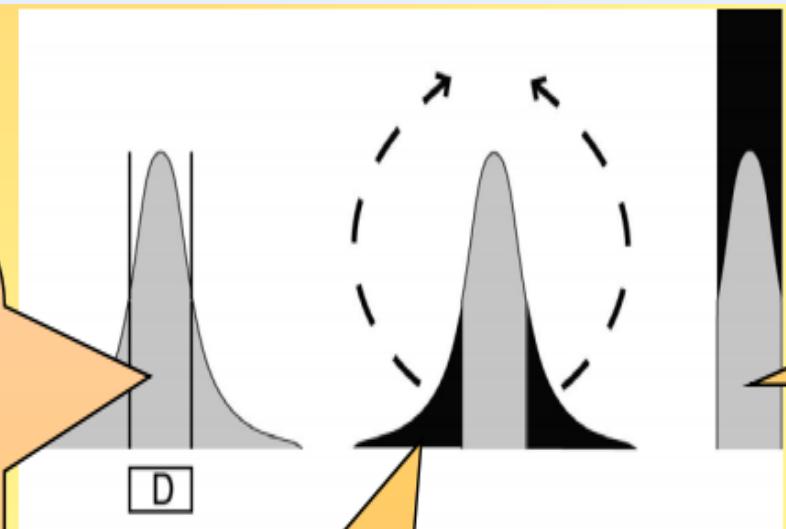


Illustration du profil en coupe unique $D_1(z)$

Profil de dose pour une coupe

Épaisseur de coupe nominale. Elle correspond idéalement à la largeur du détecteur (D). Seule la partie située entre les 2 demi droites participe à la formation de l'image.



La pénombre (noire) de part et d'autre de la coupe ne participe pas à l'image mais font partie intégrante de la dose reçue.

Pour chaque coupe, la dose reçue est la somme de ces 2 parties.

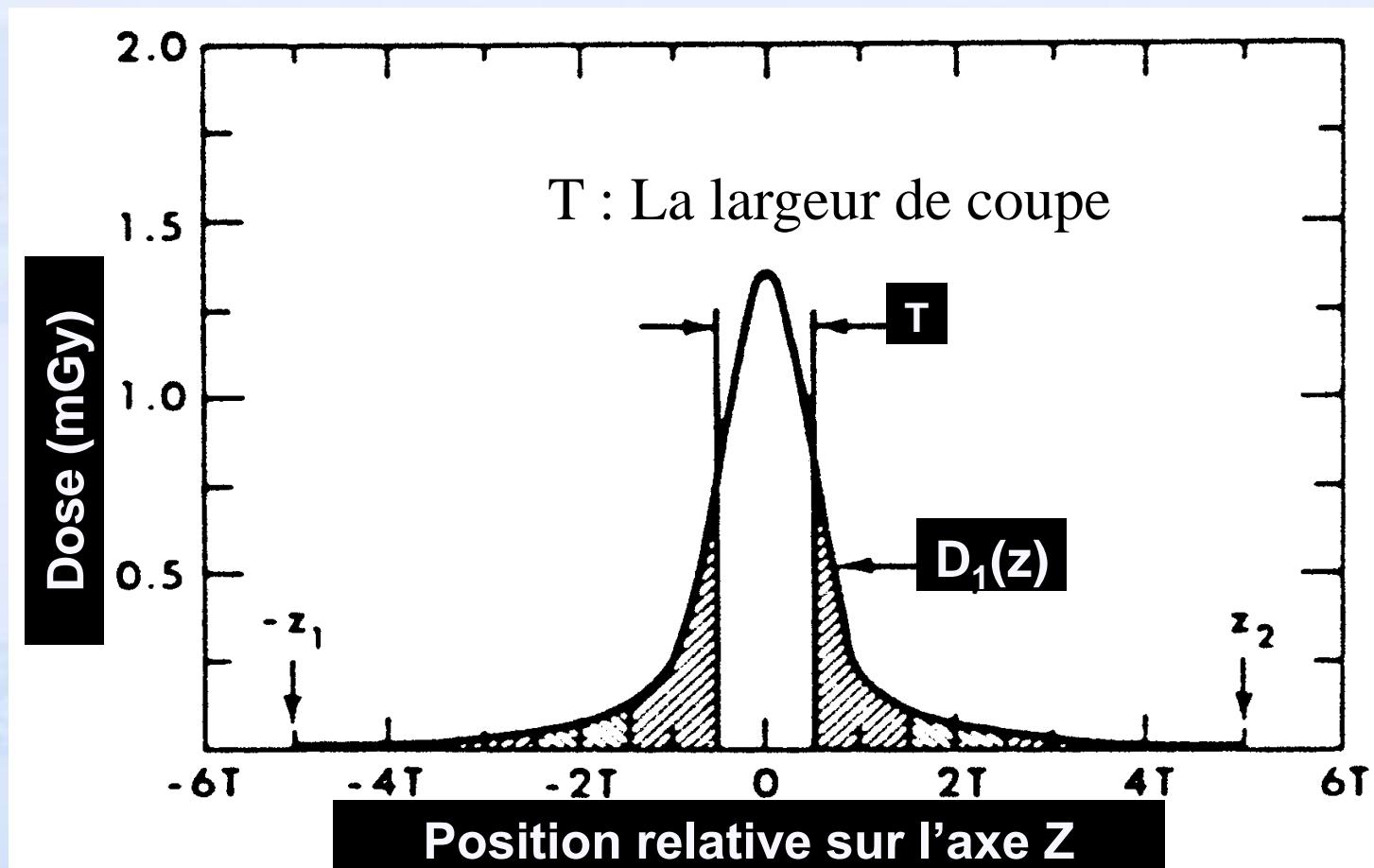
Grandeur dosimétrique - CDTI

L'Indice de Dose de Scanographie : IDS ou CTDI est égal à l'intégrale du profil de dose ($D(z)$), **pour une coupe unique**, calculée le long de l'axe (z), représentant l'axe de rotation du scanner, divisée par l'épaisseur de coupe nominale T.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

En mGray

Grandeur dosimétrique - CDTI



$$CTDI = \frac{1}{T} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

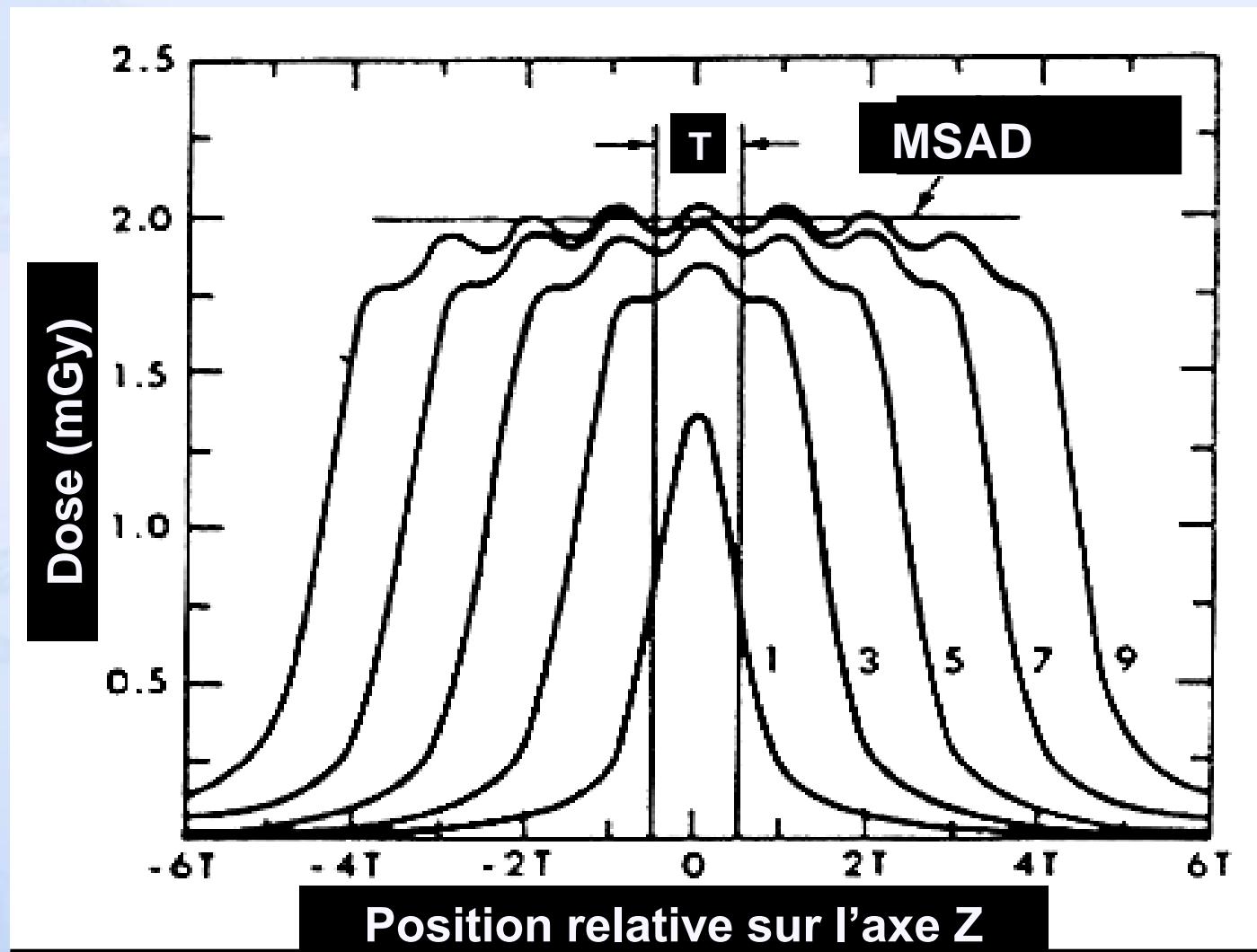
Grandeur dosimétrique – CTDI pour plusieurs coupes

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

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

En mGray

Profil de dose pour plusieurs coupes



MESURE DE LA DOSE

Quels paramètres mesurer?

- Profil en mono coupe
- CTDI dans l'air
- CTDI dans un fantôme (CTDI_w , CTDI_v)
- Contrôle de la dose patient

Indice de Dose de Scanographie sur 10cm ($\text{IDS}_{10\text{cm}}$)

- ✿ **En pratique :** La mesure ou le calcul de l'intégrale s'effectue sur une longueur limitée
- ✿ C'est l'intégrale du profil de dose ($D(z)$), *sur une longueur de 10 cm*, calculée le long de l'axe (z), pour une coupe unique, divisée par l'épaisseur de coupe nominale T.

$$\text{IDS}_{10\text{cm}} = \text{CTDI}_{10\text{cm}} = 1/T \int_{-S}^{+S} D(z) dz$$

Cet indice est directement mesurable, dans l'air ou dans un fantôme, grâce à une chambre d'ionisation type “ crayon ” ayant un volume sensible de 10cm de long

Mesures par chambre d'ionisation

Chambre dite "crayon" :

$$L = 10 \text{ cm}, V = 3 \text{ cm}^3$$

- valeurs de dose absolues
- facile à mettre en œuvre

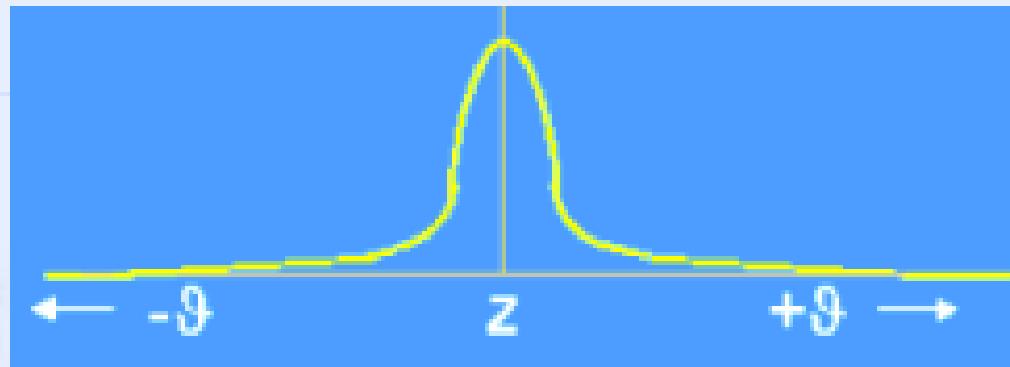


- comparaison de scanners, CQ
- doses de référence
- dosimétrie patient

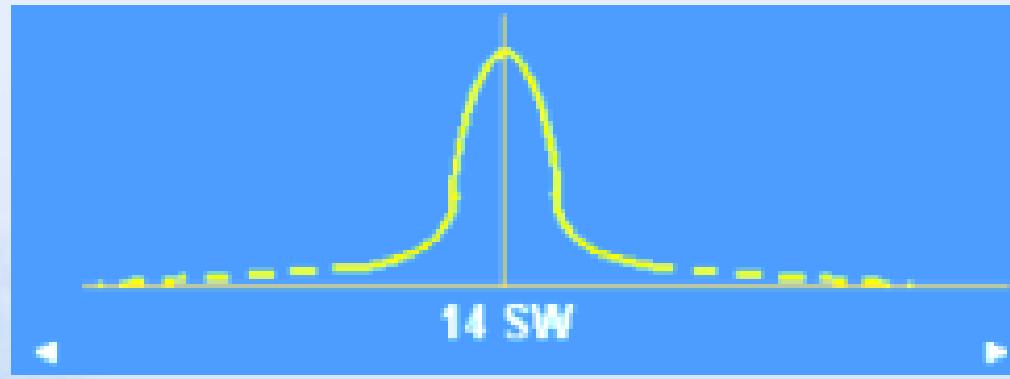


Grandeur dosimétrique - CTDI

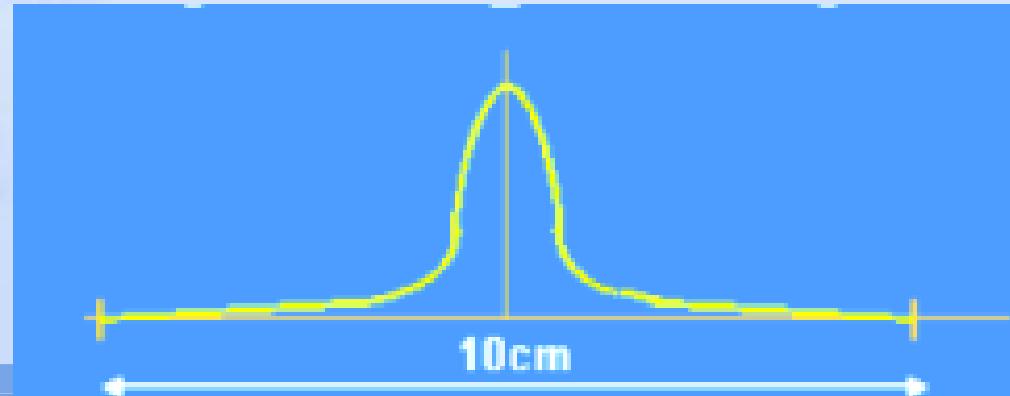
$$\frac{1}{T} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D_1(z) dz = \text{CTDI}_{\text{idéal}}$$



$$\frac{1}{T} \cdot \int_{-7T}^{+7T} D_1(z) dz = \text{CTDI}_{\text{FDA}}$$



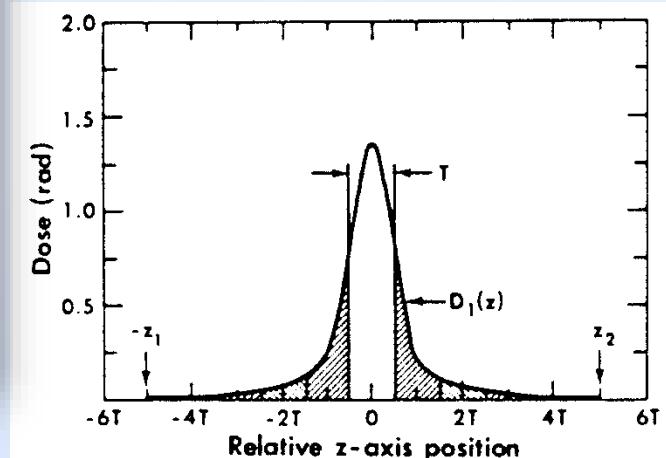
$$\frac{1}{T} \cdot \int_{-5cm}^{+5cm} D_1(z) dz = \text{CTDI}_{10\text{ cm}}$$



L'Indice de Dose Scanographique sur 100 mm (IDS100mm) / (CTDI100)

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

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



$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50}^{+50} D(Z) \times dz$$

$$CTDI_{100} = F \times C \times E \times L \times (N \times T)^{-1}$$

$$E = (\text{exposition mesurée} - \text{bruit de fond}) \times k_{TP}$$

L = Longueur de la chambre (mm)

F = Facteur de calibration de la chambre crayon

C = Charge

L'Indice de Dose de Scanographie Pondéré : IDSP, CTDIw

- * Le CTDI dans l'air est un indicateur dosimétrique de l'installation et ne représente pas la dose délivrée au patient. Cette dernière est mieux représentée par le CTDI mesuré dans un fantôme
 - Il s'agit du **CTDI_w** (weighted computed tomography dose index). Cette grandeur prend en compte la différence entre les doses au centre et en périphérie du fantôme.

L'Indice de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP ou CTDI_W)

La Commission Européenne recommande de mesurer le CTDI au centre du fantôme (CTDIc) et en périphérie (CTDIP).



- On définit alors le CTDI pondéré (CTDIw) qui rend mieux compte de la dose moyenne absorbée par le patient.
- Le CTDI_W prend en compte la variation de dose dans la coupe (mGy).

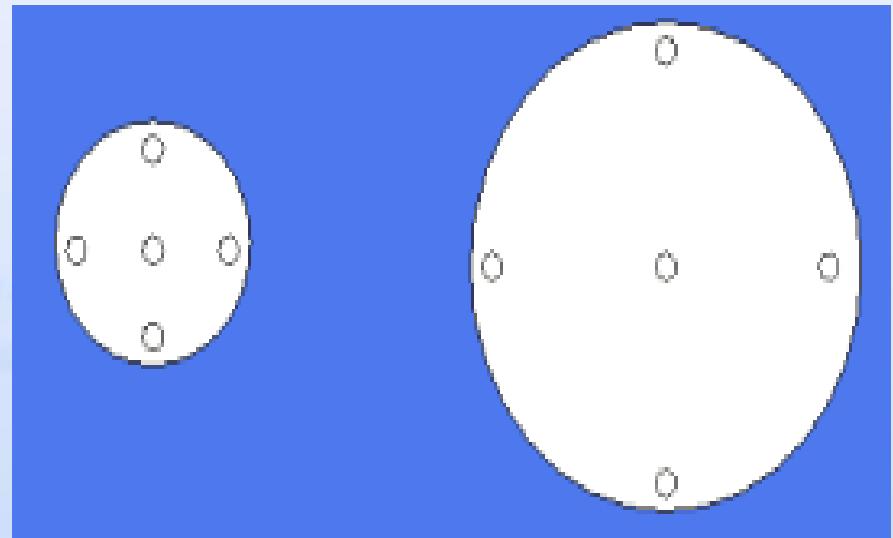


De quoi a-t-on besoin pour mesurer CTDI_W ?

Cette grandeur se mesure dans des fantômes PMMA

- **Diamètre : tête 16 cm, corps 32 cm
Longueur : > 14 cm**

Mesure au centre et en périphérie

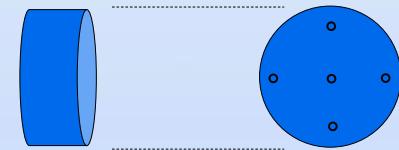
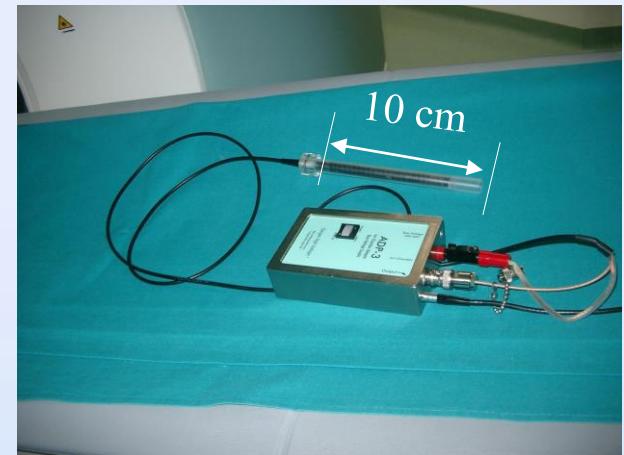
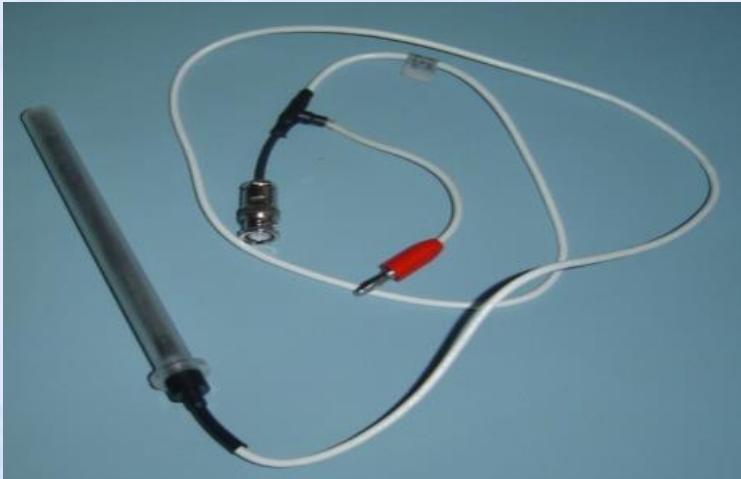




Fantômes



Head phantom (16 cm \varnothing)



Body phantom (32 cm \varnothing)

Grandeurs dosimétrique - CTDI_W

- * Connaissance de la dose au centre et en périphérie : **CTDI pondéré**

$$\text{CTDI}_W = \frac{1}{3} \text{CTDI}_{10\text{cm},\text{centre}} + \frac{2}{3} \text{CTDI}_{10\text{cm}, \text{périphérie}}$$

- * CTDI_W : CTDI pondéré; S'exprime en mGy.
- * On considère en général des IDS " normalisés ", rapportés à une charge de 1mAs (ou de 100mAs)
- * Le _nCTDI_W: pour un mAs , CTDI pondéré normalisé s'exprime par :

$${}_{n}\text{CTDI}_W \text{ (en mGy/mAs)} = \text{CTDI}_W / \text{mAs}$$

Grandeurs dosimétriques - CTDI_{vol}

- * Le **CTDI** volumiques est l'indicateur présent sur tous les scanners les plus récents. Il prend en compte le **CTDIw** et le « pitch » (le rapport entre le déplacement de la table et la collimation du faisceau) de la séquence d'acquisition : **CTDI_{vol}= CTDIw/pitch**
- * **CTDI_{vol} Est le CTDI représentatif de la dose moyenne délivrée dans le volume exploré**

Grandeurs dosimétriques - CDTI_{vol}

- * C'est l'IDSP divisé par le pas
- * Cette grandeur, qui pondère le CTDI inversement à la valeur du pas, reflète bien l'exposition du patient pour une rotation
- * Elle correspond à la Dose moyenne multi-coupes (DMMC) ou MSAD (Multiple Scan Average Dose) et représente la dose moyenne délivrée en chaque point du volume irradié, pour un examen donné.

- Pitch = déplacement de table en 1 rotation/
épaisseur de coupe nominale



Monocoupe



Multicoupe

Grandeurs dosimétriques - CTDI_{vol}

En mode hélicoïdal le pitch (pas de déplacement) est défini par:

$$\text{pitch} = \frac{\Delta d}{N \cdot T}$$

Δd : déplacement de la table par rotation de 360°

N : nombre de coupes par rotation de 360°

T : largeur nominale des coupes

Spiral continu – Pitch = 1 (10mm/10mm)

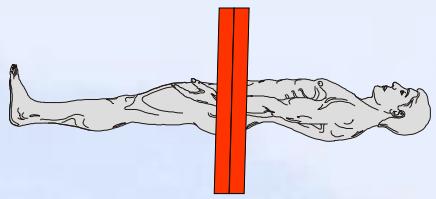
Spiral étendu – Pitch = 2 (20mm / 10mm)

Spiral avec recouvrement– Pitch = $\frac{1}{2}$
(5mm/10mm)

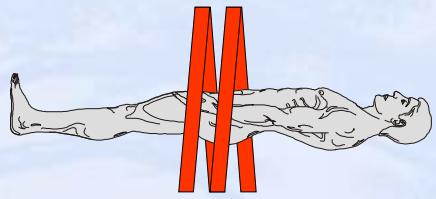
$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{N \cdot T}{\Delta d} \cdot \text{CTDI}_w = \frac{\text{CTDI}_w}{\text{pitch}}$$

Grandeurs dosimétriques - CDTI_{vol}

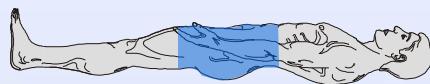
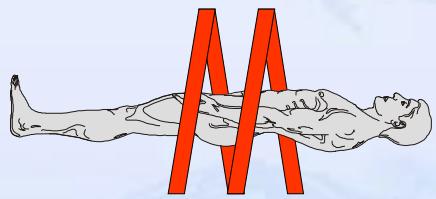
- ✳ L' IDSvol est égal à l'IDS pour un pas de 1,
- ✳ Inférieur à celui-ci pour un pas >1
- ✳ Supérieur à celui-ci pour un pas < 1,
- ✳ Ce qui reflète bien l'augmentation d'exposition pour les hélices chevauchées.



100 mAs, pitch = 1



100 mAs, pitch = 2



100 mAs, pitch = 3

Plus le pitch est élevée



Moins la dose est
importante

Grandeur dosimétrique - PDL en mGy.cm

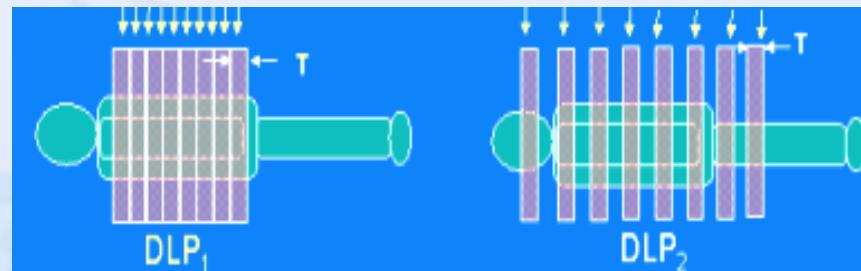
- Il est défini par : **PDL = IDSP_{vol} x L** pour une acquisition.
où L est la longueur explorée.
- Si l'on utilise l'IDSP dans le cas d'acquisitions hélicoïdales(
largeur de coupe, A nombre de mA, t temps d'acquisition
en s) :

$$\mathbf{PDL} = (\mathbf{IDSP_n}) \times T \times A \times t$$

Grandeur dosimétrique – PDL en mGy.cm

$$\text{PDL} = {}_n\text{CTDI}_W \cdot T \cdot N \cdot A \text{ (mGy.cm)}$$

T : largeur de coupe, N : nbre de coupes, A : mAs



$$\mathbf{DLP}_1 = \mathbf{DLP}_2$$

En mode hélicoïdal :

$$\text{PDL} = {}_n\text{CTDI}_v \cdot A \cdot L \text{ (mGy.cm)}$$

$$\text{PDL} = \text{CTDI}_v \cdot L \text{ (mGy.cm)}$$

L : longueur totale parcourue, A: nb d ampère

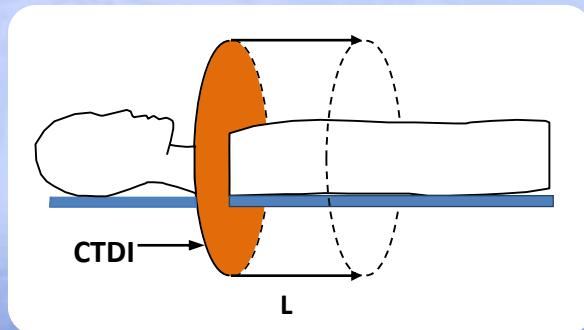


Evaluation du détriment radiologique - E (mSv)

Conversion PDL→Dose efficace

Des facteurs de conversion permettent d'estimer très simplement l'ordre de grandeur de la dose efficace pour chaque examen, en multipliant le PDL relevé en TDM par un coefficient E_{PDL} dépendant de la zone explorée

$$E_{(mSv)} = PDL \times E_{PDL}$$



Localisation	E_{PDL}
Tête	0,0023
Cou (ORL)	0,0054
Thorax	0,017
Abdomen	0,015
Bassin	0,019



Exemples de dose

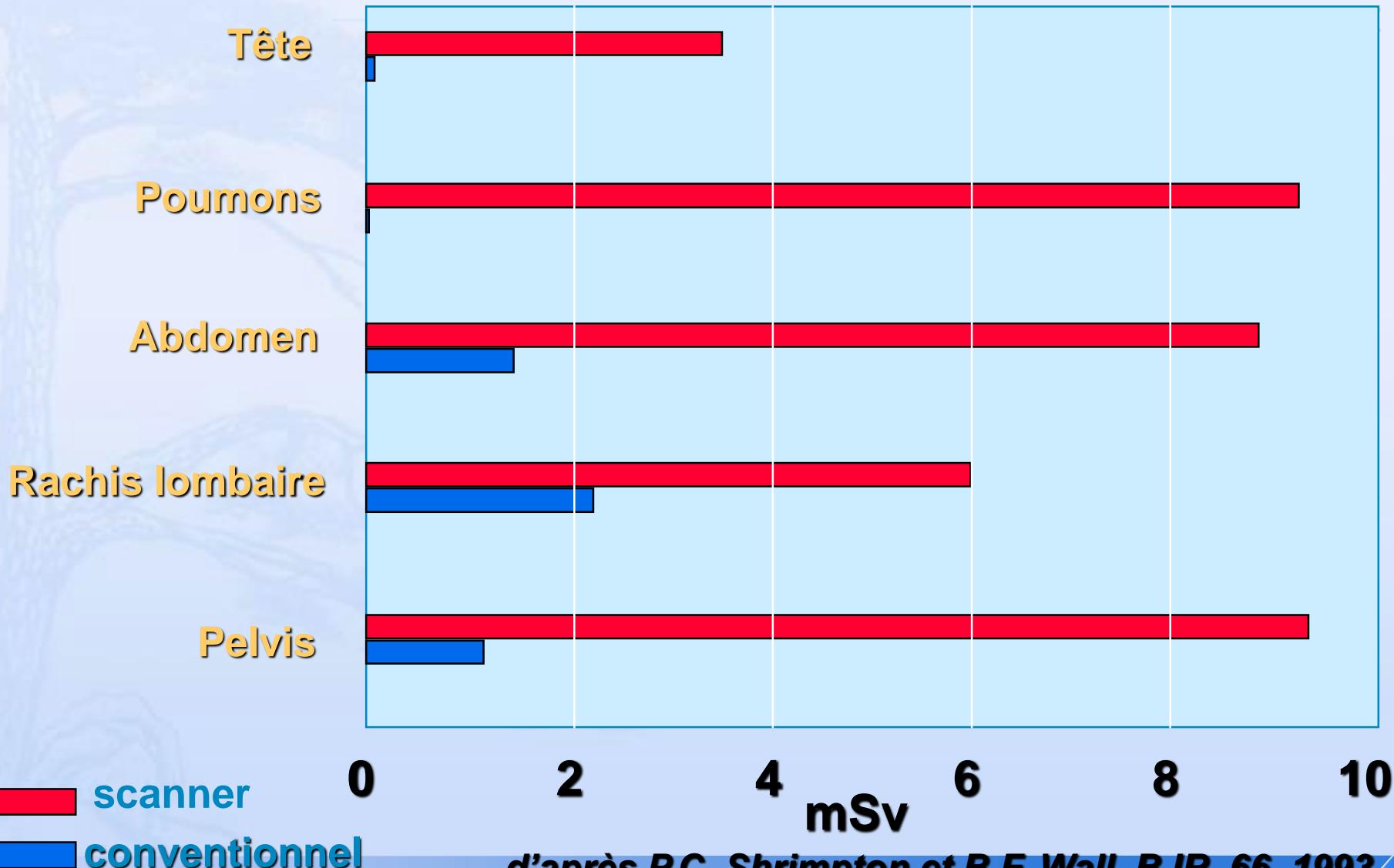
Doses mesurées en scanographie

- examen de la tête -

machine	A	B	C	D	E
kVp	120	120	120	130	125
épais.(mm)	10	5-10	10	5-8-10	4-8-10
mAs	586	385	348	333	442
dose centre (mGy)	42	47	35	49	34

D'après (Conway et al, Radiology 1992; 184:135-140)

Comparaison, E(mSv), examens de radiologie conventionnelle et scanner



d'après P.C. Shrimpton et B.F. Wall, BJR, 66, 1993.

Dosimétrie en Mammographie

Dose Glandulaire Moyenne (DGM)

La quantité dosimétrique recommandée pour évaluer le risque radiologique est la Dose Glandulaire Moyenne.

DGM (mGy)

La DGM **ne peut être mesurée directement** mais déterminée grâce à des mesures sur fantômes.

La dose à l'entrée (du sein), KASE, (ESAK : Entrance Surface Air Kerma) est la quantité utilisée pour déterminer la dose en mammographie.

La DGM est exprimée au moyen des facteurs de conversion obtenus par calculs Monte carlo :

$$\text{DGM} = \text{KASE} \cdot g \cdot c \cdot s$$

g = facteur qui permet de convertir le KASE en DGM délivrée au sein.

- ❖ Les calculs de ce facteur ont été réalisés pour un **spectre de référence Mo/Mo** et un **sein standard** représenté par un fantôme demi-cylindrique de 16 cm de diamètre dont le centre est composé de **50% de tissu adipeux et de 50% de tissu glandulaire** et dont la périphérie est enveloppée par une couche de 5 mm de tissu adipeux.
- ❖ Ce facteur dépend de la CDA (comprises entre 0.30 et 0.60 mm d'Al) et de l'épaisseur du sein (comprise entre 2 et 11 cm).

$$DGM = \text{KASE} \cdot g \cdot c \cdot s$$

- c : facteur qui permet de tenir compte des différences de composition du sein en fonction de son épaisseur comprimée.
- s : coefficient qui prend en compte l'influence sur g de la qualité des faisceaux (spectres Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al et W/Rh) :

$s = 1$ pour Mo/Mo

$s = 1,017$ pour Mo/Rh

$s = 1,042$ pour W/Rh

$s = 1,061$ pour Rh/Rh

$s = 1,044$ pour Rh/Al

- Affichée sur chaque exposition en mammographie Numérique
- Fournie par des abaques en fonction paramètres d'expo. et épaisseur du sein en mammographie analogique
- Dose à l'entrée (D_E) : par incidence pour 1 sein moyen: 10 mGy (soit une DGM de 2,5 mGy)