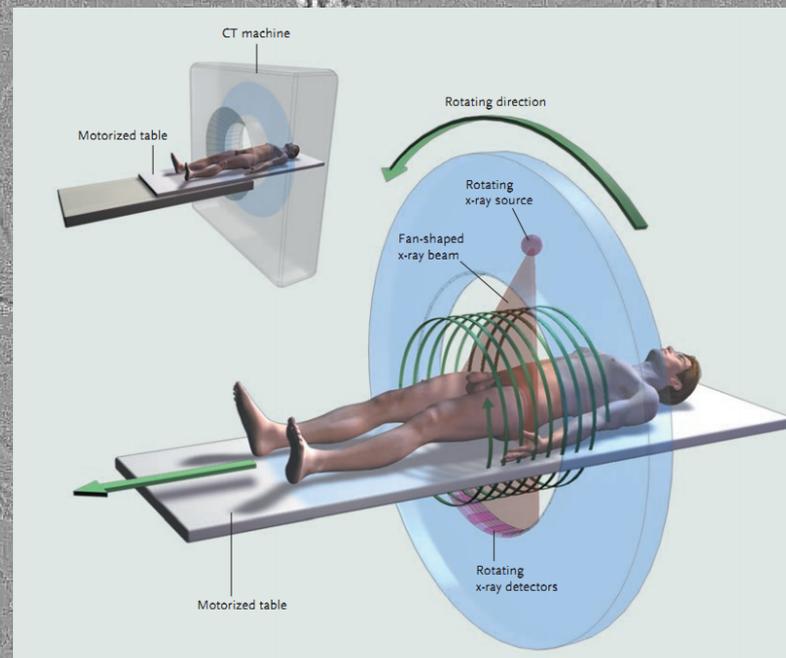


# Enjeux dosimétriques des examens par scanners médicaux

Jean-Louis Greffe, CHU de Charleroi  
 Christian Hunin, RP Protect  
 Sébastien Bontemps, CN Tihange  
 Dr Tack, RHMS Baudour  
 Dr Christian Delcour, CHU de Charleroi



Computed Tomography An Increasing Source of Radiation Exposure, David J. Brennet and al, The New England Journal of Medicine, 357,22, nov 2007

- Introduction

- Législation

- Dose

- $D = f(CT)$

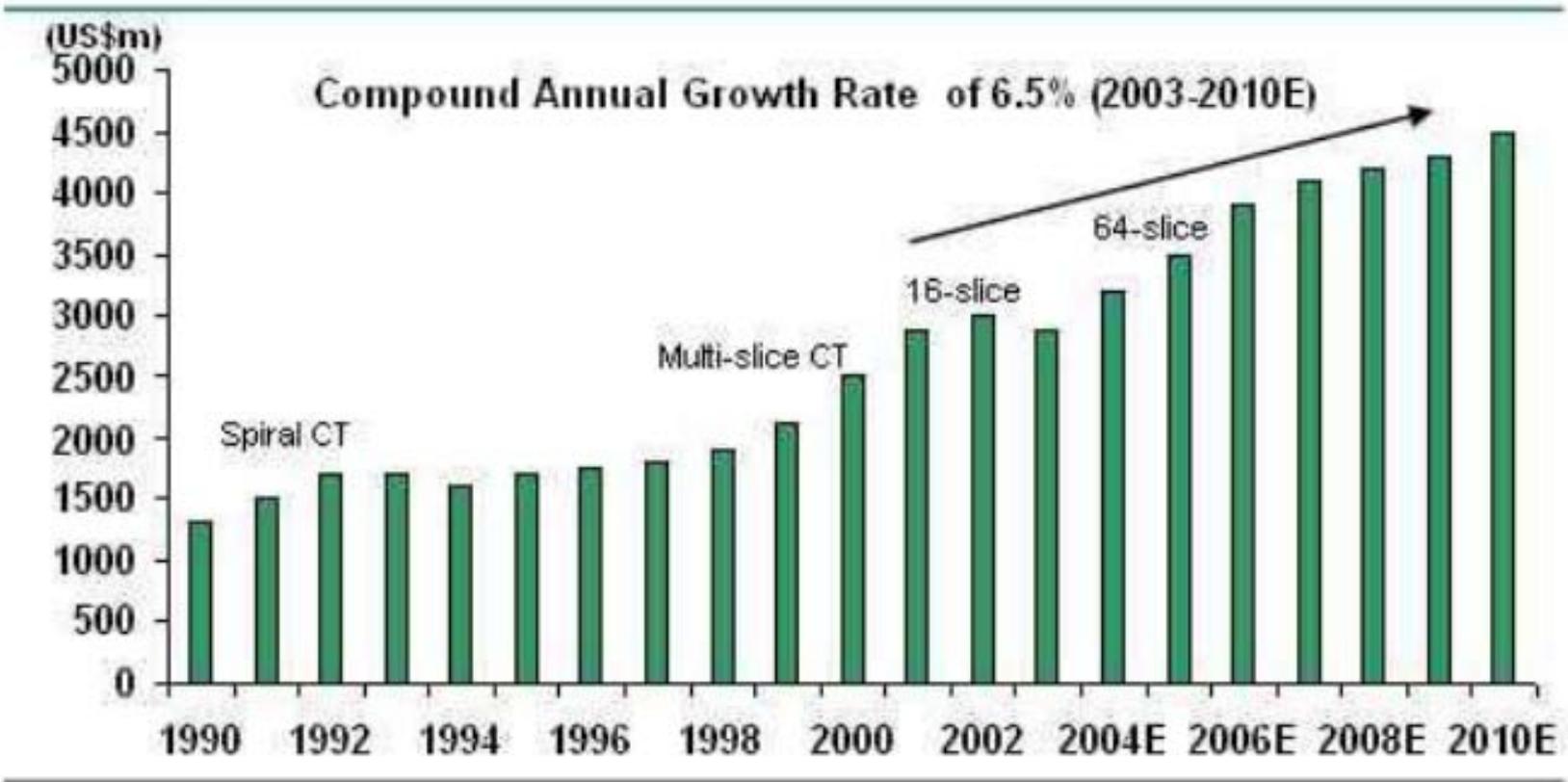
- $D = f(\text{utilisat})$

- $D = f(\text{optim})$

- Plan phys med

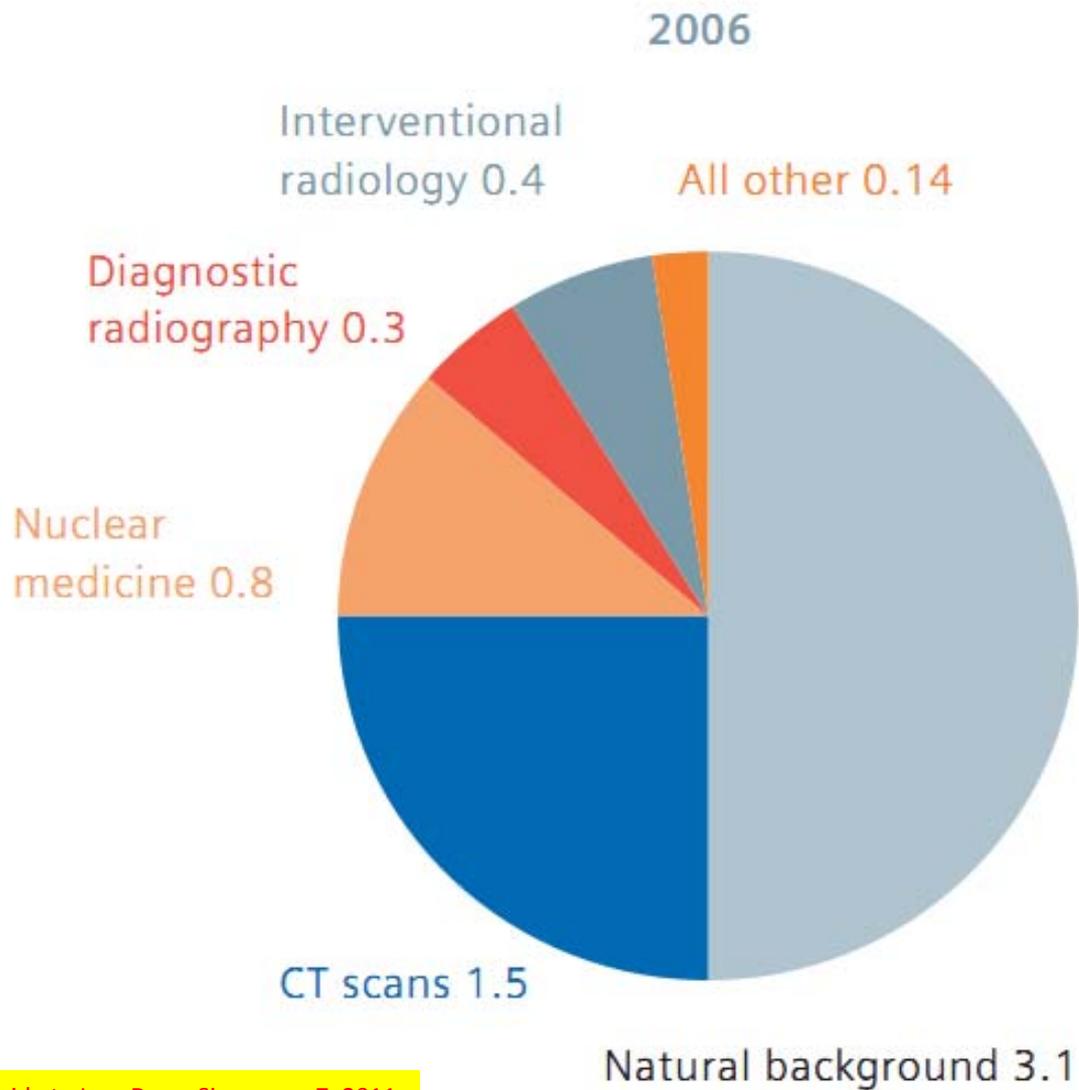
# Place du CT

Global CT market



Réf: Dose Reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: a feasibility/demonstration study, IAEA-TECDOC-1621 sept2009,

# Place du CT au US



- Introduction
- **Législation**
- Dose
- $D = f(CT)$
- $D = f(\text{utilisat})$
- $D = f(\text{optim})$
- Plan phys med

# Contexte réglementaire

- Transposition Directive 97/43 du 30 juin 1997
- Décret n°2033-270 du 24/03/2003 introduisant dans le CSP les modalités d'application des principes de justification et d'optimisation
- Décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes

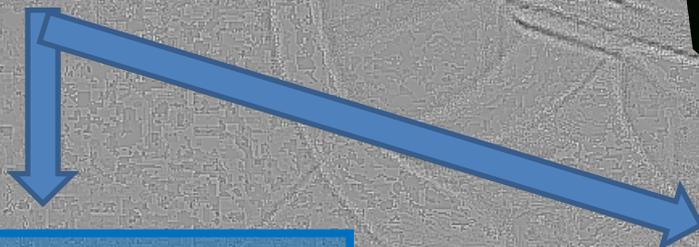
Délivrer la dose la plus faible possible compatible avec l'obtention d'une image fournissant l'information diagnostique recherchée.

# Les principes de base de la radioprotection

Justification des pratiques utilisant les rayonnements ionisants



Optimisation de la radioprotection



*Article 9: Limitation des doses individuelles*

*Euratom 96-29*

Niveaux de référence diagnostiques européens

*Euratom 97-43*

**ALARA**

- Introduction
- Législation
- Dose
- $D = f(CT)$
- $D = f(\text{utilisat})$
- $D = f(\text{optim})$
- Plan phys med

## Radioprotection: la dose

### Dose absorbée

$$D_a \text{ [Gy]} = \frac{dE \text{ [J]}}{d_m \text{ [kg]}}$$

Energie que la radiation dépose par unité de masse de matière.

### Dose équivalente

$$H_{T,R} \text{ [Sv]} = \sum_R D_{T,R} \times W_R$$

Effets biologiques selon la nature des rayonnements

Rayonnements	$W_R$
Photon	1
électron	1
Proton	5
Neutron	5 à 20
Particule $\alpha$	20

Réf:

ICRP (1993). 1990 Recommendations (ICRP publication 60). Annals ICRP 1991. Oxford, Pergamon Press.21 :415.

### Dose efficace

$$E \text{ [Sv]} = \sum_T H_T \times W_T$$

Au niveau de l'organisme entier, même effet sur la santé que les doses différentes reçues au niveau de différents organes

Tissu ou organe	$W_T$
gonades (ovaires testicules)	0,20
moelle osseuse	0,12
colon	0,12
poumon	0,12
estomac	0,12
vessie	0,05
seins	0,05
foie	0,05
oesophage	0,05
thyroïde	0,05
peau	0,01
surface des os	0,01
autres tissus ou organe	0,05
somme	1,00

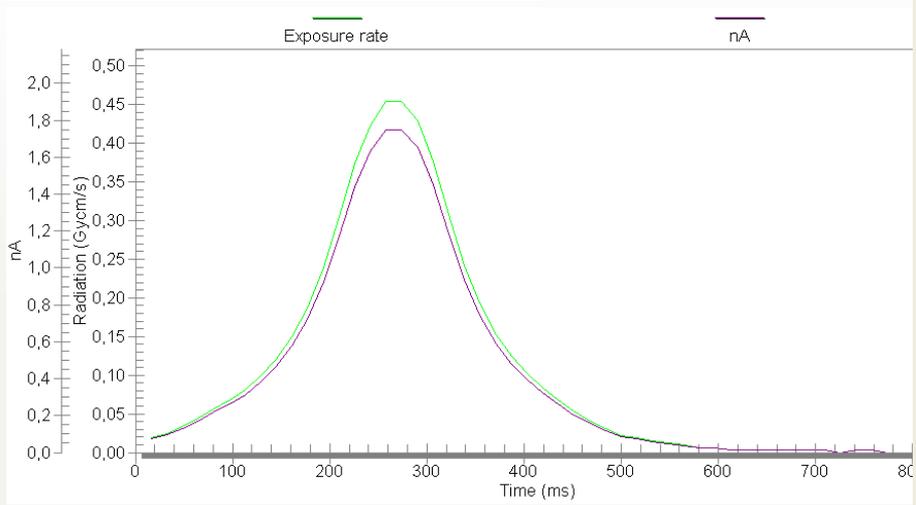
# Dosimétrie d'un CT

Grandeurs dosimétriques spécifiques

## Indice de Dose de Scanographie (CTDI) Computed Tomography Dose Index

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

### Mode séquentiel



$D(z)$  = Profil de dose selon l'axe  $z$  pour 1 rotation de  $360^\circ$

$N$  = Nombre de coupes

$T$  = Largeur nominale des coupes

$N \times T$  = Largeur de collimation du faisceau

Le  $CTDI_{100}$  est mesuré avec une chambre crayon dont le volume sensible à une longueur de 100 mm.

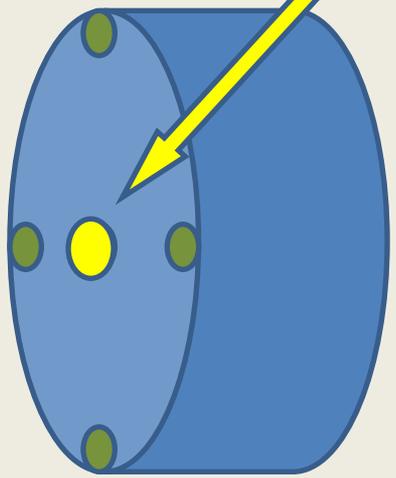
# Indice de Dose de Scanographie Pondéré (CTDI<sub>w</sub>)

Weighted Computed Tomography Dose Index

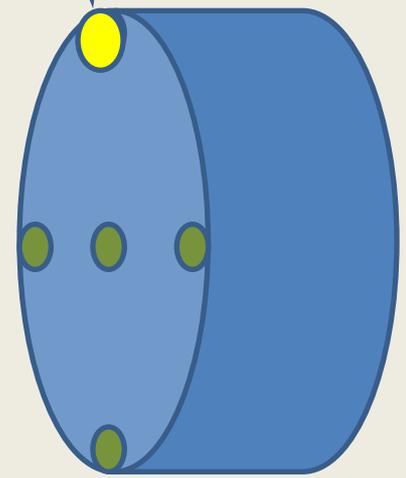
Mesure dans un fantôme cylindrique en pmma:

$$CTDI_w = (1/3 CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p}) \text{ [mGy]}$$

au centre CTDI<sub>100,c</sub>



en périphérie CTDI<sub>100,p</sub>



Normalisé à 100 mAs

# Indice de Dose de Scanographie Volumique (CTDI<sub>vol</sub>)

Volume Computed Tomography Dose Index

Mode hélicoïdal

Mode séquentiel  
avec des coupes jointives

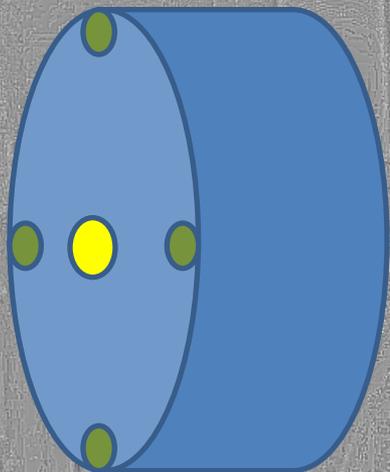
$\Delta d$  = Distance parcourue par la table pour une rotation de 360°  
 $N$  = Nombre de coupes  
 $T$  = Largeur nominale des coupes

$$\text{Pitch} = \Delta d / (N T)$$

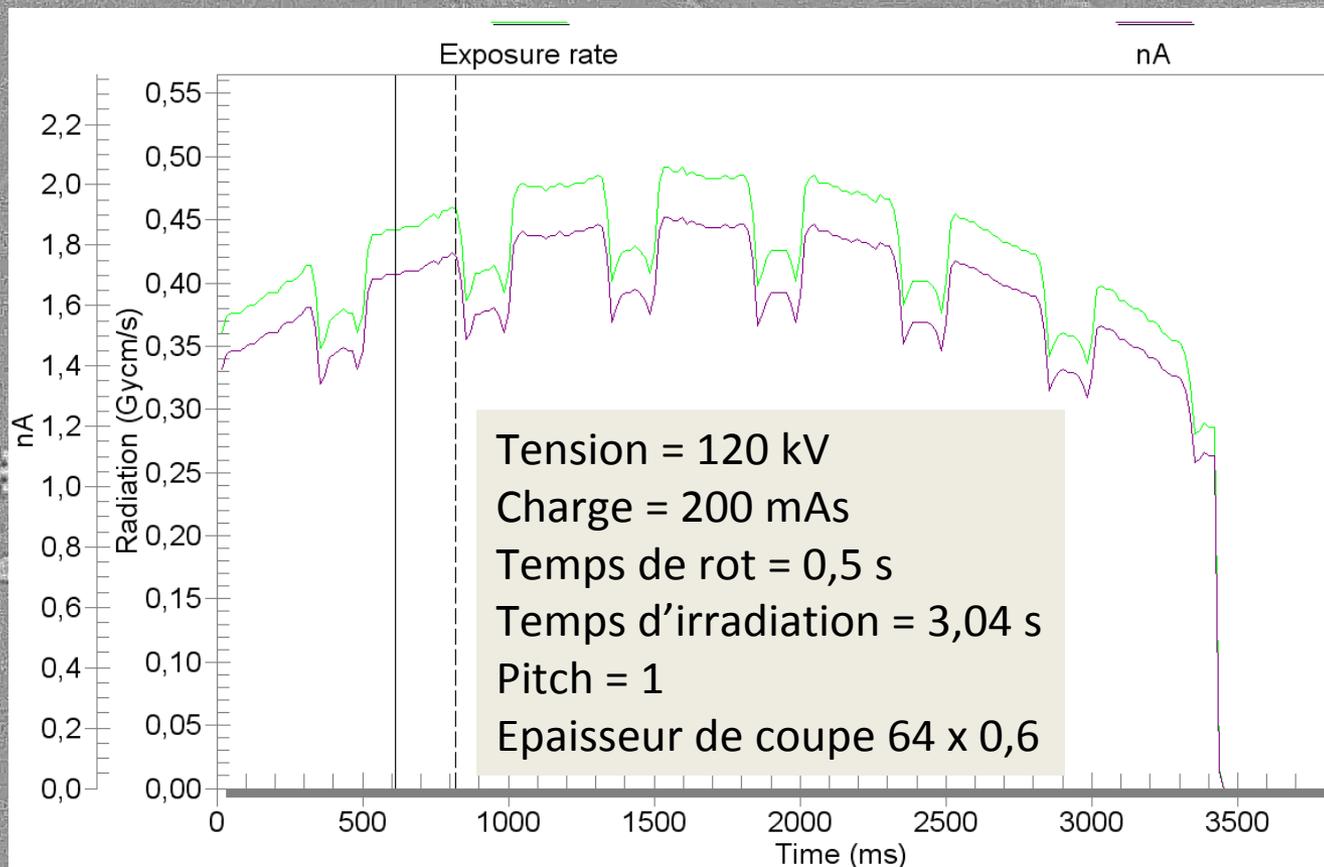
$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w / \text{Pitch}$$

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = n \text{CTDI}_w \text{ mAs}_{\text{eff}} / 100$$

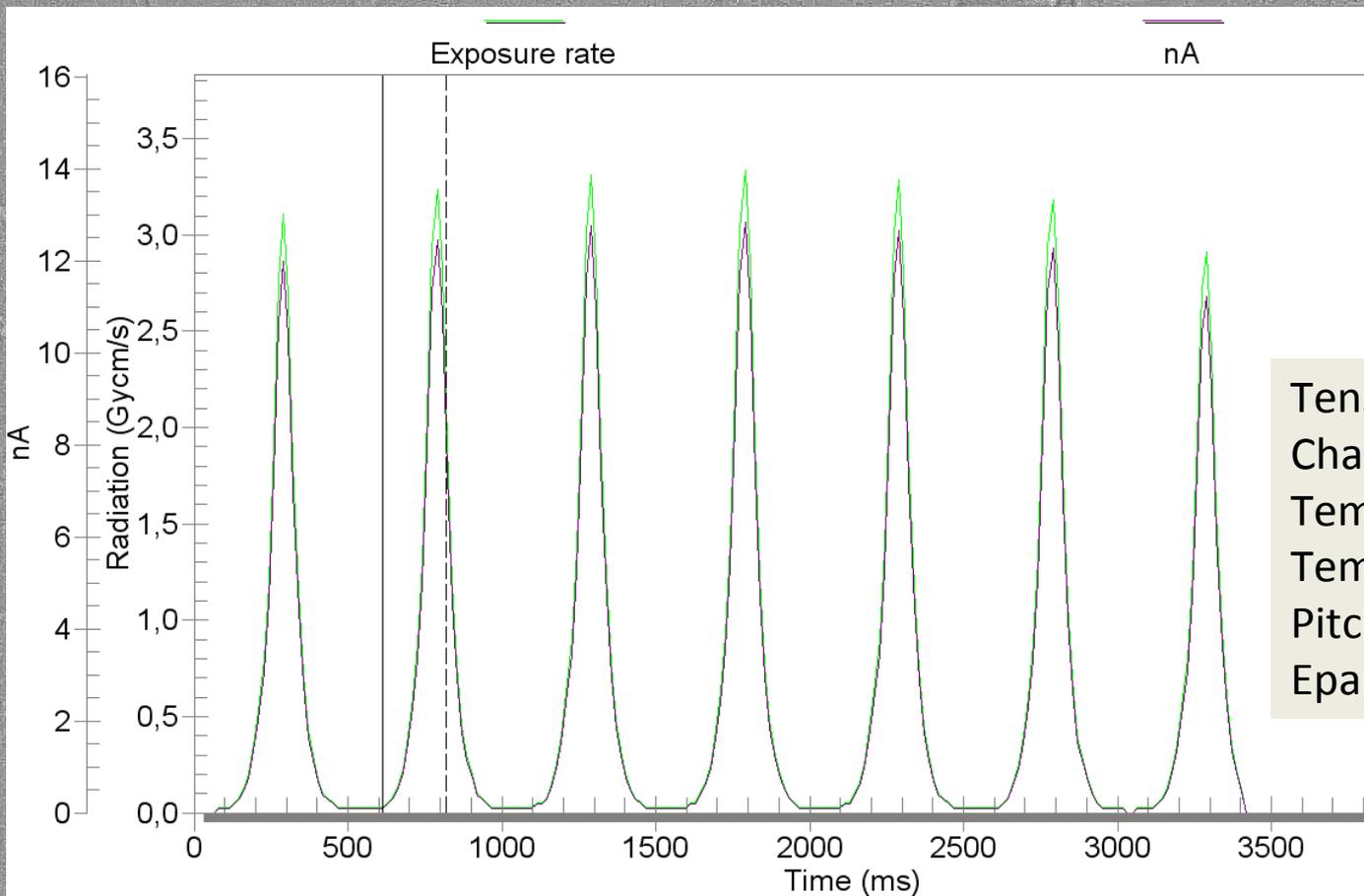
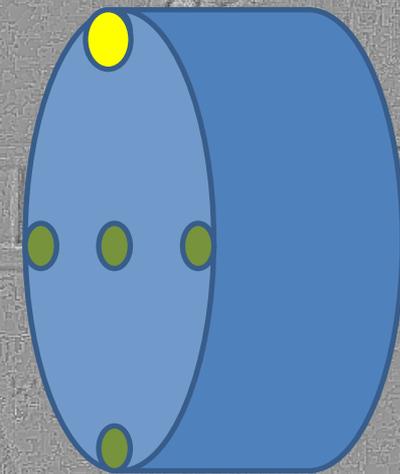
# Mode hélicoïdal



**CTDI<sub>100,c</sub>**



# Mode hélicoïdal sur 10 cm de longueur



Tension = 120 kV  
 Charge = 200 mAs  
 Temps de rot = 0,5 s  
 Temps d'irradiation = 3,04 s  
 Pitch = 1  
 Epaisseur de coupe 64 x 0,6

**CTDI<sub>100,p</sub>**

# Produit dose longueur (DLP)

Dose Length Product

$$DLP = CTDI_{vol} L \quad [mGy \text{ cm}]$$

Avec L la longueur total explorée = temps d'irrad x vitesse de dépl table

Grandeurs dosimétriques spécifiques

## En mode séquentiel

$$DLP = \sum_i ({}_nCTDI_w)_i \cdot n_i \cdot T_i \cdot (mAs_i/100)$$

$L_i$  : distance inter-coupe de la séquence  $i$ ,  
 $n_i$  : nombre de coupes dans la séquence  $i$ ,  
 $T_i$  : épaisseur des coupes de la séquence  $i$ ,  
 $mAs_i$  : nombre de mAs/coupe de la séquence  $i$ ,  
 ${}_nCTDI_w$  exprimé pour 100 mAs

## En mode hélicoïdal

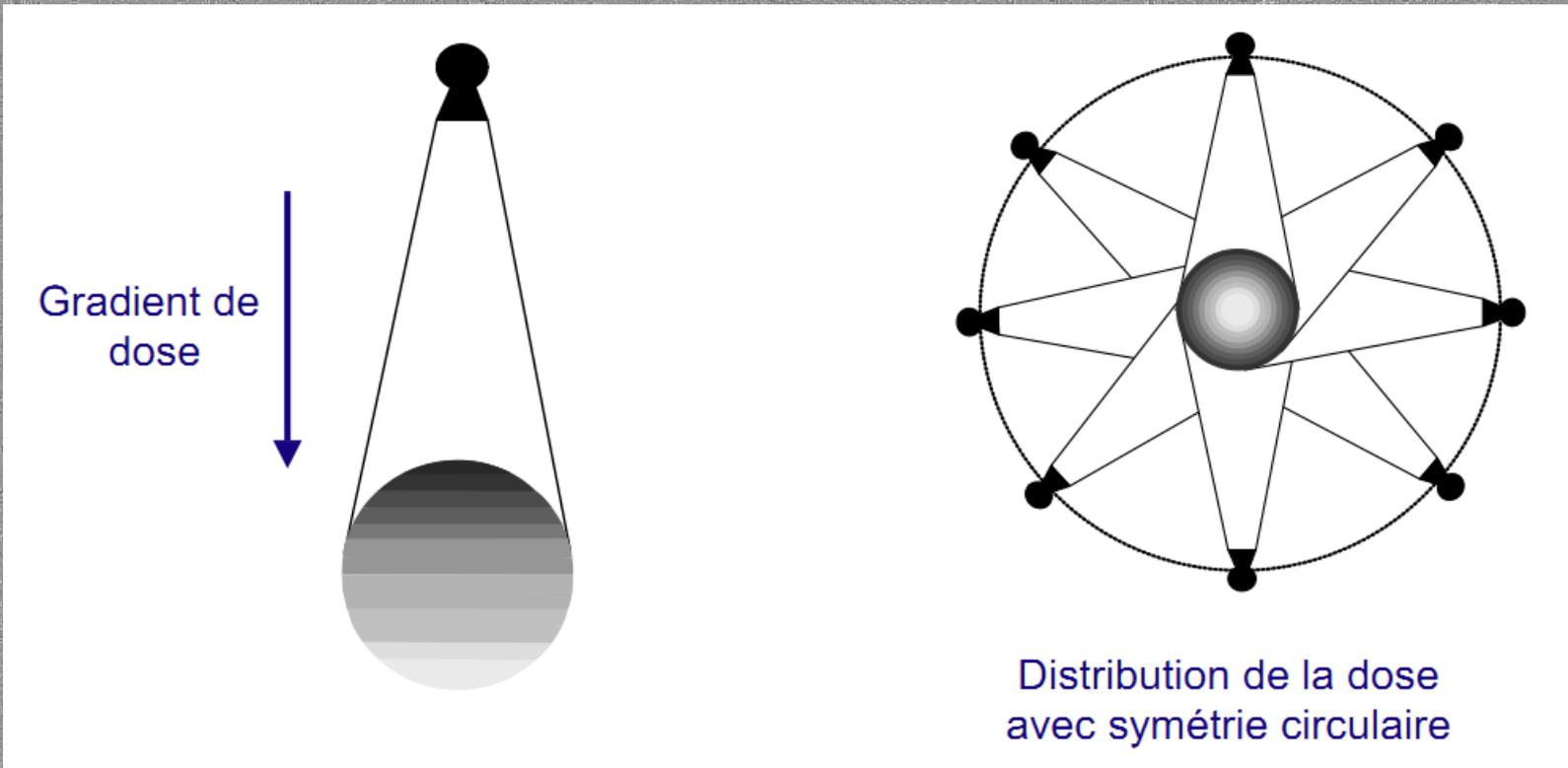
$$DLP = \sum_i \left[ ({}_nCTDI_w)_i \cdot \frac{1}{pitch_i} \right] \cdot L_i \cdot t_i \cdot (mA_i/100)$$

$pitch_i$  : pas de l'hélice dans la séquence  $i$ ,  
 $L_i$  : longueur totale explorée par la séquence  $i$ ,  
 $t_i$  : durée de la séquence  $i$ , en secondes,  
 $mA_i$  : nombre de mA de la séquence  $i$ .  
 ${}_nCTDI_w$  exprimé pour 100 mAs

- Introduction
- Législation
- Dose
- $D = f(CT)$
- $D = f(\text{utilisat})$
- $D = f(\text{optim})$
- Plan phys med

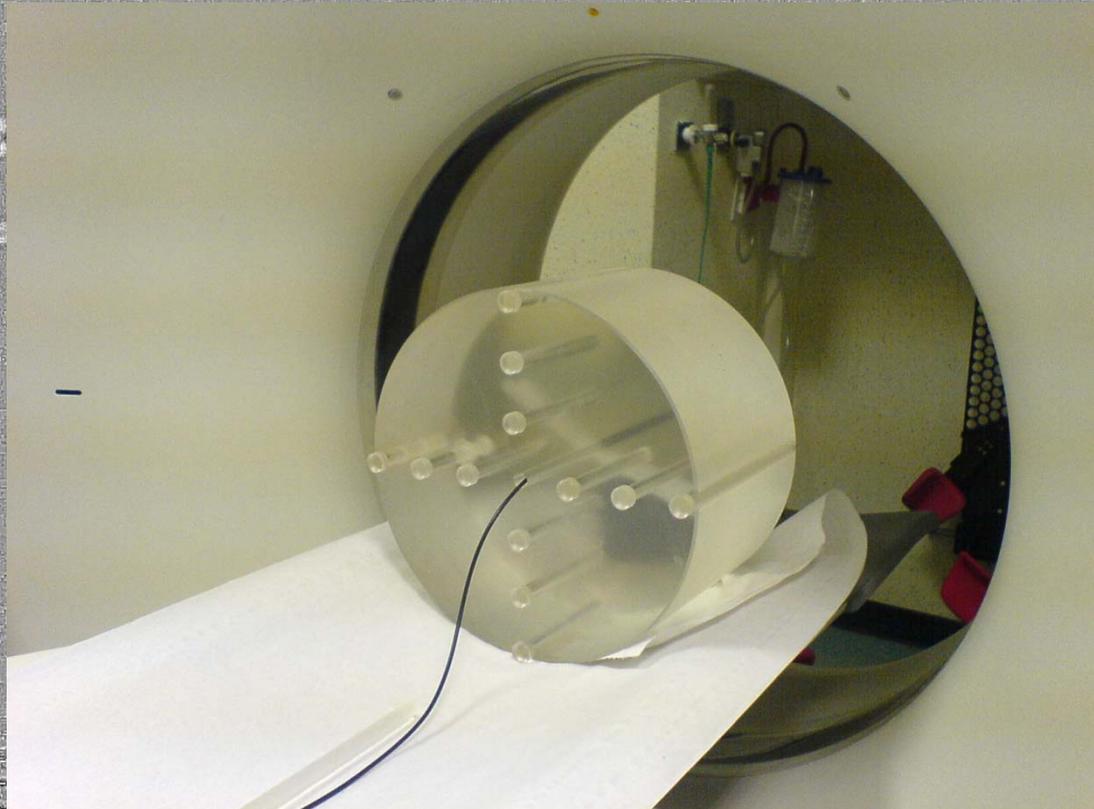
# Les facteurs primordiaux qui influencent la dosimétrie d'un scanographe sont :

La géométrie: répartition de la dose



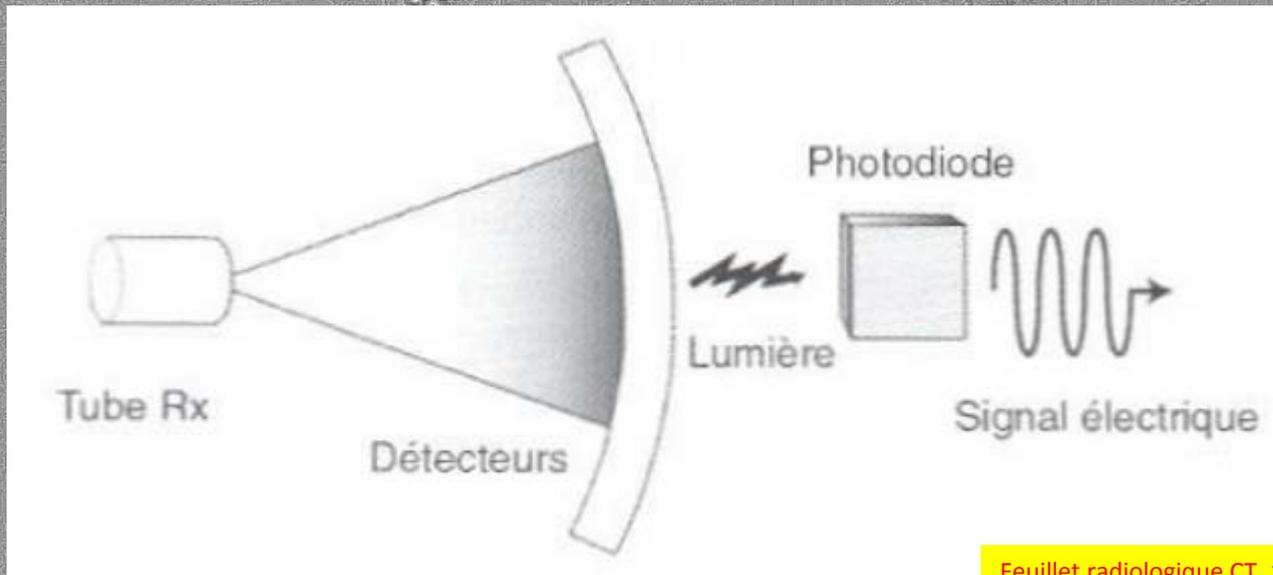
# Les facteurs primordiaux qui influencent la dosimétrie d'un scanographe sont :

Qualité du faisceau



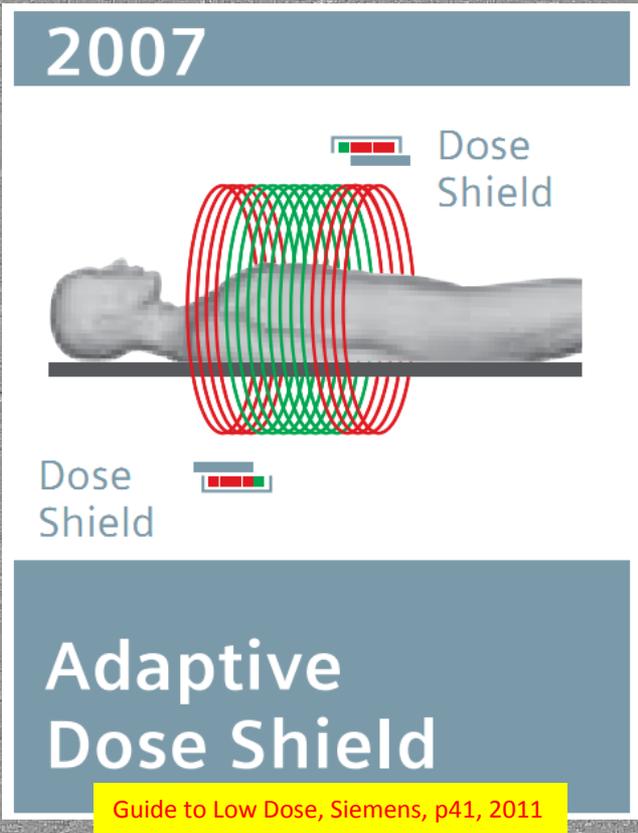
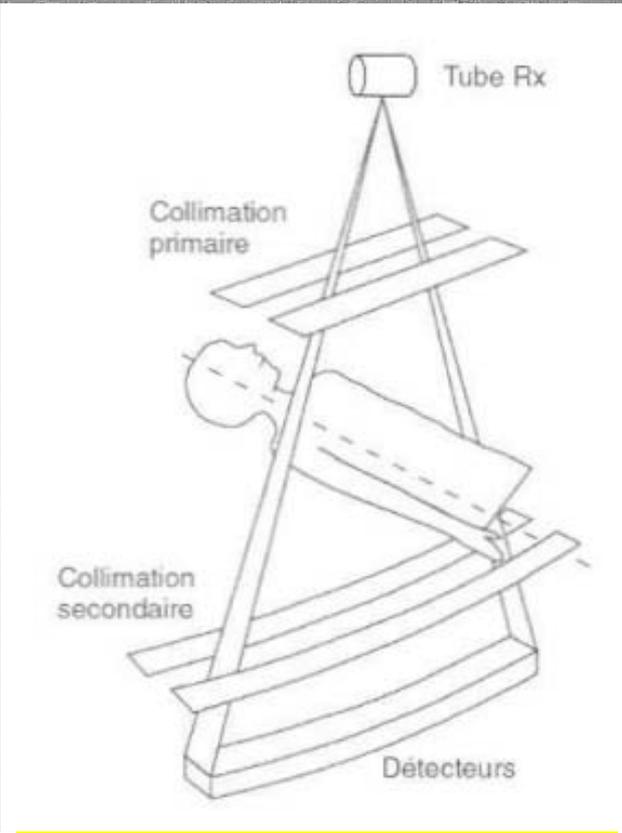
# Les facteurs primordiaux qui influencent la dosimétrie d'un scanographe sont :

Qualité du détecteur



# Les facteurs primordiaux qui influencent la dosimétrie d'un scanographe sont :

Collimateur en entrée et en sortie



# Les facteurs primordiaux qui influencent la dosimétrie d'un scanographe sont :

La filtration du faisceau



Caractéristique du foyer

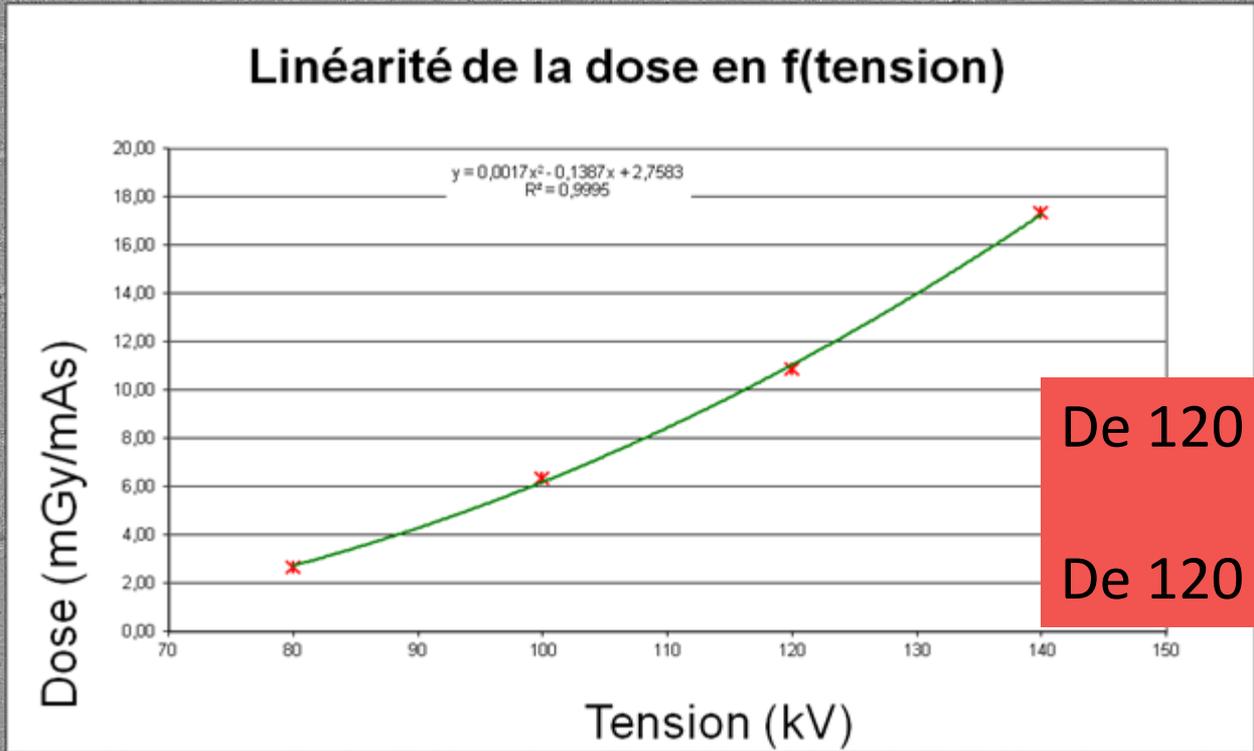
**0,8x0,5 mm<sup>2</sup>/ 0,8x0,7mm<sup>2</sup>**

- Introduction
- Législation
- Dose
- $D = f(CT)$
- $D = f(\text{utilisat})$
- $D = f(\text{optim})$
- Plan phys med

# Lors de l'acquisition, les grandeurs sont:

La tension du tube

Dose  $\sim$  kV<sup>2</sup>



kV	Dose relative
140	100%
120	58%
80	12%

De 120 à 140 kVp + 50 %

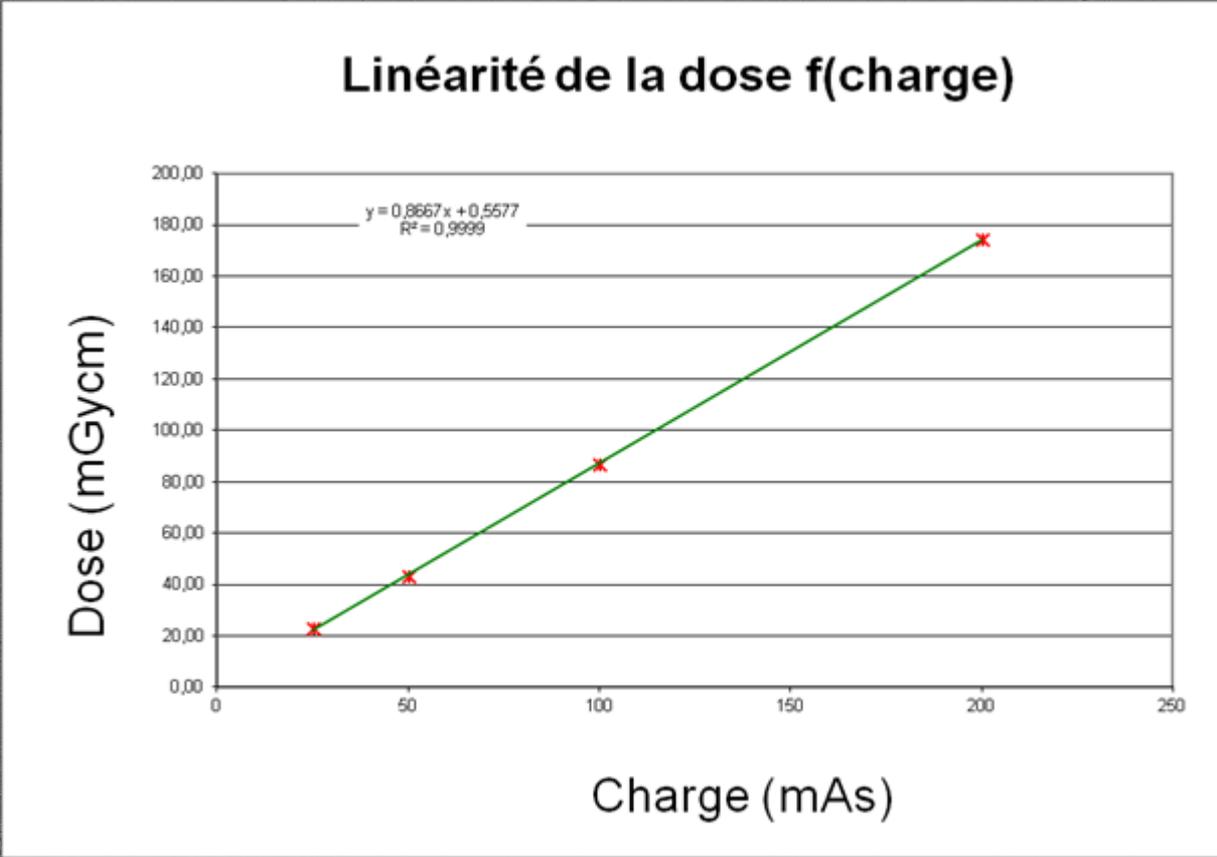
De 120 à 80 kVp - 75 %

Remy-Jardin Eur Radiol 2003, 13:1165-1171

# Lors de l'acquisition, les grandeurs sont:

Le courant du tube  
Temps d'acquisition

Dose ~ mA(s)



# Lors de l'acquisition, les grandeurs sont:

## L'épaisseur de coupe

De 5 à 2.5 mm + 10 %

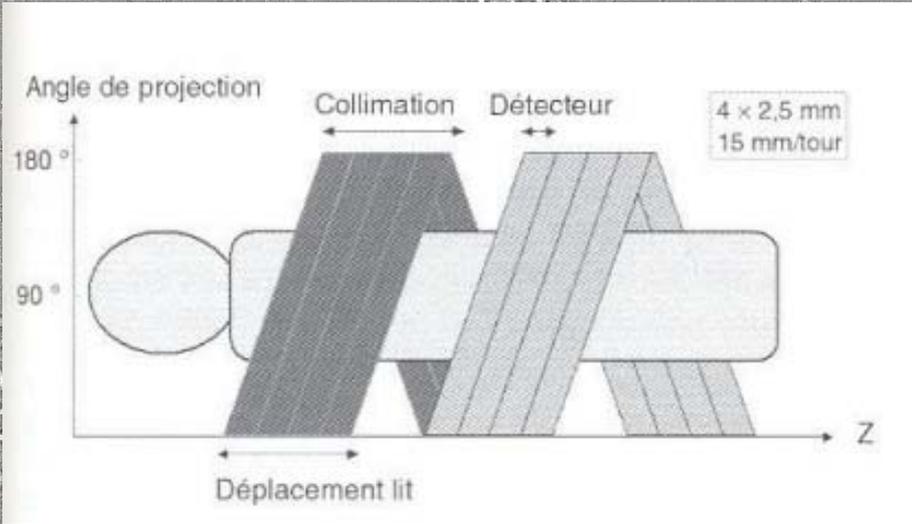
De 2,5 à 1 mm + 22 %

De 1 à 0,5 mm + 75 %

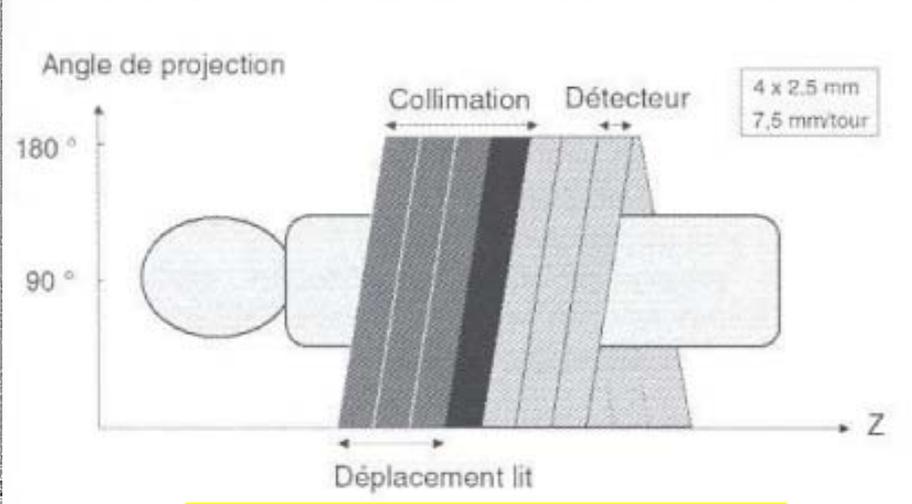
Epaisseur	Dose relative
5 mm (4 x 5)	1.0
2,5 mm (4 x 5)	1.1
1 mm (4 x 5)	1.4
0,5 mm (4 x 5)	2.4

# Lors de l'acquisition, les grandeurs sont:

## Le pitch



Pitch 1,5



Pitch 0,75

Lors de l'acquisition, les grandeurs sont:

La longueur de l'exploration

Nombre d'acquisition

Patient

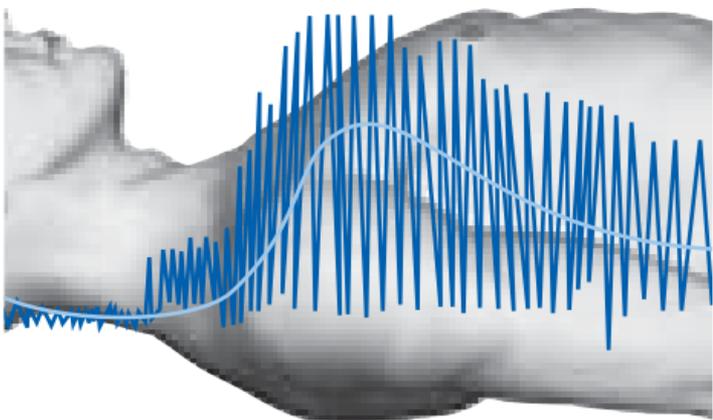
- Introduction
- Législation
- Dose
- $D = f(CT)$
- $D = f(\text{utilisat})$
- $D = f(\text{optim})$
- Plan phys med

# Optimiser la dosimétrie

## Systeme de modulation de l'intensité du

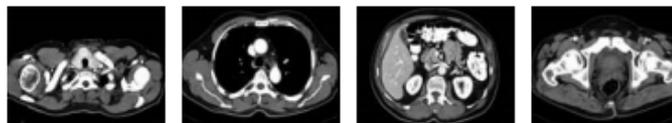
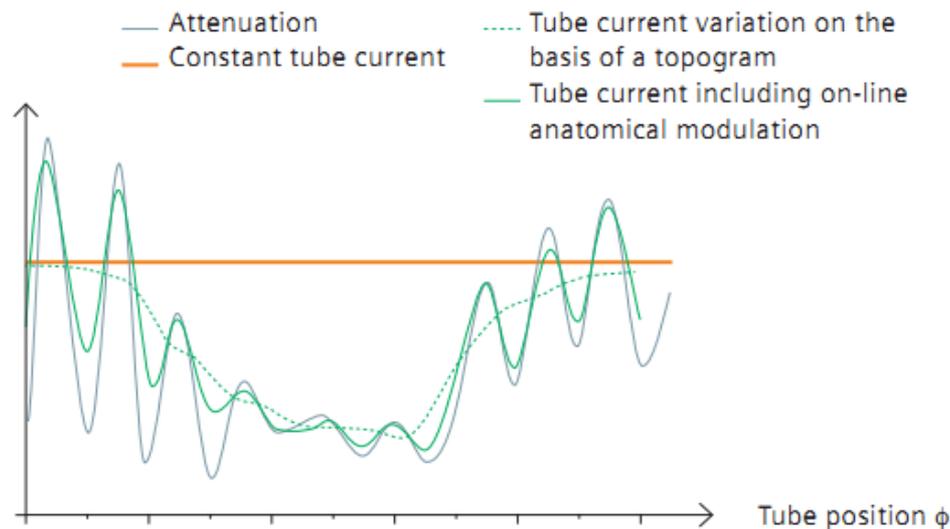
courant

1994



CARE Dose4D

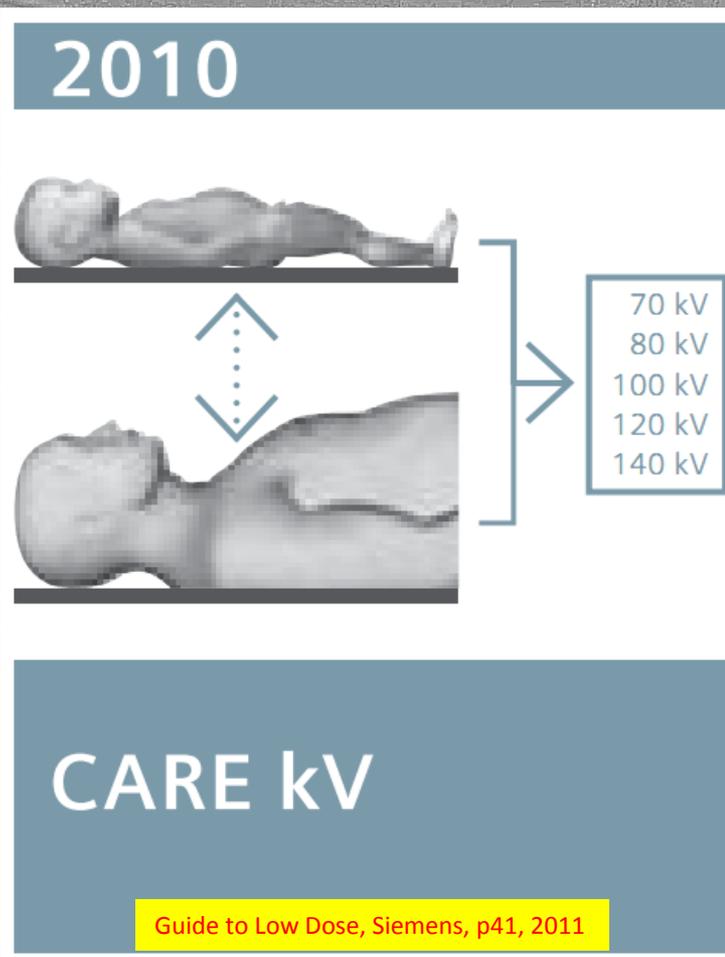
Guide to Low Dose, Siemens, p41, 2011



Guide to Low Dose, Siemens, p43, 2011

# Optimiser la dosimétrie

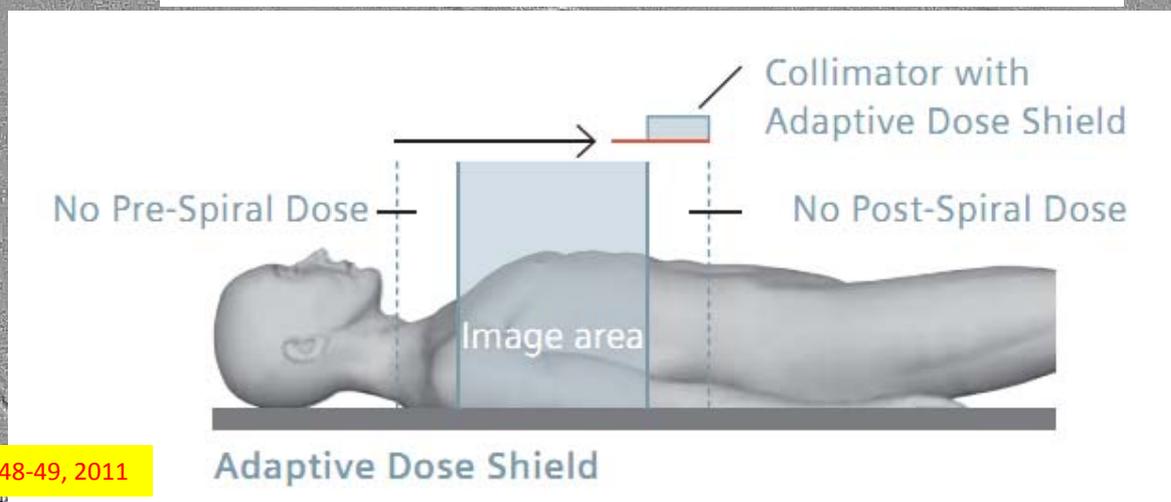
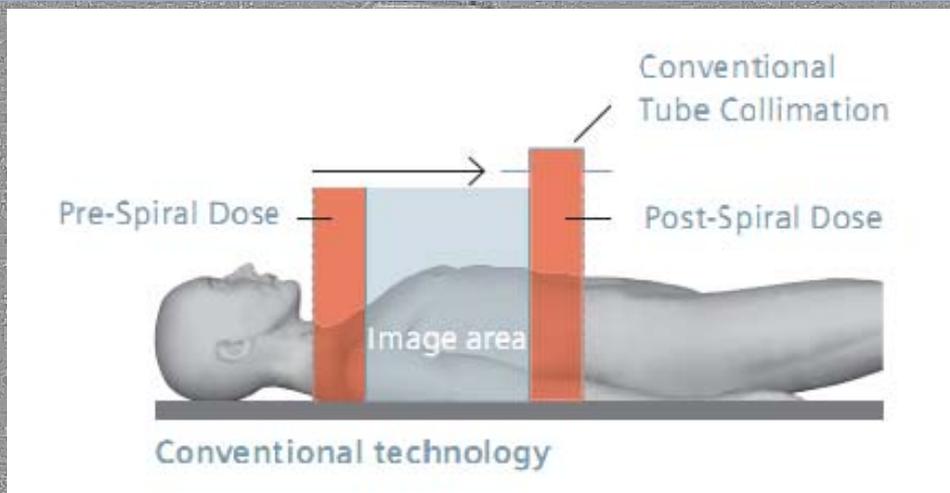
## Système de modulation de la tension



Guide to Low Dose, Siemens, p41, 2011

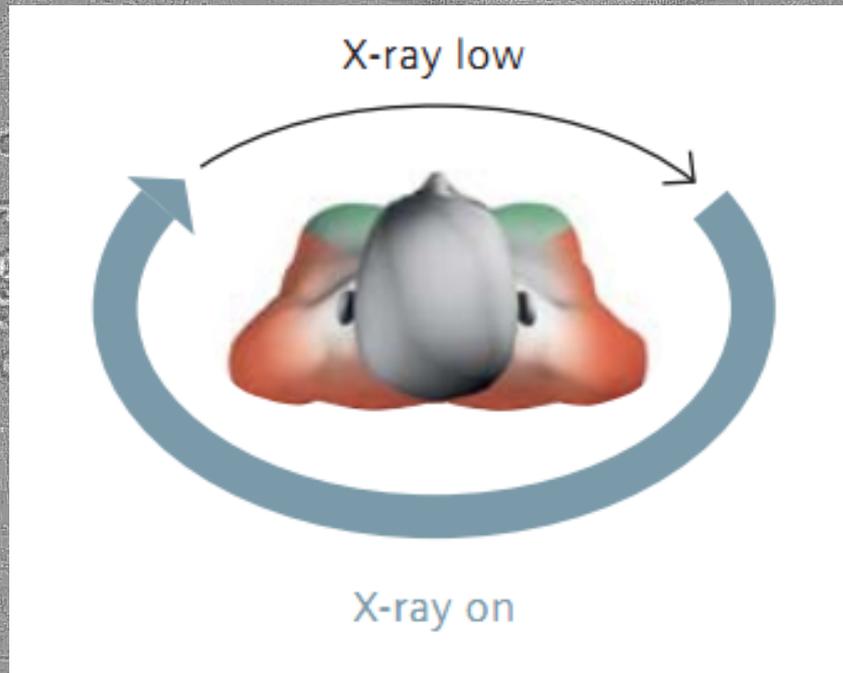
# Optimiser la dosimétrie

## Collimateur asymétrique



# Optimiser la dosimétrie

## Systeme de modulation fonct. de l'organe



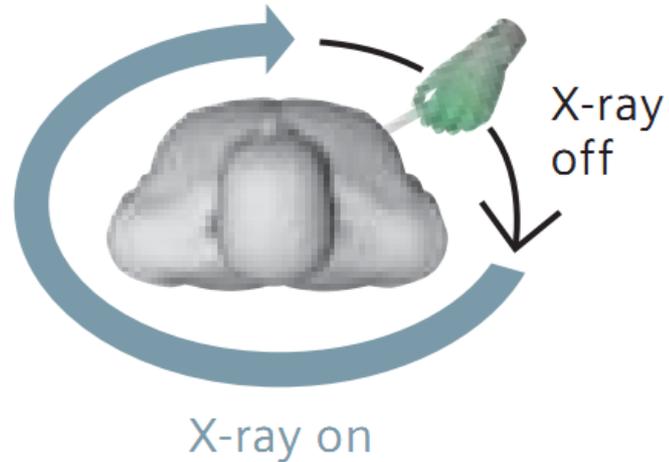
Guide to Low Dose, Siemens, p54, 2011

ICRP 103

# Optimiser la dosimétrie

## Système de RP personnel

1999

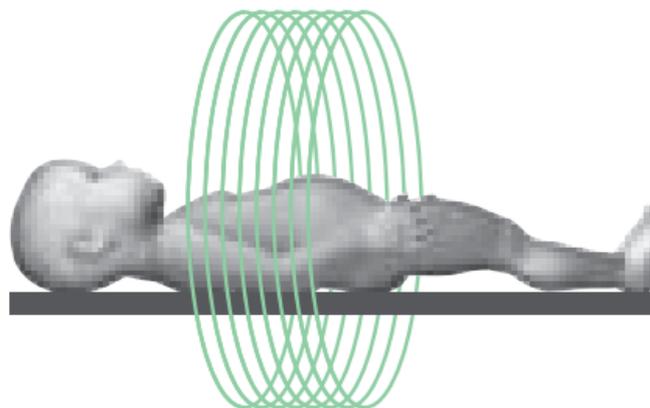


HandCARE

# Optimiser la dosimétrie

## Systeme de RP pédiatrie

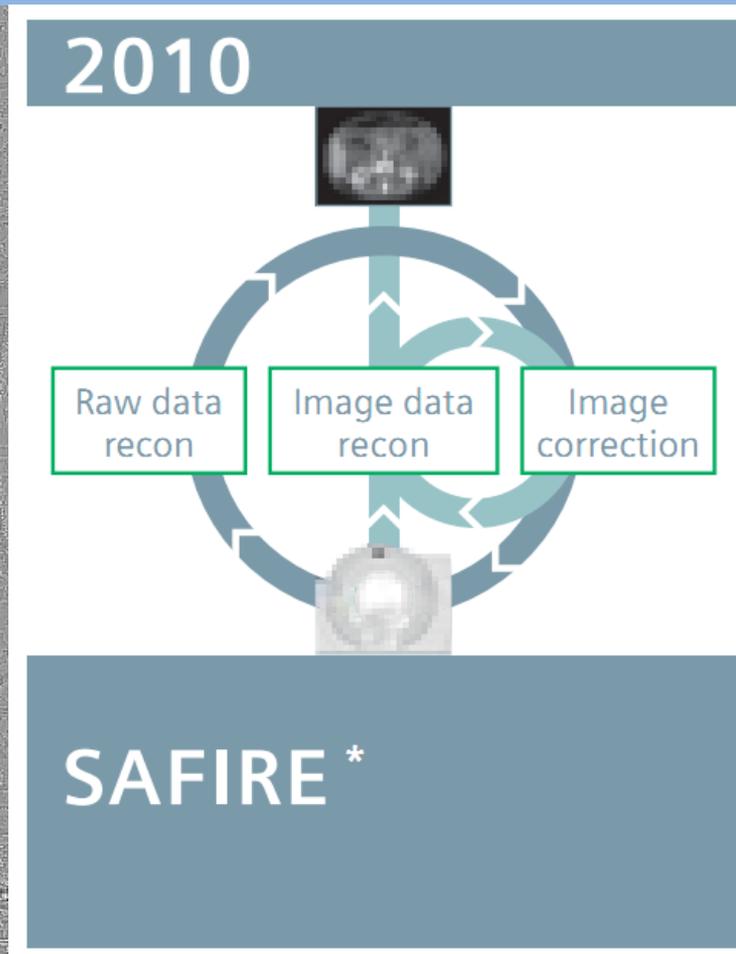
2002



Pediatric 80 kV  
Protocols

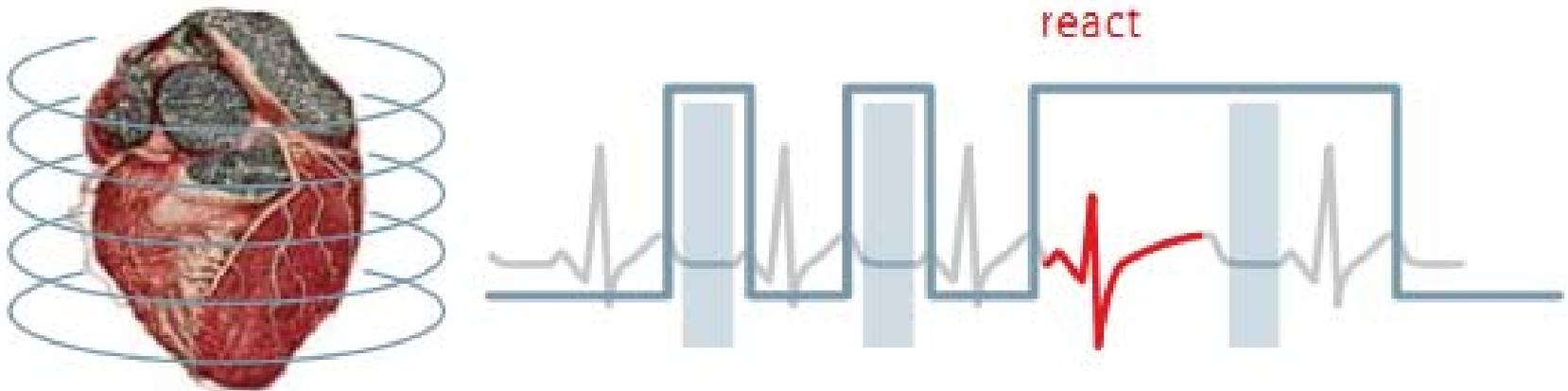
# Optimiser la dosimétrie

Amélioration de la reconstruction de l'image:  
Reconstruction itérative



# Optimiser la dosimétrie

## Adaptative cardio



Guide to Low Dose, Siemens, p46, 2011

# Optimiser la dosimétrie

3D

Care Dose4D

SmartBeam –X-ray beam filtration

IQ

Brilliance CT

BrightSpeed Elite

16 x 0.75

Adaptative

Smart Track

4D

Noise Reduction

Auto mA

Smart mA

Optidose

Foyer dynamique

Pediatric

3D dose modulation

ECG Dose Modulation

SAFIRE

- Introduction
- Législation
- Dose
- $D = f(CT)$
- $D = f(\text{utilisat})$
- $D = f(\text{optim})$
- Plan phys med

# La législation améliore la dosimétrie

7 décembre 2007

JOURNAL OFFICIEL DE LA RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

Texte 56 sur 168

## Décrets, arrêtés, circulaires

### TEXTES GÉNÉRAUX

**MINISTÈRE DE LA SANTÉ, DE LA JEUNESSE ET DES SPORTS**

**Décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités  
du contrôle de qualité des scanographes**

NOR : *SJSM0722003S*

# La législation améliore la dosimétrie

- Mise en place du plan physique médicale
- Contrôle de qualité plus fréquent, plus strict
- Etude statique de la dosimétrie patient
- Niveau de référence diagnostique
- Formation continuée

# La législation améliore la dosimétrie

## *2. Organisation des contrôles*

La présente annexe fixe les opérations de contrôle de qualité interne et externe auxquelles sont soumis les scanographe. Le contrôle de qualité interne est réalisé par l'exploitant ou le prestataire de son choix, au plus tard quatre mois après l'entrée en vigueur de la présente décision. Pour les installations en service au moment de l'entrée en vigueur de la présente décision, le premier contrôle externe, appelé contrôle externe initial, doit être réalisé au plus tard dans un délai de un an après l'entrée en vigueur de la présente décision. Pour les installations mises en service après l'entrée en vigueur de la présente décision, le contrôle externe initial doit être réalisé au plus tard trois mois après la première utilisation clinique du scanographe.

Le contrôle de qualité des scanographe comporte :

- des opérations de **contrôle de qualité interne** réalisées selon les périodicités précisées ci-après ;
- un contrôle de qualité externe annuel qui comprend des opérations de tests sur le scanographe et un audit du contrôle interne. Chaque contrôle annuel doit être effectué à la date anniversaire du contrôle initial avec une tolérance de plus ou moins un mois. Les contrôles externes donnent lieu à un rapport de contrôle émis dans un délai maximum de douze jours ouvrés.

# Niveau de référence diagnostique

*Niveaux de référence en scanographie chez l'adulte pour une acquisition d'images par examen*

EXAMEN	IDSP (mGy)	PLD (EN mGy.cm)
Encéphale .....	58	1 050
Thorax .....	20	500
Abdomen .....	25	650
Pelvis.....	25	450

Journal officiel de la répubilque française 16/3/2004

## CT chez l'adulte

Examen	NRD en DLP (mGy.cm)	
	25e perc	75e perc
Abdomen	415	830
Crâne	740	1020
Colonne lombaire	475	870
Sinus	70	150
Thorax	240	400

Moniteur Belge du 28/09/2011

# Enjeux dosimétriques

- D = f(CT)
  - Géométrie
  - Qualité RX et détecteurs
  - Système de collimation
- D = f(utilisat)
  - Tension, charge
  - Longueur d'exploration
  - Patient
- D = f(optim)
  - f(mA, kV, colli, ...)
  - reconstruction
- Plan phys med
  - Contrôle de qualité
  - Formation

Conclusions

# Merci

[jean-louis.grefe@chu-charleroi.be](mailto:jean-louis.grefe@chu-charleroi.be)