

# Principes de la tomodensitométrie

**Pr. Ivan Bricault**

*Radiologie et Imagerie médicale*

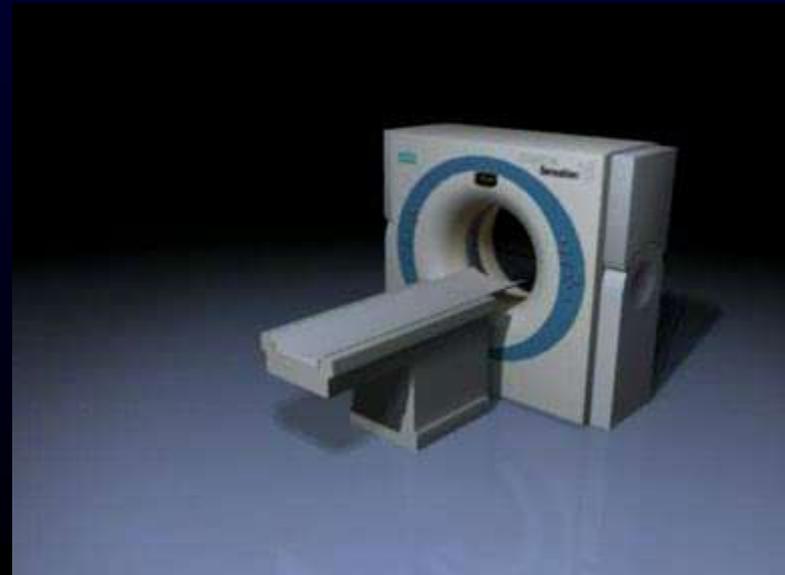
---

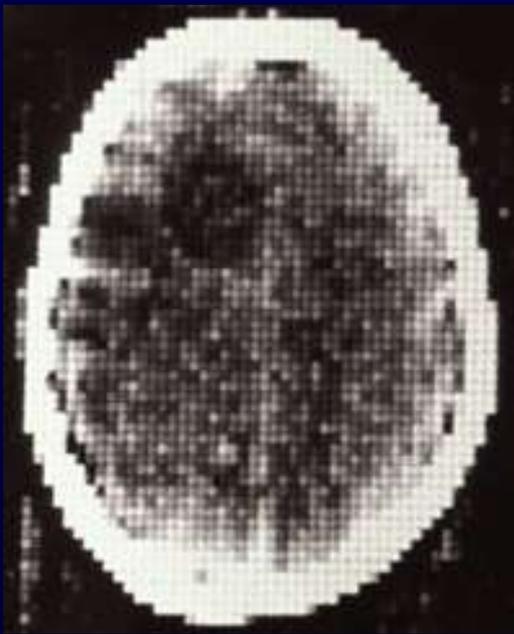


## Compléments iconographiques et animations :

Remerciements

- aux archives du 
- aux vidéos de Siemens

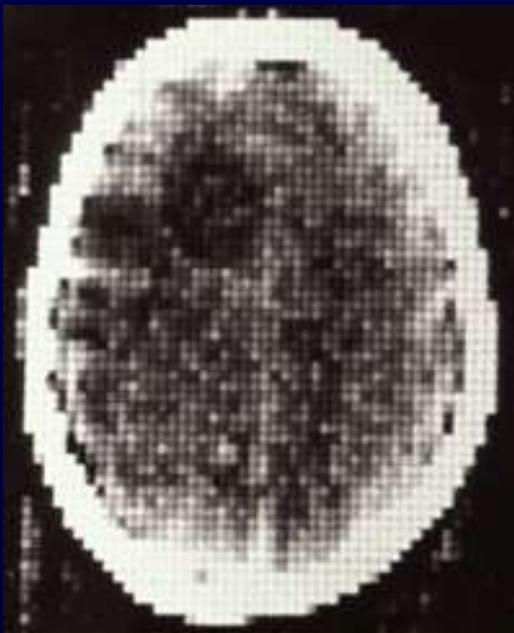




▶ 1ères images de TDM cérébrale en 1972 (Sir Hounsfield)

▶ Exploration d'une coupe en 10 minutes...

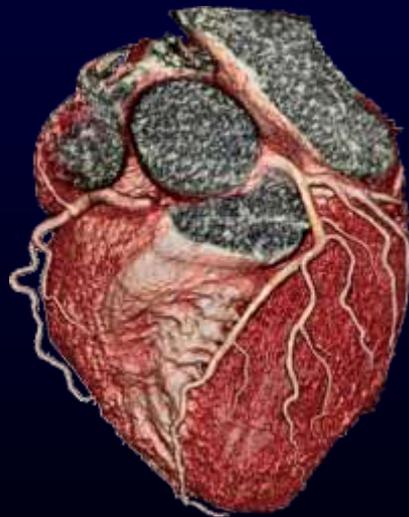




► 1ères images de TDM cérébrale en 1972 (Sir Hounsfield)



► Exploration d'une coupe en 10 minutes...



► Maintenant :  
320 coupes en <math><1s</math>



**Comment marche un scanner ?...**

# Comment marche un scanner ?...

Bonnes images + Irradiation maîtrisée =

**Comprendre et optimiser les paramètres !**

- ▷ kV, mAs
- ▷ Collimation, épaisseur de coupe, incrément de reconstruction
- ▷ Champ d'acquisition, taille de la matrice
- ▷ Vitesse de rotation, pitch
- ▷ Filtre de reconstruction
- ▷ ...

# Comment marche un scanner ?...

Bonnes images + Irradiation maîtrisée =

**Comprendre et optimiser les paramètres !**

- ▷ kV, mAs
- ▷ Collimation, épaisseur de coupe, incrément de reconstruction
- ▷ Champ d'acquisition, taille de la matrice
- ▷ Vitesse de rotation, pitch
- ▷ Filtre de reconstruction
- ▷ ...
  - ↳ Paramètres fixés lors de l'acquisition
  - ↳ Paramètres ajustables lors de la reconstruction

# Années 70





Sir Godfrey  
Hounsfield  
(société EMI)

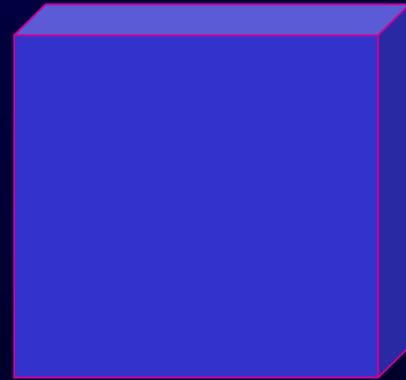
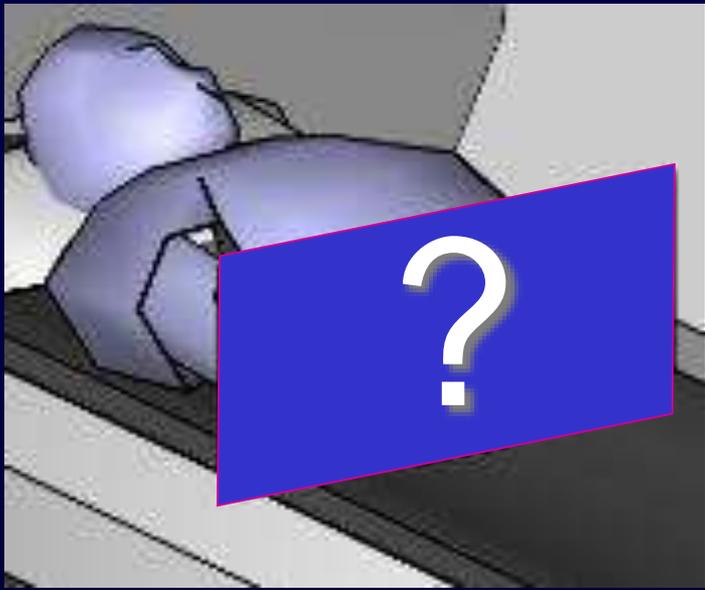
Prix Nobel 1979 avec  
Allan Cormack

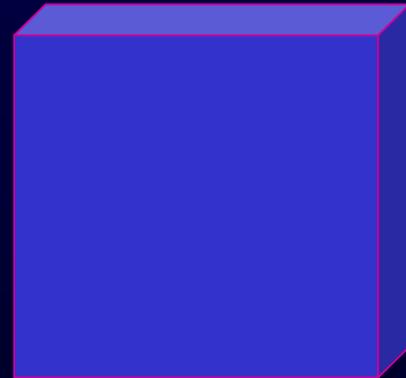
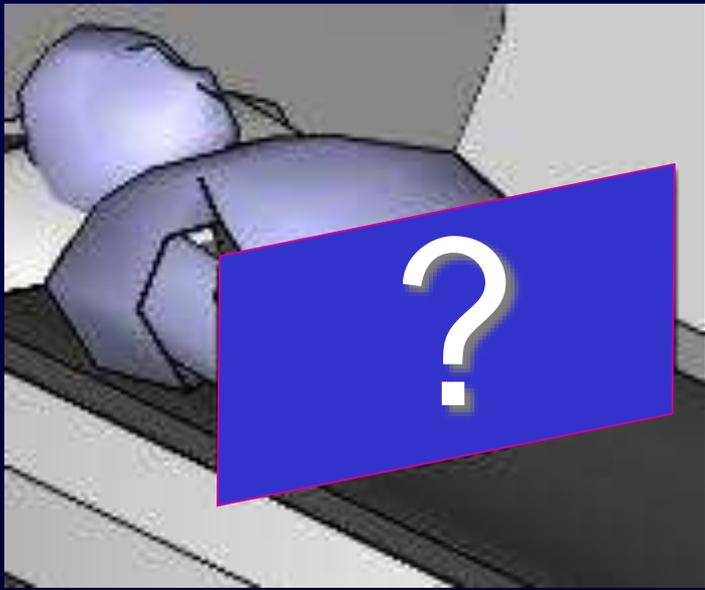


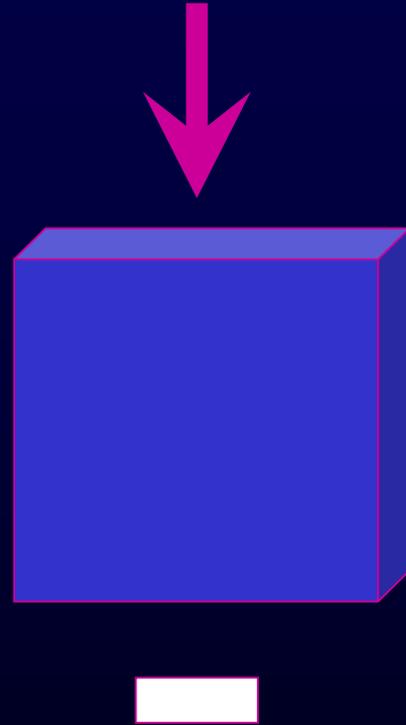
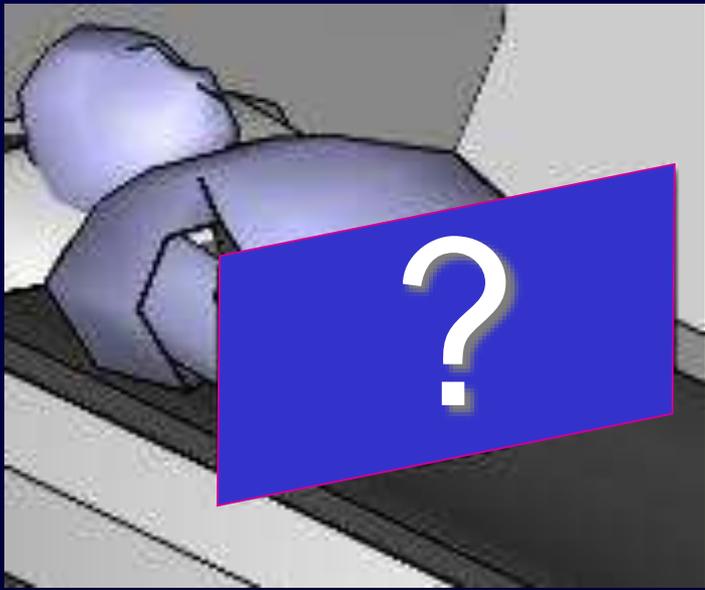
Sir Godfrey  
Hounsfield  
(société EMI)

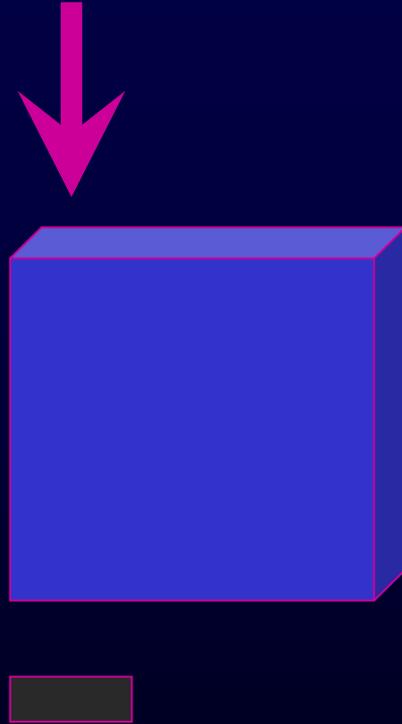
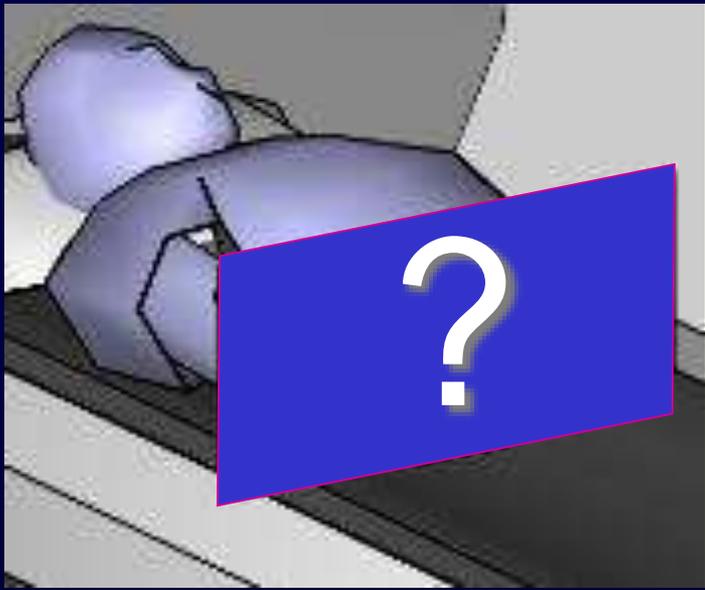
Prix Nobel 1979 avec  
Allan Cormack

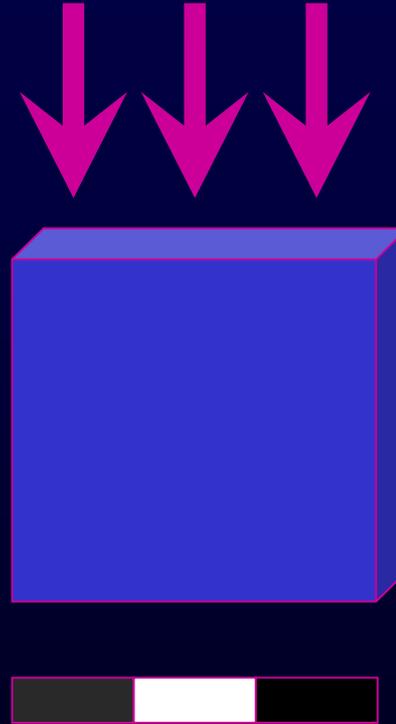
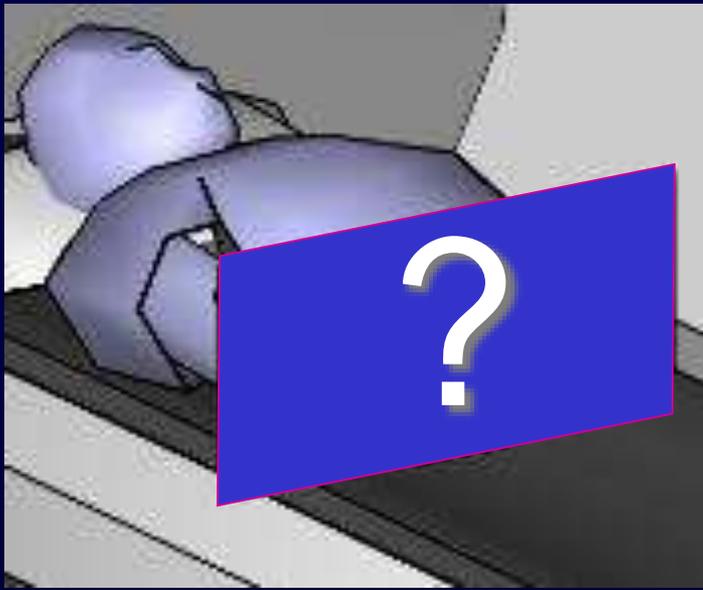




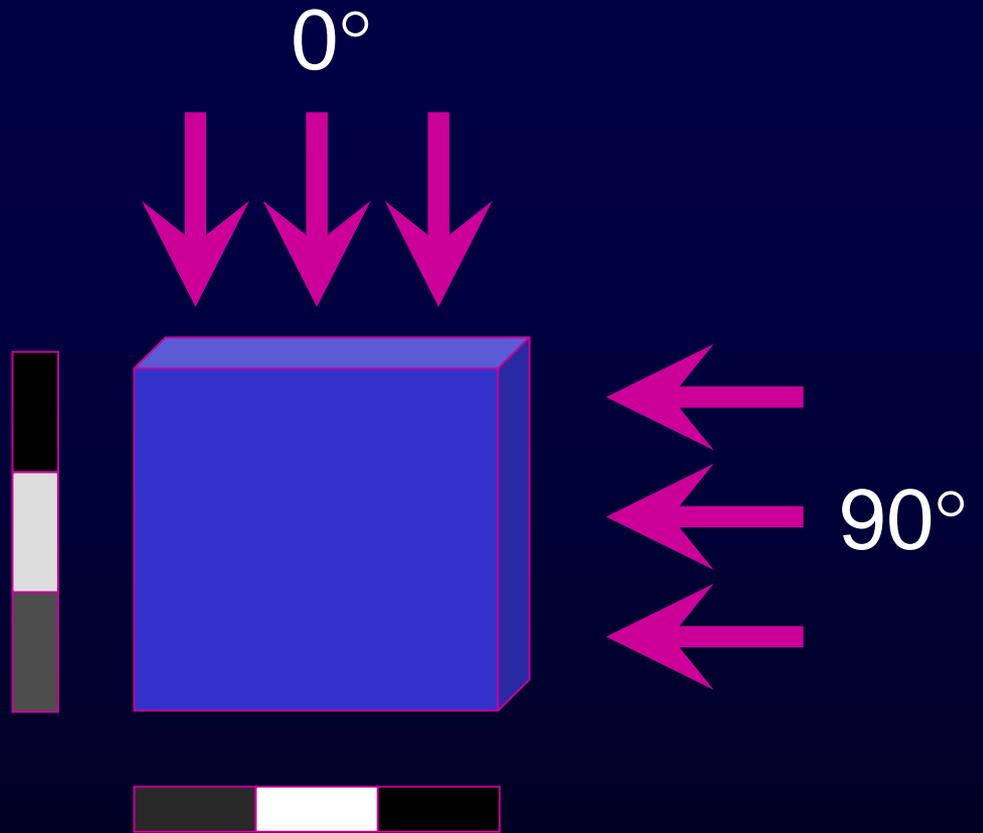
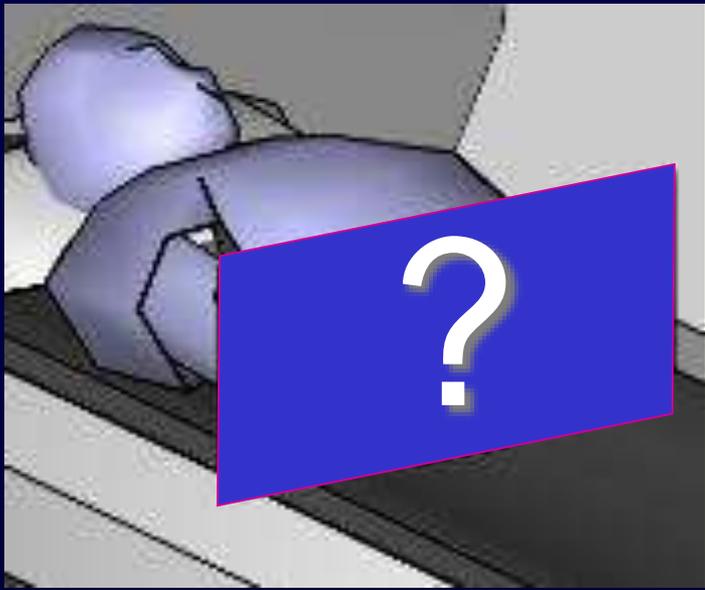


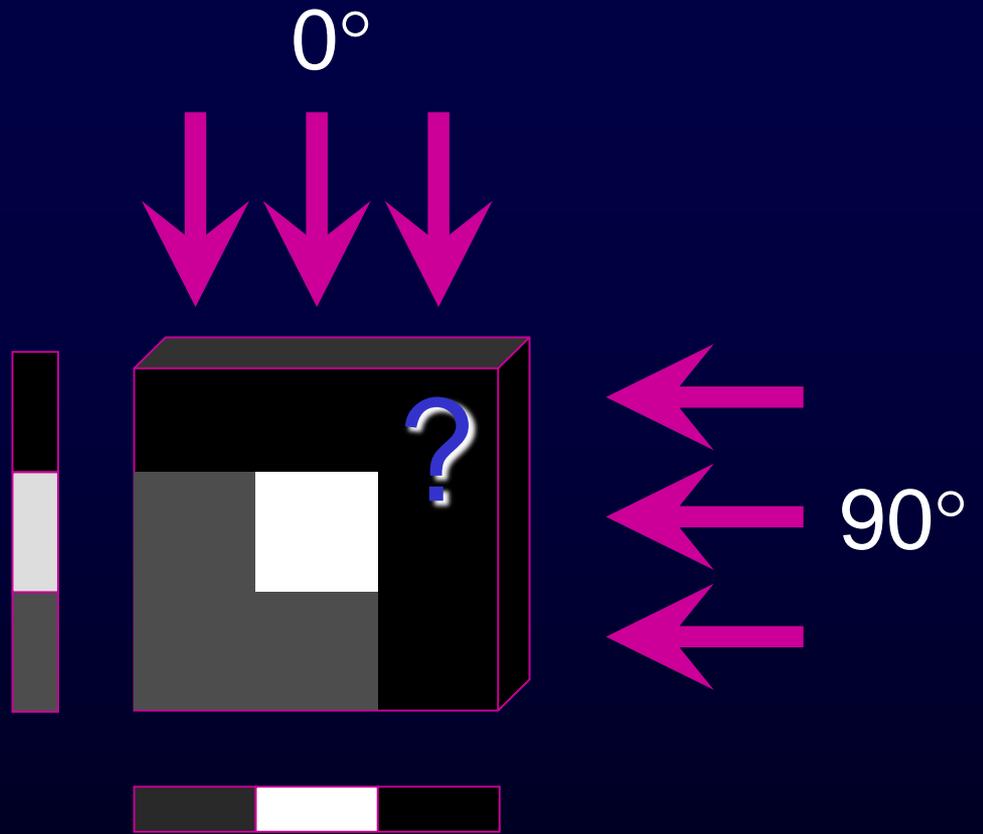
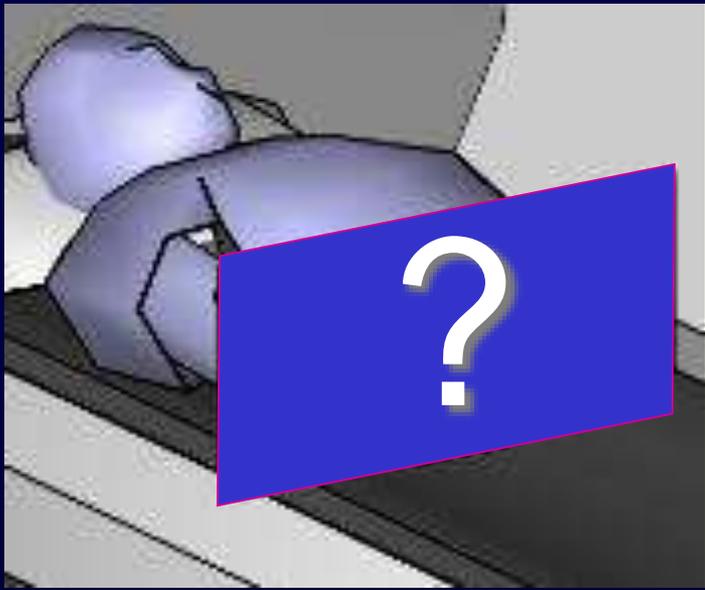






Profil d'atténuation  
de face

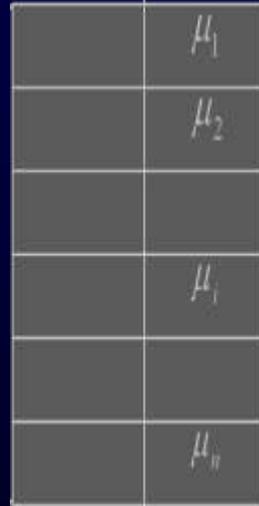




Source



$I_0$



$I$



Détecteur

$$I = I_0 \cdot \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)]$$

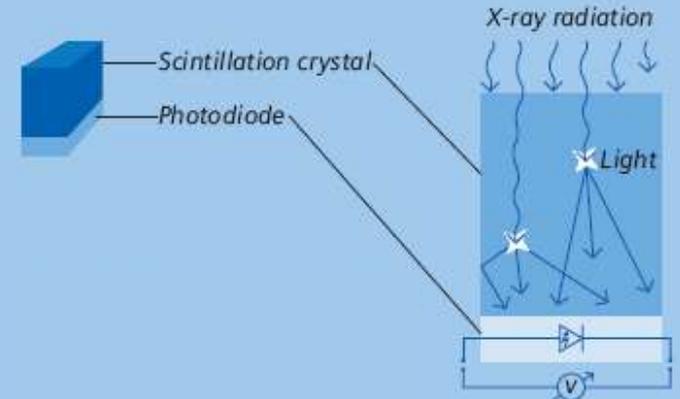


Tube à rayons X,  
anode tournante



Détecteur  
numérique :  
conversion RX  
→ signal  
électrique

$$I = I_0 \cdot \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)]$$



## Remarque :

Les mesures peuvent être faussées par un artefact de durcissement du spectre (“beam hardening”)

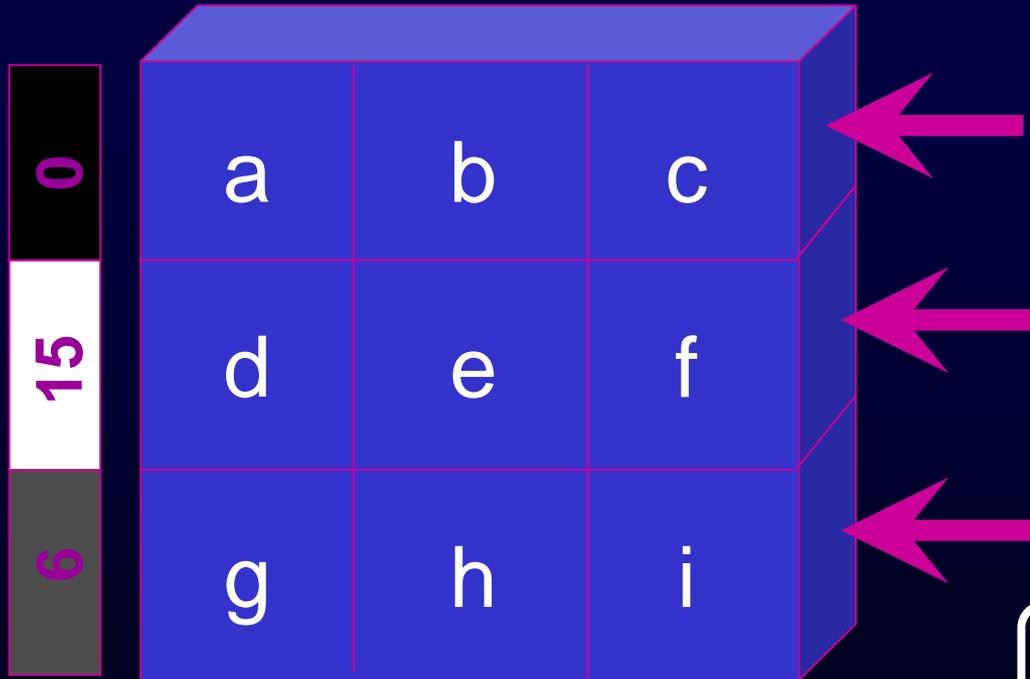
$$I = I_0 \cdot \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)]$$



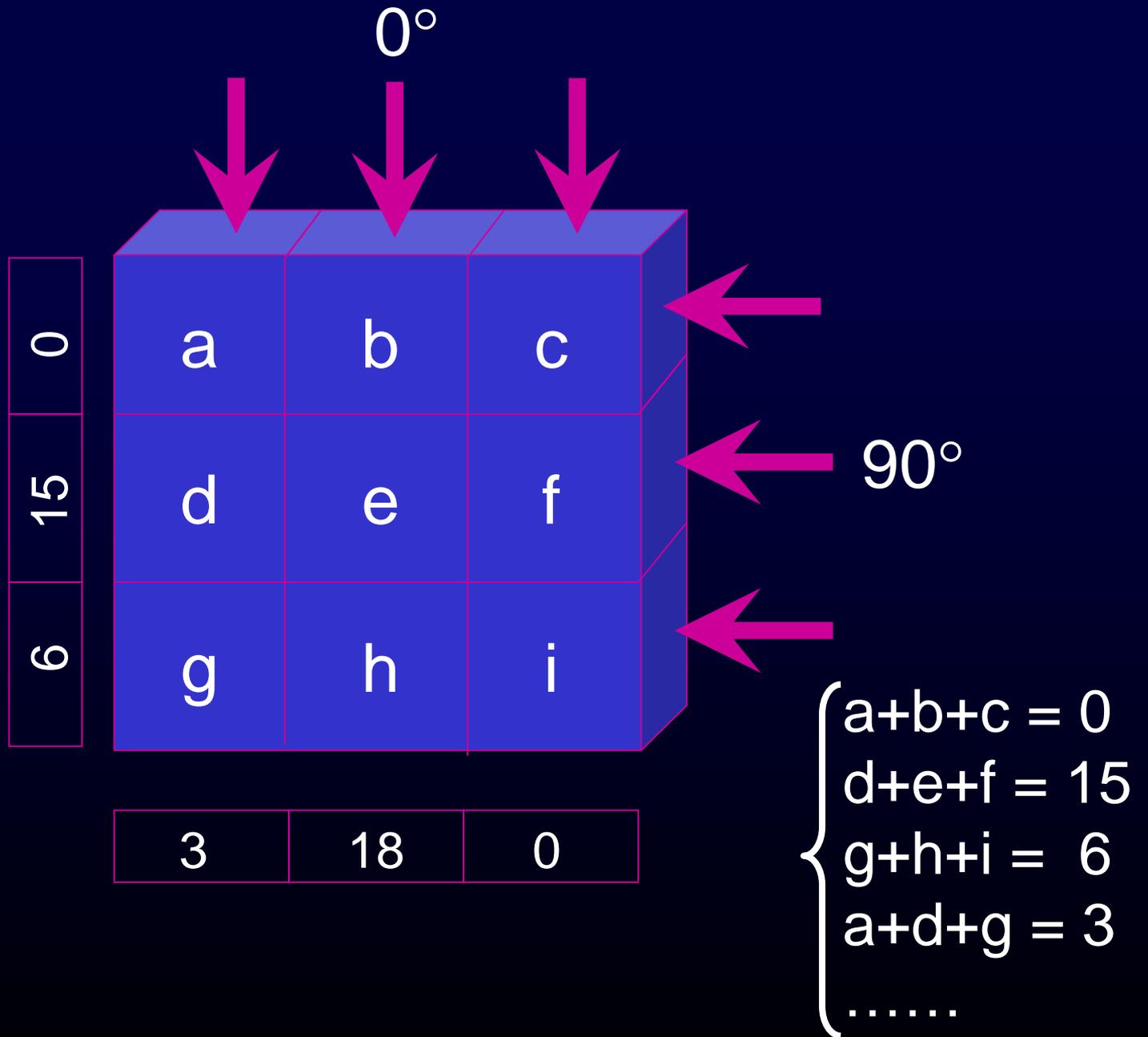
→ Des rayons traversant des régions denses vont changer de propriétés en perdant leur composante à faible énergie

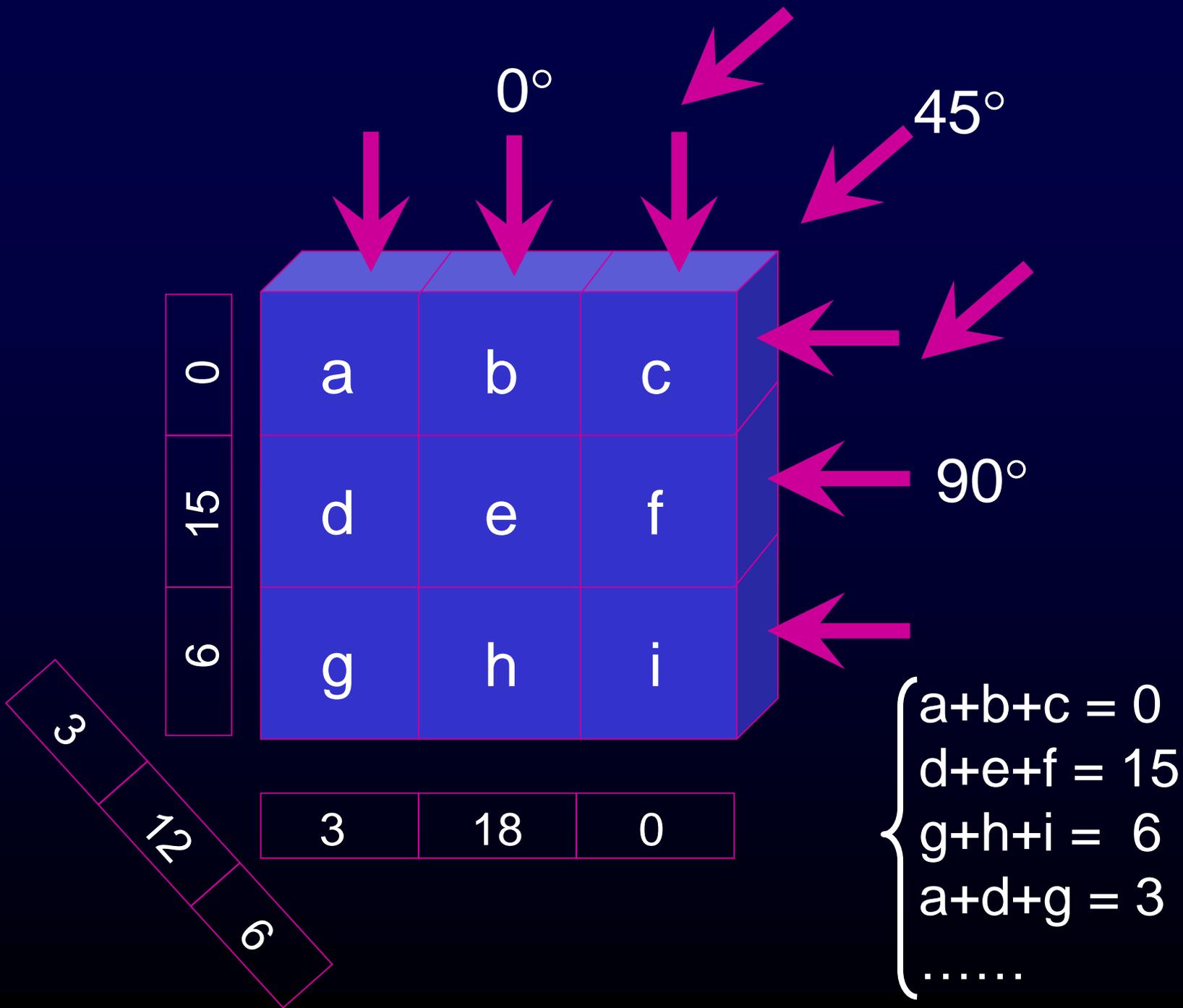
A 3D perspective view of a 3x3 grid of blue cells. The cells are arranged in three rows and three columns. The letters are: Row 1: a, b, c; Row 2: d, e, f; Row 3: g, h, i. The grid is shown from an isometric perspective, with the top and right sides visible.

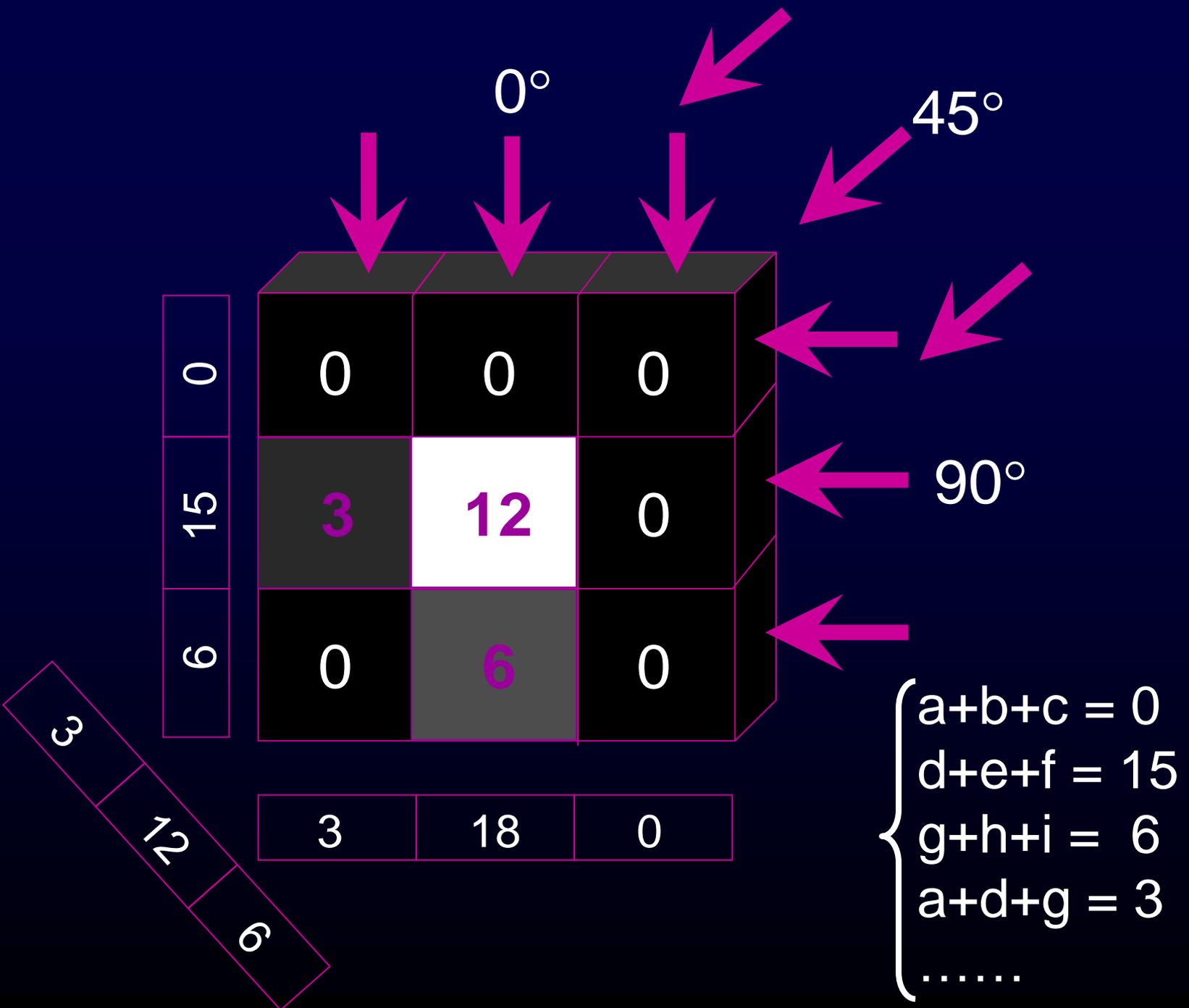
a	b	c
d	e	f
g	h	i



$$\begin{cases} a+b+c = 0 \\ d+e+f = 15 \\ g+h+i = 6 \end{cases}$$







# Les unités Hounsfield

$$\text{Atténuation en UH} = 1000 \cdot (\mu - \mu_{\text{eau}}) / \mu_{\text{eau}}$$

Remarques :

- Calibration nécessaire du scanner
- Atténuation  $\approx$  Densité : Tomodensitométrie

# Les unités Hounsfield

$$\text{Atténuation en UH} = 1000 \cdot (\mu - \mu_{\text{eau}}) / \mu_{\text{eau}}$$

- ▶ Eau =
- ▶ Air =
- ▶ Graisse =
- ▶ Os =

# Les unités Hounsfield

$$\text{Atténuation en UH} = 1000 \cdot (\mu - \mu_{\text{eau}}) / \mu_{\text{eau}}$$

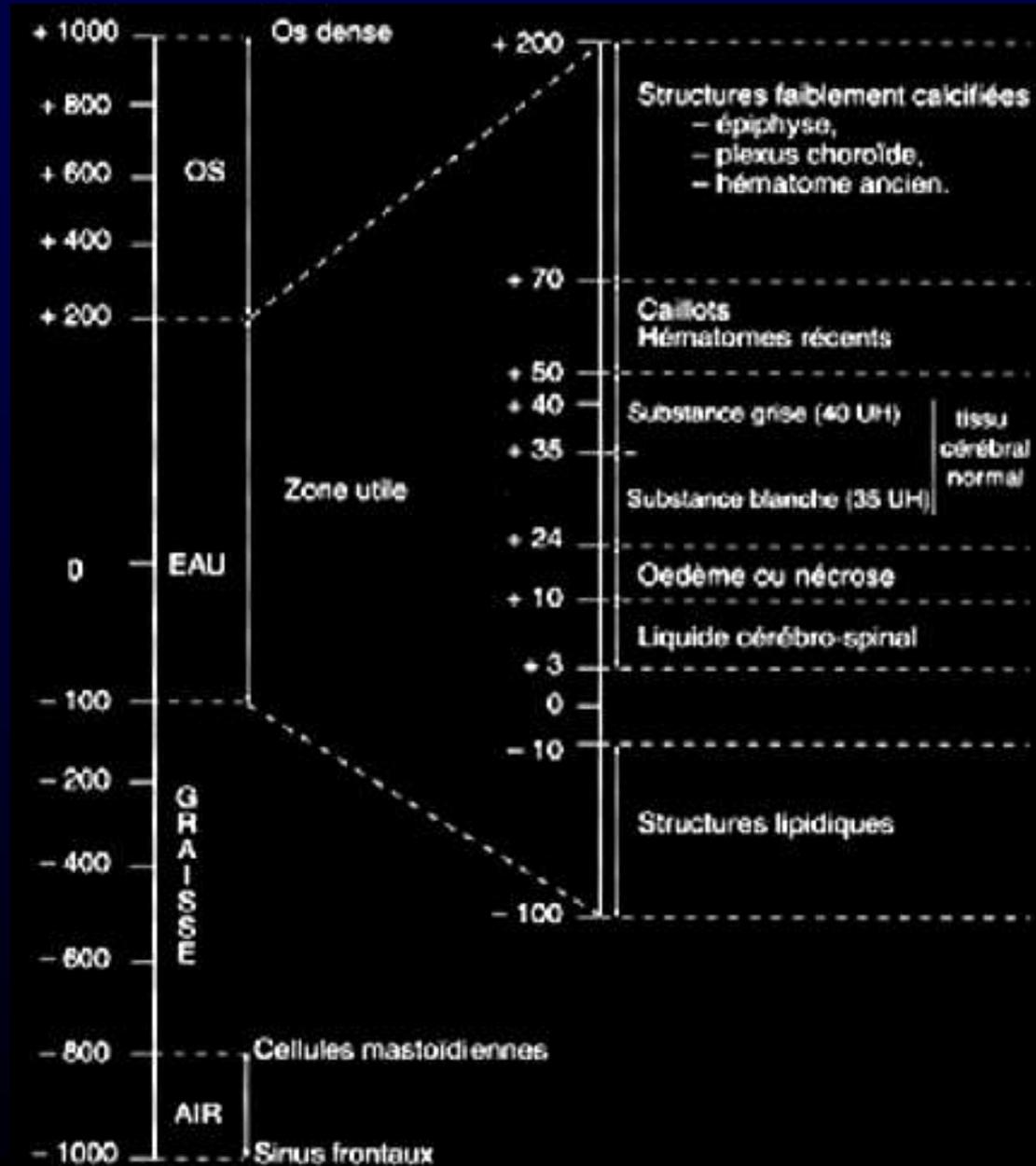
- ▶ Eau = 0 UH
- ▶ Air = -1000 UH
- ▶ Graisse = -80 à -120 UH
- ▶ Os = plusieurs centaines d'UH



# Rôle du fenêtrage



Exemple :  
Visualisation en  
niveaux de gris  
d'une TDM  
cérébrale



+ 1000 UH

35-40

0 UH

- 1000 UH



▶ Substance grise  
= 40 UH

▶ Substance blanche  
= 35 UH

+ 1000 UH



35-40



0 UH



▶ 16 niveaux de gris discernables par l'oeil humain

- 1000 UH



+ 1000 UH

35-40  
0 UH

- 1000 UH



► Fenêtrage de l'image : ajustement de l'échelle des niveaux de gris aux structures d'intérêt

+ 1000 UH

0 UH

- 1000 UH

35-40

Centre / Largeur

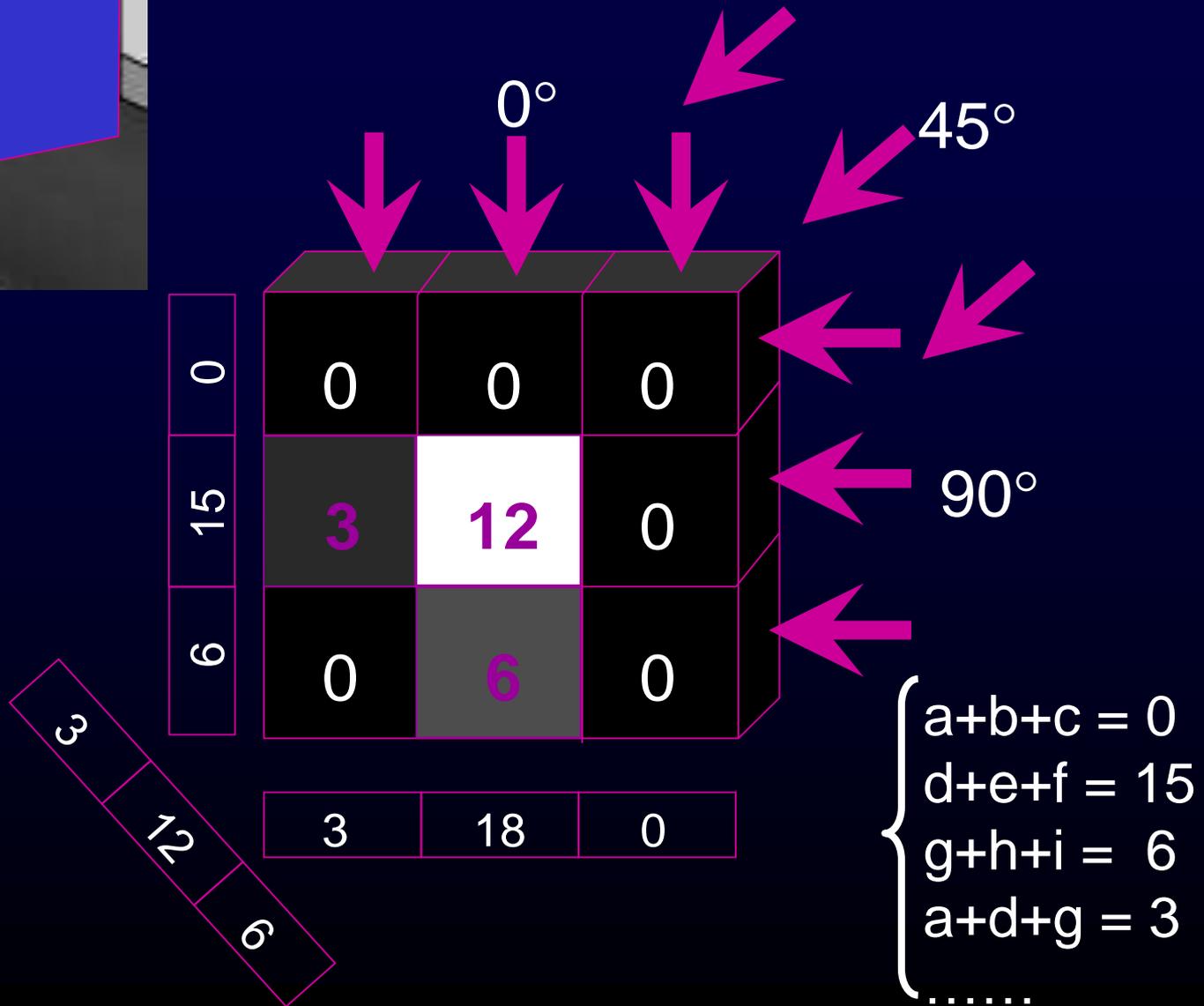
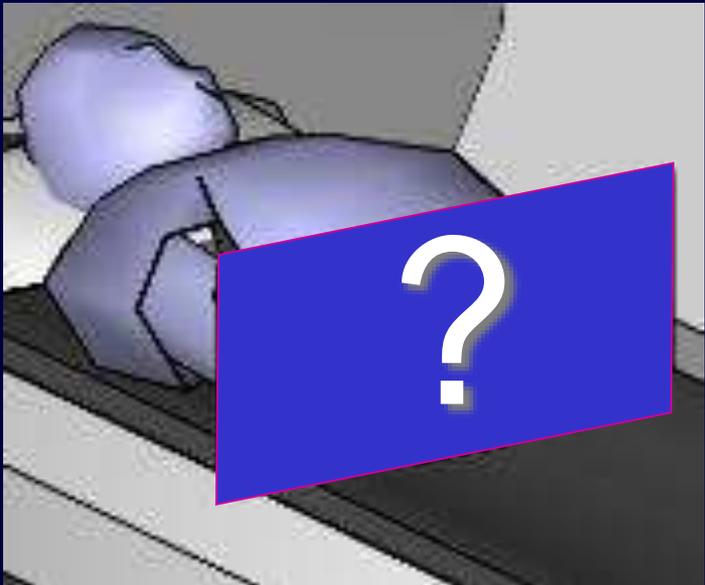
Fenêtrage pour le  
parenchyme cérébral :

▷ centre = 35 UH

▷ largeur = 80 UH



# Matrice 3x3...

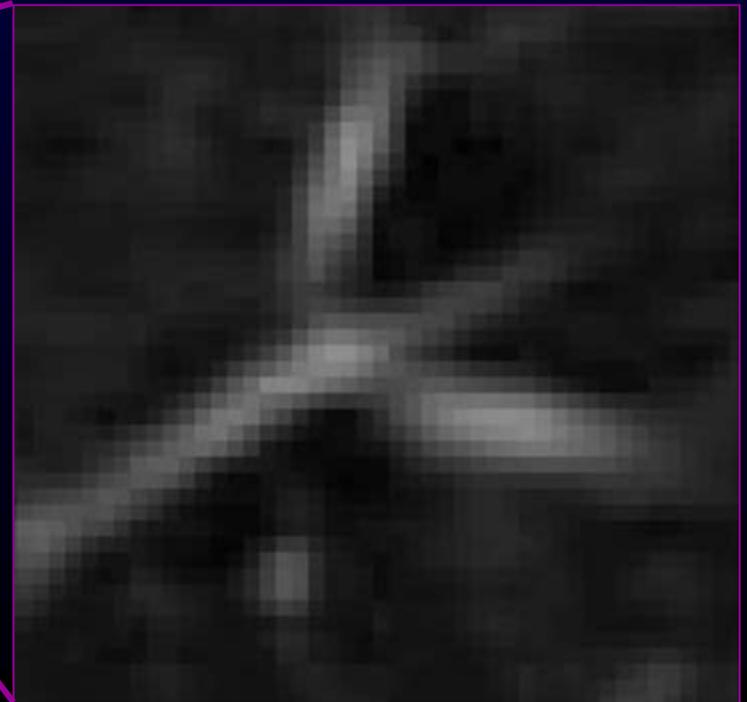
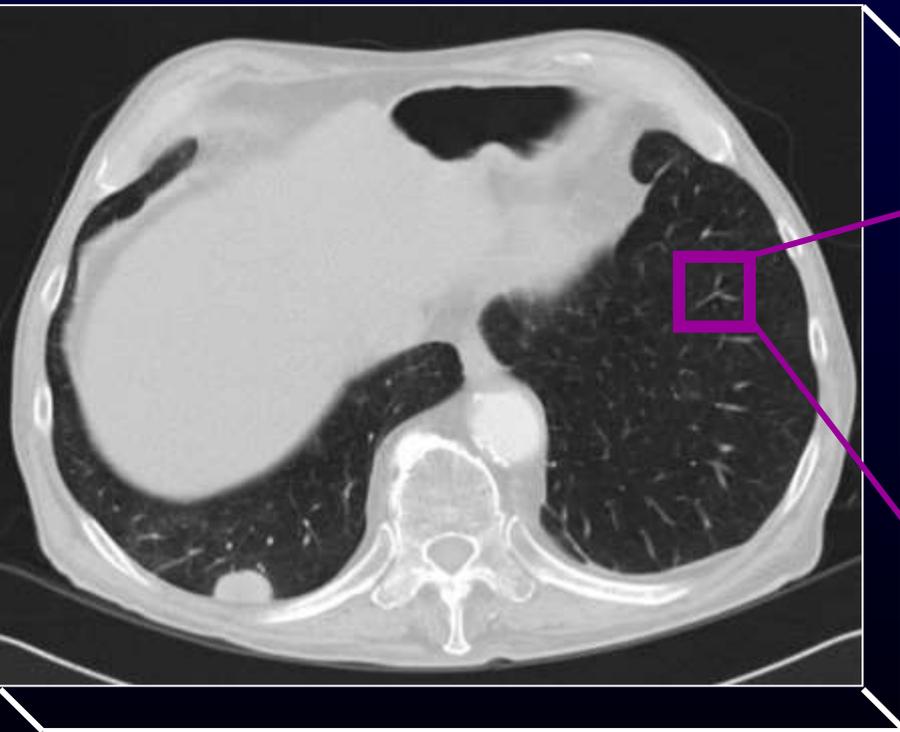


# Taille usuelle de la matrice en TDM

- ▶ 512 x 512 (= 262 144) voxels

→ Résolution spatiale (taille du voxel) :

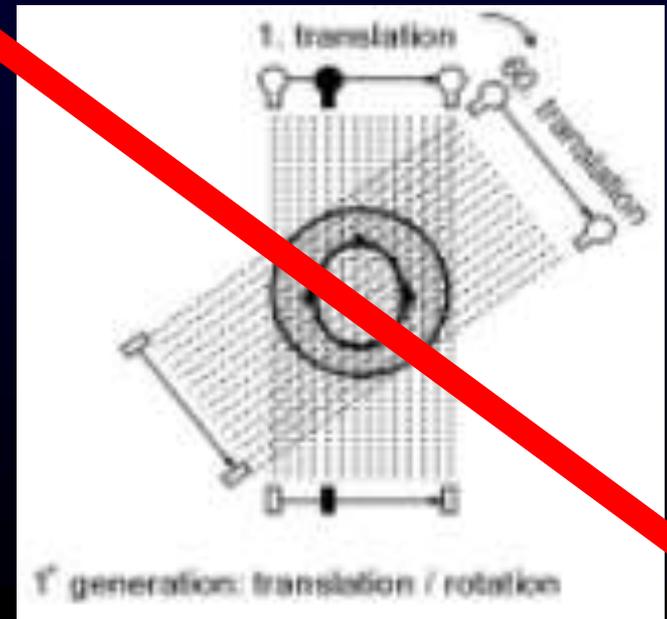
- ▷ en x,y = taille champ de vue (FOV) / nb de voxels
- ▷ en z = épaisseur de coupe



# Calcul d'une coupe TDM complète

► Nécessite le recueil d'une multitude de mesures d'atténuation (= 262 144) :

→ faisceaux de rayons X traversant chacun des voxels de la coupe à reconstruire, selon une multitude d'incidences variant entre 0 et 360°

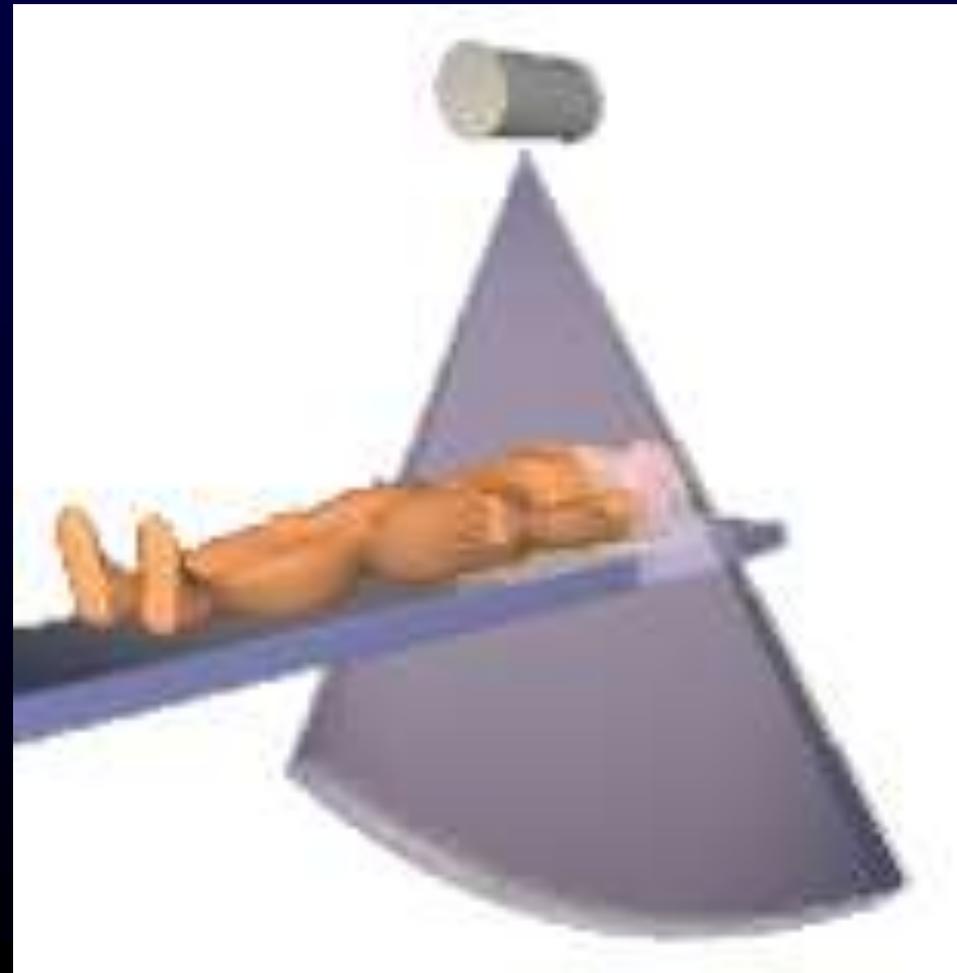




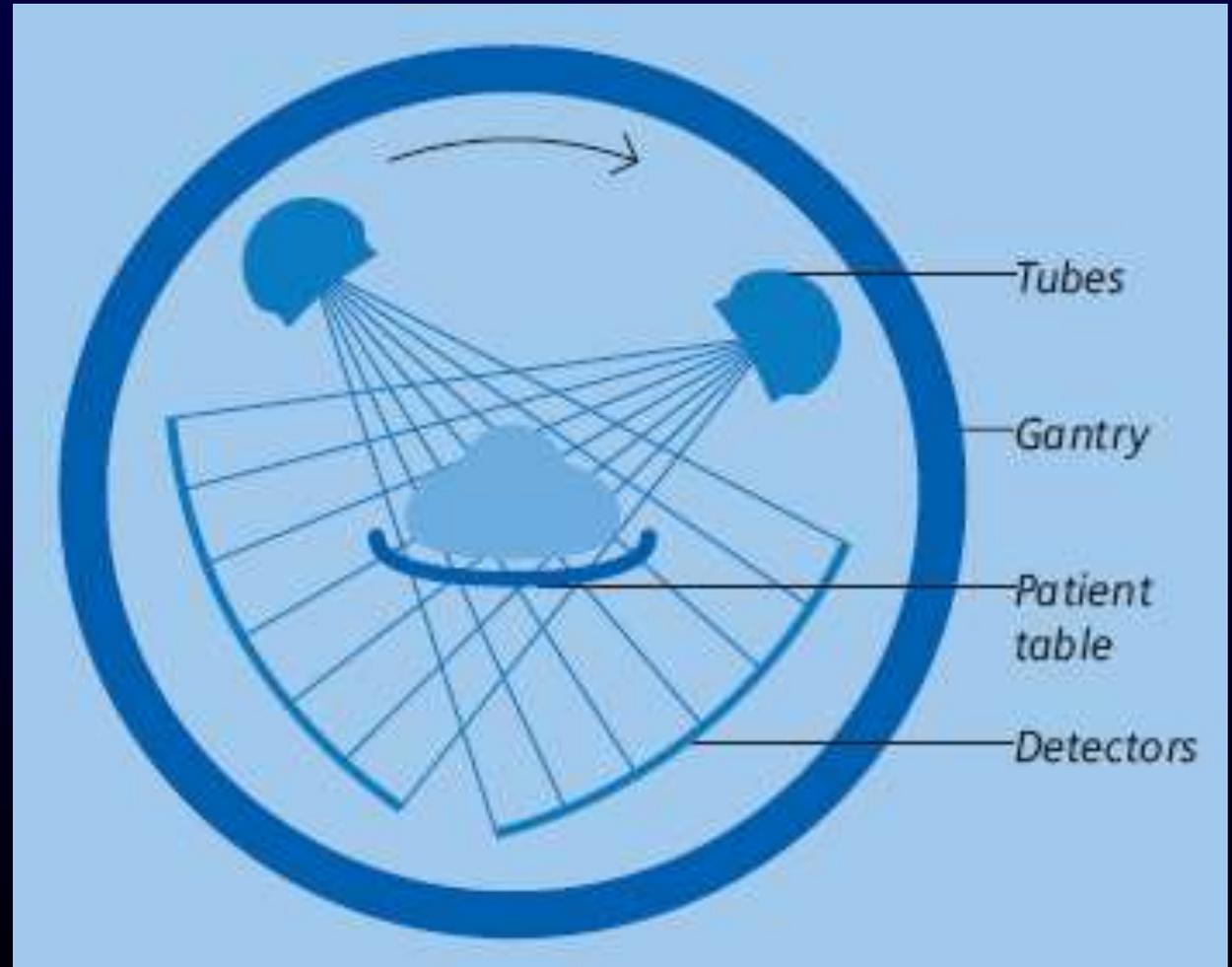
**Années 80**

# Scanners corps entier

- ▶ Arc de couronne contenant jusqu'à 1000 détecteurs
- ▶ Largeur totale du faisceau de rayons X supérieure à celle du patient

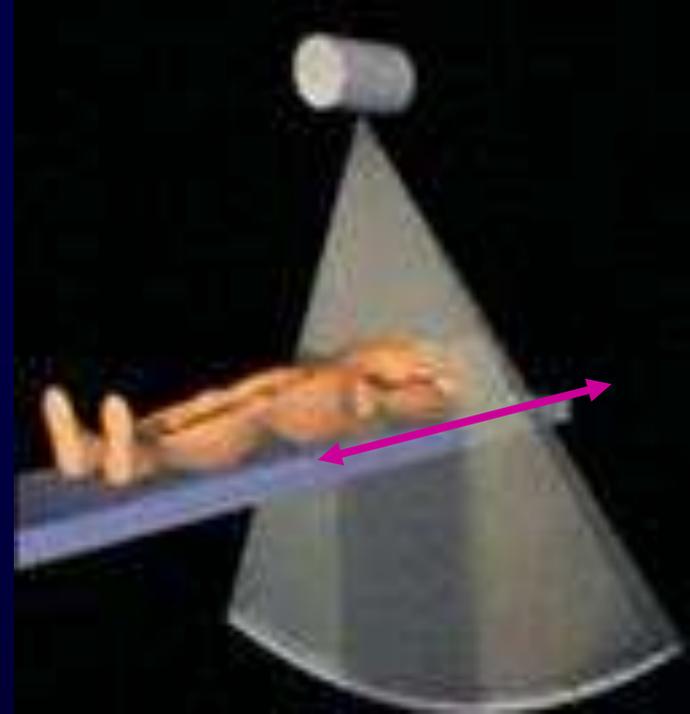


► La rotation autour du patient permet le recueil d'une multitude de mesures : plusieurs centaines de pas angulaires / tour

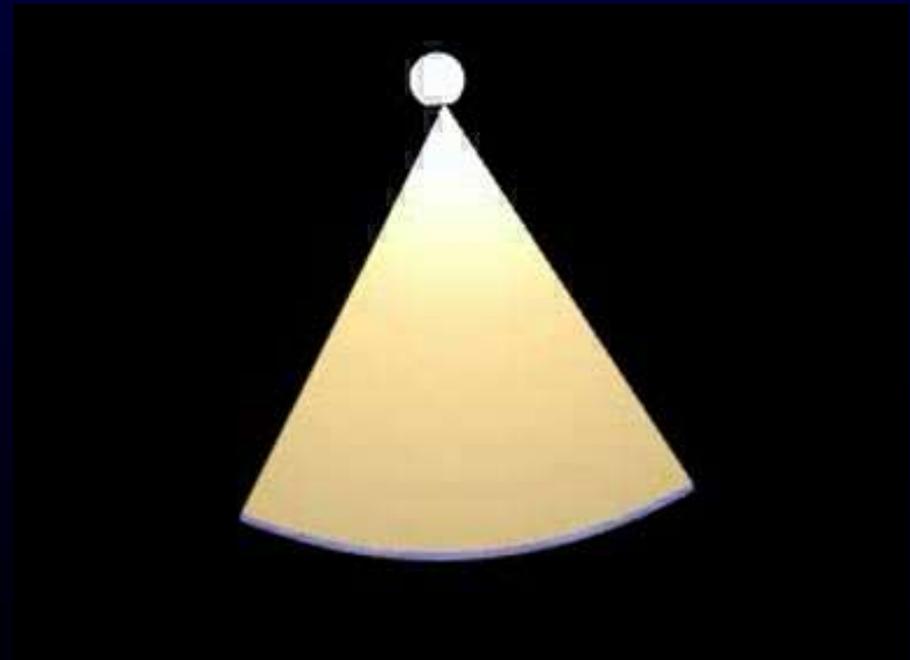
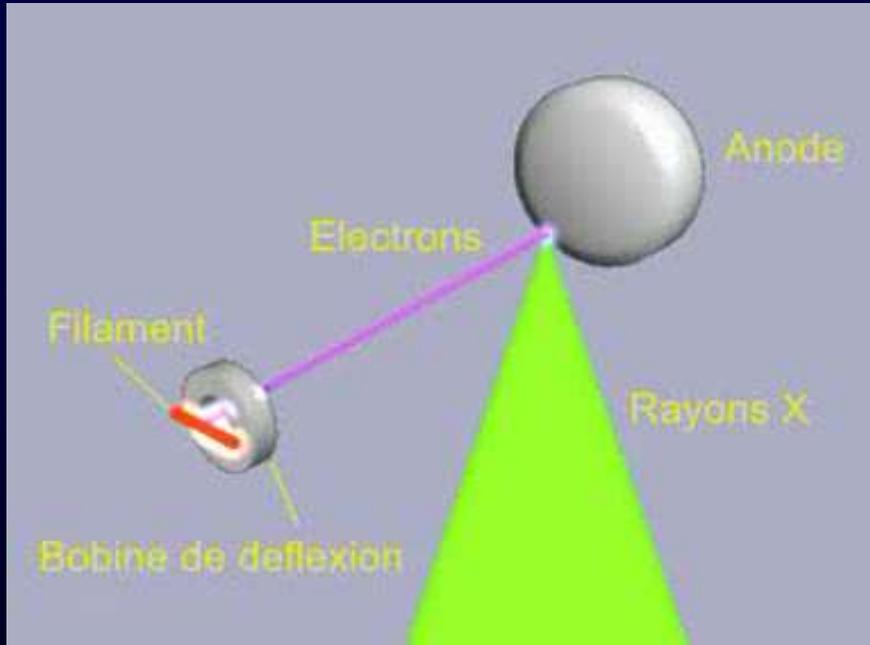


Remarque :  
le mode radio  
(topogramme – “scout view”)

- ▶ Acquisition lors d'une translation de la table, sans rotation du tube
- ▶ Selon la position du tube : face ou profil

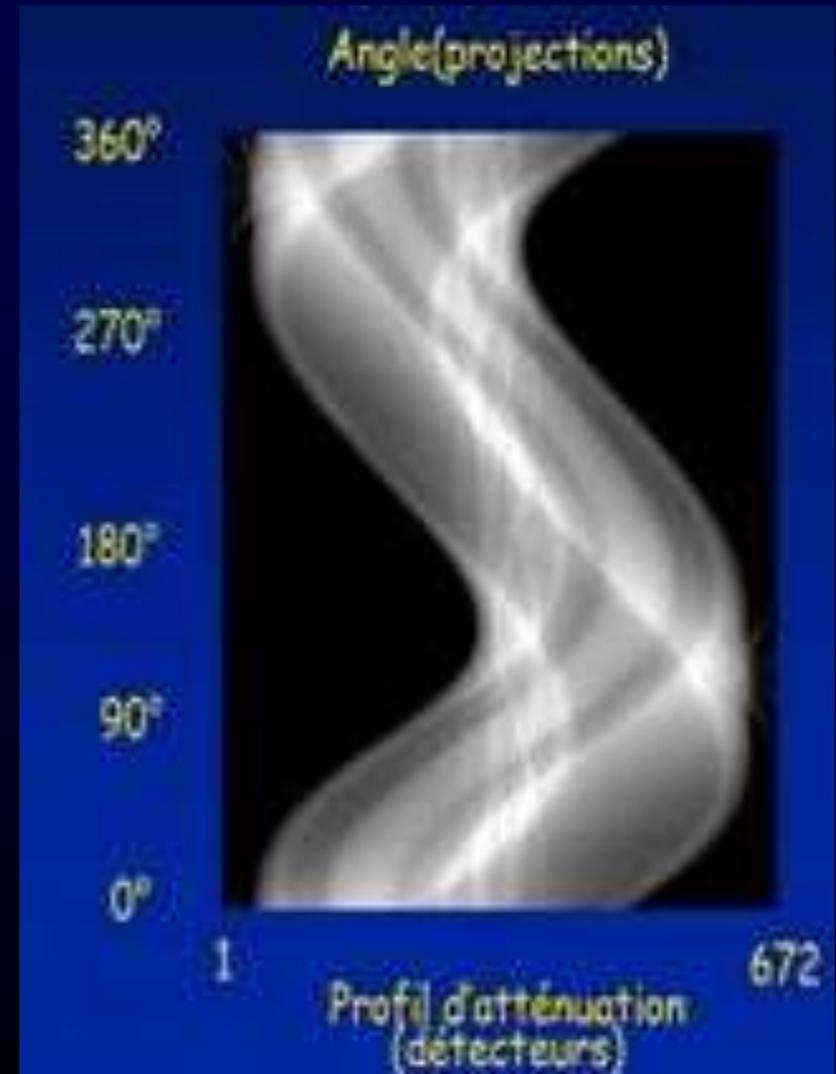


► ↑ nombre de mesures par tour avec un foyer flottant



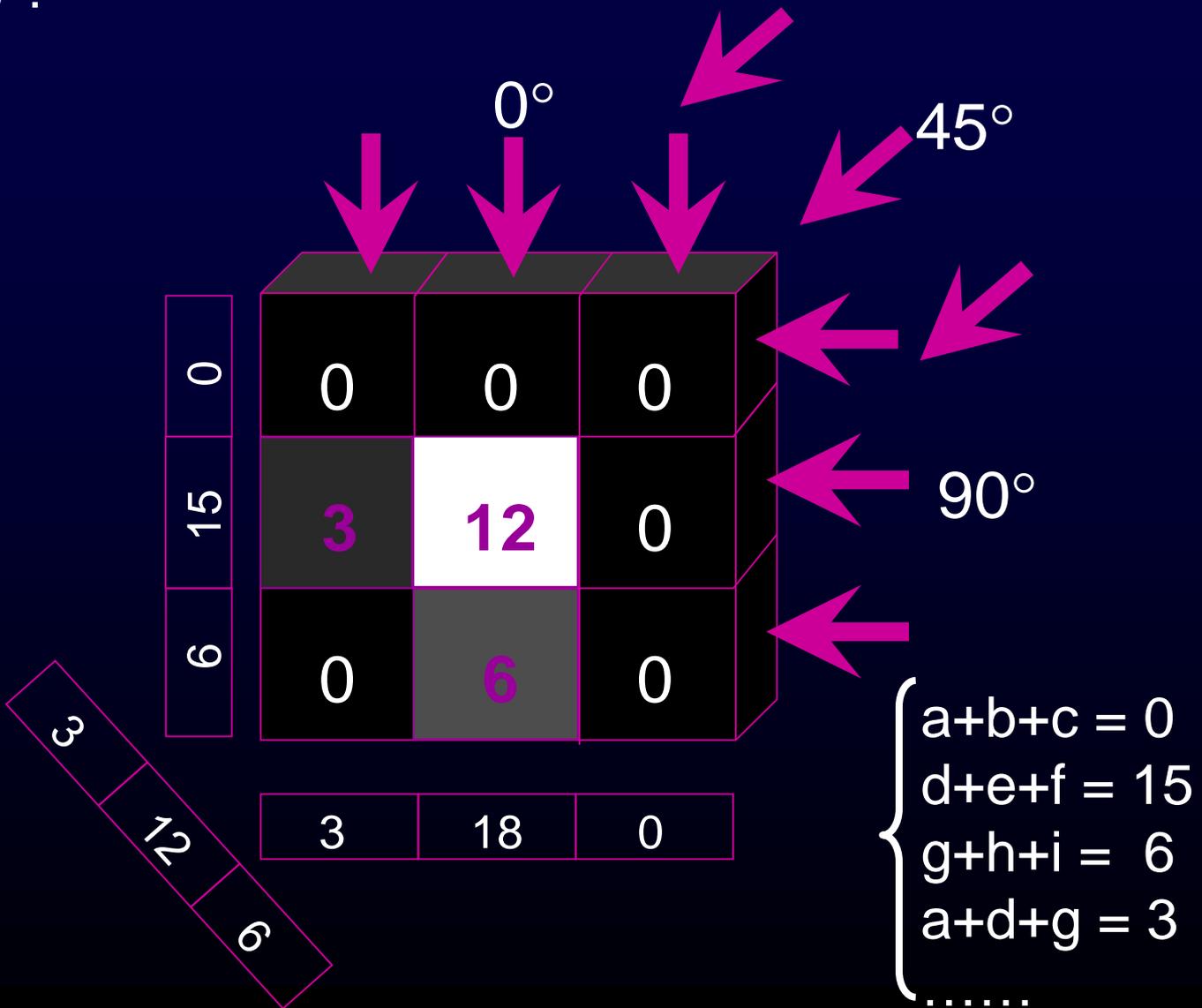
► Ensemble de mesures recueillies (données brutes ou “raw data”) = Sinogramme

⚠ Pas de nouvelles reconstructions possibles après l’effacement des données brutes



# Reconstruction d'une image 512x512 :

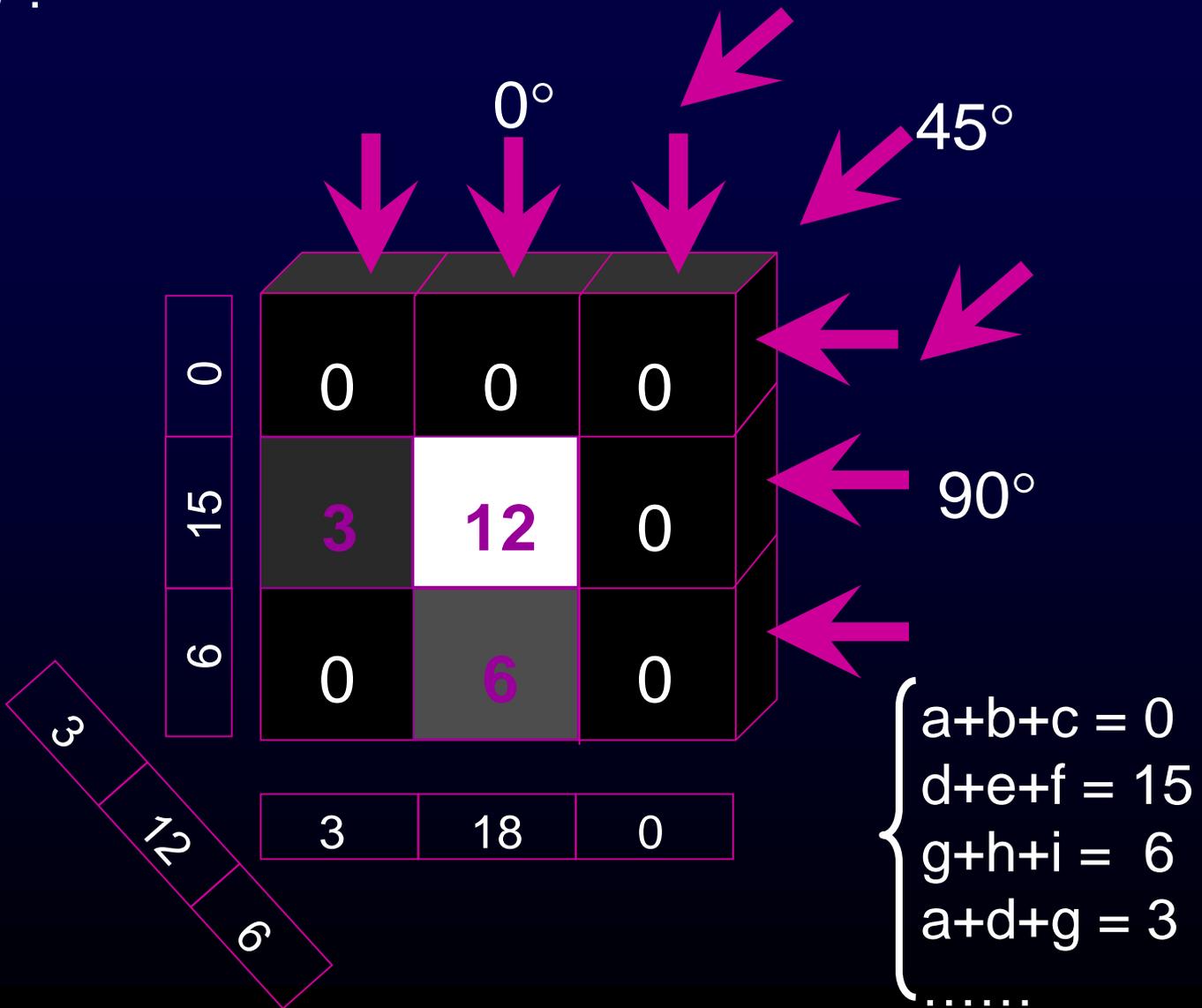
Système de 262 144 équations avec  
262 144 inconnues ?



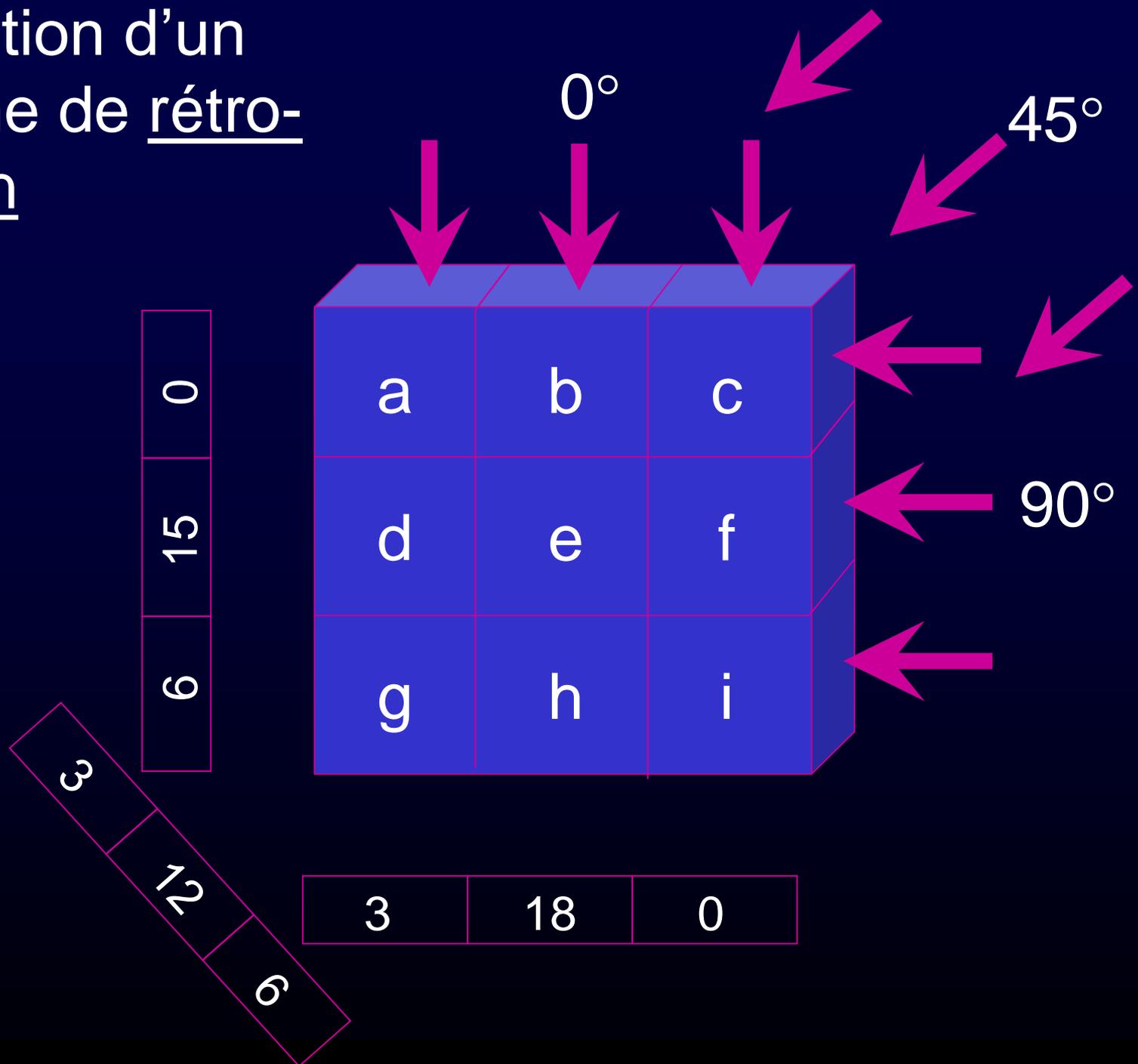
# Reconstruction d'une image 512x512 :

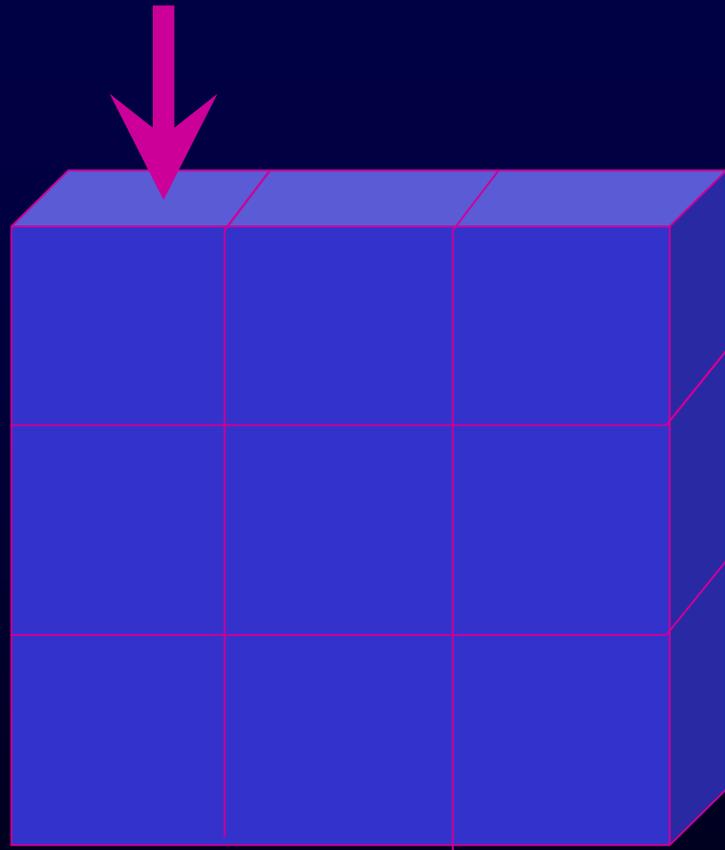
Système de 262 144 équations avec  
262 144 inconnues ?

→ Impossible :  
trop complexe,  
temps de calcul  
trop long



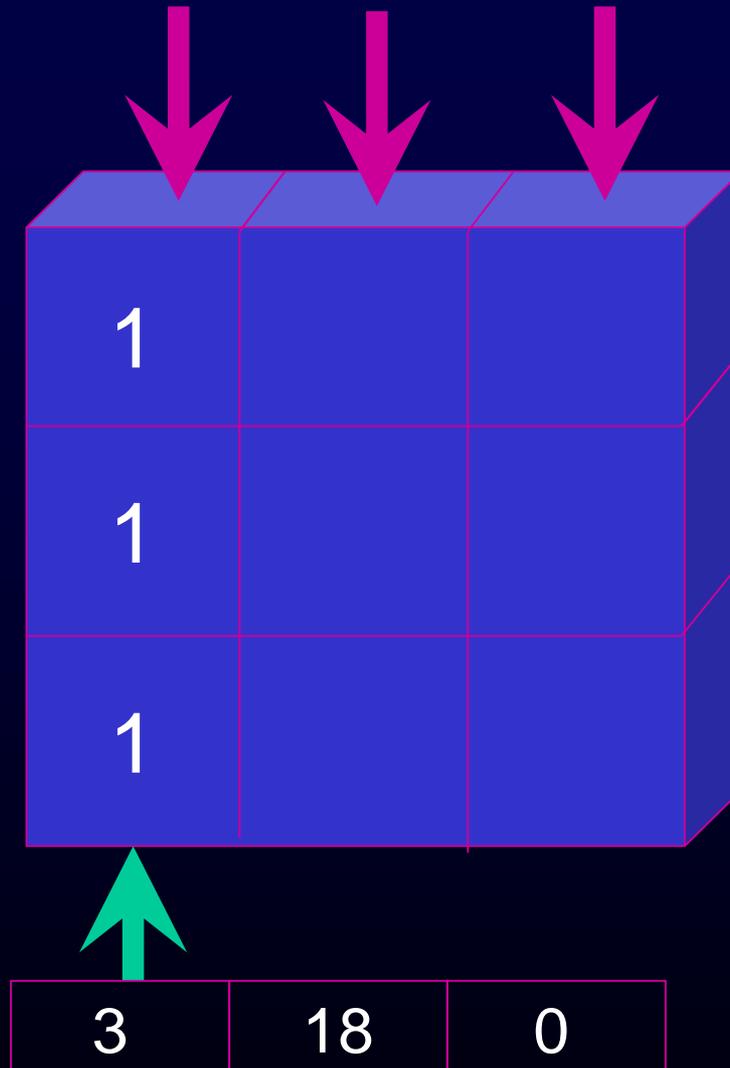
→ Utilisation d'un algorithme de rétro-projection

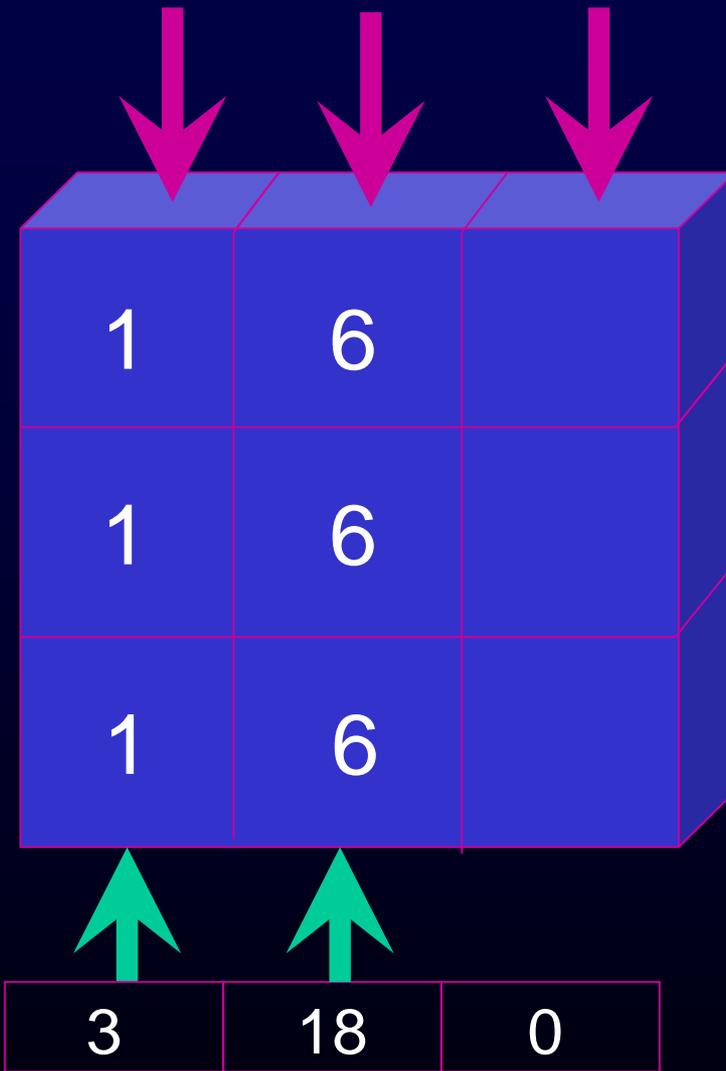




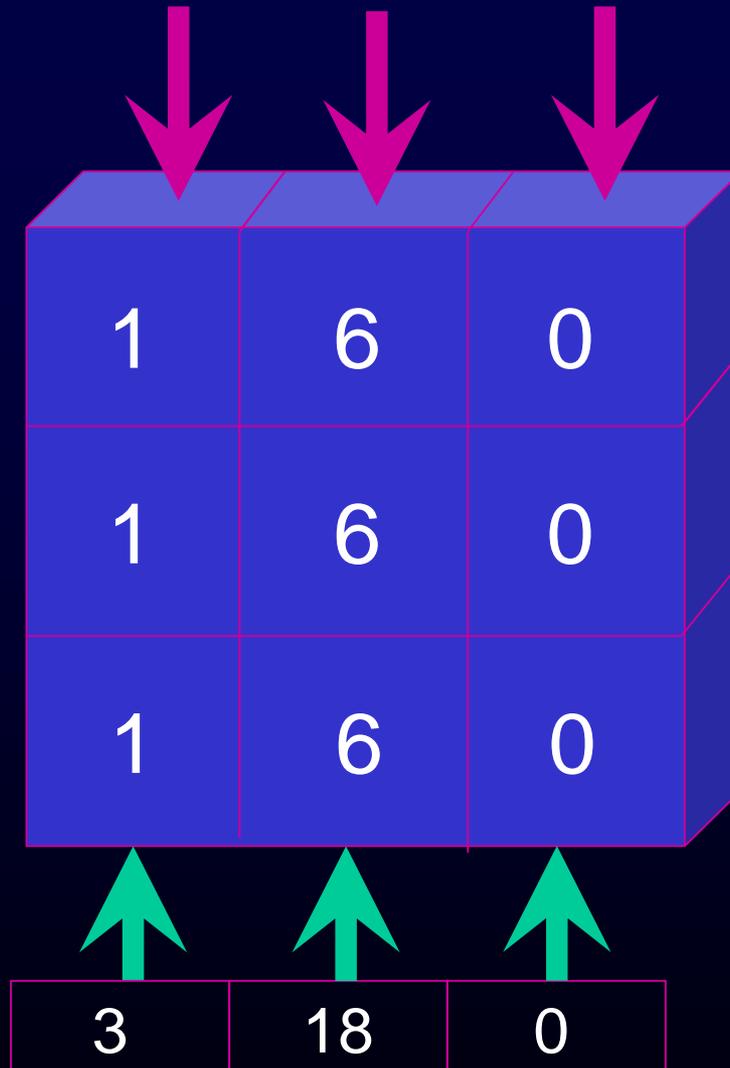
3

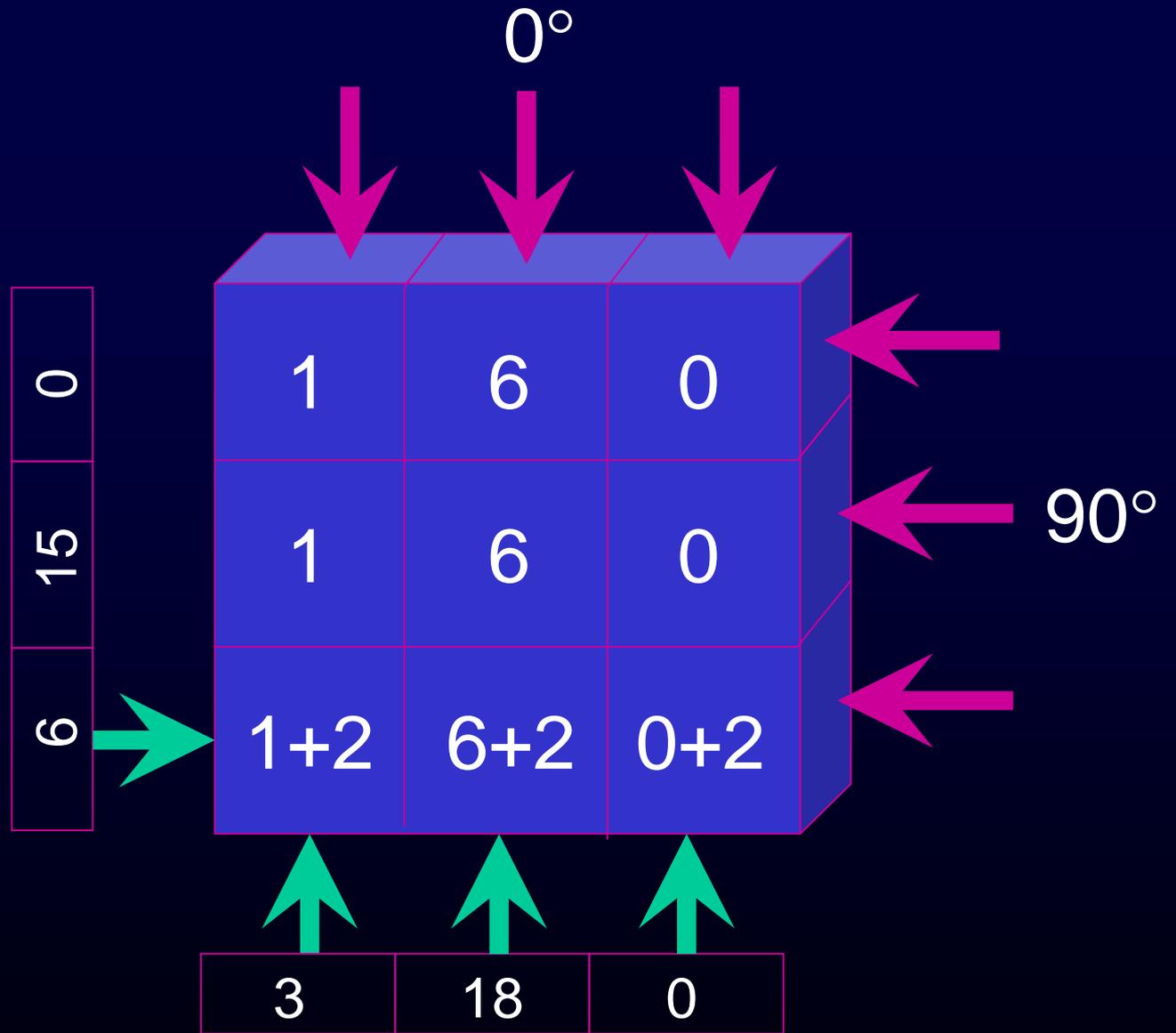
Remplissage de  
la matrice par  
“épendage”

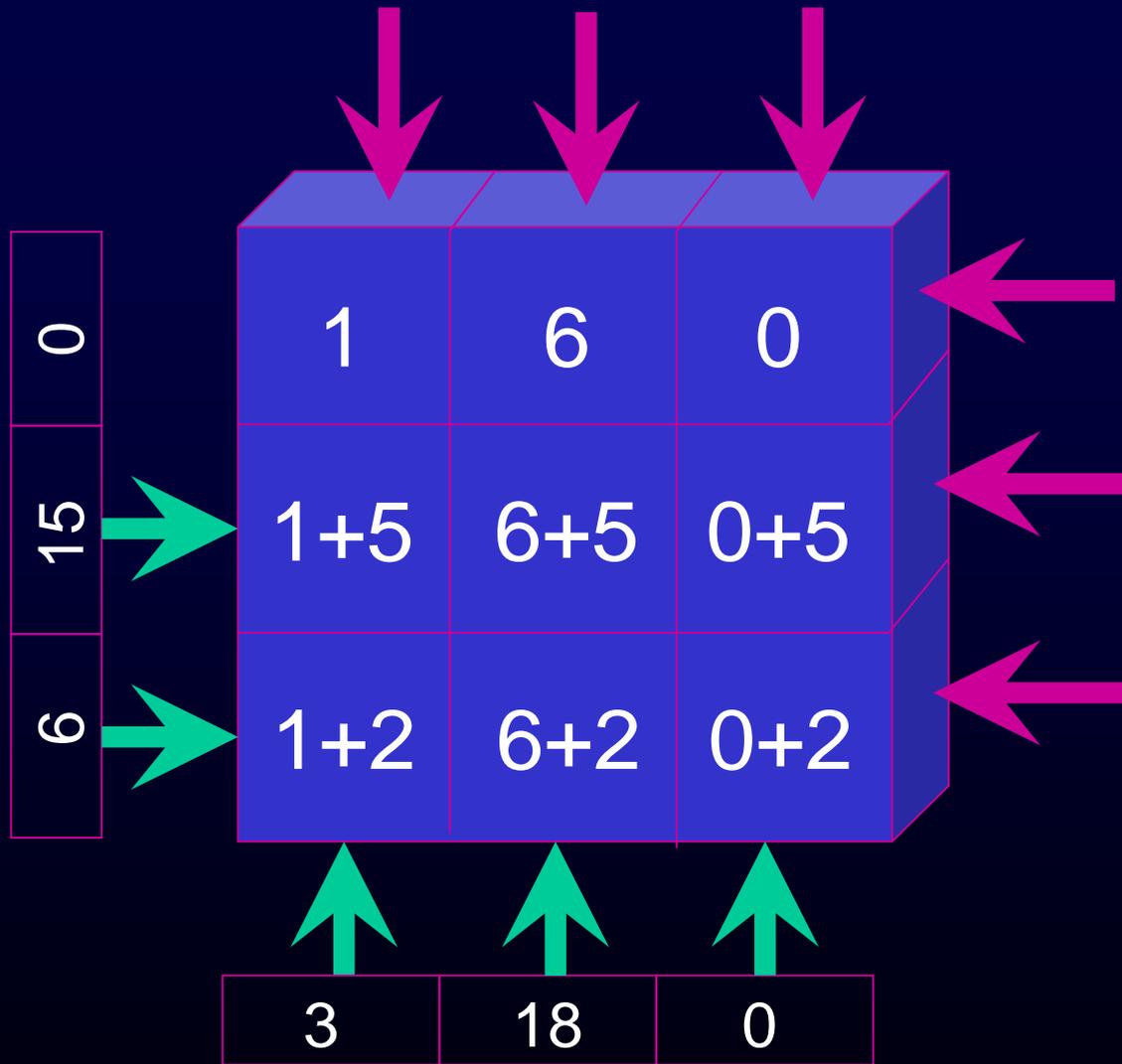


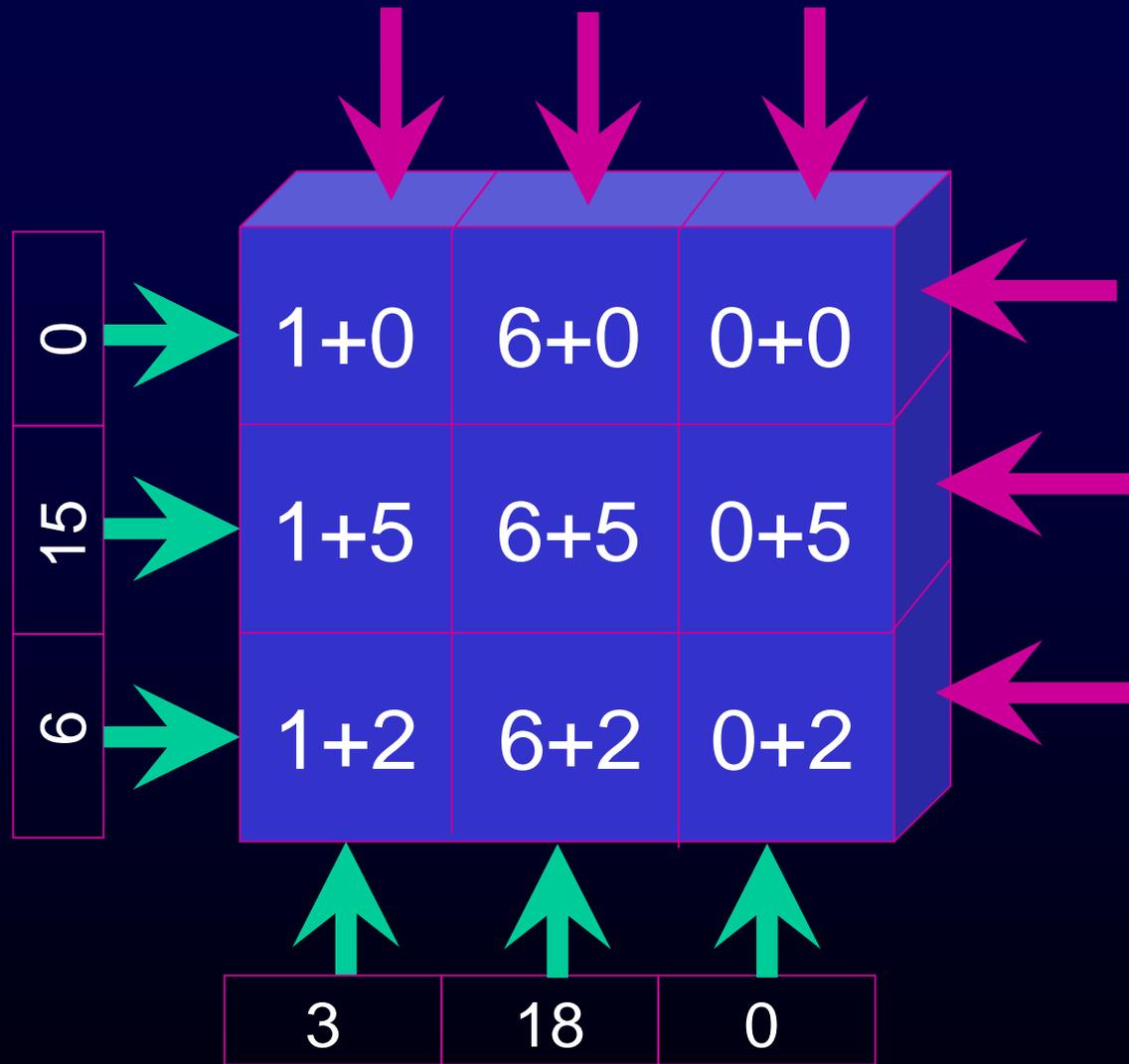


→ Après épandage du profil  
d'atténuation à  $0^\circ$  :

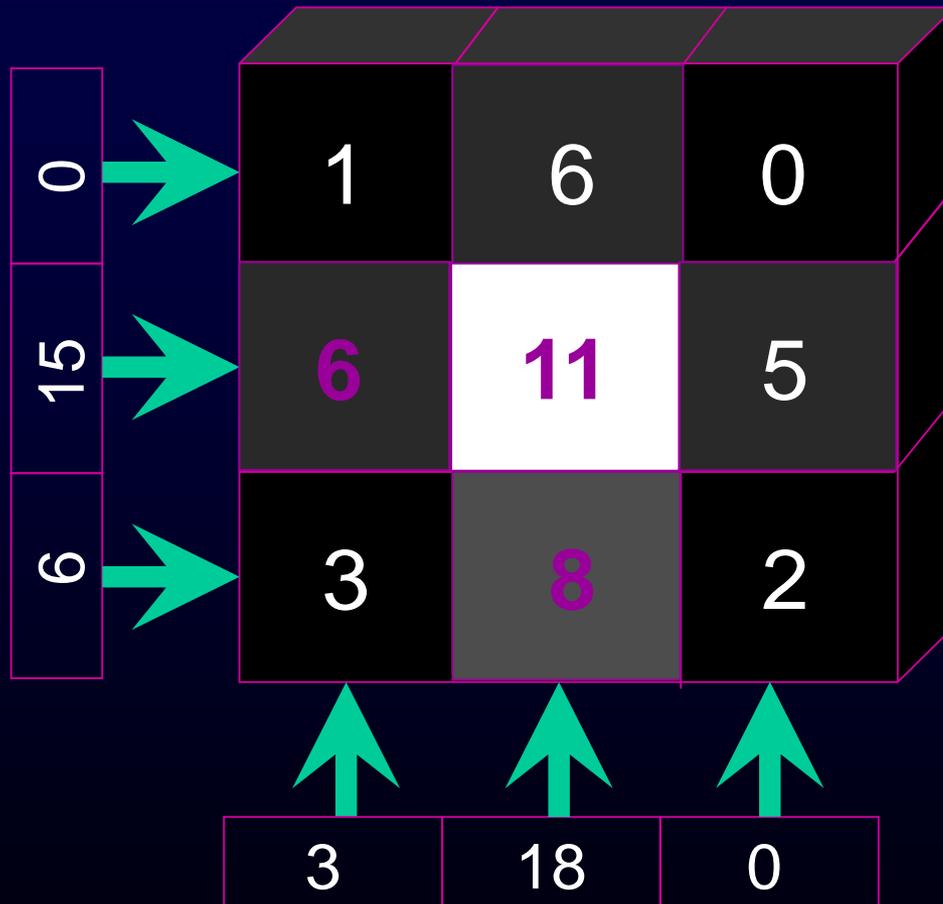




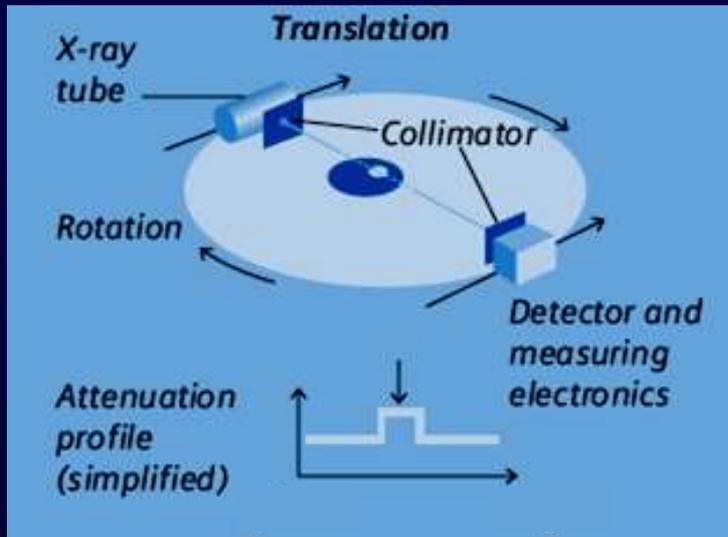




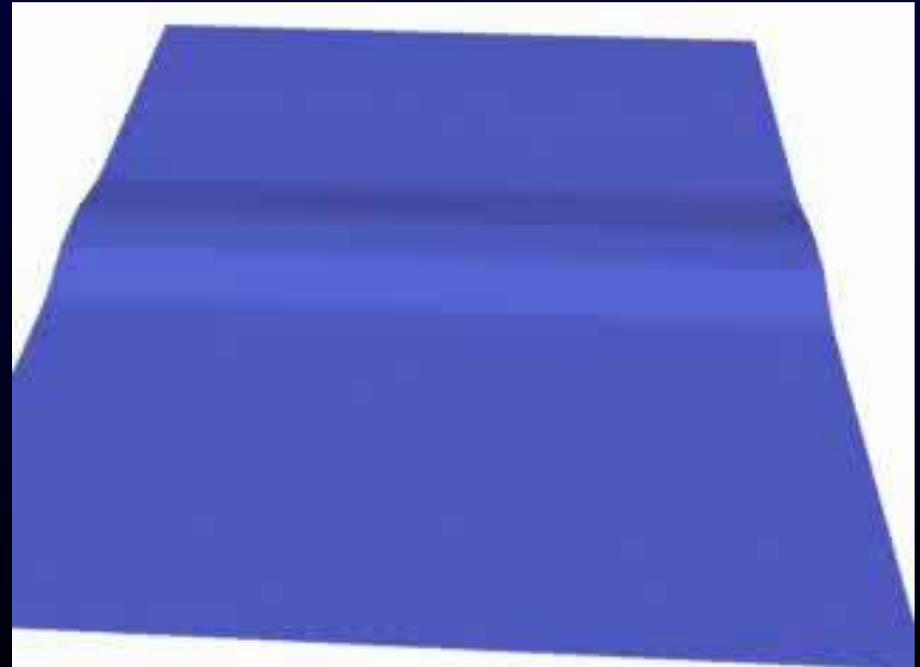
0	0	0
3	12	0
0	6	0



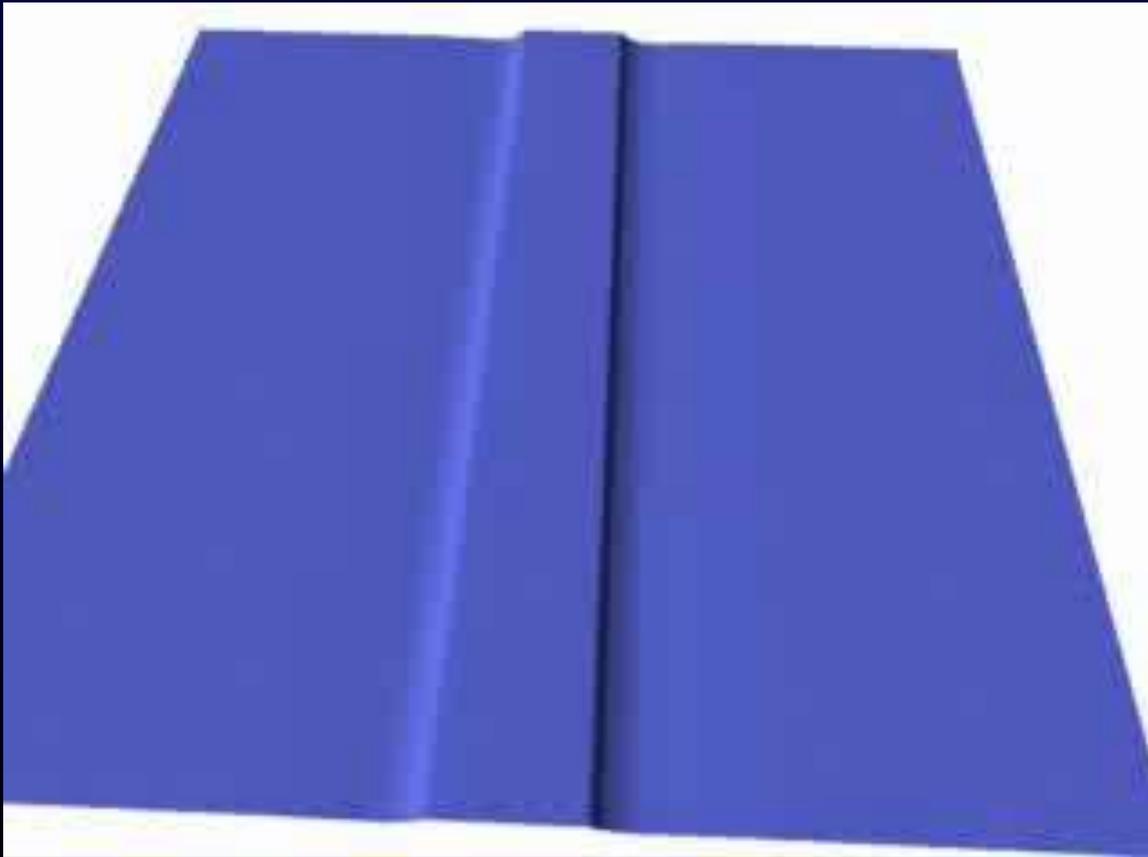
# Exemple de rétroprojection par épandage



→ Inconvénient :  
“Débordement”  
des contours



► Modification des profils d'atténuation avant épandage : filtrage par une opération de convolution

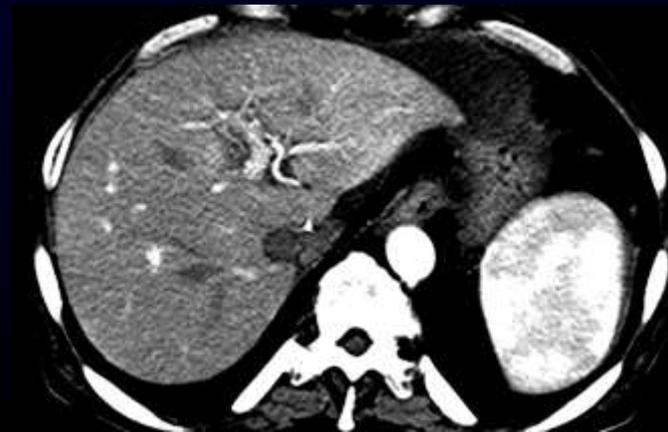
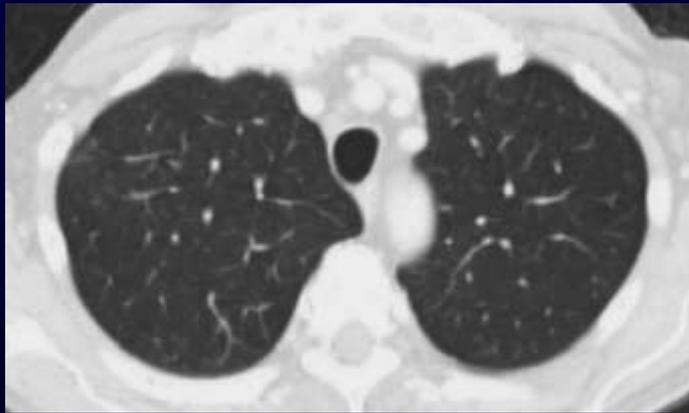


= Rétroprojection  
filtrée

“Filtered Back  
Projection” (FBP)

# Choix du filtre de reconstruction

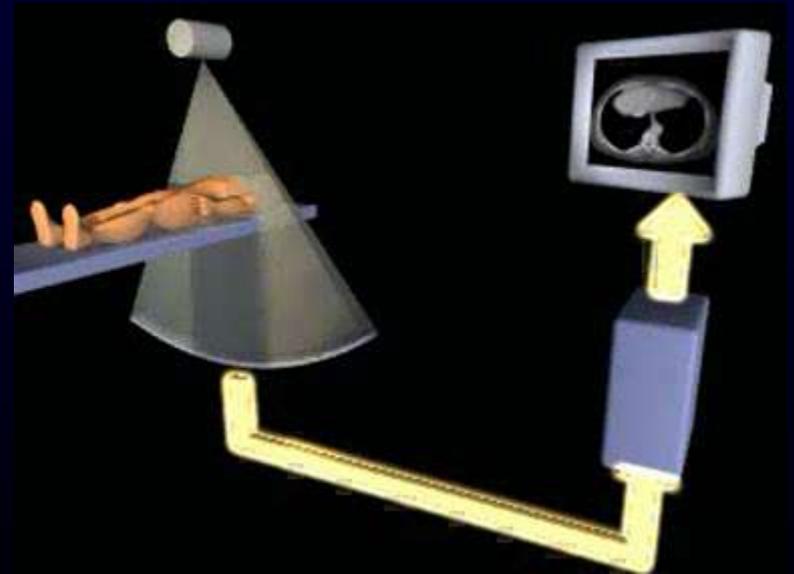
- ▷ Filtre “mou” (↓ bruit, ↑ résolution en contraste)  
→ médiastin, foie, ...
- ▷ Filtre “dur” (↑ résolution spatiale, ↑ bruit)  
→ os, poumon



# Mode d'acquisition des différentes coupes scanner

Fonctionnement en mode séquentiel (incrémentiel) :

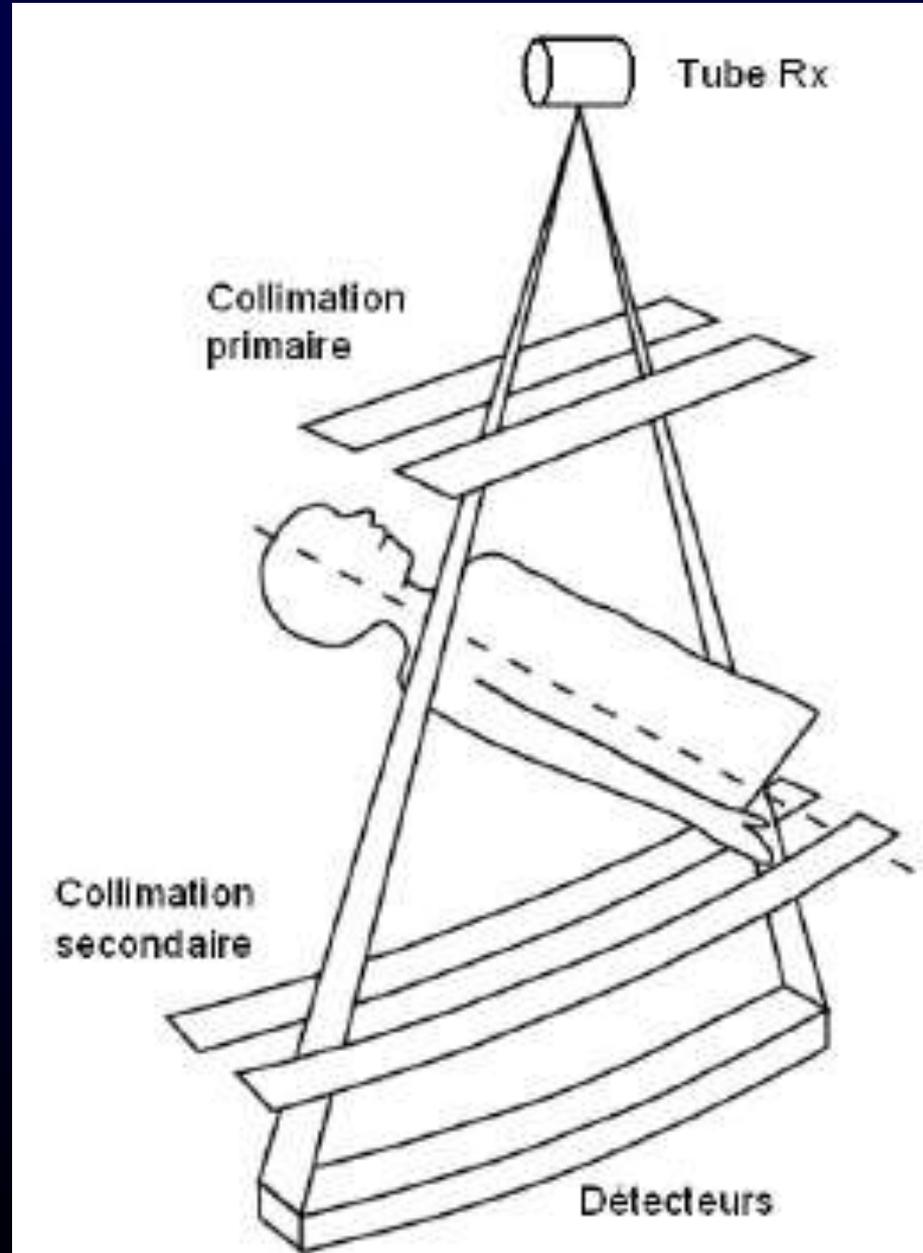
- ▷ Acquisition d'une coupe en 1 rotation
- ▷ Puis avance de la table pour la coupe suivante



► Position de la table pendant la rotation = choix de la coupe explorée

► Collimation primaire = choix de l'épaisseur de coupe

▷ Collimation secondaire : limite le rayonnement diffusé





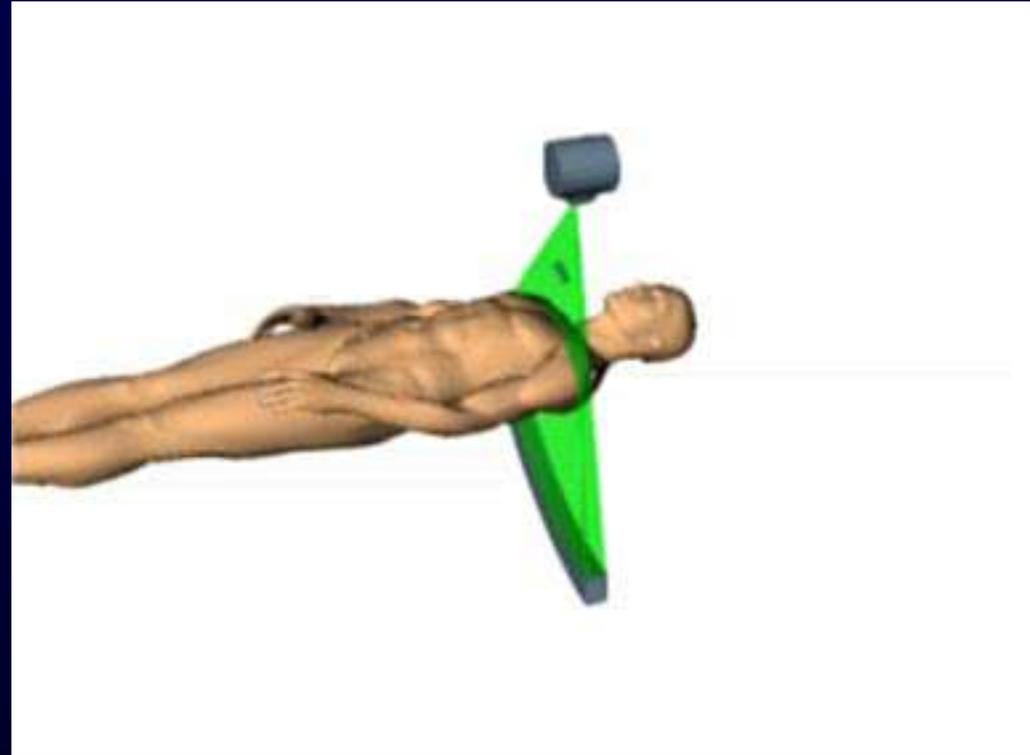
# Années 90



# L'acquisition hélicoïdale (spiralée)

▶ Rotation continue du tube + translation continue de la table

→ l'ensemble tube-détecteurs décrit un mouvement en hélice par rapport au patient

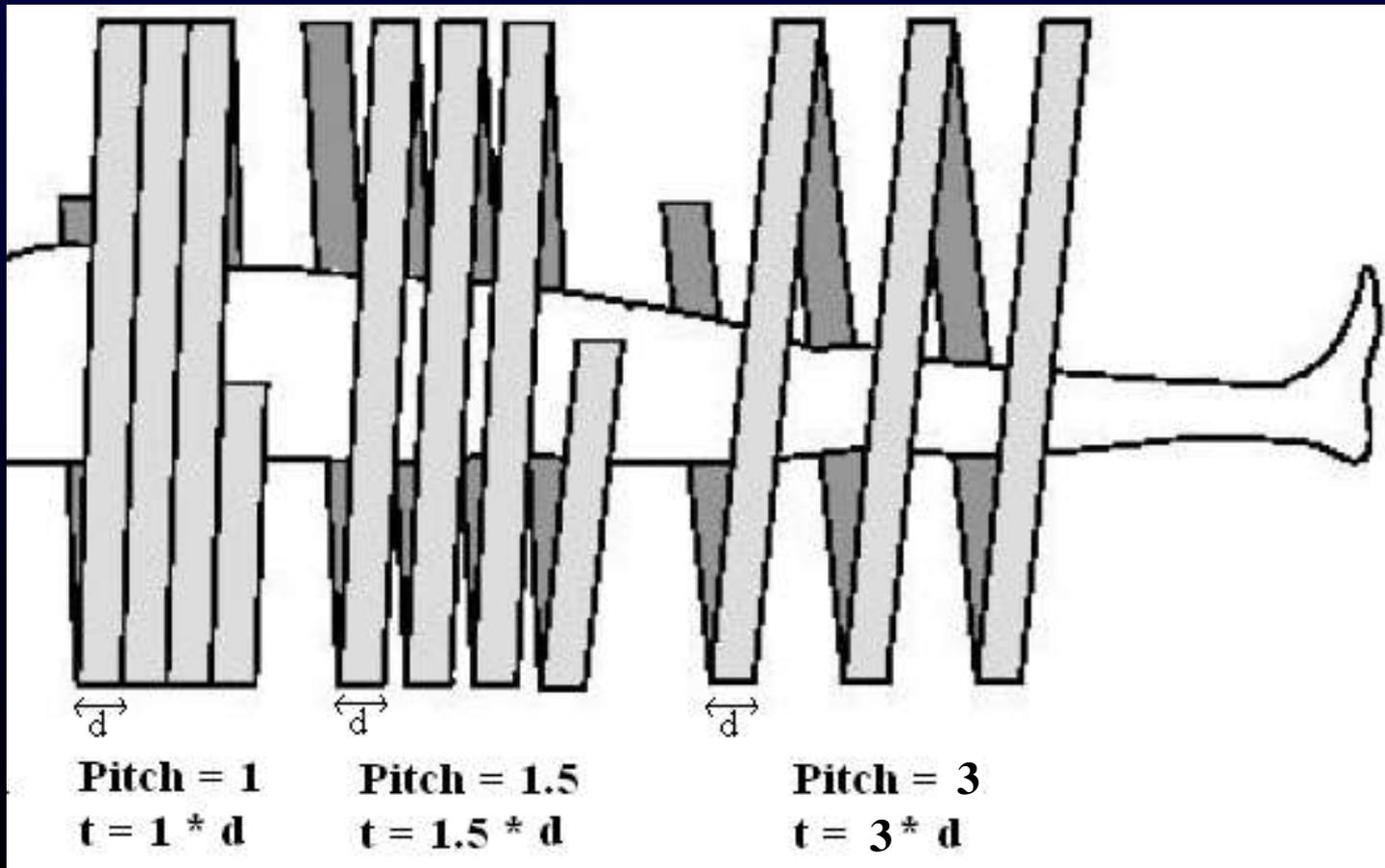


▶ Rapidité d'acquisition  
→ 1 seule apnée

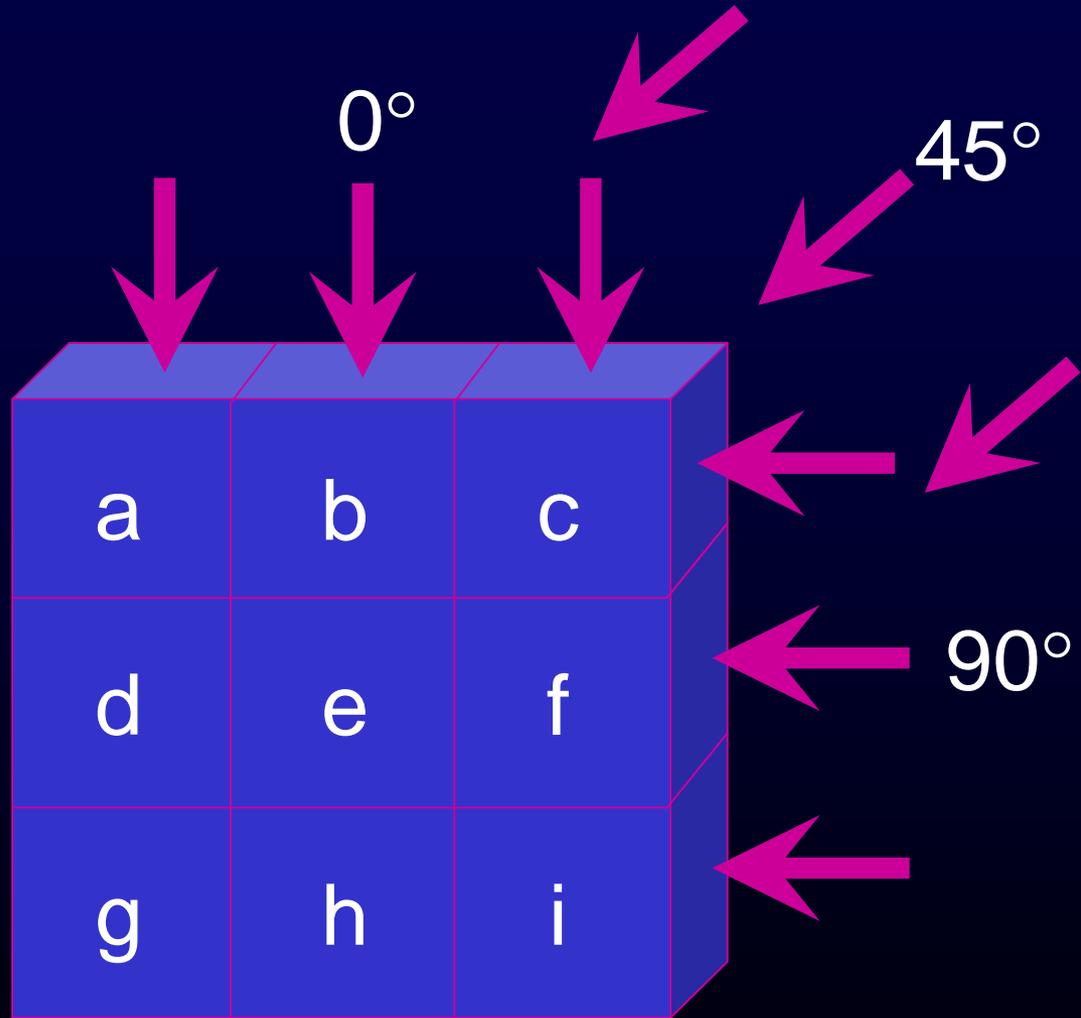
▶ Balayage continu de l'ensemble d'un volume

► Nouveau paramètre lié à l'acquisition hélicoïdale :

**Pitch** = rapport ( $t/d$ ) entre l'avance de table pour 1 tour ( $t$ ) et la collimation ( $d$ )

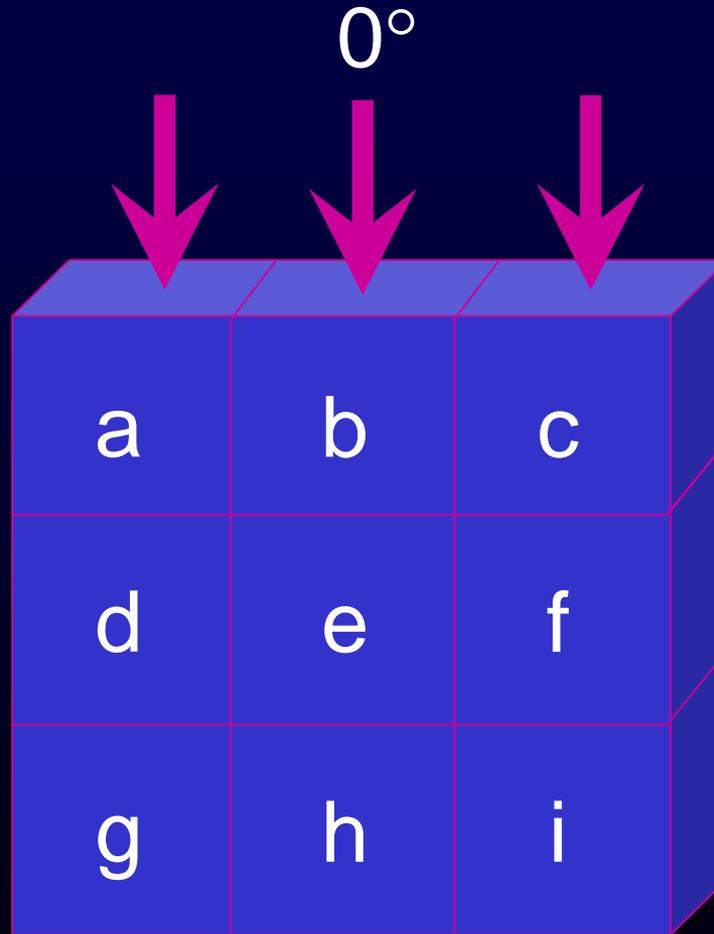


# Impact sur les algorithmes de reconstruction :

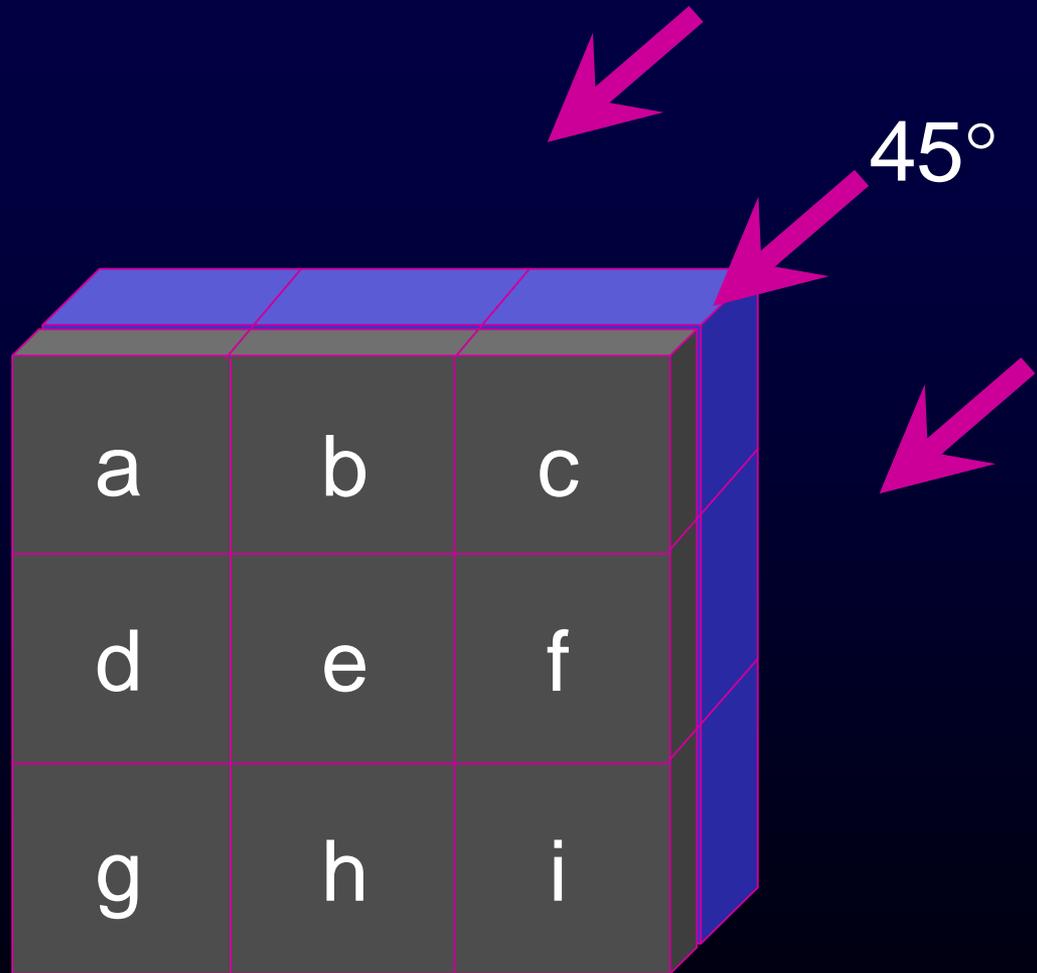


# Exemple :

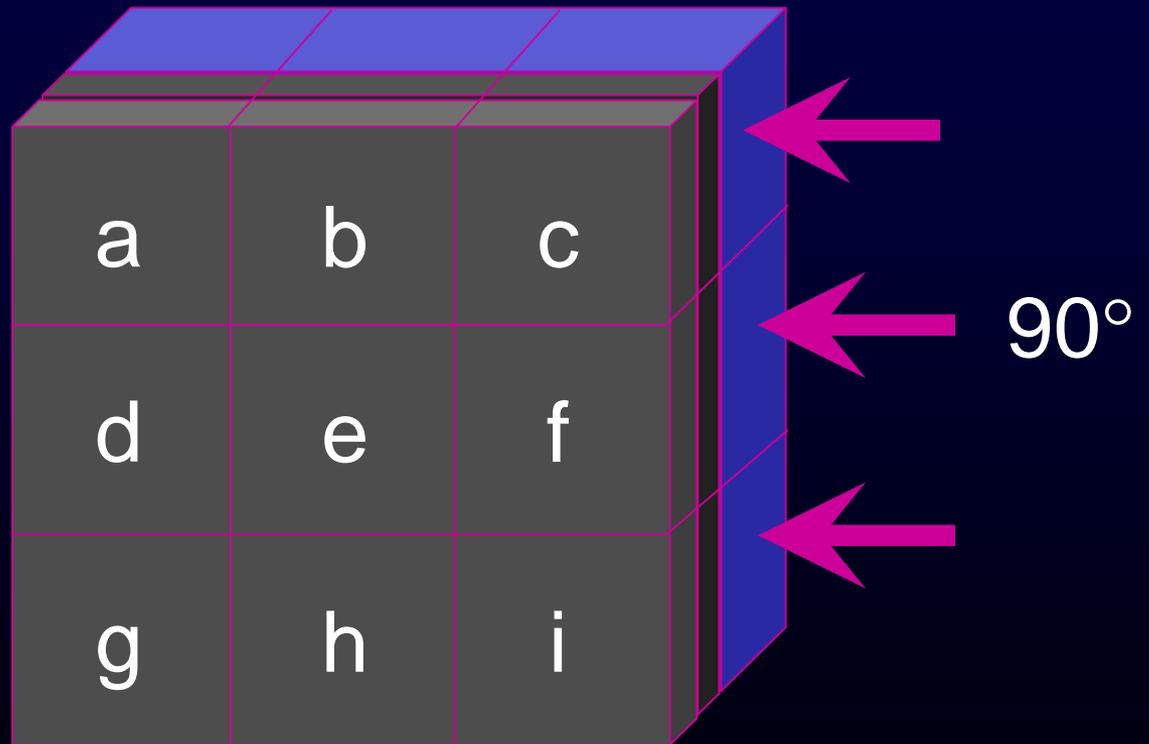
Reconstruction  
d'une coupe  
donnée,  
traversée lorsque  
le tube est à  $0^\circ$

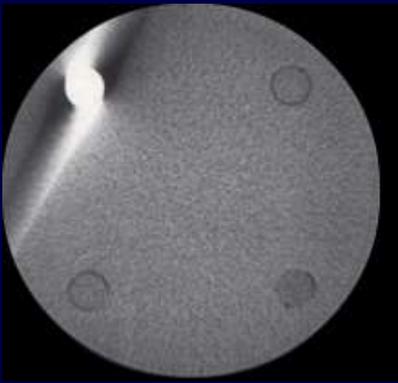


→ À  $45^\circ$ , le faisceau X ne traverse plus exactement la coupe choisie



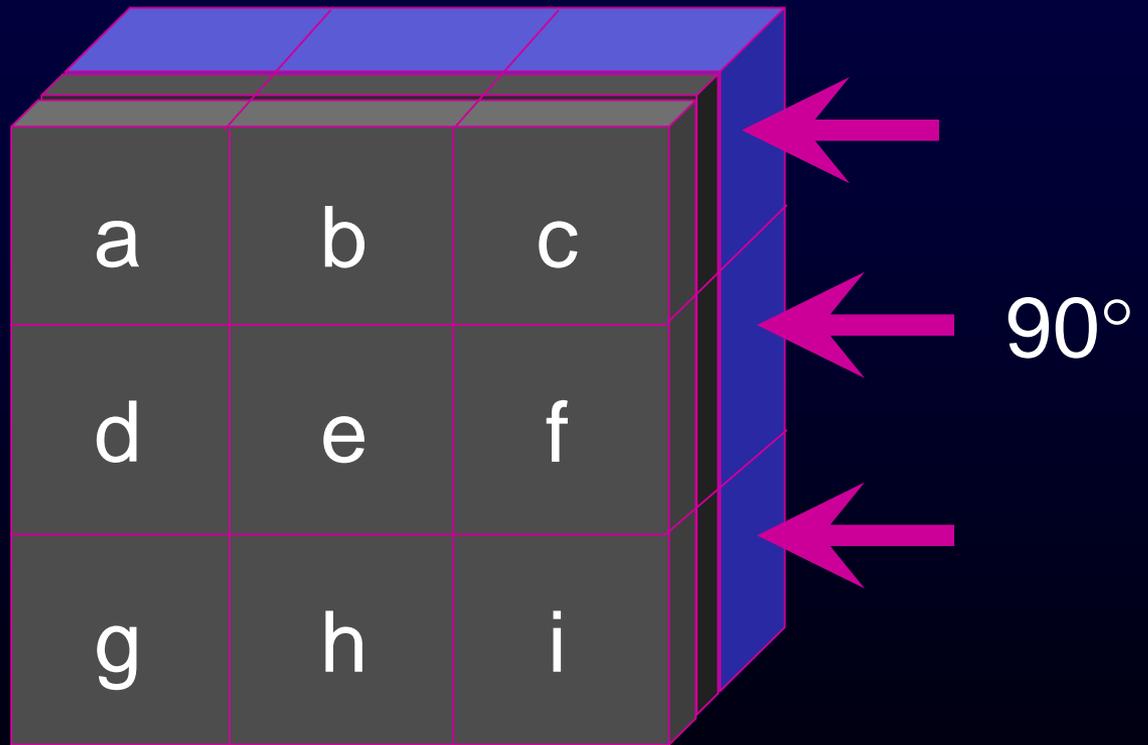
De même à  $90^\circ$



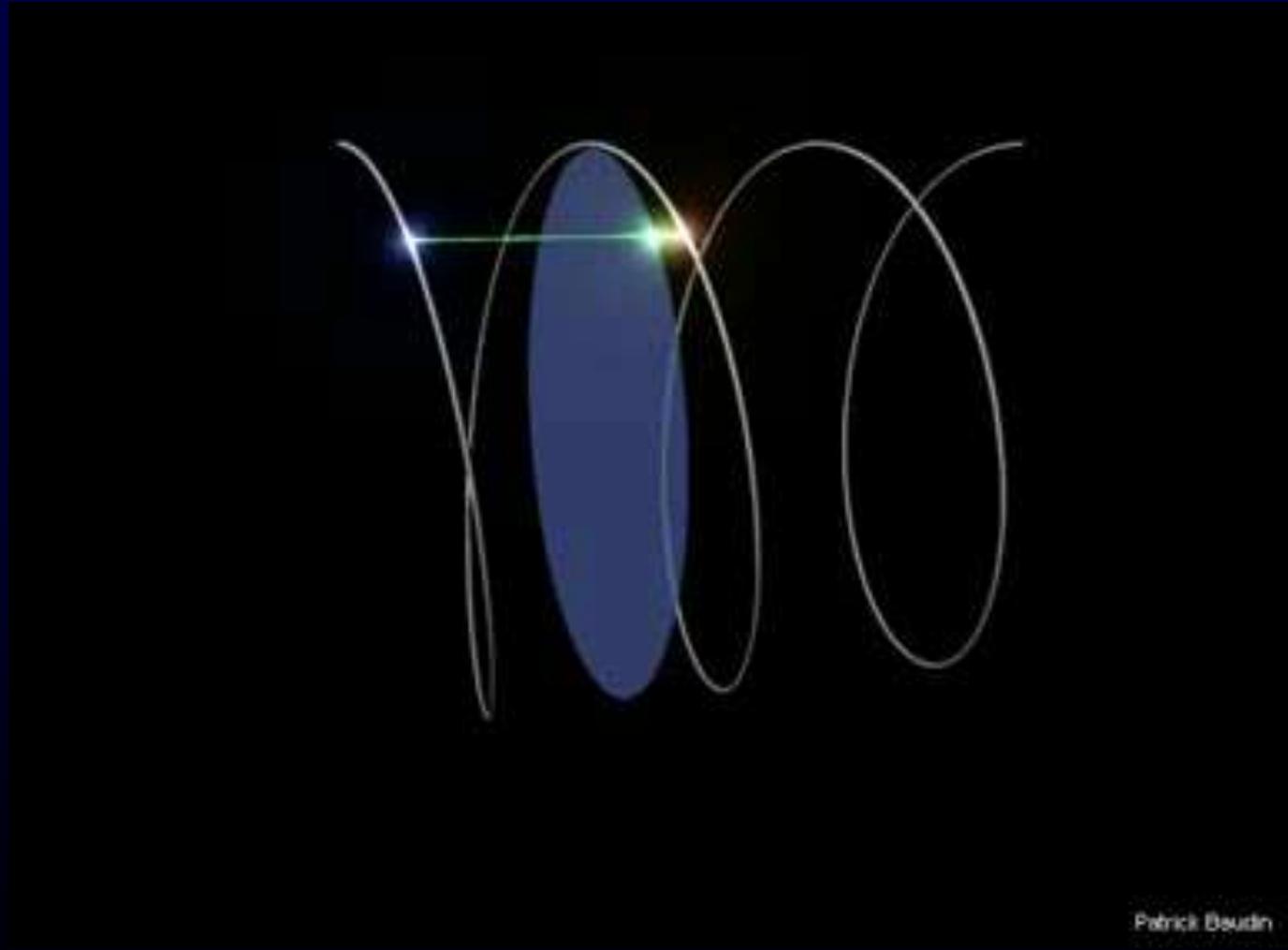
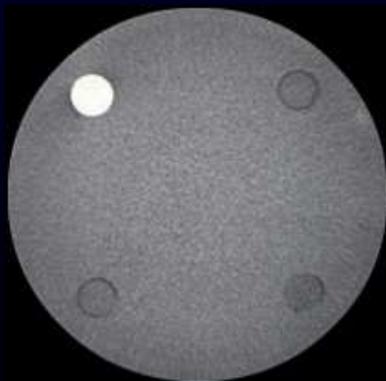
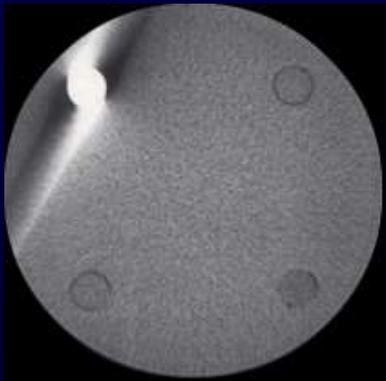


Le faisceau X ne passe pas sur 360° par la coupe à reconstruire

→ Artefacts si ceci n'est pas corrigé

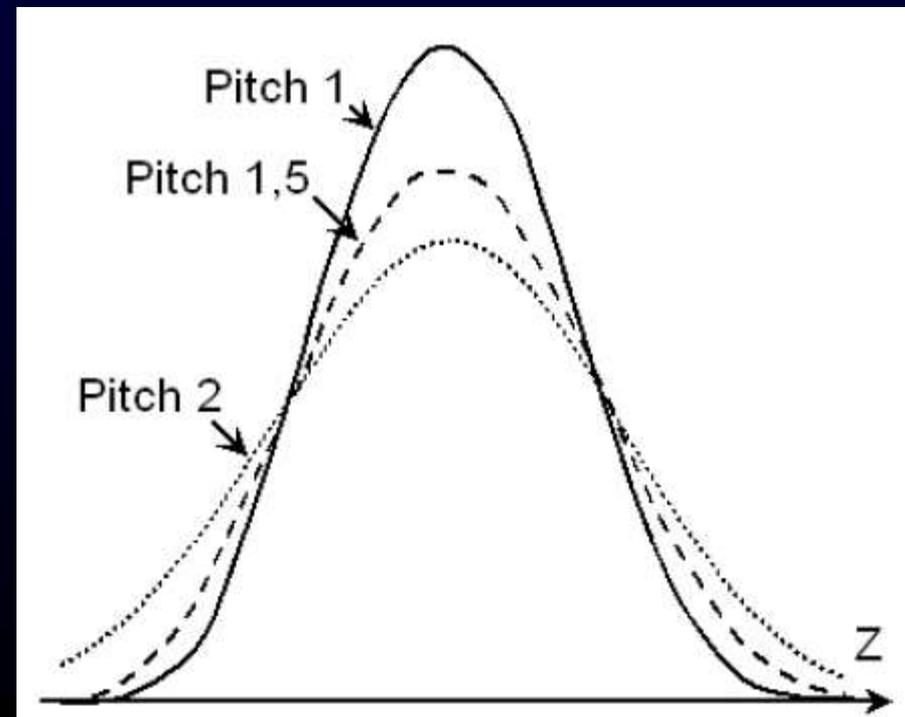
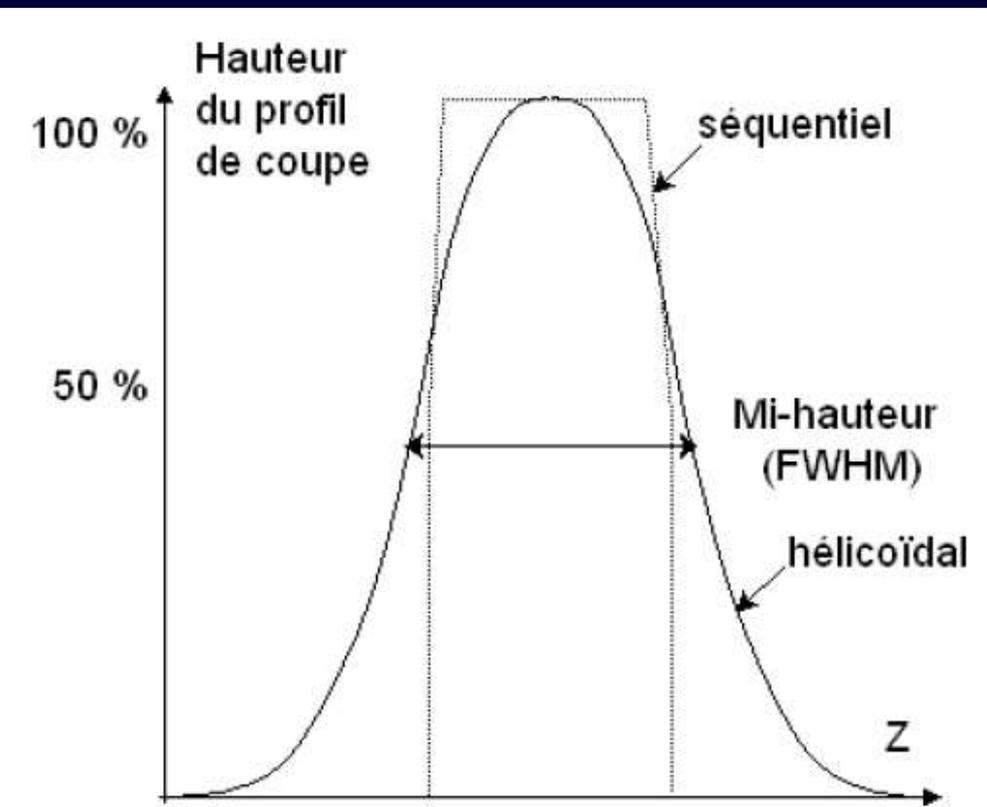
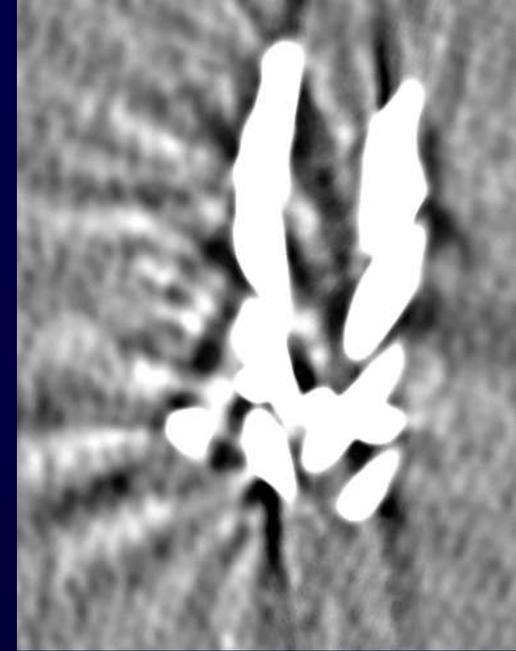


→ Les données doivent être recalculées par interpolation entre les mesures de 2 tours successifs



# Conséquences de l'acquisition hélicoïdale :

- ▶ Artéfacts spécifiques
- ▶ Augmentation de l'épaisseur réelle des coupes avec l'augmentation du pitch

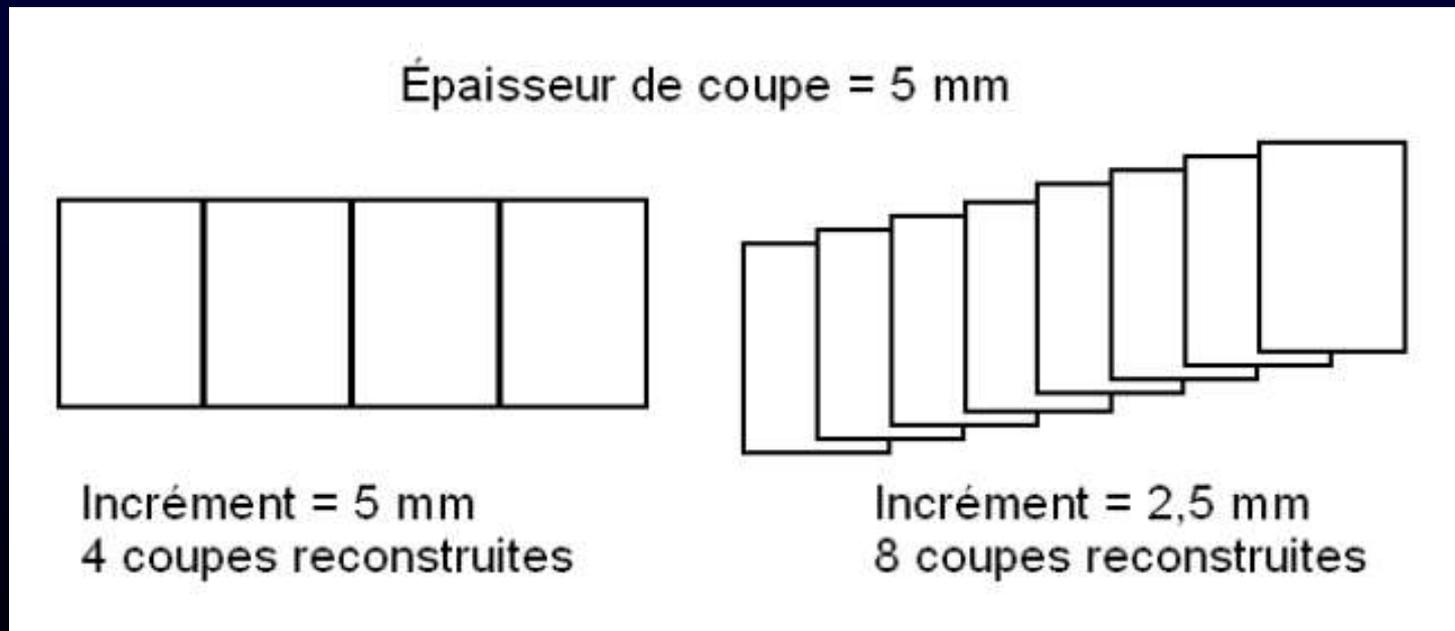


# Avantage de l'acquisition continue sur le volume

→ La position des coupes calculées peut être choisie librement

▷ Incrément de reconstruction (ou espace inter-coupes)  
= distance entre 2 coupes calculées successives :

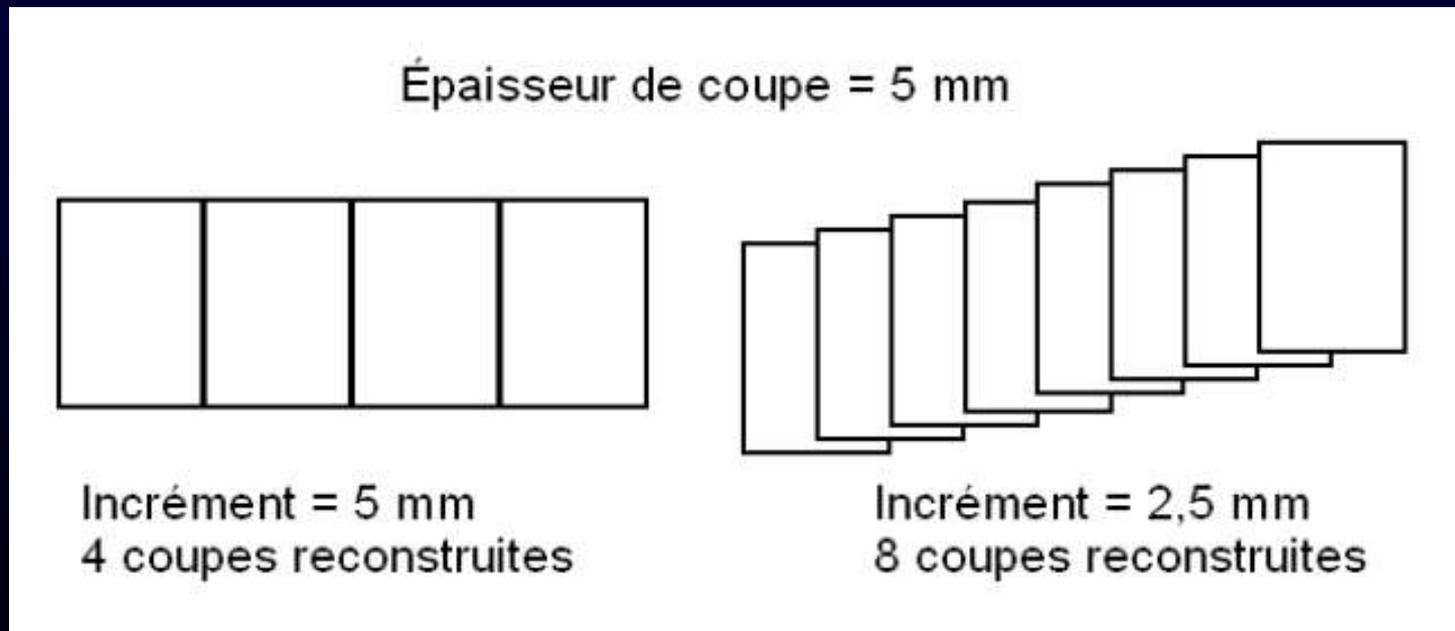
**Peut être aussi petit qu'on veut !**

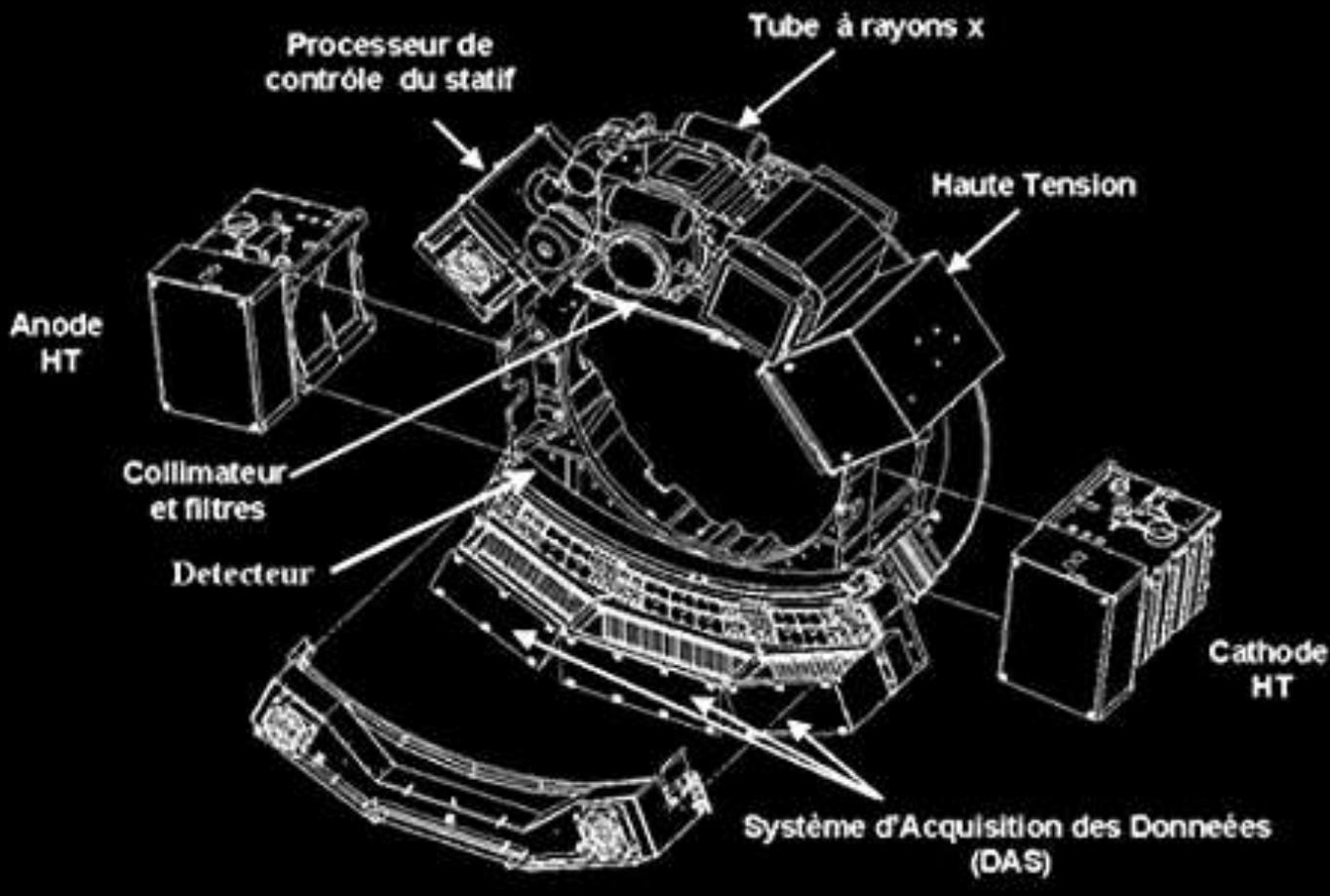


Remarque :

L'épaisseur des coupes calculées peut également être choisie librement

... à ceci près que l'épaisseur des coupes est nécessairement supérieure ou égale à la collimation





**Remarque :**

Rotation →  
 Importantes  
 contraintes  
 mécaniques !



- ▶ Recueil des valeurs d'atténuation par le système d'acquisition de données (DAS)
- ▶ Transmission par des anneaux de glissement ou un système électro-optique

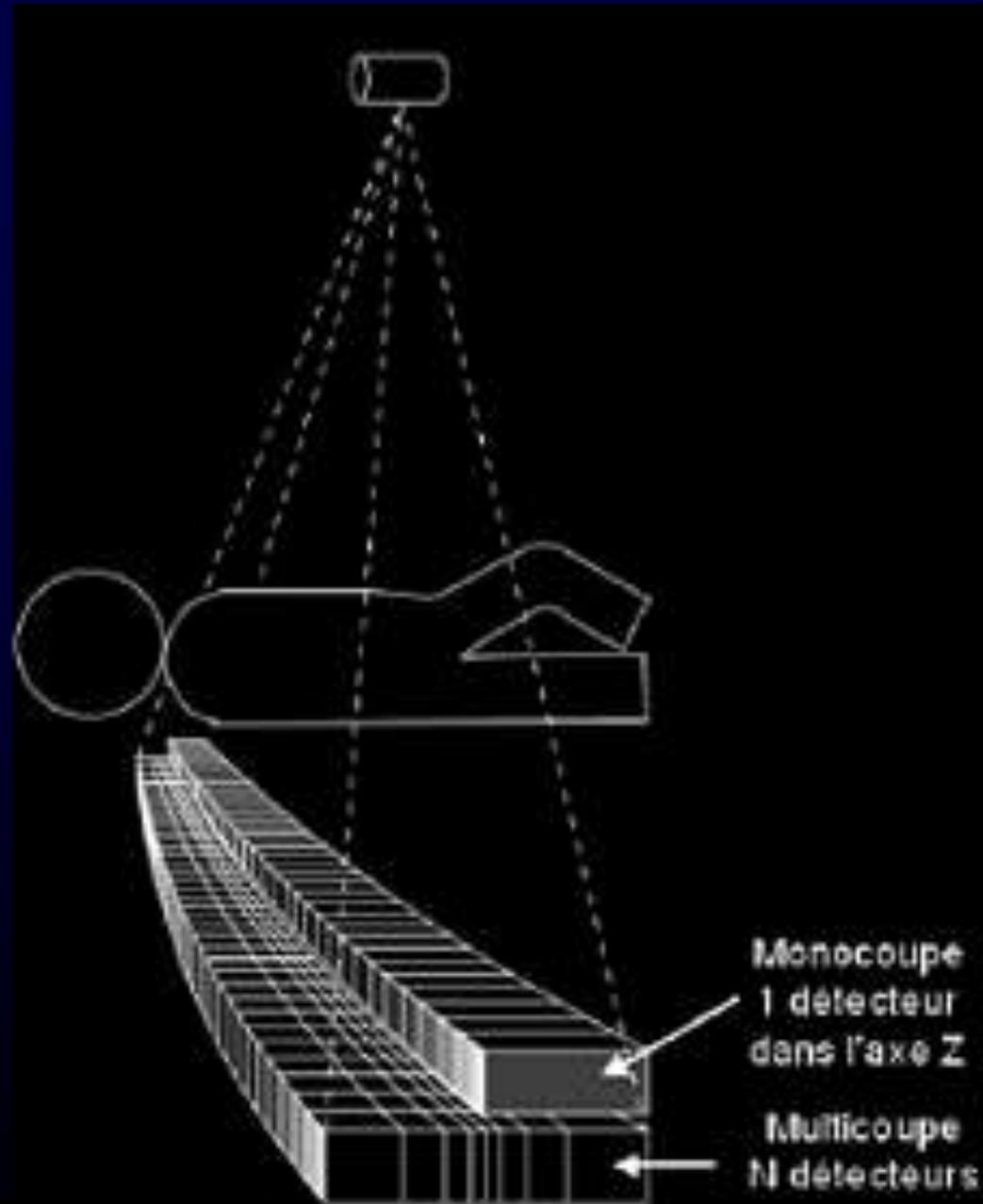
**Années 2000**



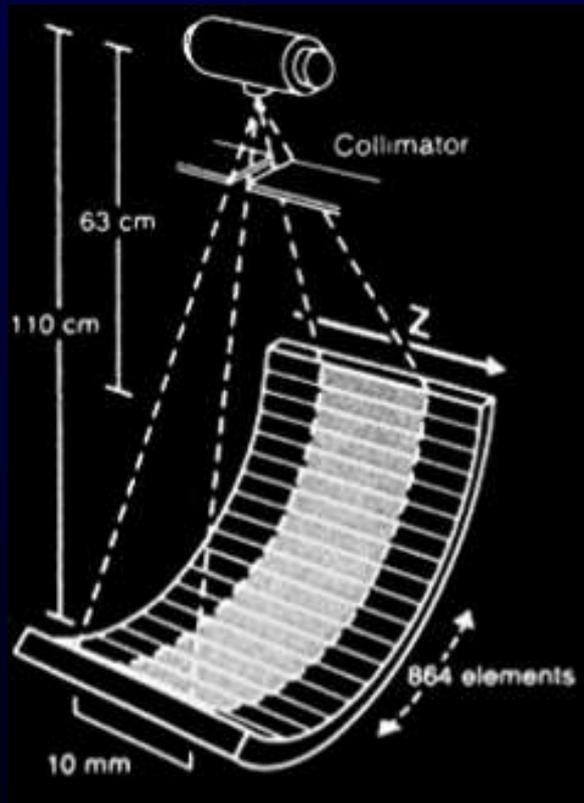
# Scanners multi-coupes

► Subdivision de la couronne de détecteurs en de multiples barrettes selon l'axe z

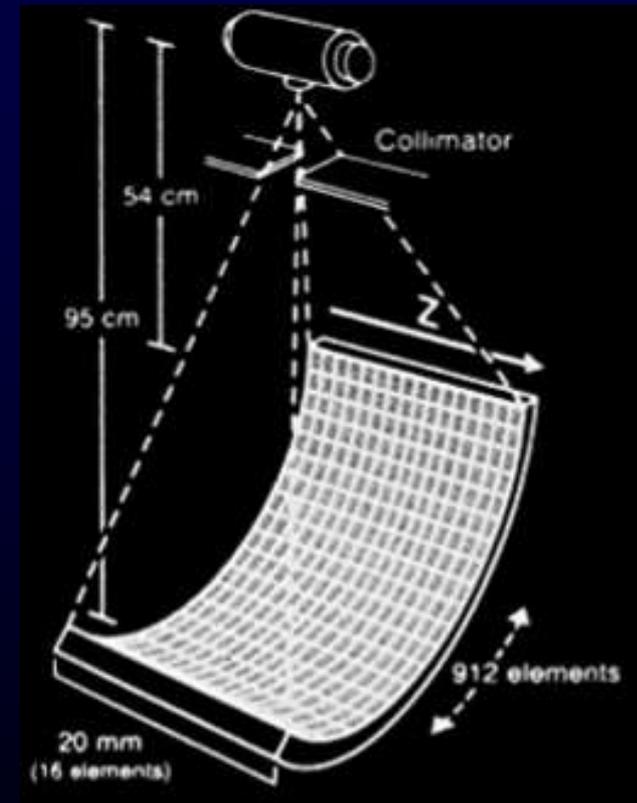
→ Acquisition simultanée de  $n = 4, 16, 64, 320$  coupes....



► TDM mono-coupe :  
La collimation (d) fixe l'épaisseur de coupe à l'acquisition.



► TDM multi-coupes : La largeur (d) des barrettes de détecteurs fixe l'épaisseur de coupe à l'acquisition.



→ La collimation est  $n \times d$ .

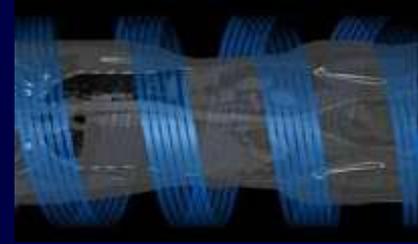
Rappel :

Lors de la reconstruction,

l'épaisseur de coupe souhaitée peut ensuite être choisie librement ( $> d$ )

► Définition du pitch pour n coupes simultanées :

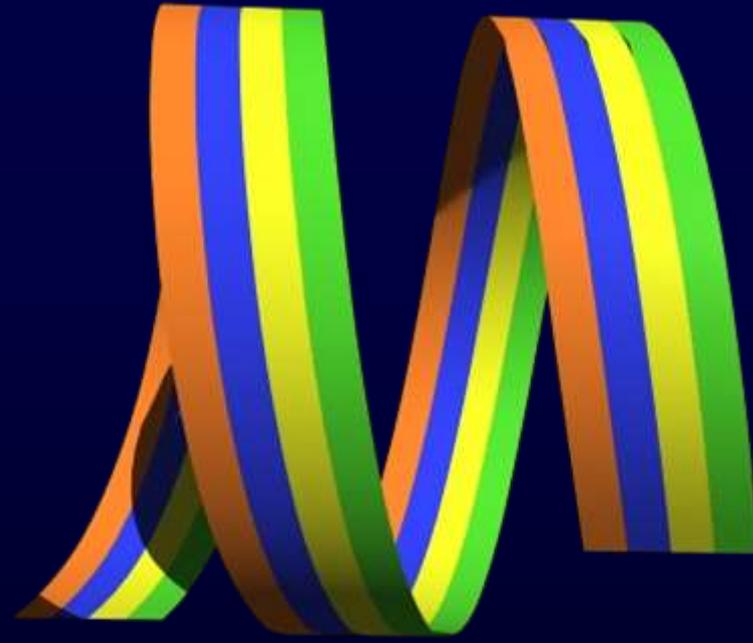
$$p = t / (n \times d) = \frac{\text{Avance de table pour 1 tour}}{\text{Collimation (=couverture en z des détecteurs)}}$$



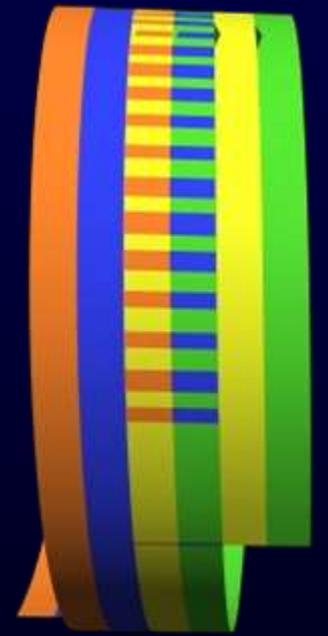
Hélice jointive  
→ pitch = 1



Pitch = 1,25



Pitch = 2



Pitch = 0,5

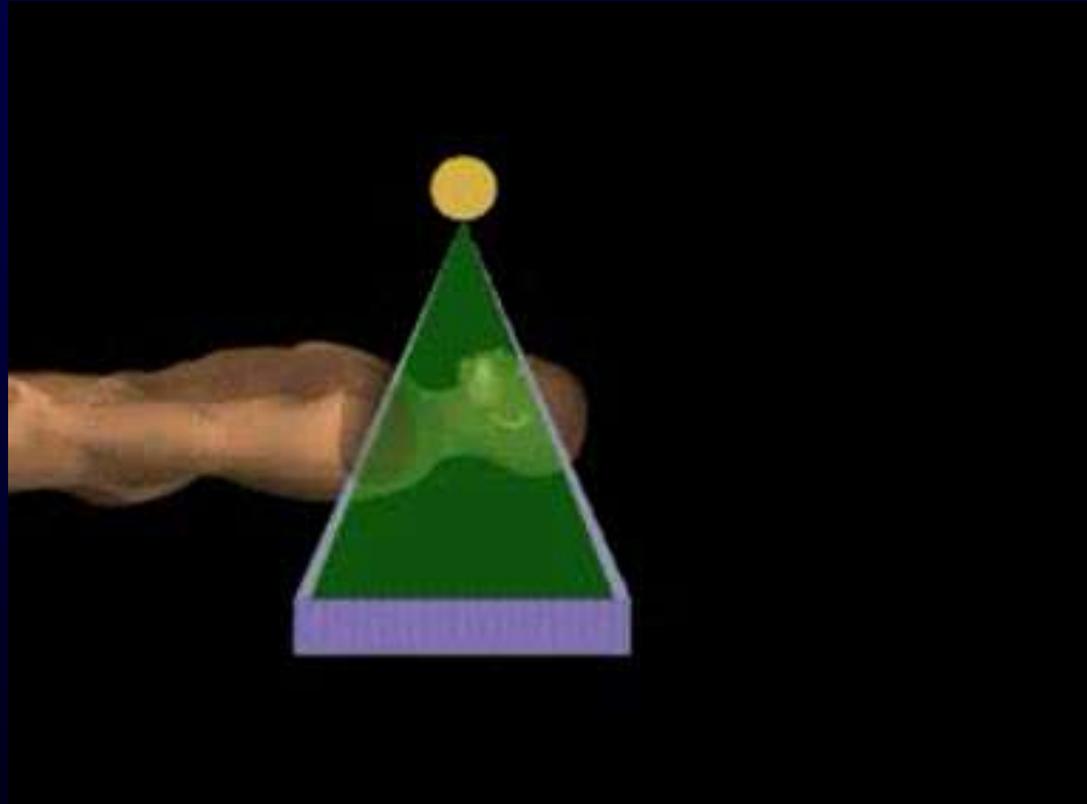
Couverture en z large + Pitch élevé  
= acquisition très rapide

Mais  à avoir sur tout le volume  
suffisamment de données pour  
l'interpolation

# Artefacts en scanners multicoupes : l'effet de cône

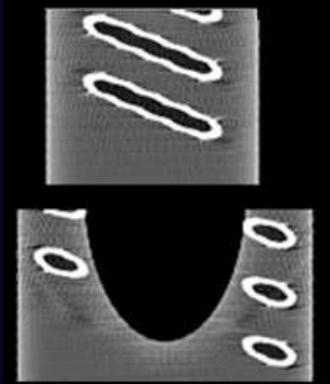
► Difficulté lorsque  $n > 4$  coupes :

L'effet de cône  
(= divergence du faisceau de rayons X selon l'axe z) doit être pris en compte par l'algorithme de reconstruction

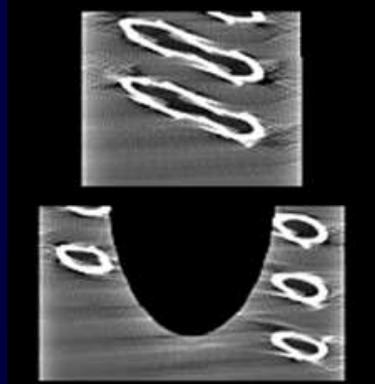


→ Rétroprojection filtrée 3D

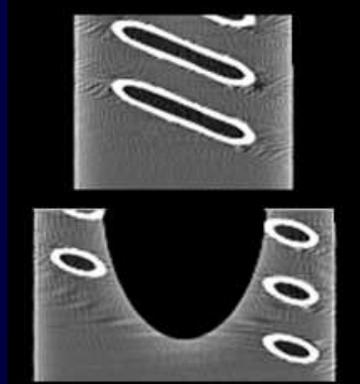
# Exemples



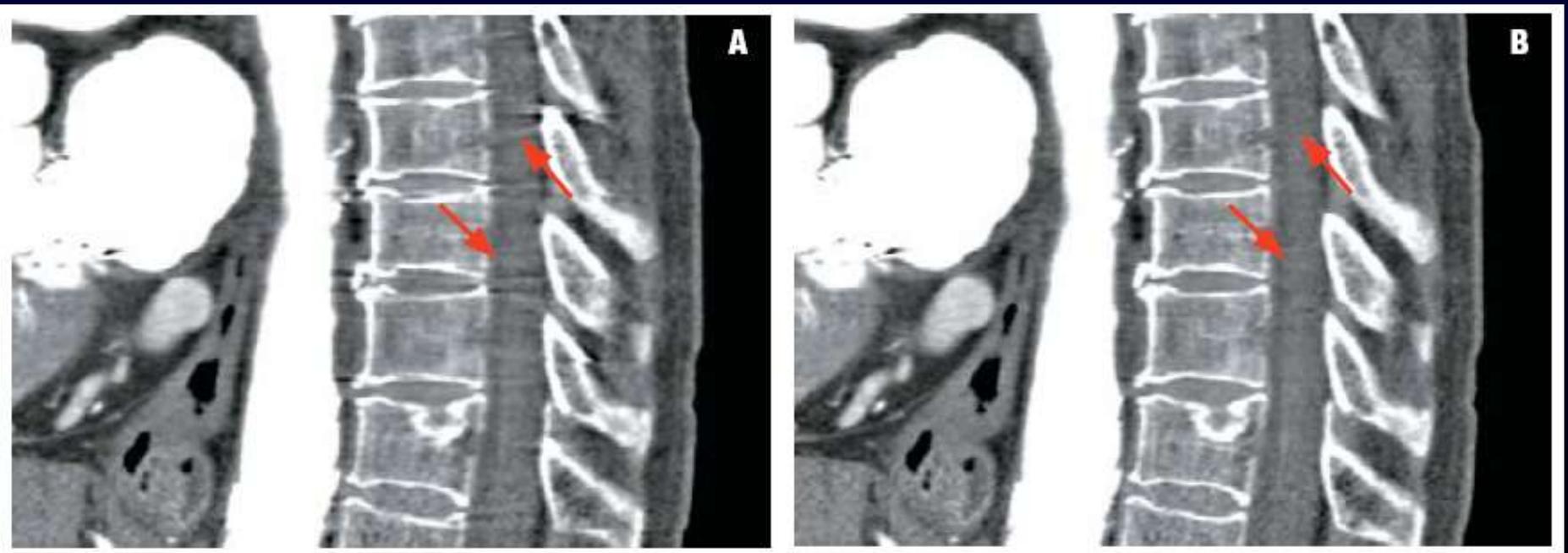
TDM 4 coupes,  
algorithme  
standard



TDM 16 coupes,  
algorithme  
standard



TDM 16 coupes,  
correction effet  
de cône



▷ Sans (A) / Avec (B) prise en compte de l'effet de cône

# Avantages de l'acquisition multicoupes

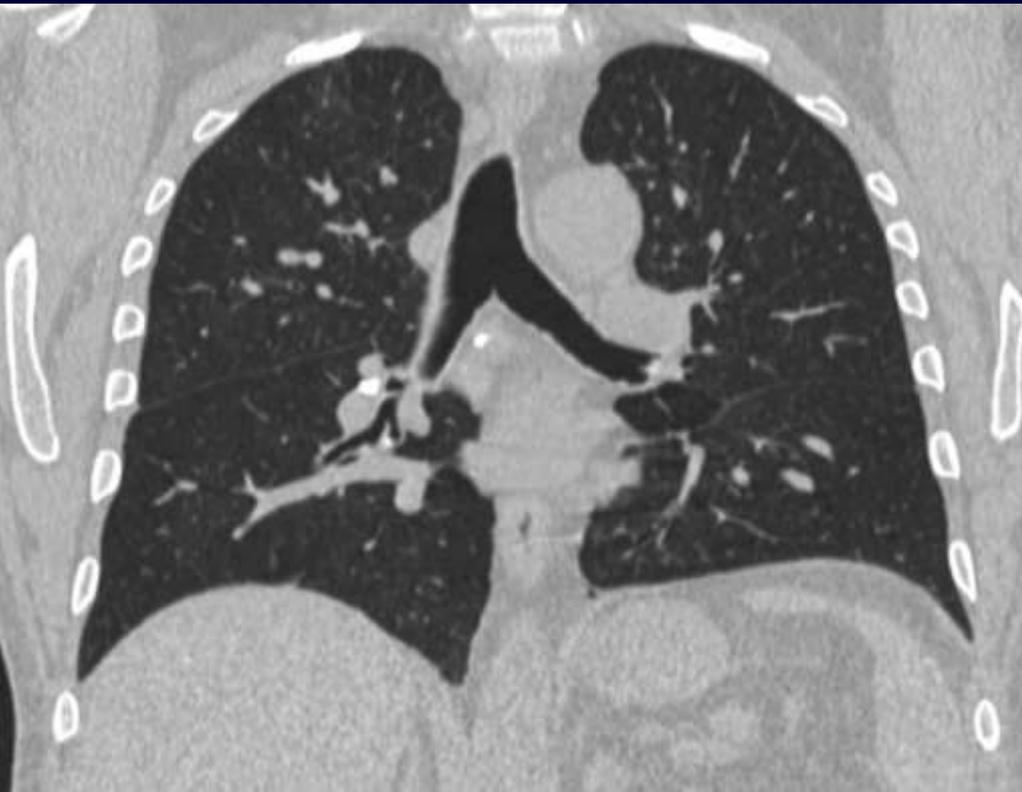
Acquisition très rapide de l'ensemble d'un volume en coupes fines

- ▷ ↓ durée de l'apnée
- ▷ ↓ artéfacts de mouvements
- ▷ Synchronisation optimale avec l'injection
- ▷ Reformations 3D de grande qualité
- ▷ ↓ charge de travail du tube à rayons X,  
↓ problèmes d'échauffement

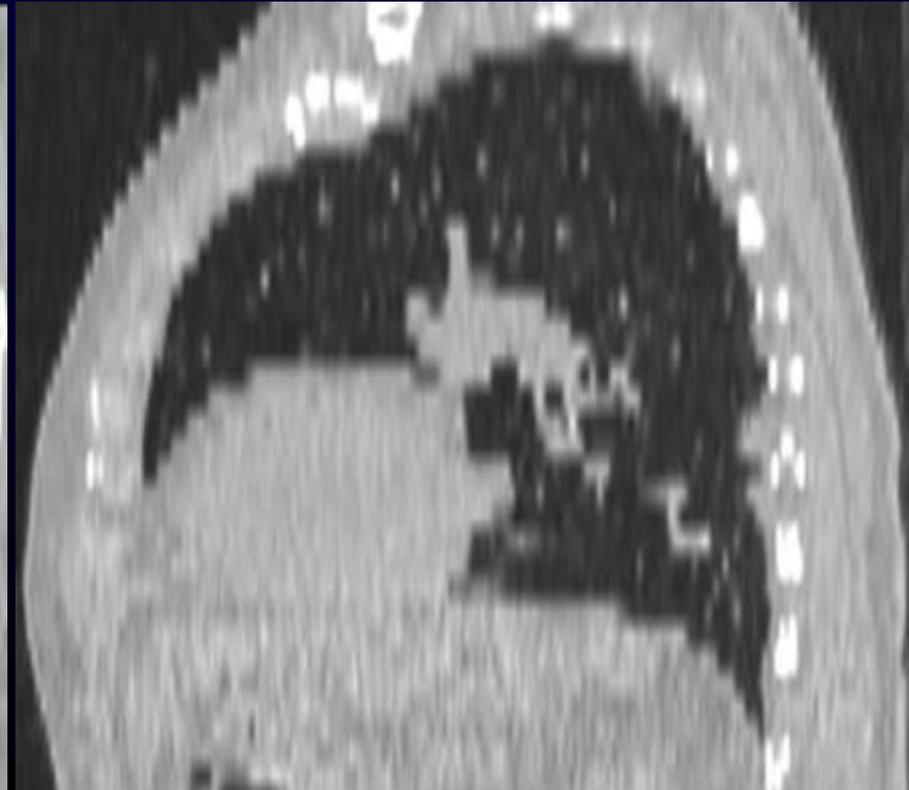
Coupes fines

→ Voxels quasi isotropes

Reformations  
multiplanaires  
parfaites

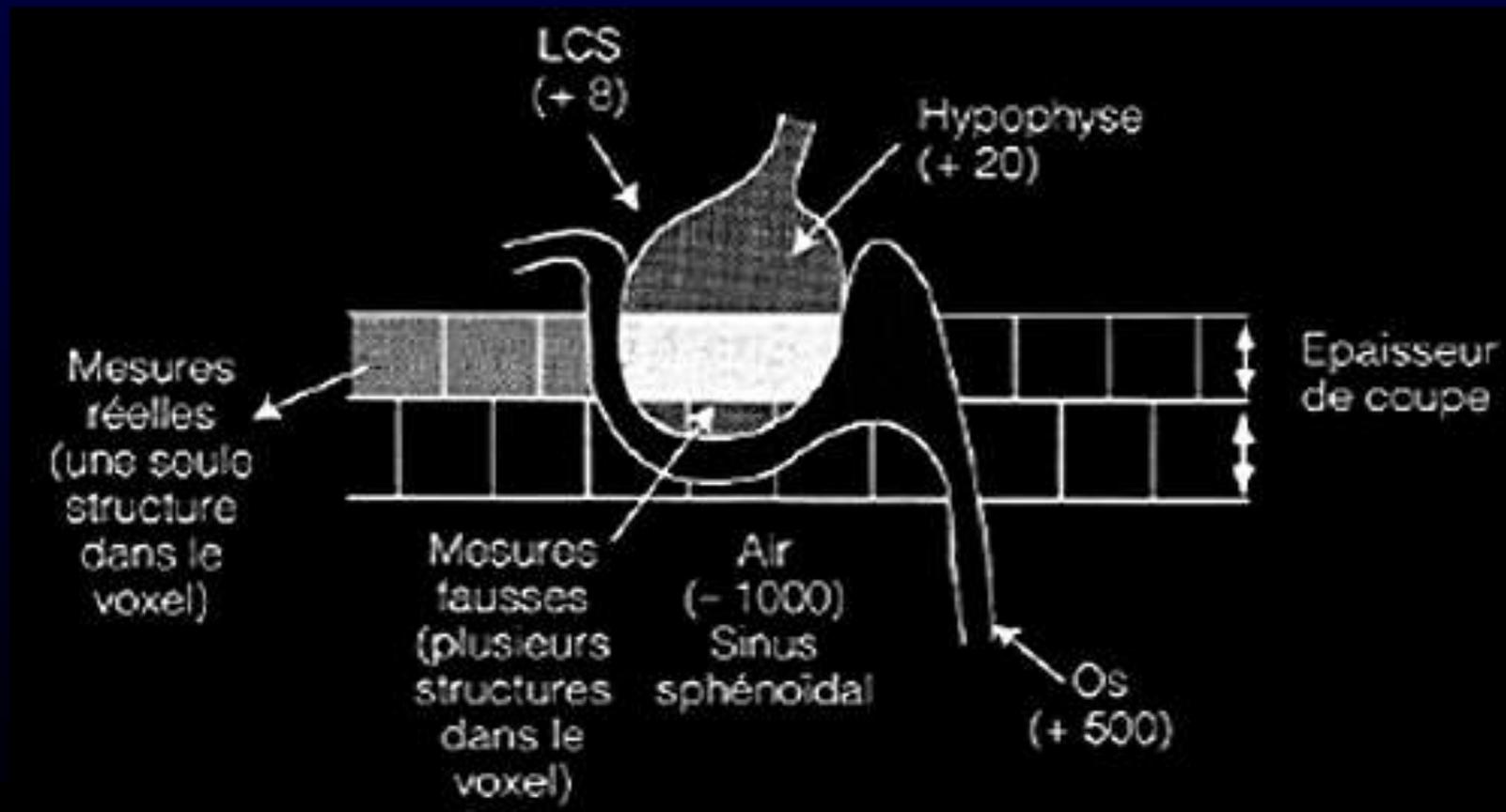
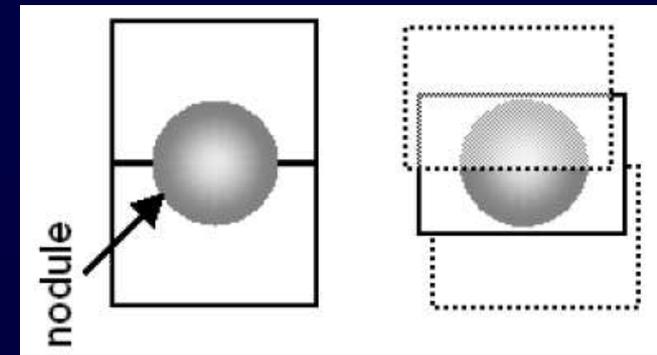


Vs. acquisition  
monocoupe  
séquentielle,  
1 coupe / 10 mm...



# Les coupes fines chevauchantes limitent l'effet de volume partiel

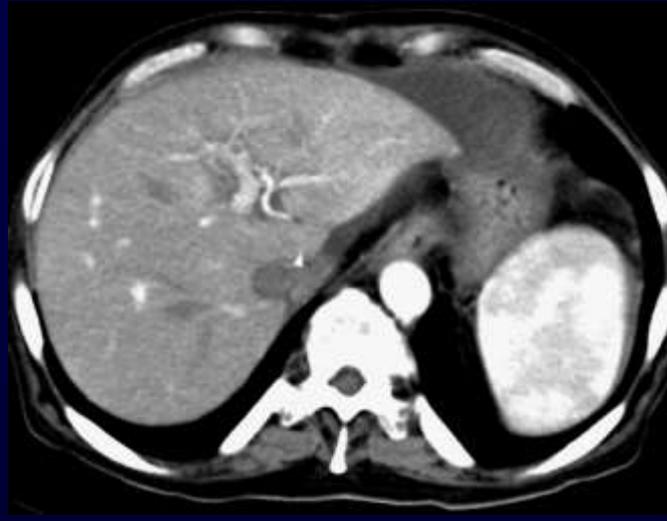
= Fausses mesures lorsque des structures différentes sont à cheval dans un même voxel



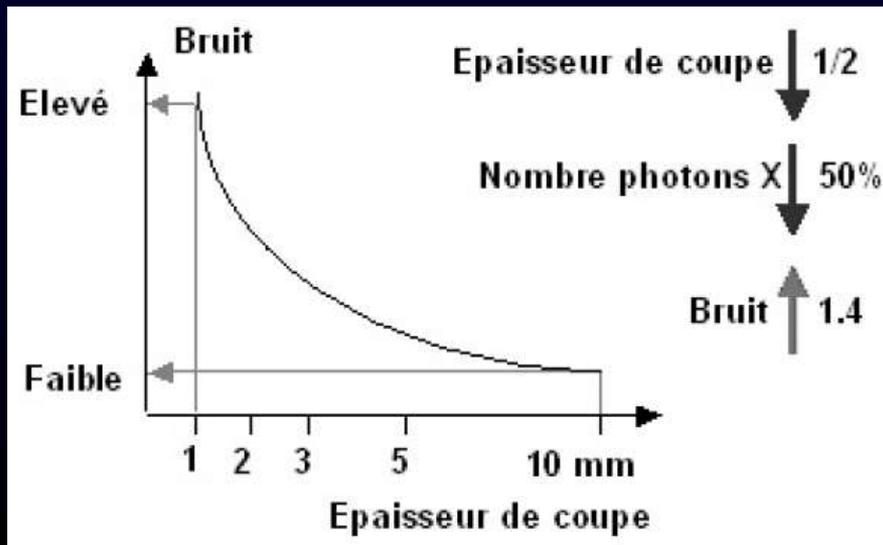
**Mais :**  
**inconvenients des coupes fines =  $\uparrow$  bruit**



Epaisseur = 1 mm



Epaisseur = 10 mm



$\rightarrow$  Dose requise à  
bruit constant :

-5 mm  $\rightarrow$  2,5 mm : +10%

-2,5 mm  $\rightarrow$  1 mm : +22%

-1 mm  $\rightarrow$  0.5 mm : +75%

# Récapitulatif

## Paramètres fixés à l'acquisition :

- ▷ Volume d'acquisition, pitch, collimation, kV, mAs, vitesse de rotation

## Paramètres ajustables lors de la reconstruction :

- ▷ Epaisseur de coupe ( $>d$ ), incrément de reconstruction (=espace inter-coupes)
- ▷ Champ de vue, taille de la matrice, filtre

Bonnes images + Irradiation maîtrisée =

**Comprendre et optimiser les paramètres !**