

# LE SCANNER

**Principe - Technologie - Applications**

*Albert Lisbona*

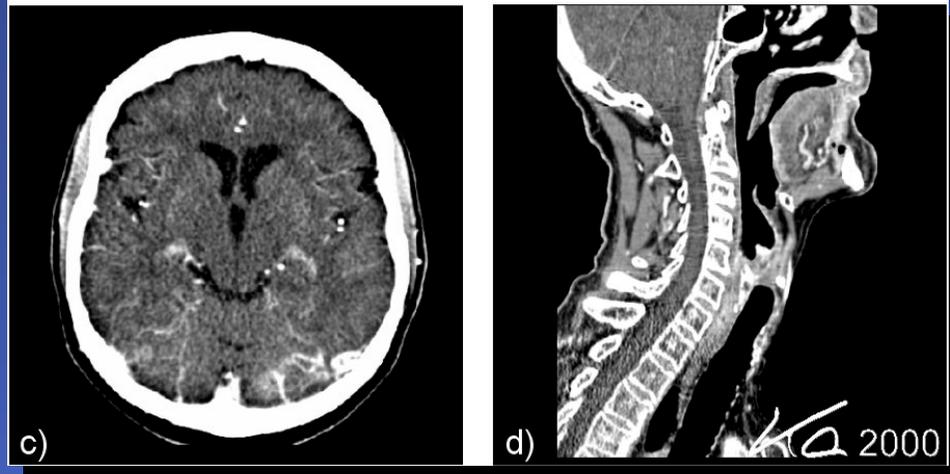
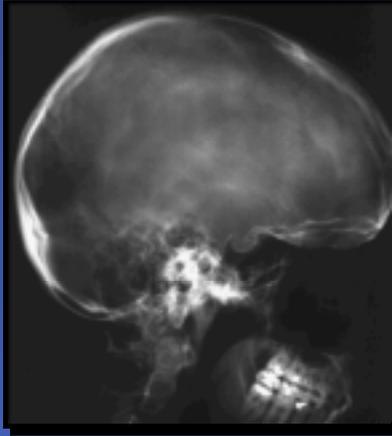
*Service de Physique Médicale*

*CRLCC R. Gauducheau*

*tel: 02 40 67 99 53*

*mel : a-lisbona@nantes.fnclcc.fr*

# Intérêt du scanner



- En radiographie conventionnelle, c'est la superposition des structures 3D dans un plan 2D qui est exploitée.
- Bien que la résolution spatiale soit moins bonne en scanographie, la résolution en contraste est excellente ce qui permet la détection de très petits changements dans la structure tissulaire.
- Le scanner donne des informations diagnostiques exactes sur la distribution des structures dans le corps.

# Schéma du principe de base du scanner



# Scanographie

- Introduction
- Composants
- Reconstruction image
- Tomographie quantitative
- Exemples et applications particulières

# Reconstruction à partir de projections

- 1917 - principes mathématiques :

**J. Radon**

- 1956 - applications en radio astronomie :

**R.N. Bracewell**

- 1960 - premières applications médicales avec source gamma :

**W.H. Oldendorf**

- 1971 - premier scanner clinique :

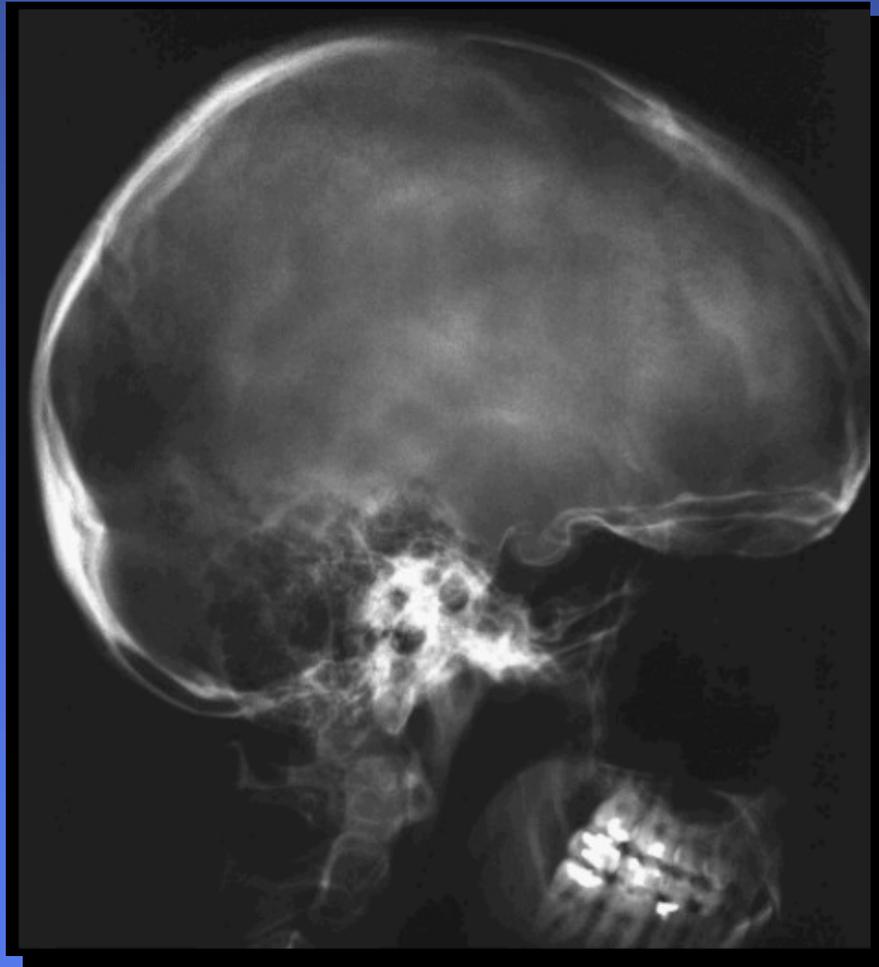
**J.M. Hounsfield**

Godfrey N. Hounsfield, l'ingénieur anglais qui a développé le premier scanner et qui a reçu le Prix Nobel de Médecine en 1979 avec le physicien A.M. Cormack.



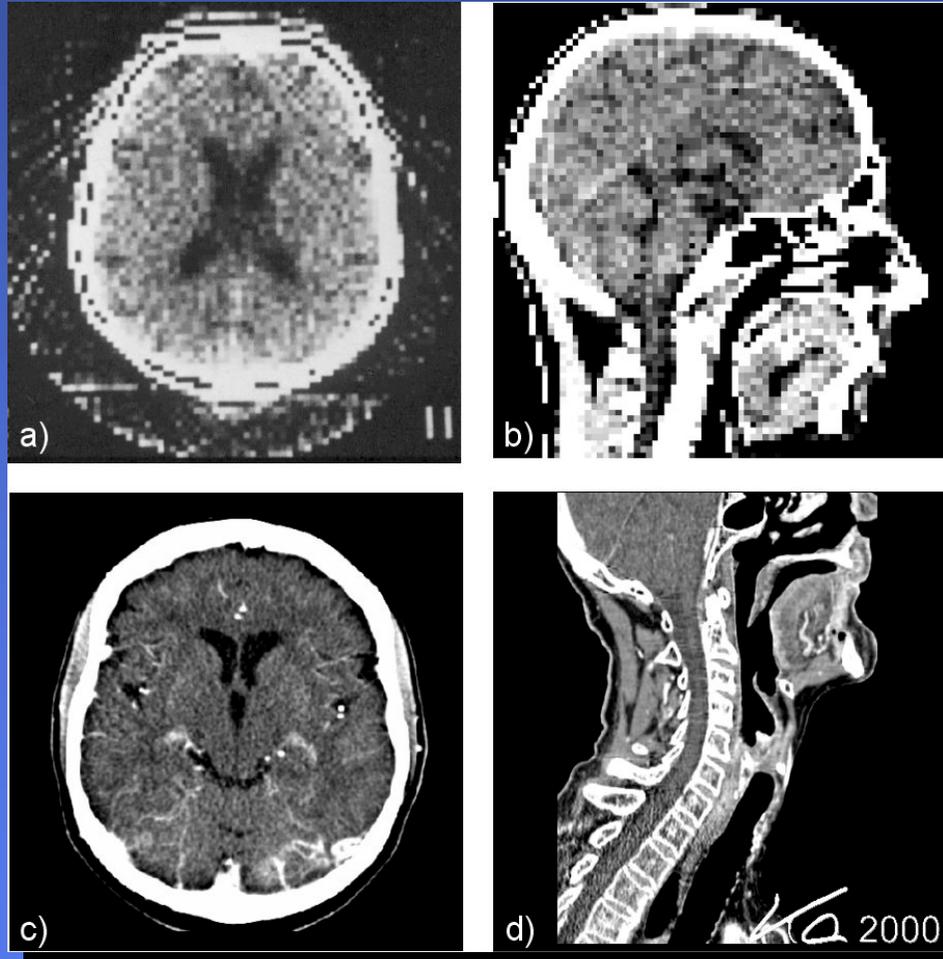
Godfrey Hounsfield

# Avant Hounsfield et Cormack .... radiographie par projection, crâne



( W.A.  
Kalender,  
Computed  
Tomography,  
2000)

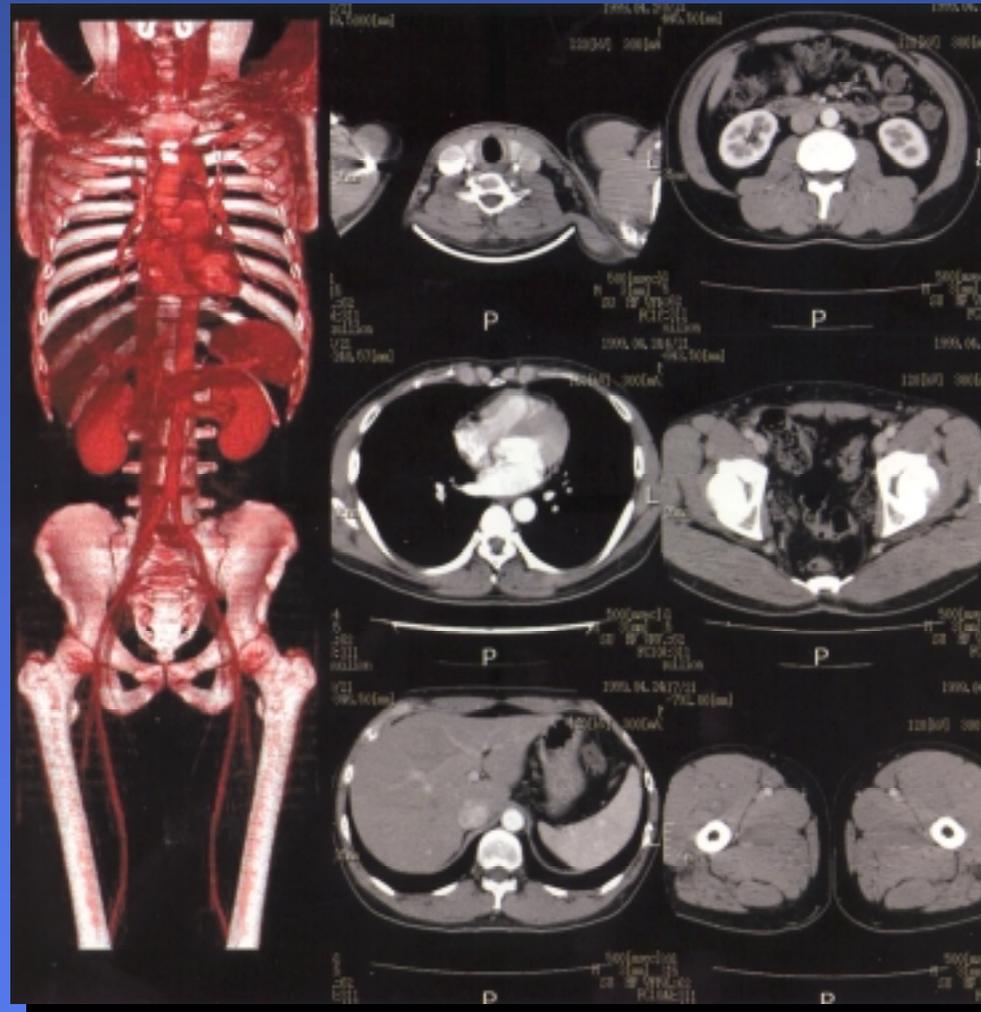
Hounsfield: scanner du cerveau produit en 1974 avec une matrice 80 x 80 (a) et une reconstruction saggitale (b) obtenue à partir de coupes espacées de 13 mm



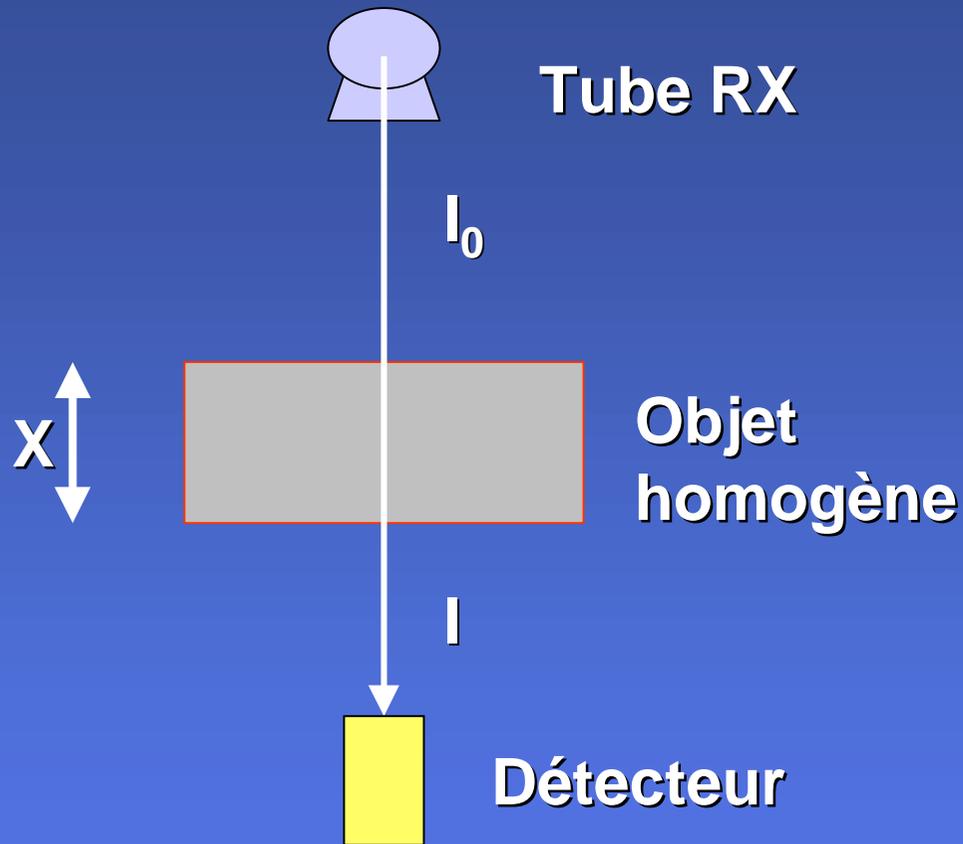
( W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

# Scanner abdominal

# Scanner multi coupes



# Mesure élémentaire (objet homogène)

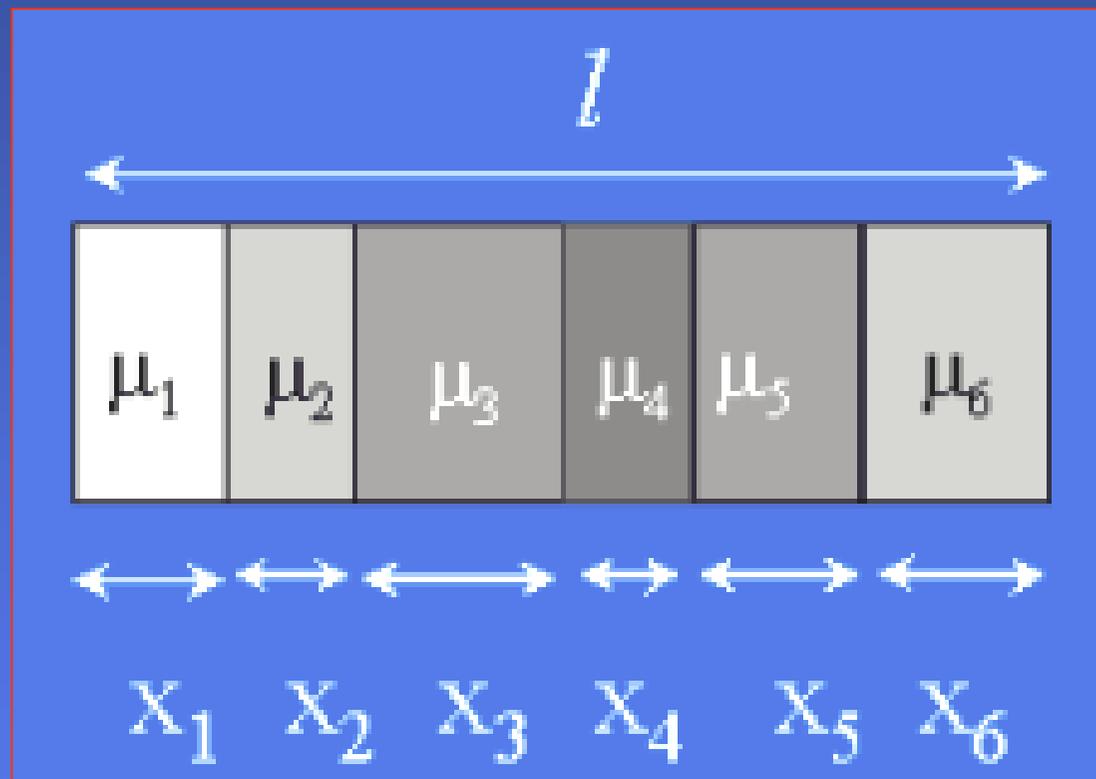


$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot x)$$

Signal électrique  
proportionnel à l'intensité  
du faisceau RX

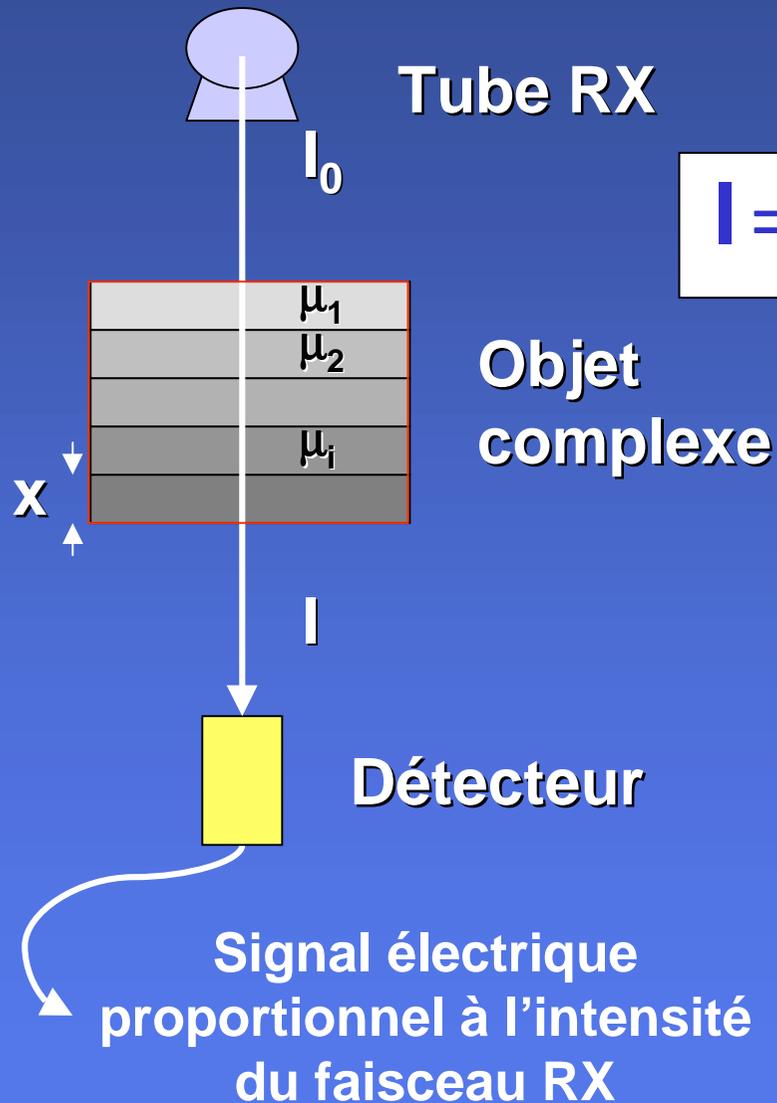
# Acquisition des données

L'atténuation le long d'un rayon est déterminée par la moyenne des coefficients d'atténuation linéique,  $\mu$ , le long de celui-ci.



$$\mu_1 = \frac{(\mu_1 \cdot x_1 + \mu_2 \cdot x_2 + \mu_3 \cdot x_3 + \mu_4 \cdot x_4 + \mu_5 \cdot x_5 + \mu_6 \cdot x_6)}{l}$$

# Mesure élémentaire (objet complexe)

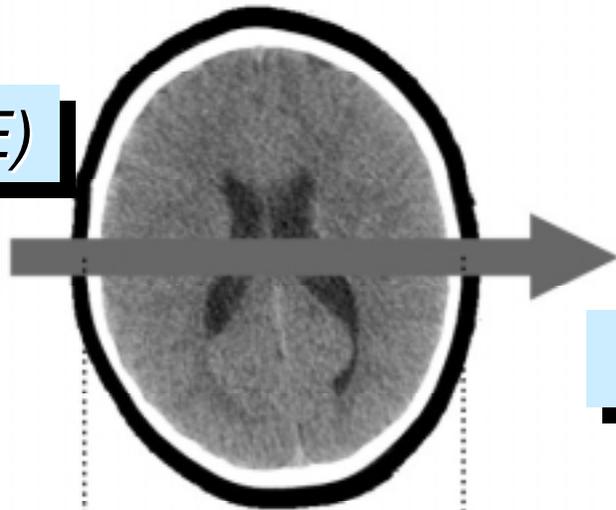


$$I = I_0 \cdot \exp[(-\mu_1 \cdot x) + (-\mu_2 \cdot x) + \dots]$$

$$\mu_i = \left( \frac{1}{x} \right) \cdot \ln \left( \frac{I_0}{I} \right)$$

## Projection (P) le long d'une ligne

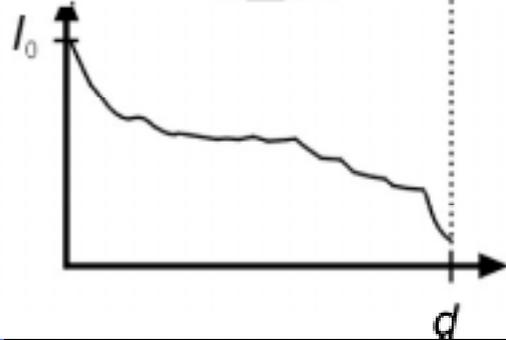
$I_0(E)$



$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) ds} dE$$

$I$

$$P = \ln \frac{I_0}{I}$$



$$\mu(x, y) = ?$$

(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

# L'échelle Hounsfield.

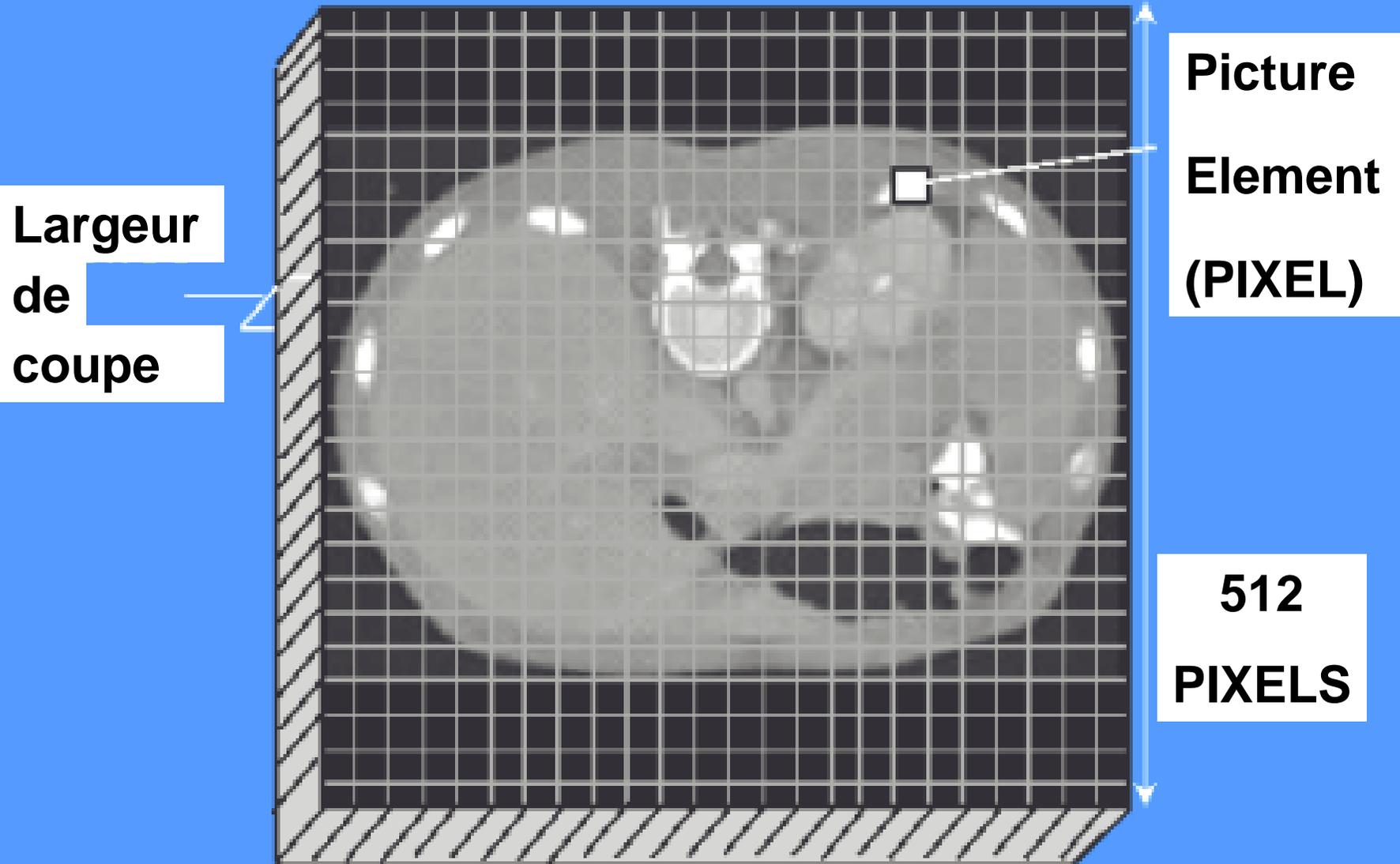
$$\text{Hounsfield – unité (HU)} = \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \cdot 1000$$

L'échelle Hounsfield.

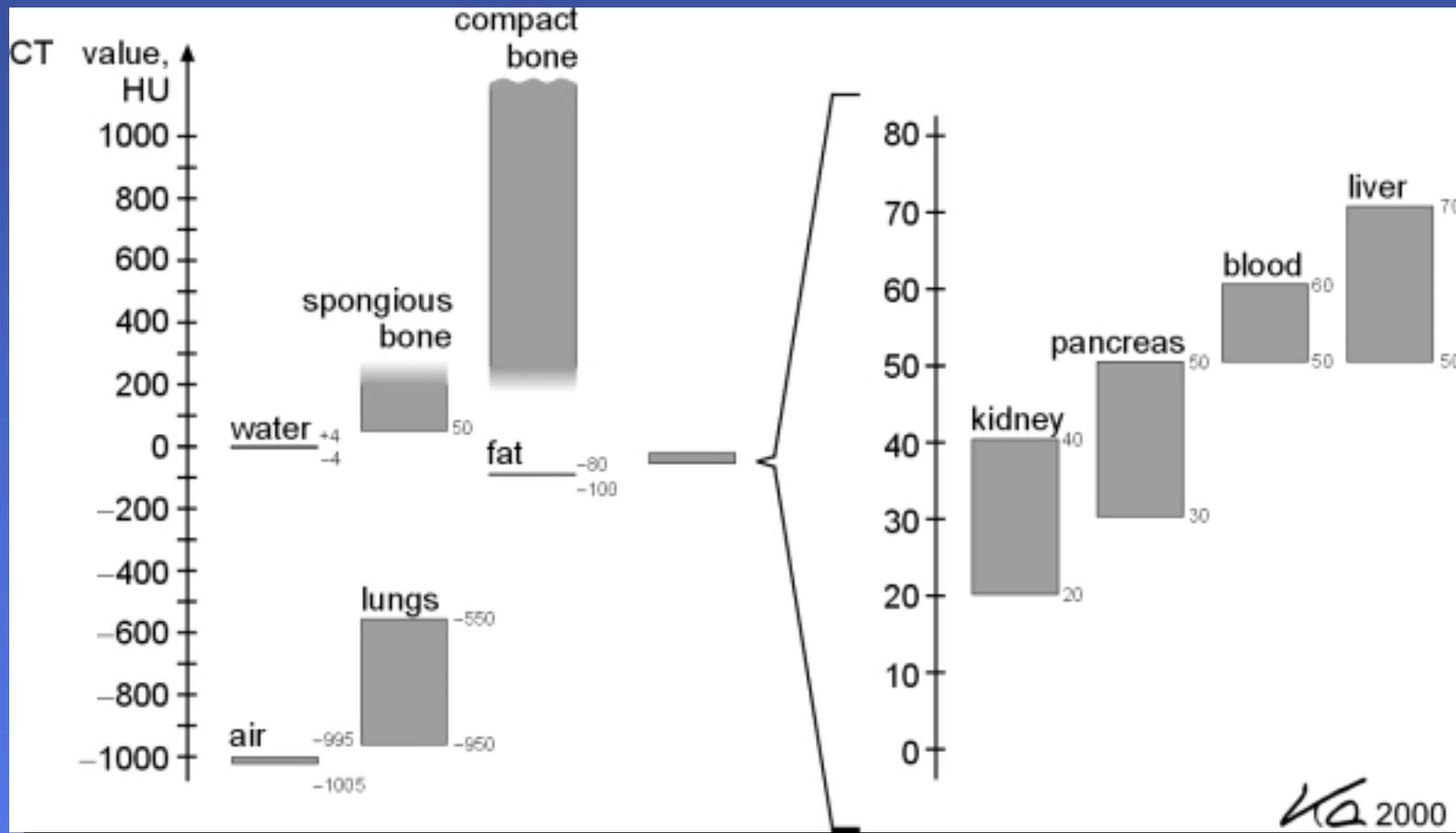
Les nombres CT caractérisent les coefficients d'atténuation linéique du tissu dans chaque élément de volume rapporté à celui de l'eau.

Les nombres CT de tissus différents sont ainsi définis comme relativement stables et relativement peu dépendants du spectre de rayons X émis (de l'énergie).

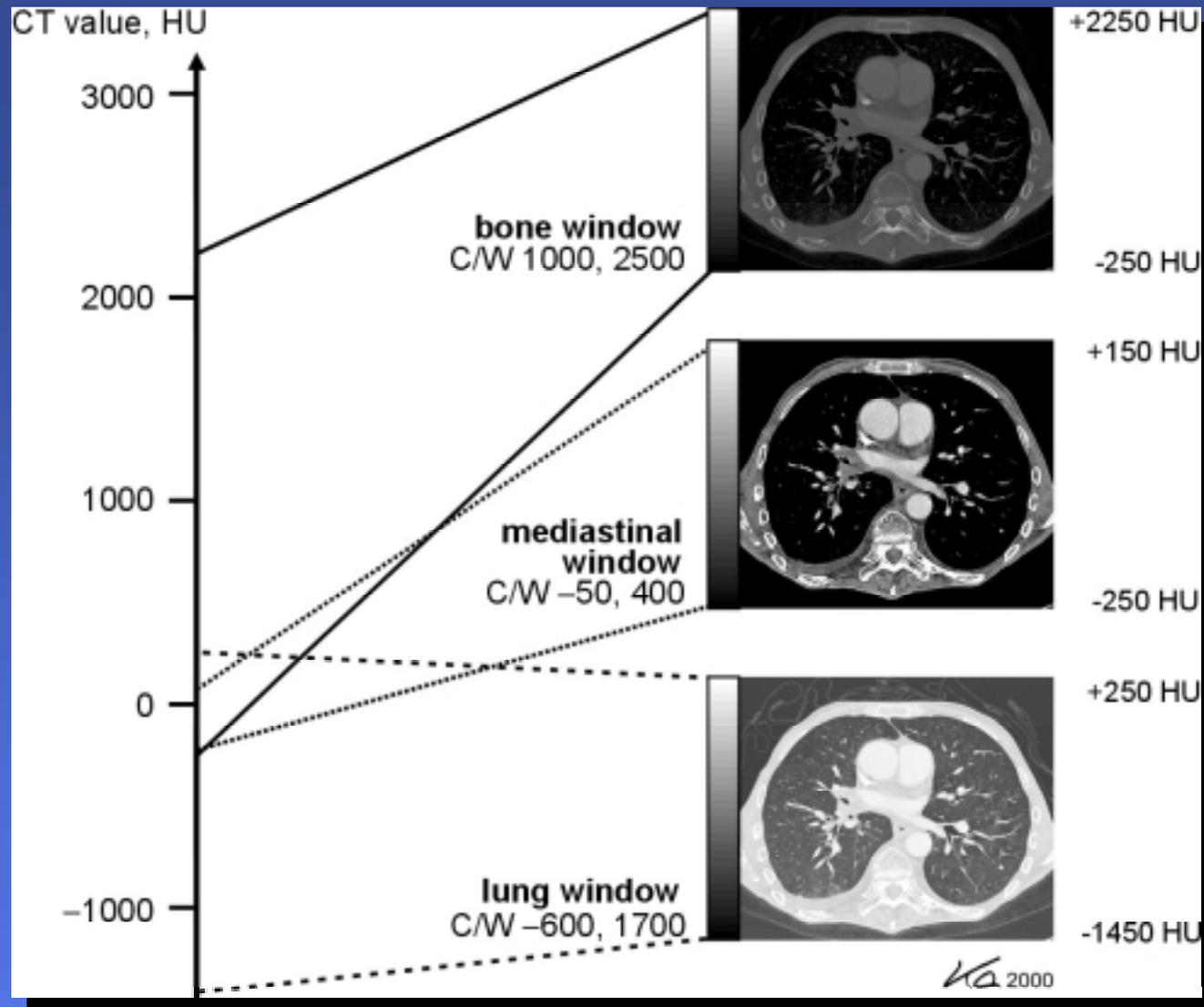
# Image CT



# L'échelle Hounsfield.



(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)



(W.A. Kalender,  
Computed  
Tomography, 2000)

Niveaux de fenêtrage pour afficher les images du scanner. La gamme significative pour le diagnostic est sélectionnée en choisissant le centre et la largeur (C/W) de la fenêtre.



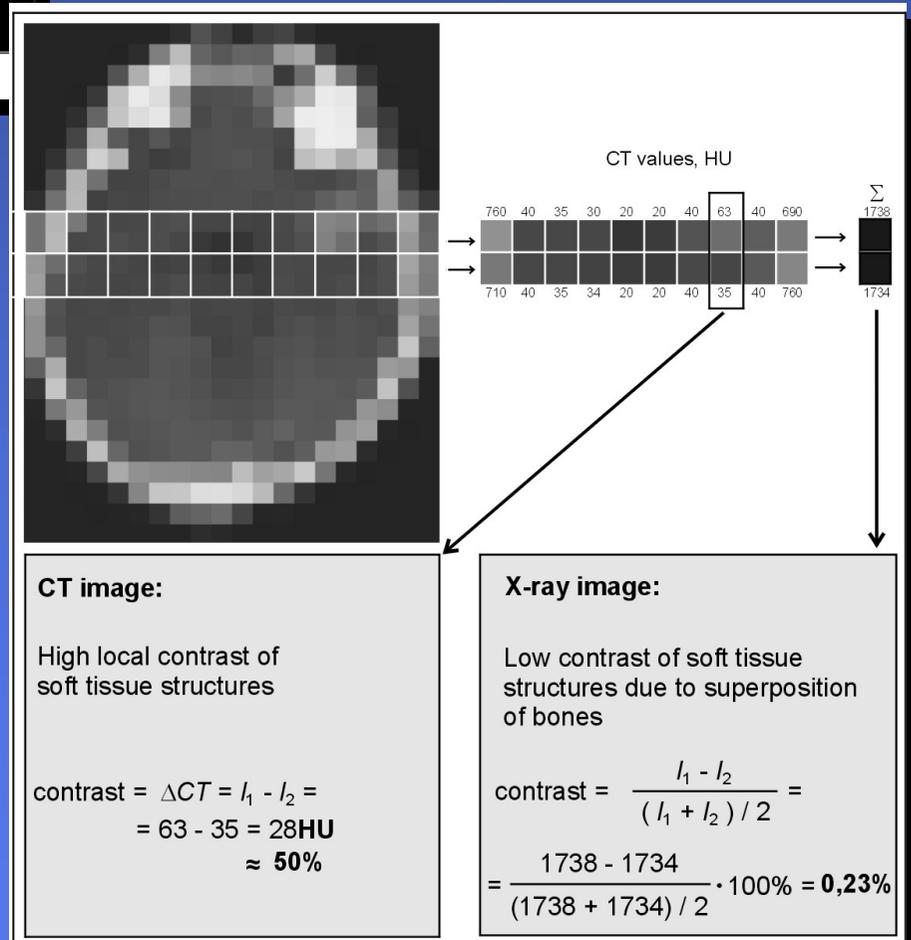
a)



b)

Le scanner propose des forts contrastes

( W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)



c)

# Caractéristiques typiques du scanner

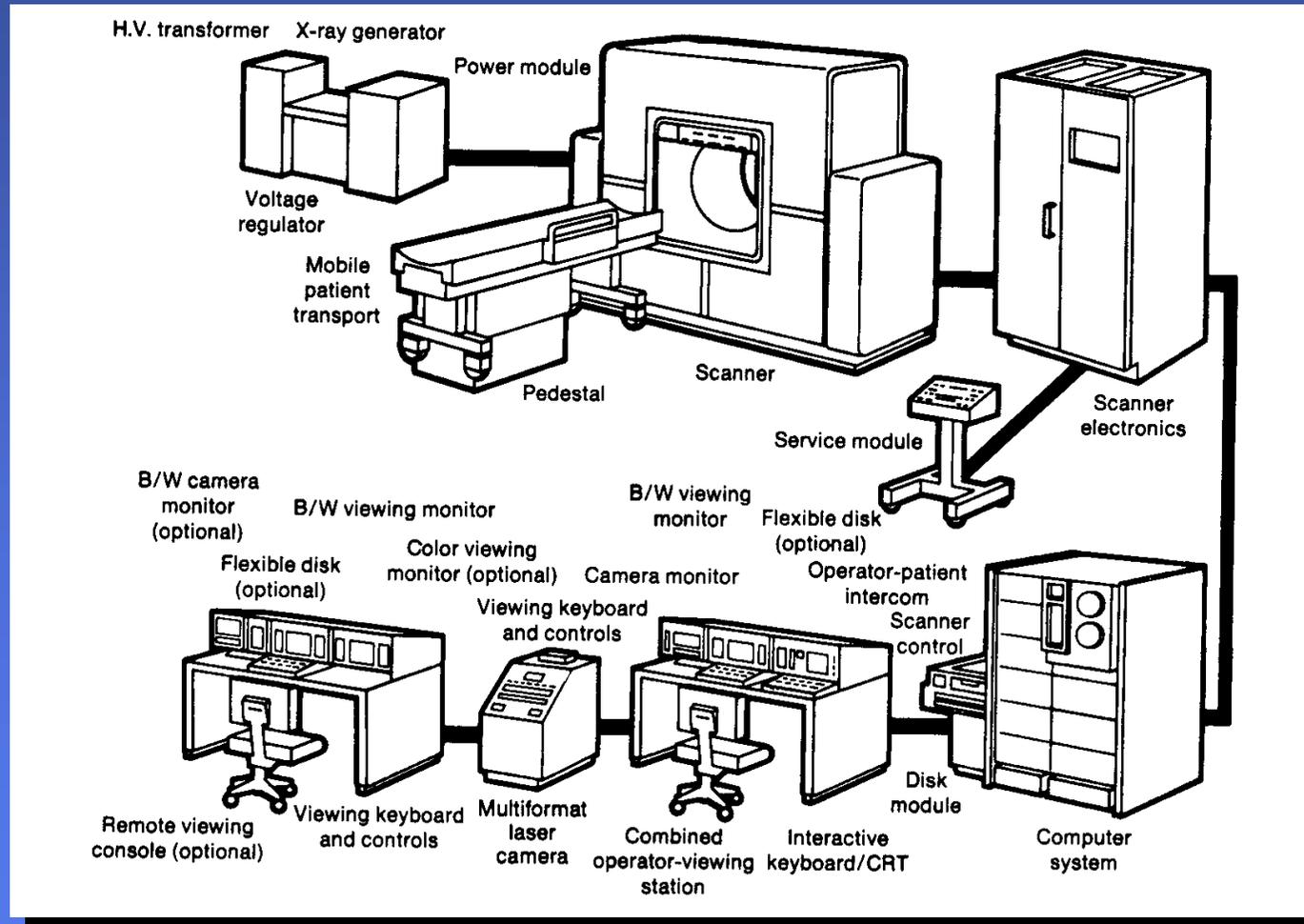
	1972	1980	1990	2000
Temps minimum (1coupe)	300 s	5-10 s	1-2 s	0.3-1s
Données acquises (360°)	57,6 kB	1 MB	2MB	42 MB
Données par séquence (hélice) -	-	-	24-48 MB	200-500 MB
Taille de la matrice image	80 <sup>2</sup>	256 <sup>2</sup>	512 <sup>2</sup>	512 <sup>2</sup>
Puissance (générateur)	2 kW	10 kW	40 kW	60 kW
Epaisseur de coupe	13 mm	2-10 mm	1-10 mm	0,5-5 mm

( W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

# Scanographie

- Introduction
- Composants
- Reconstruction image
- Tomographie quantitative
- Exemples et applications particulières

# Composants



Générateur

CT table

Scanner

Calculateur

Console

Archive

Station de diagnostic

.....

# Composants

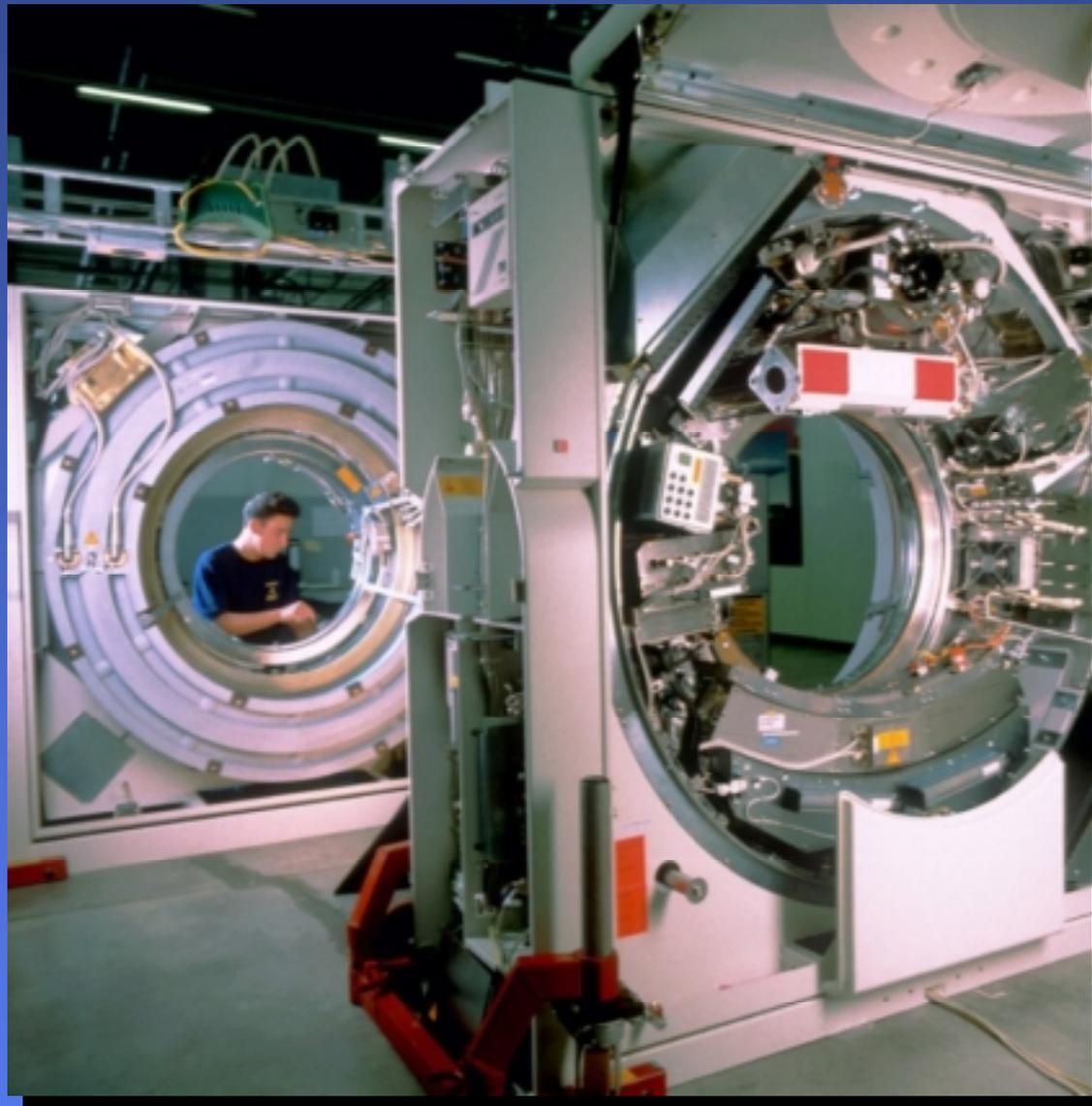
Tube rayons X

Collimation rayons X

Détecteur rayons X



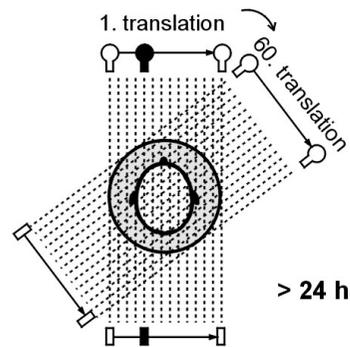
(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)



(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

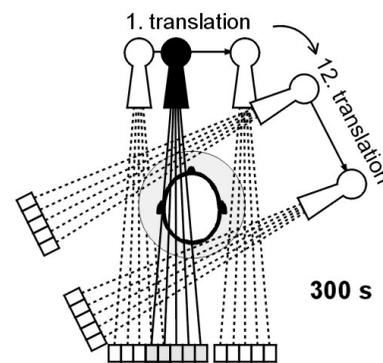
# Tube RX & détection

pencil beam (1970)



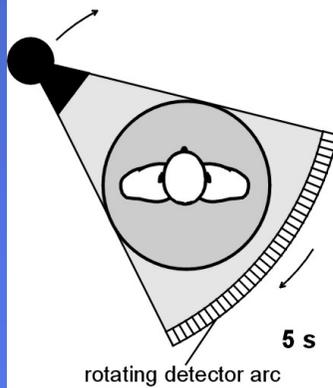
1<sup>st</sup> generation: translation / rotation

partial fan beam (1972)



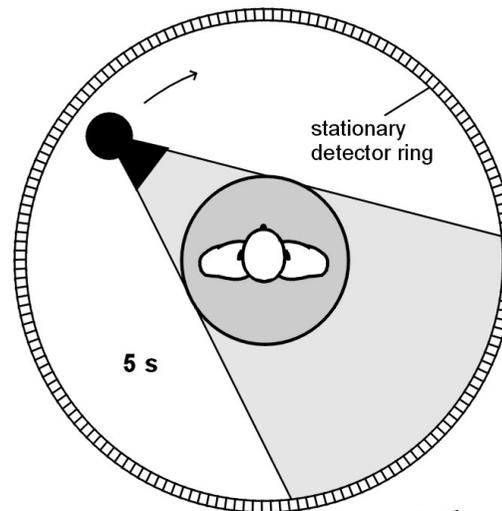
2<sup>nd</sup> generation: translation / rotation

fan beam (1976)



3<sup>rd</sup> generation: continuous rotation

fan beam (1978)

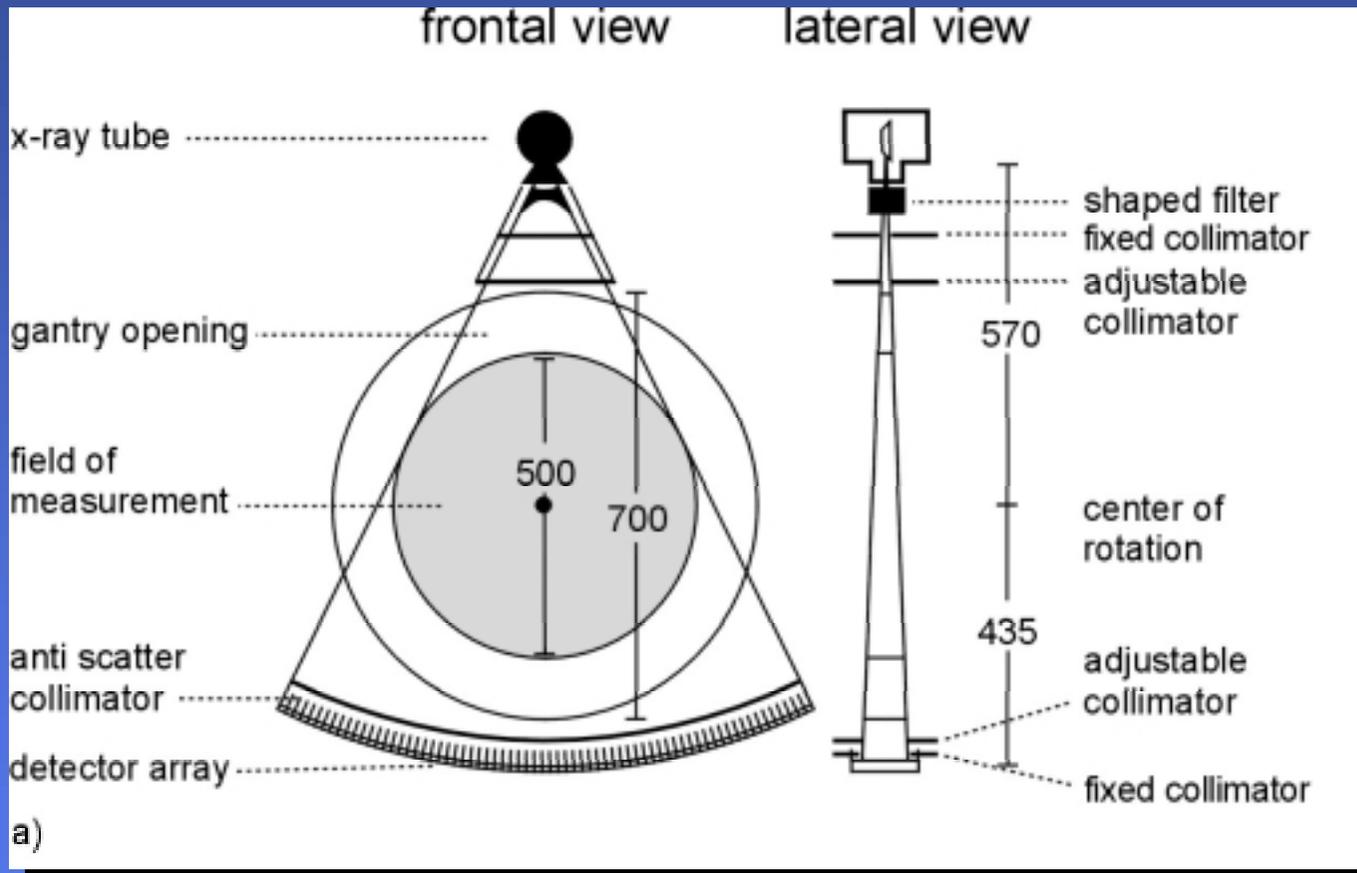


4<sup>th</sup> generation: continuous rotation

KA 2000

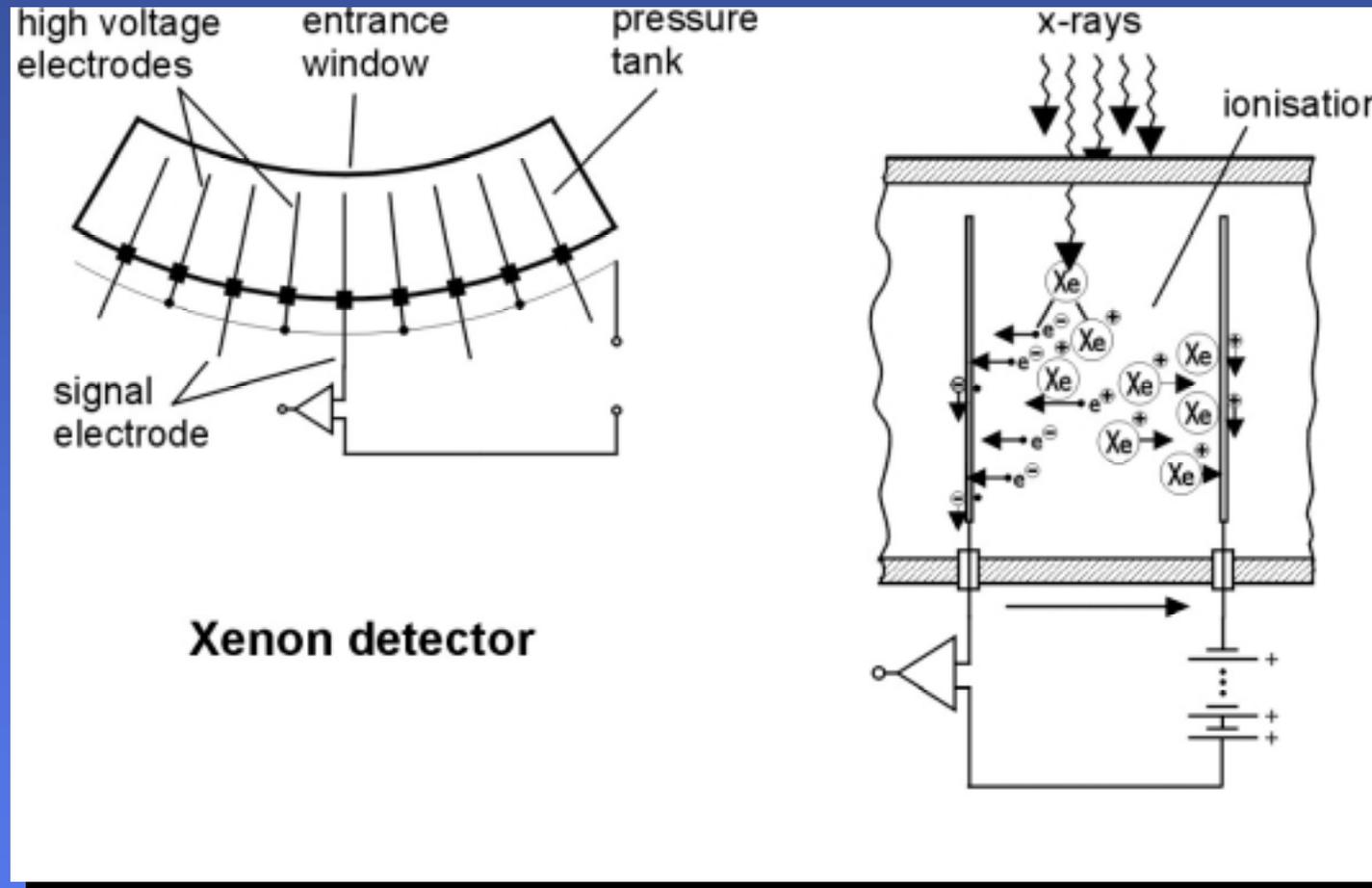
(W.A. Kalender,  
Computed  
Tomography, 2000)

# Tube, collimateur & détection



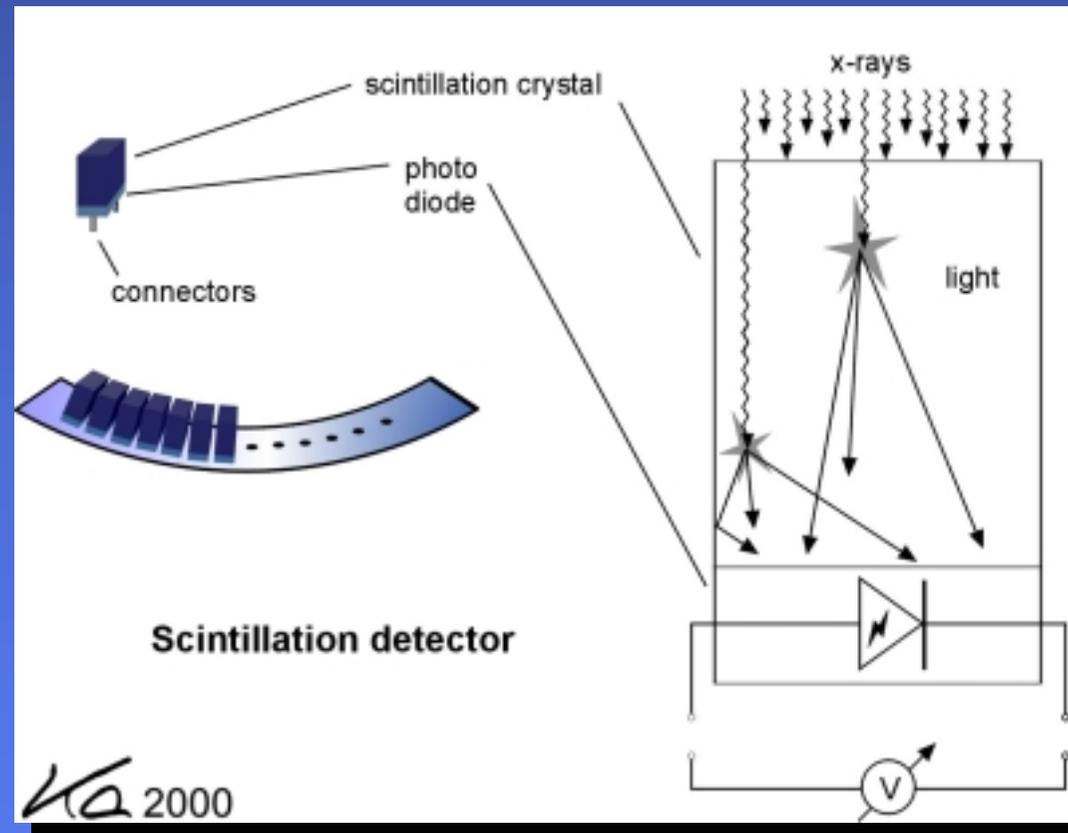
(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

# Détecteur au Xenon

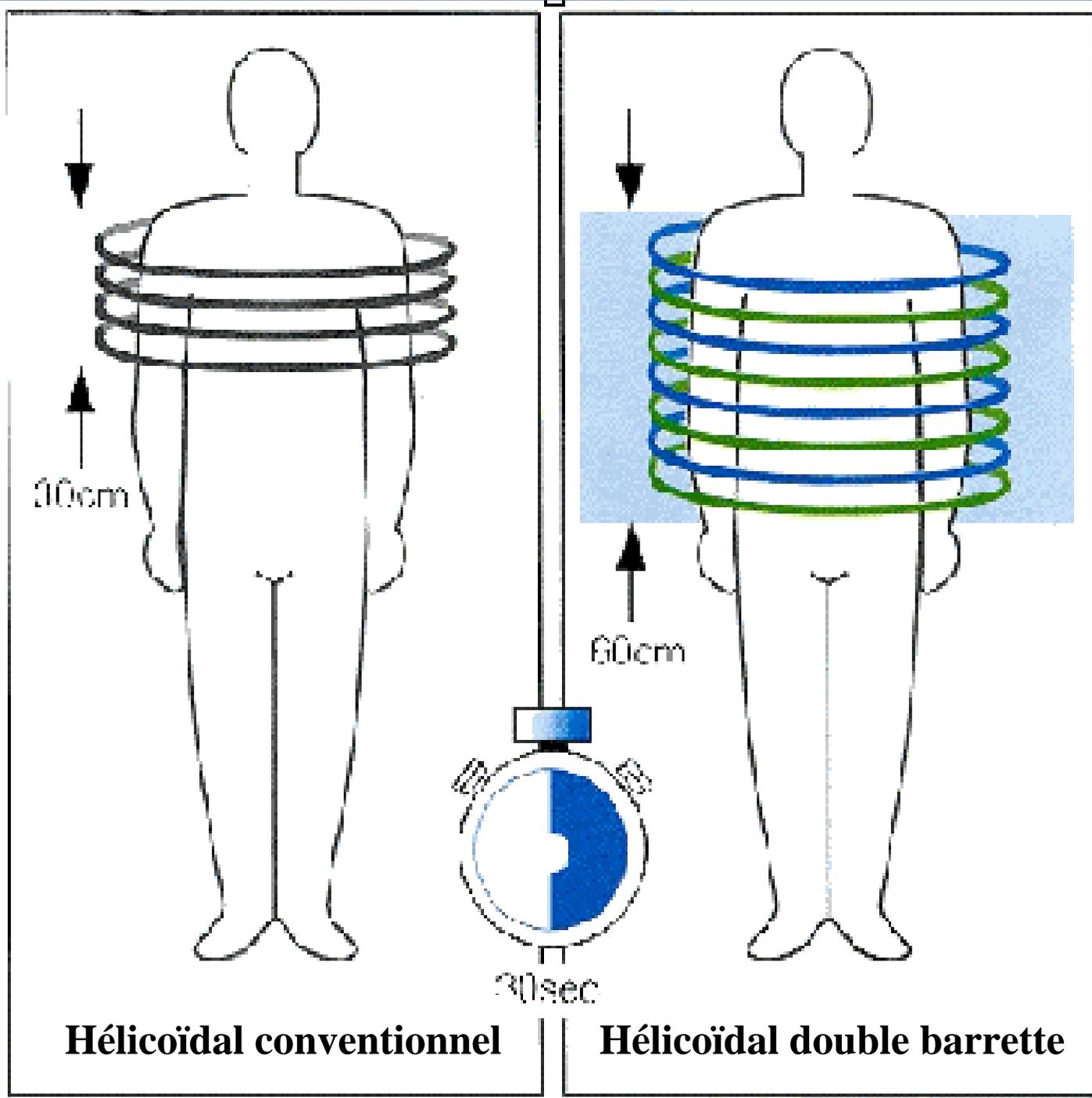


(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

# Détecteur solide (scintillation)



(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

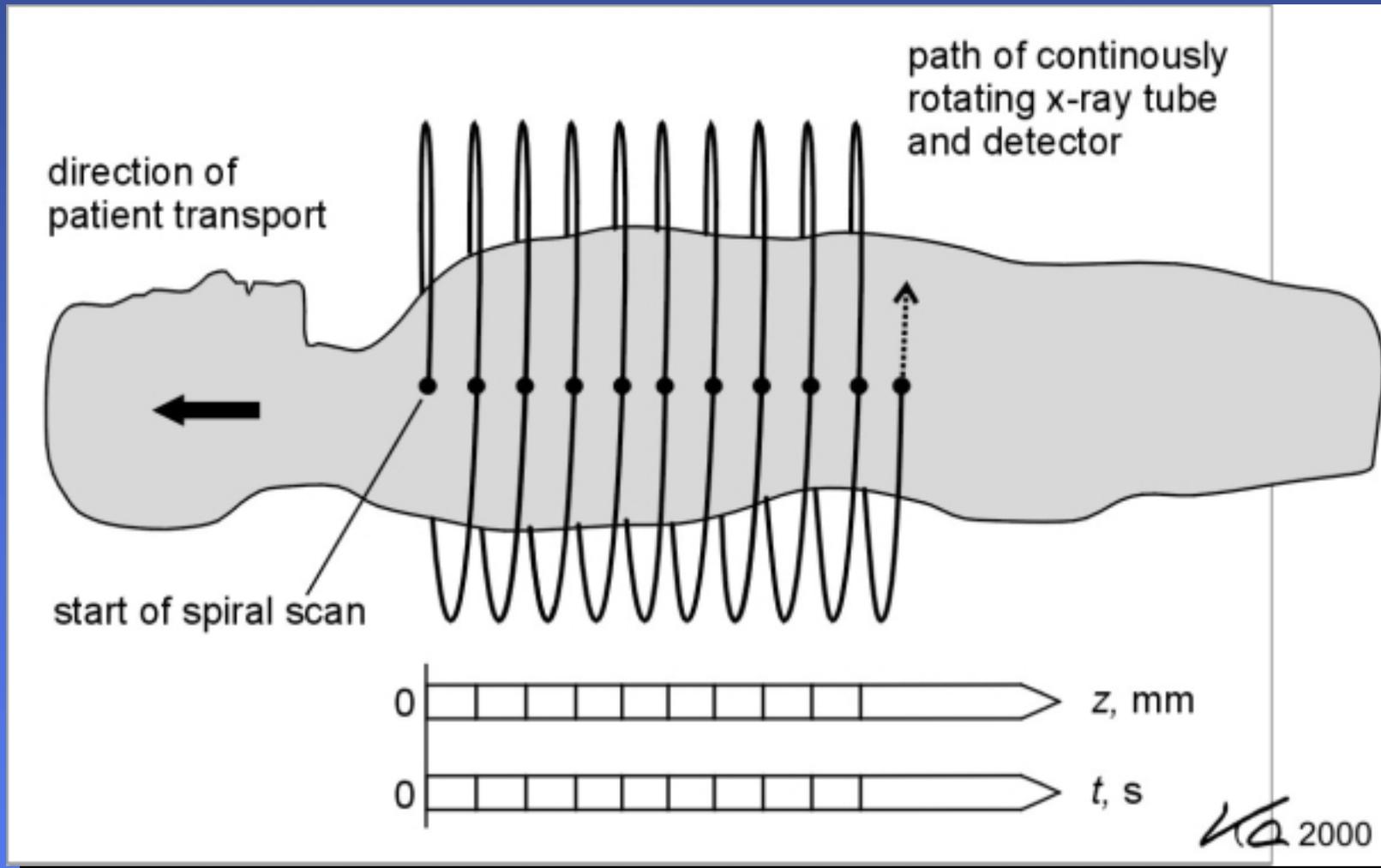


# Possibilités de la double barrette

- Acquisition double hélice

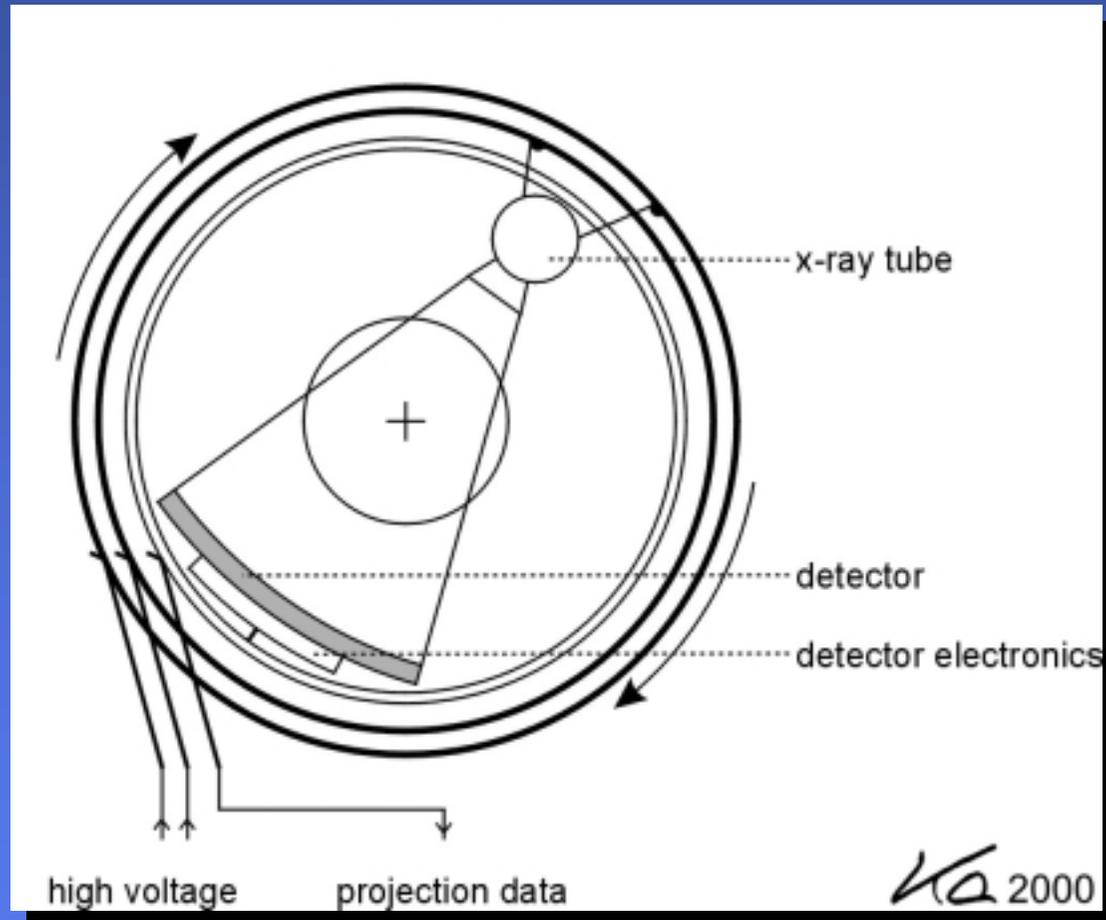
- ↳ possibilité d'acquérir le double de longueur du patient avec un seul faisceau ;
- ↳ possibilité d'utiliser les données des 2 hélices pour reconstruire chaque image ;
- ↳ les différents algorithmes d'interpolation permettent toute une gamme de largeurs de coupe.

# Scanner hélicoïdal



(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

# "Slip rings" Scanner hélicoïdal

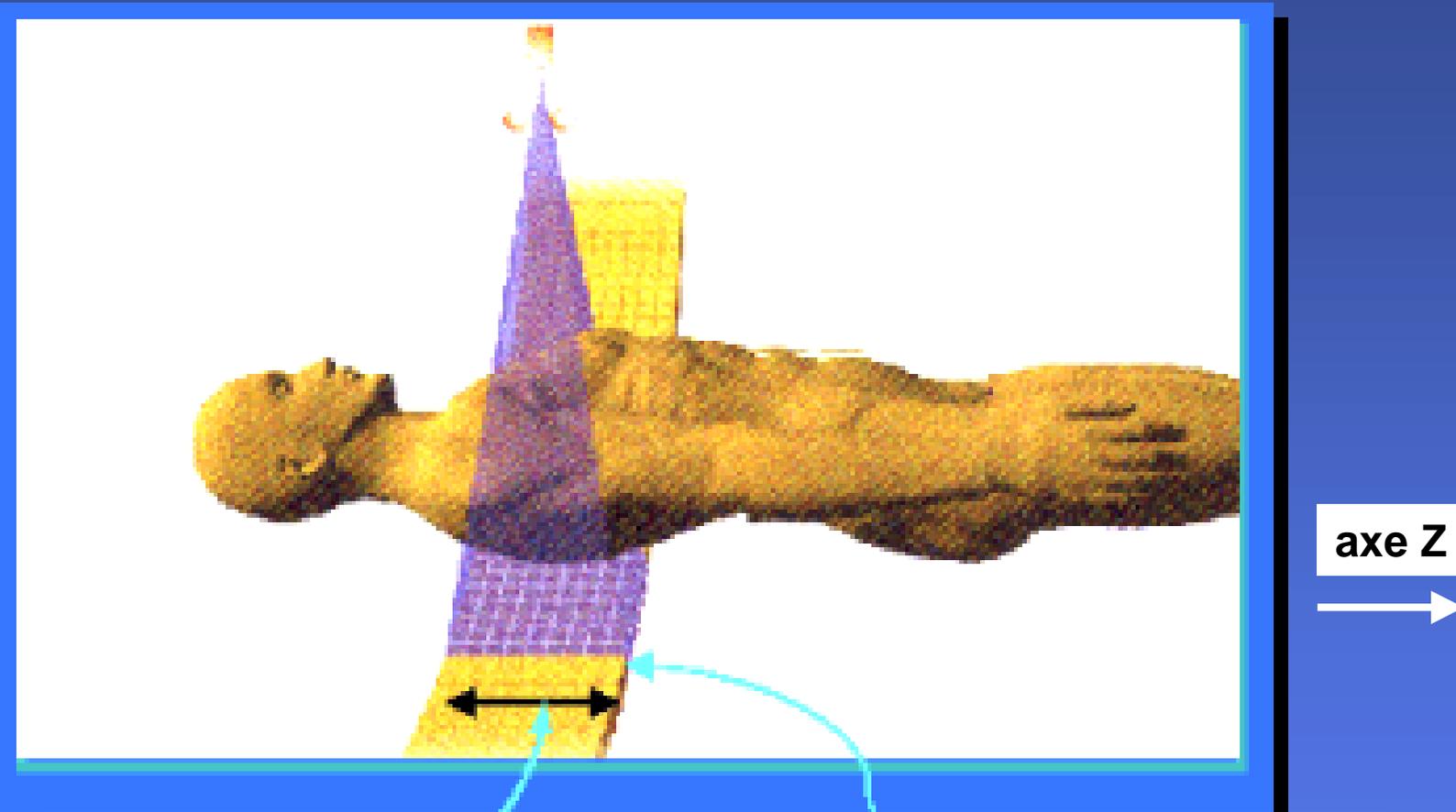


(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

# Avantages des systèmes multi coupes

- La couverture selon l'axe Z est augmentée par la rotation de l'ensemble tube-détecteurs :  
acquisition plus rapide du même volume,  
ou sensibilité en Z plus fine.
- La charge du tube est plus faible pour un volume exploré en mono coupe équivalent :  
permet l'acquisition de volumes plus grands.
- La combinaison de multiples coupes fines en une coupe plus large est permise :  
réduit l'effet de volume partiel.

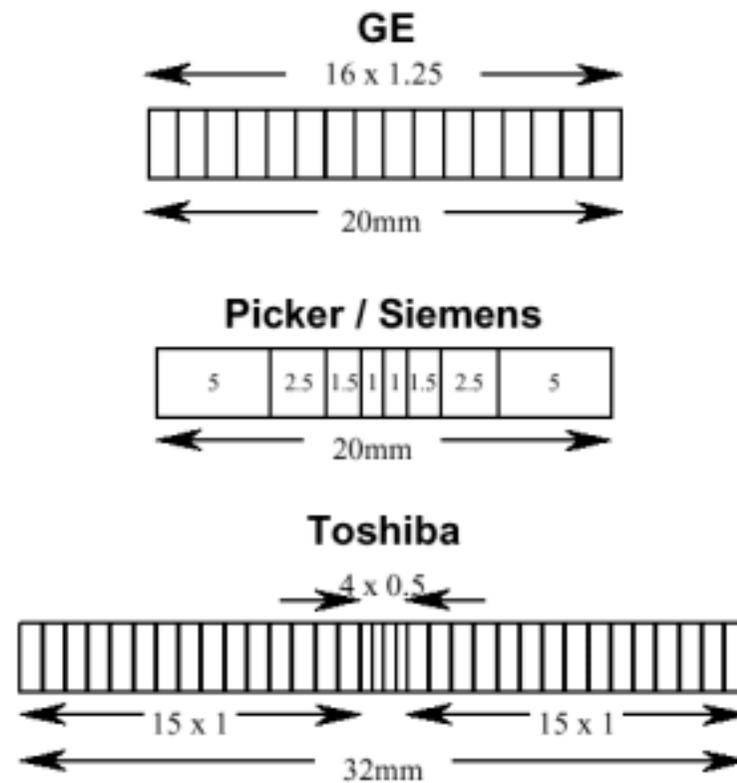
# Technologie des détecteurs multi coupes



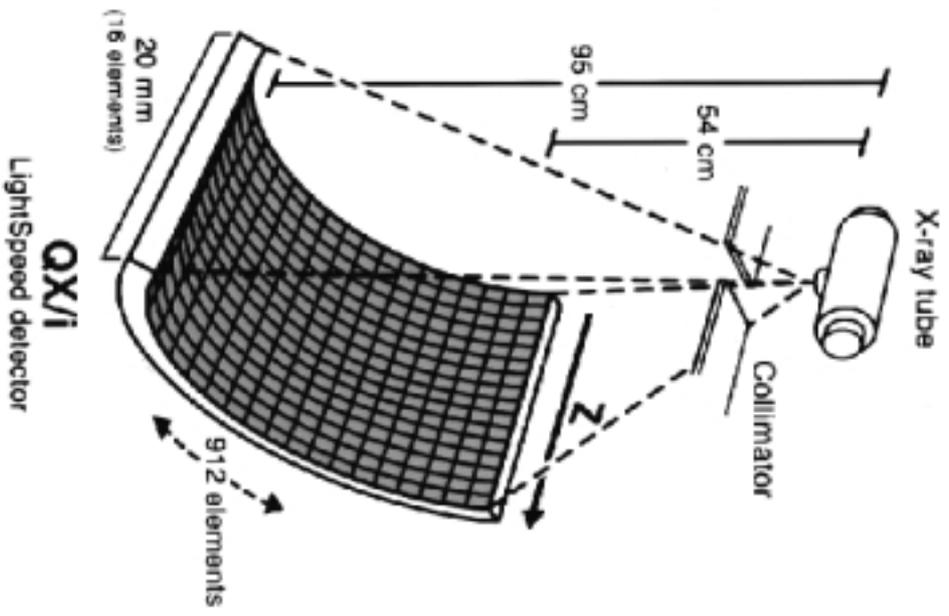
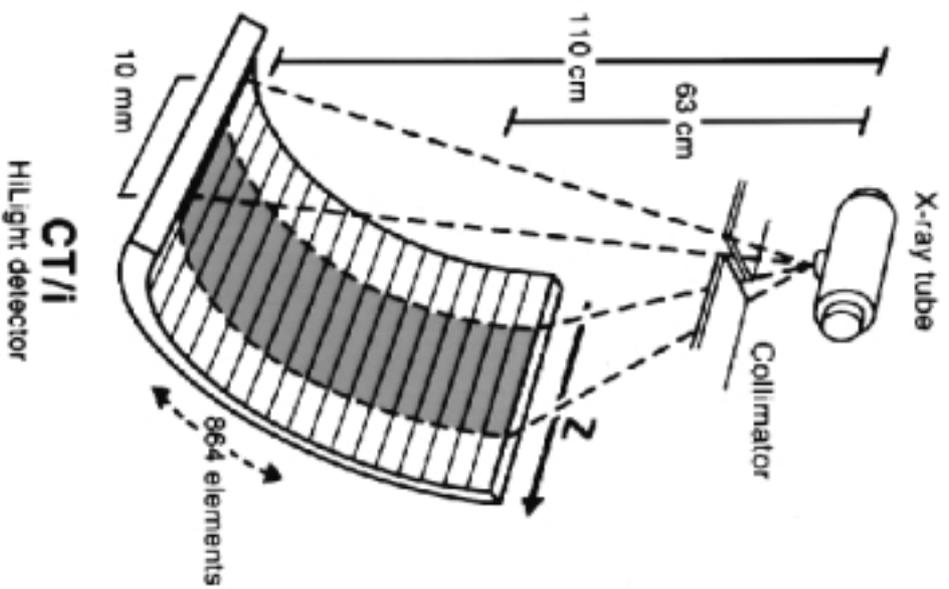
8 à 32 rangées de détecteurs dans la direction z

plusieurs centaines de détecteurs par rangée

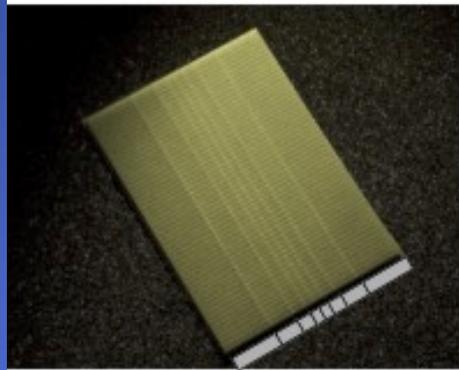
# Détecteurs multi coupes



*Fig. 2. CT Multi-slice System Detector Array Designs*



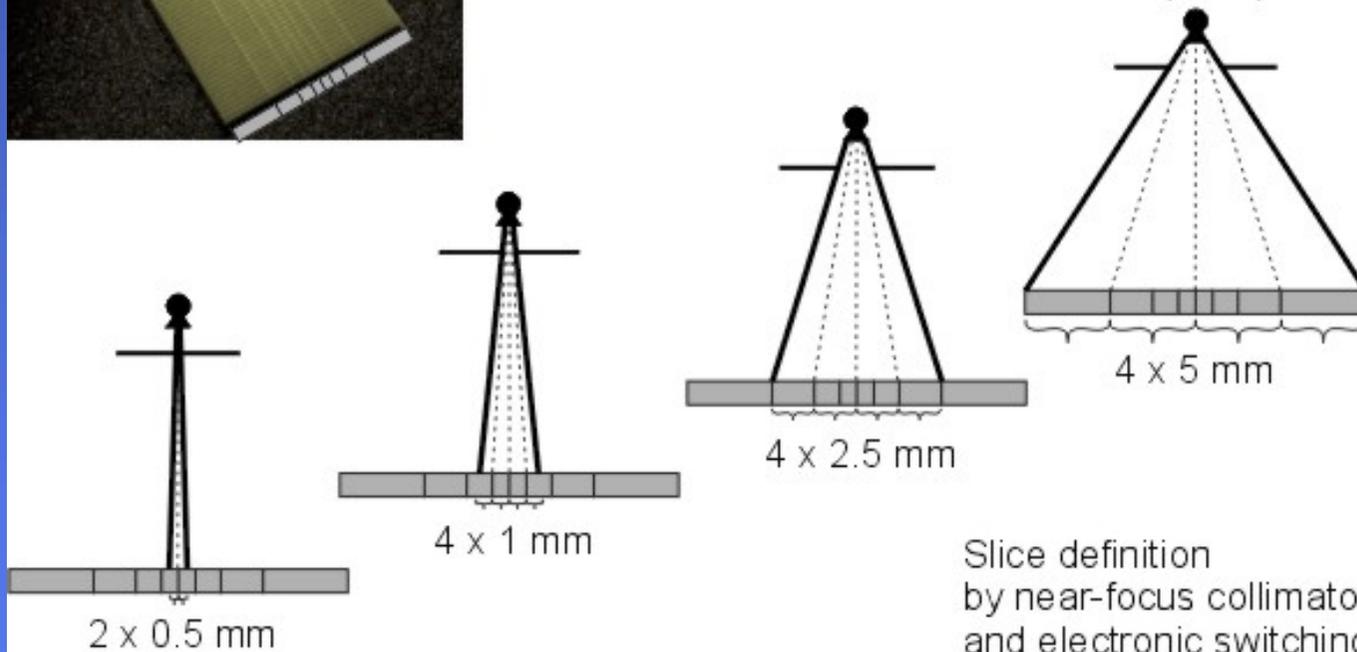
# Panneau adaptatif



'Adaptive Array Detector'



'Ultrafast' ceramic scintillator (UFC)

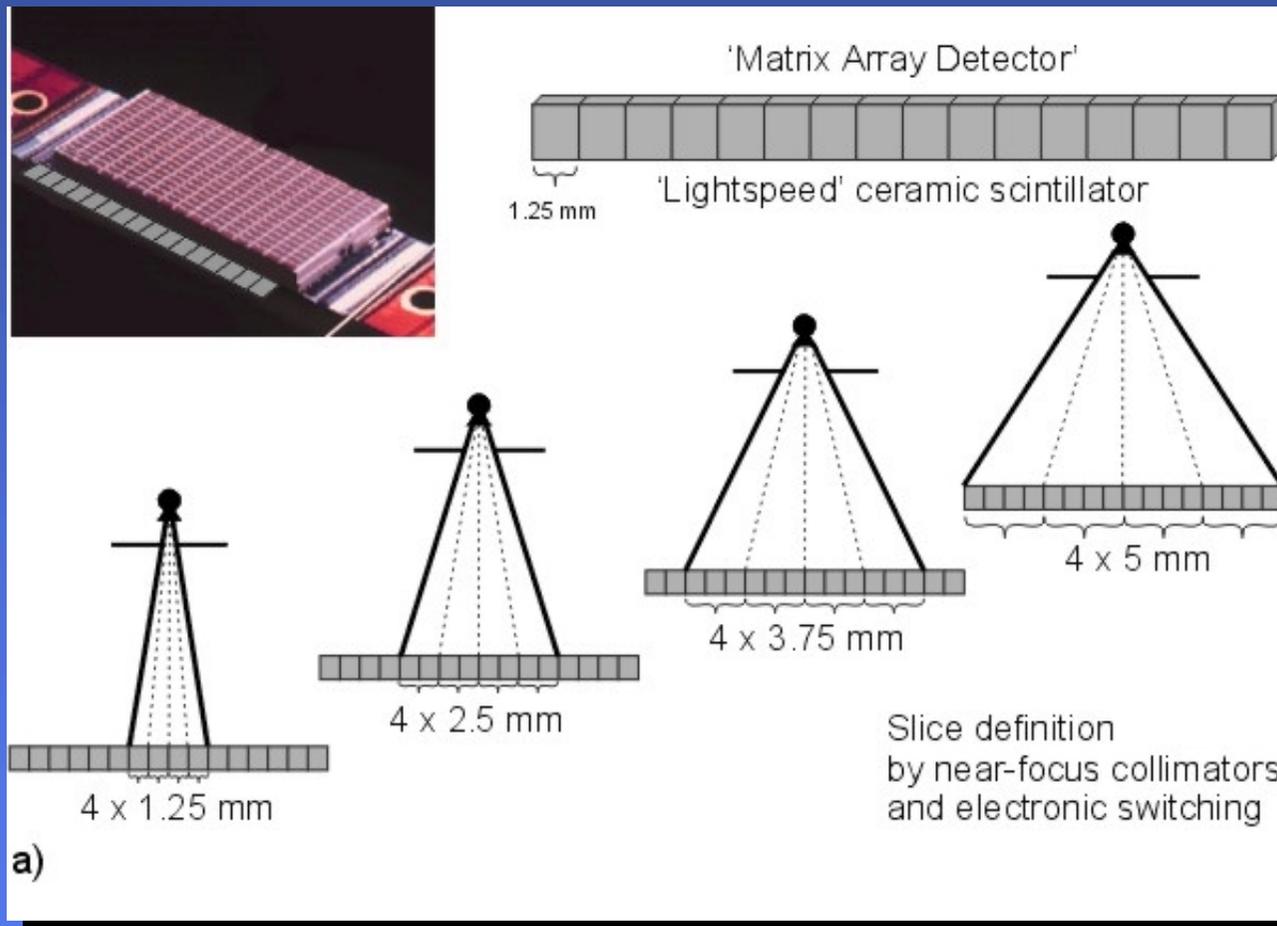


Slice definition  
by near-focus collimators  
and electronic switching

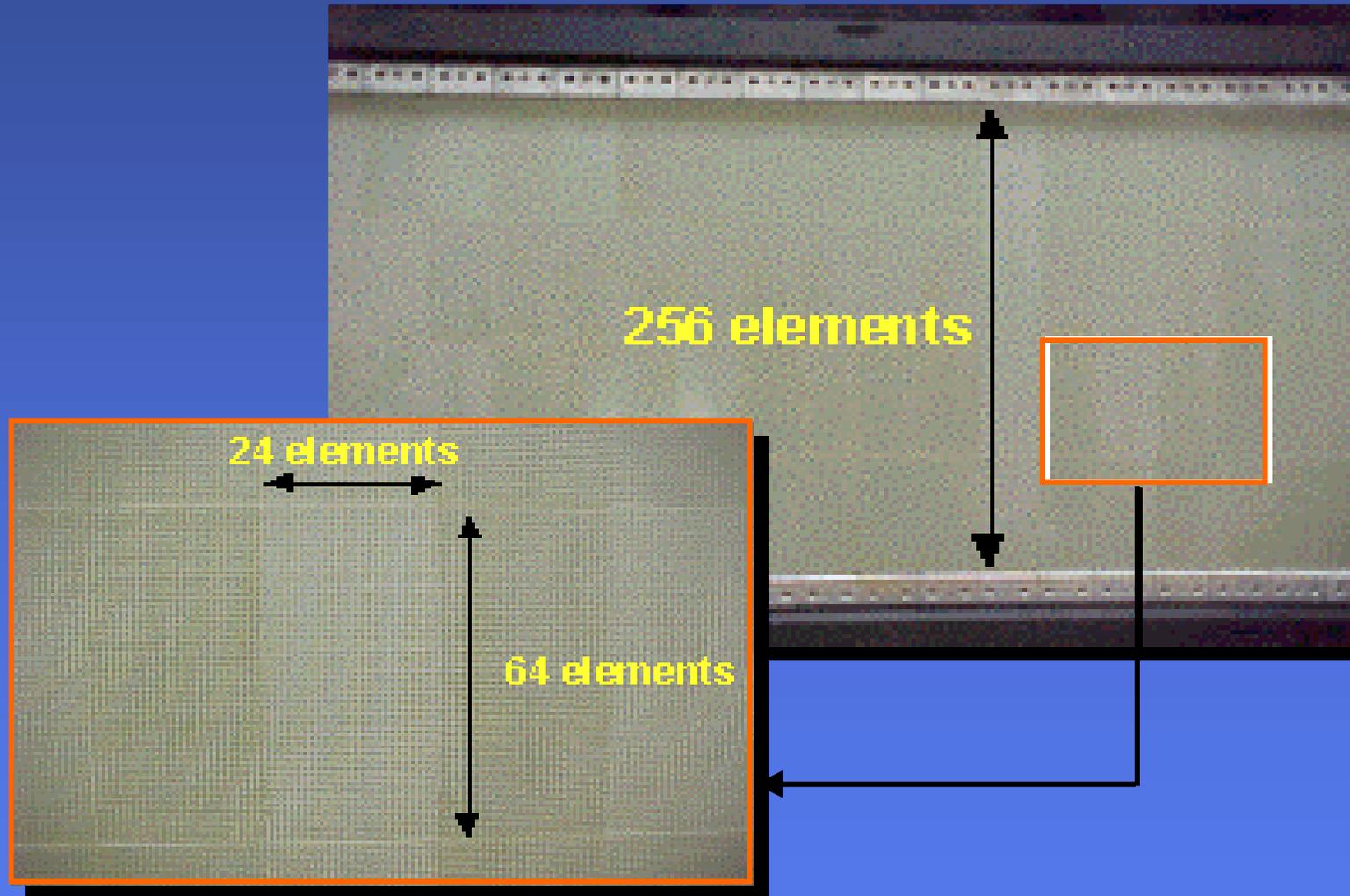
b)

KA 2000

# Panneau matriciel



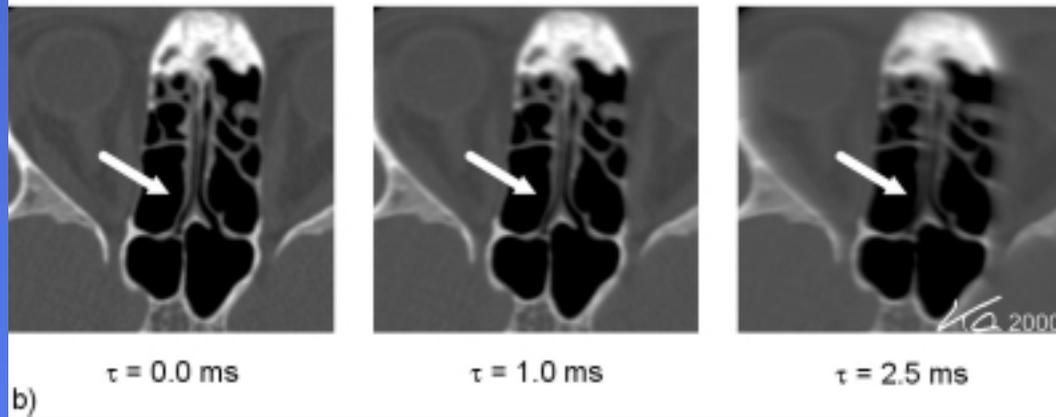
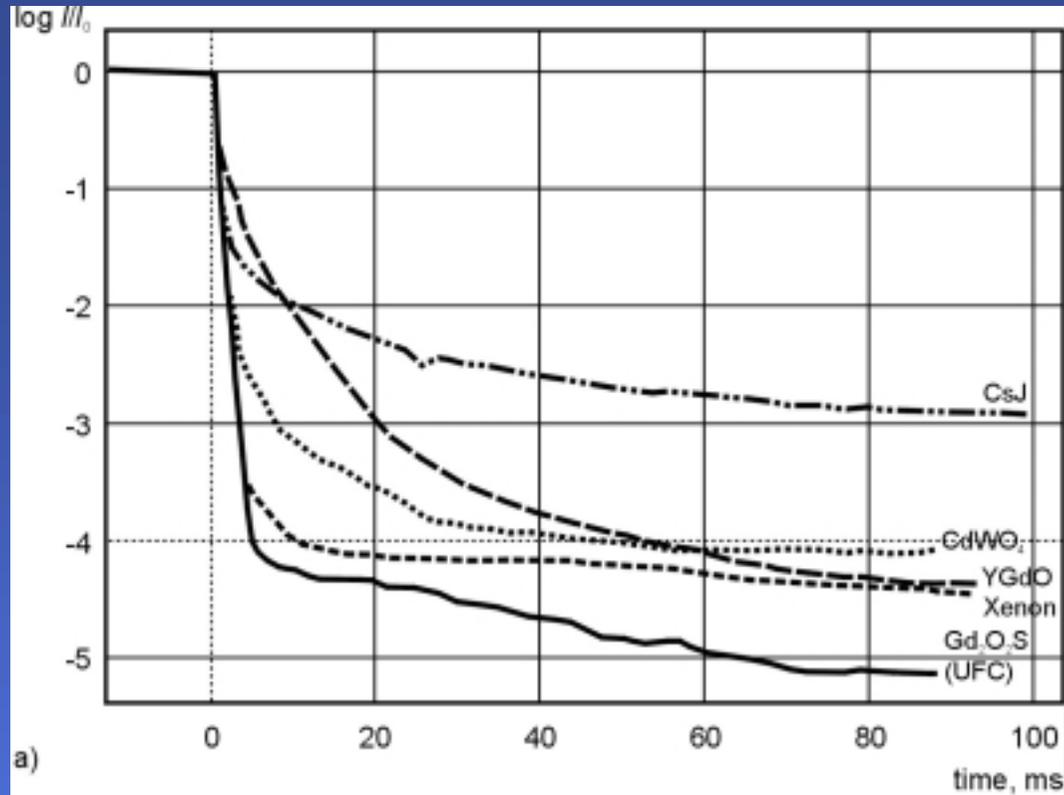
# Matrice étendue



# Principales propriétés des scintillateurs solides

	CsI	YGO	GOS	UFC
Type of detector	Single crystal	Ceramic	Ceramic	Ceramic
Relative light output	130	85	70	100
Primary decay time ( $\mu$ s)	0.98	~1000	4	3.2
Afterglow, 3 ms (ppm)	> 20 000	49 000	< 1 000	200
Afterglow, 100 ms (ppm)	3 000	< 100	< 100	20
Thickness of material to absorb 98% at 120 keV (mm)	6.2	~3	1.5	1.4

Hupke, Doubrava, The new UFC-detector for CT-imaging, Physica Medica, 15: 315-318

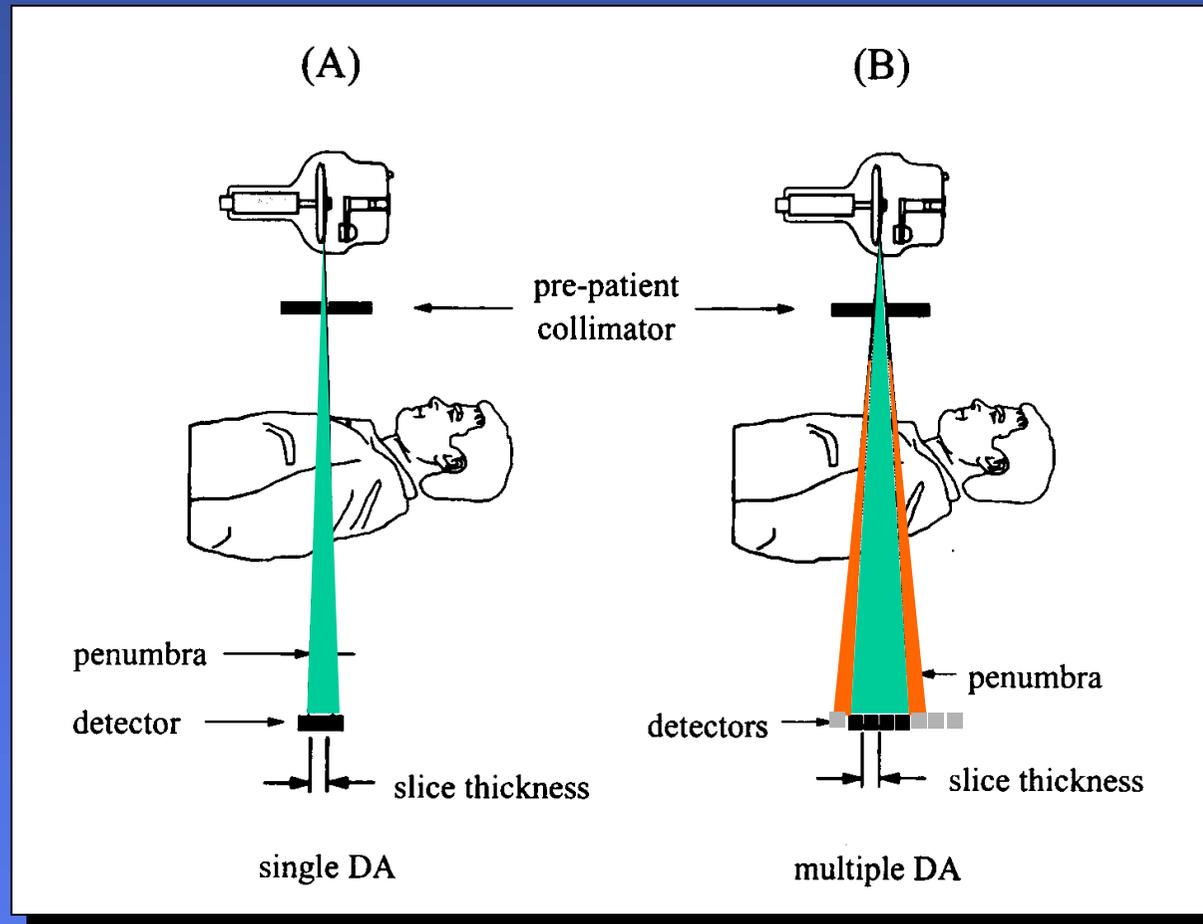


Réponse temporelle des détecteurs.

a) Caractéristiques de décroissance de différents matériaux après un pulse de rayons X.

b) La faible décroissance du signal peut influencer négativement la qualité de l'image, en particulier la résolution

# Collimation



# Collimation

Le faisceau de rayons X doit être suffisamment large (dans l'axe z) de telle sorte que le faisceau reste sur le détecteur malgré les mouvements (du foyer de rayons X) dus au chauffage et à la déformation mécanique

# Scanographie

- Introduction
- Composants
- Reconstruction image
- Tomographie quantitative
- Exemples et applications particulières

# Reconstruction de l'image

Méthodes algébriques

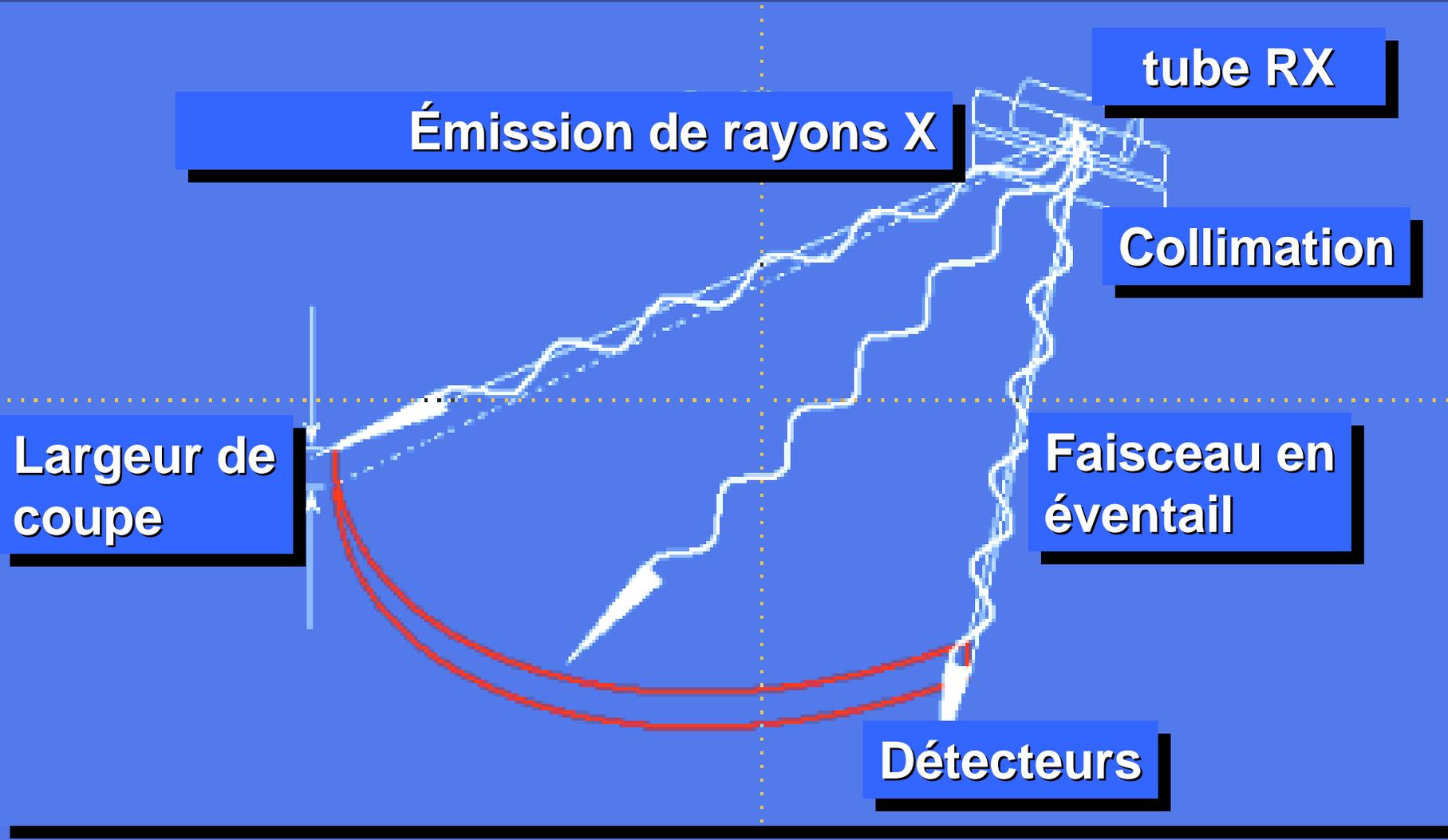
Résolution d'équations

Par itérations

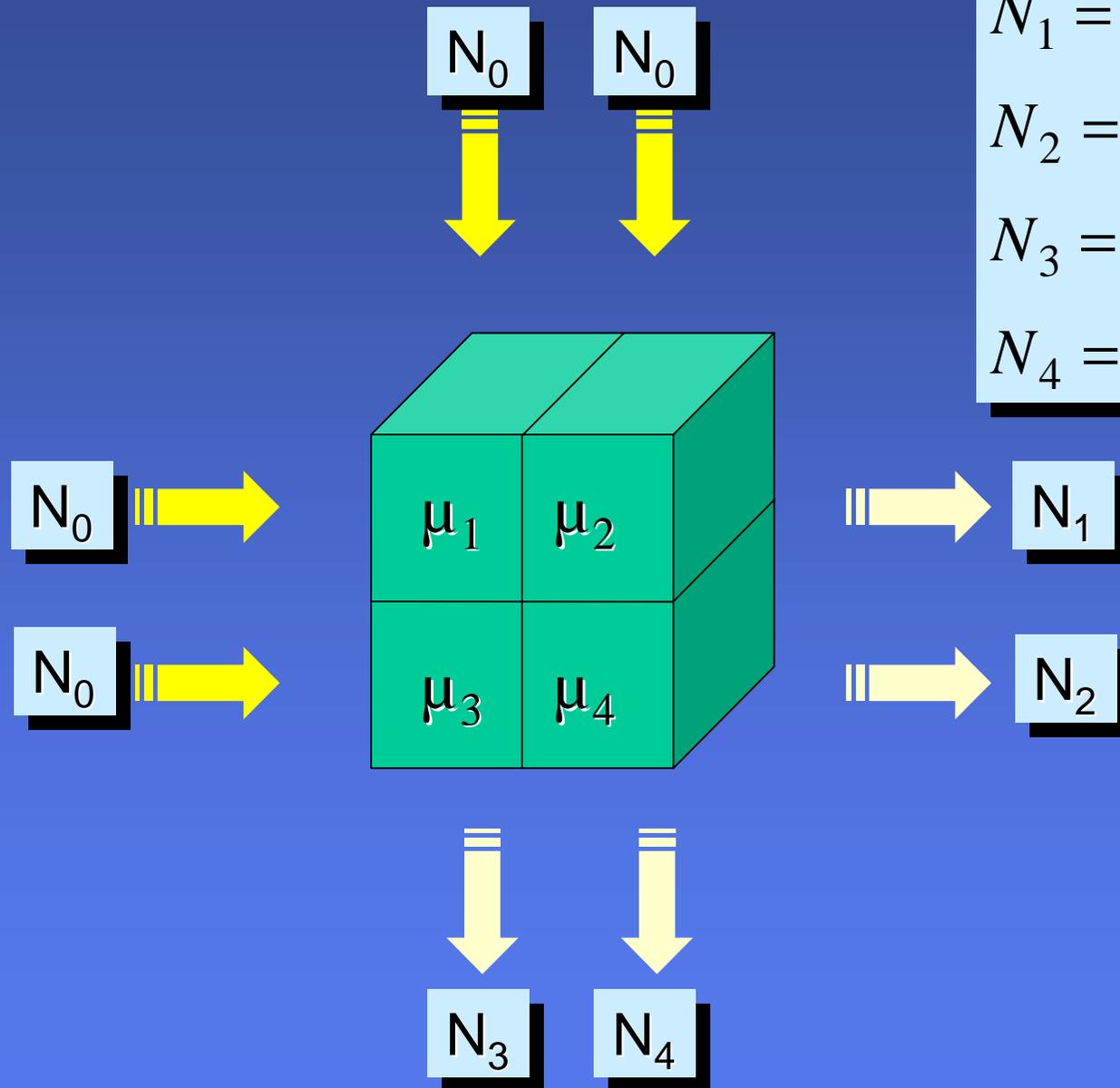
Transformation 2D Radon

Méthodes de Fourier

Rétroprojection filtrée



# Méthodes algébriques, résolution d'équations



$$N_1 = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)x}$$

$$N_2 = N_0 e^{-(\mu_3 + \mu_4)x}$$

$$N_3 = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)x}$$

$$N_4 = N_0 e^{-(\mu_2 + \mu_4)x}$$

# Méthodes algébriques, résolution d'équations

## Reconstruction Itérative

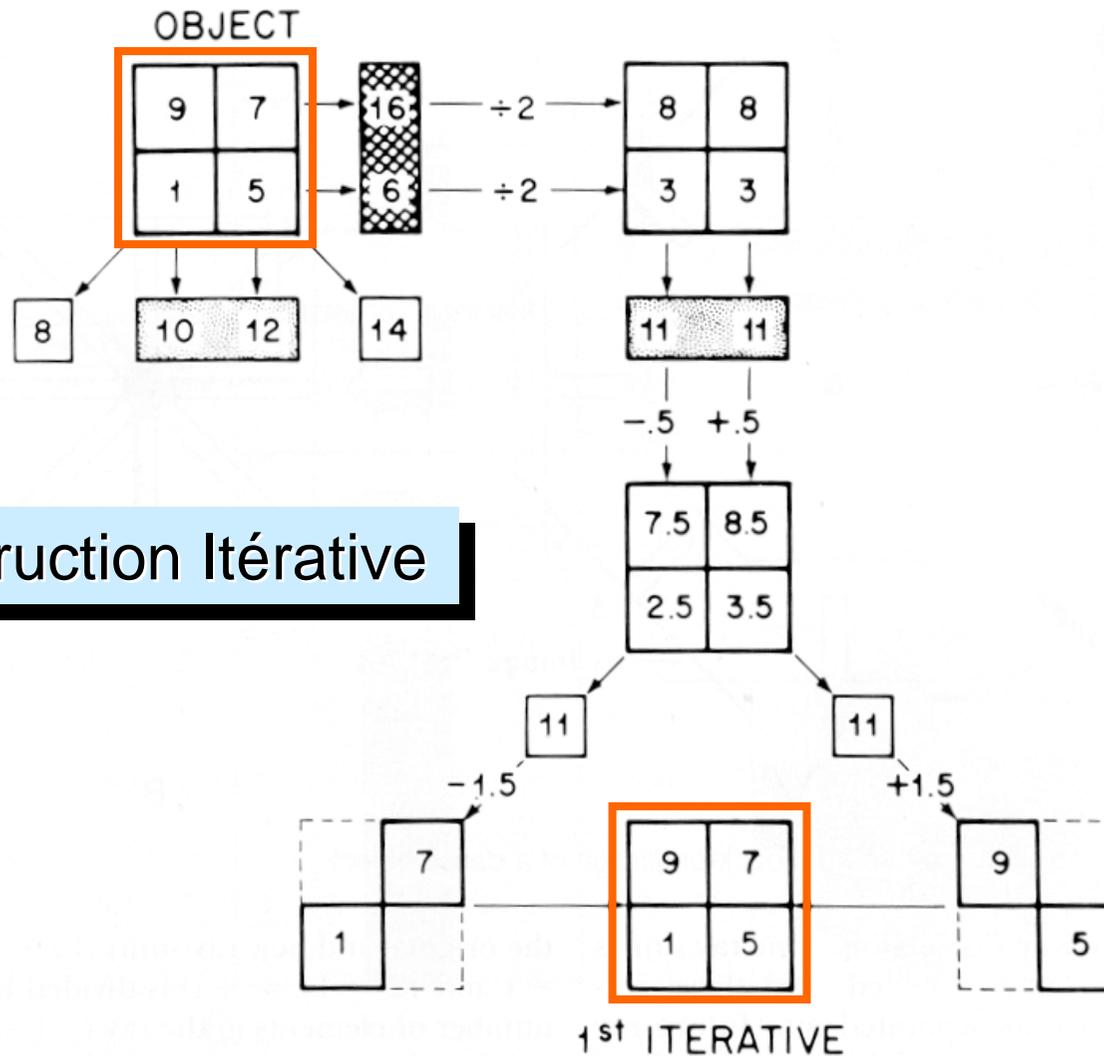
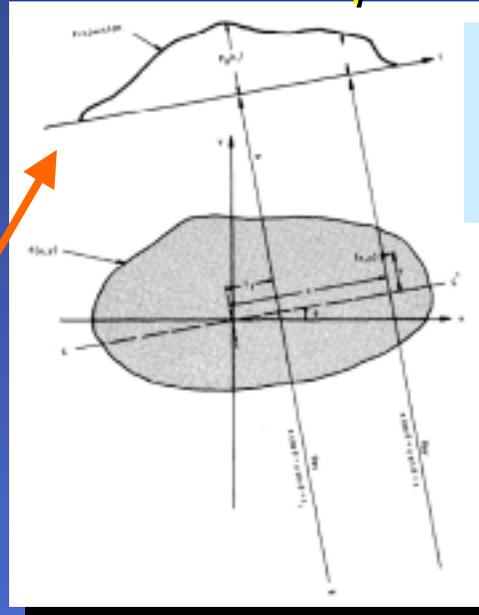


Figure 24-16 Iterative ray-by-ray reconstruction of a four-element object

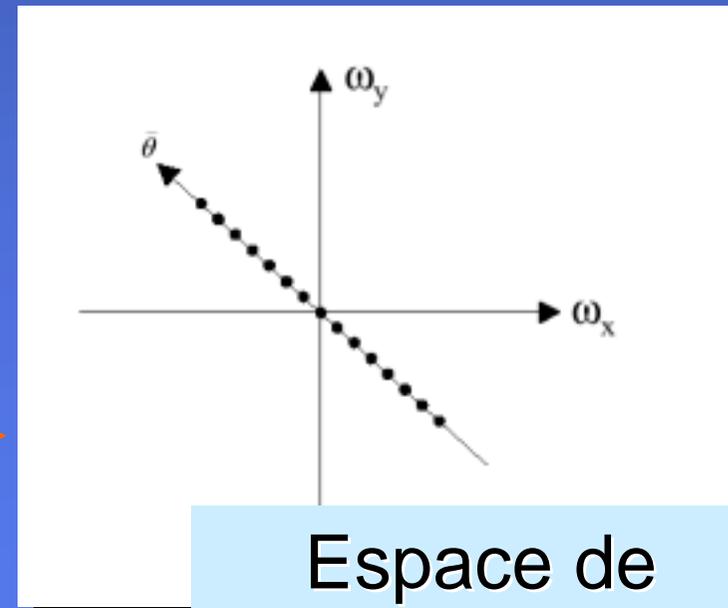
# Espaces des fréquences spatiales, de Fourier, de Radon

Transformée  
2D Radon



Espace des fréquences spatiales

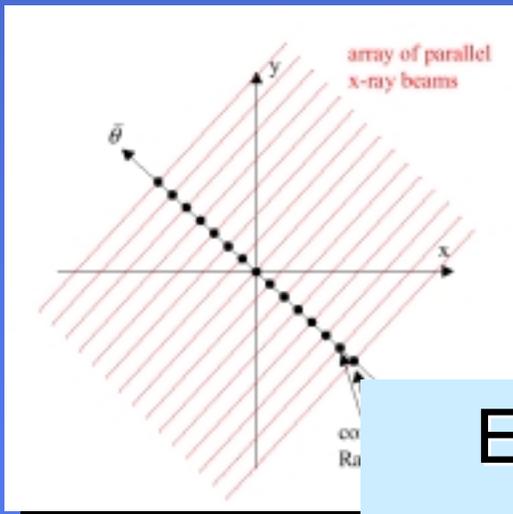
Transformée  
2D Fourier



Transformée  
de Fourier  
radiale 1D

Espace de  
Radon

Espace de  
Fourier

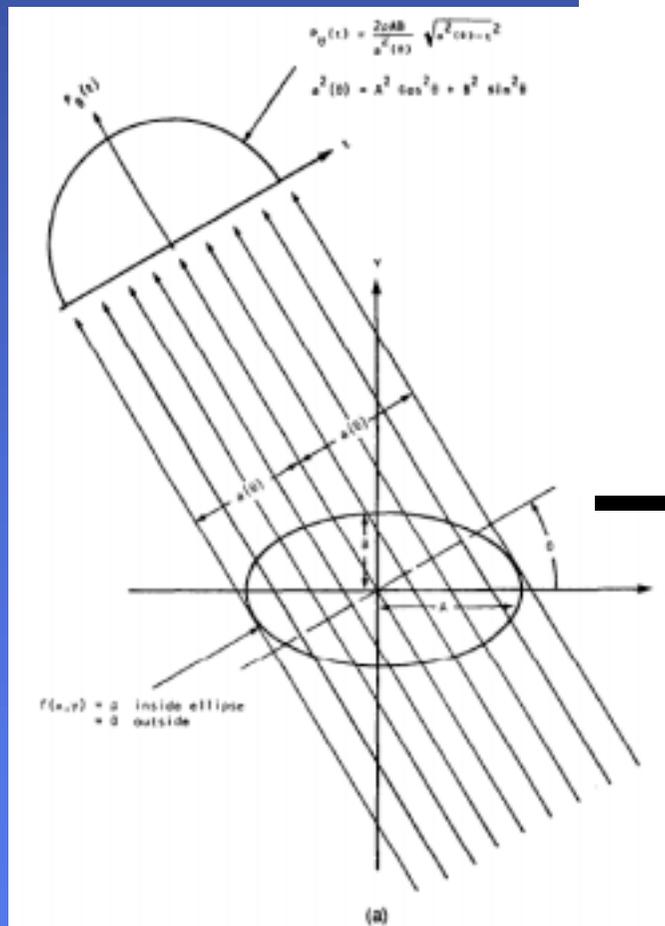


# Rétroprojection filtrée

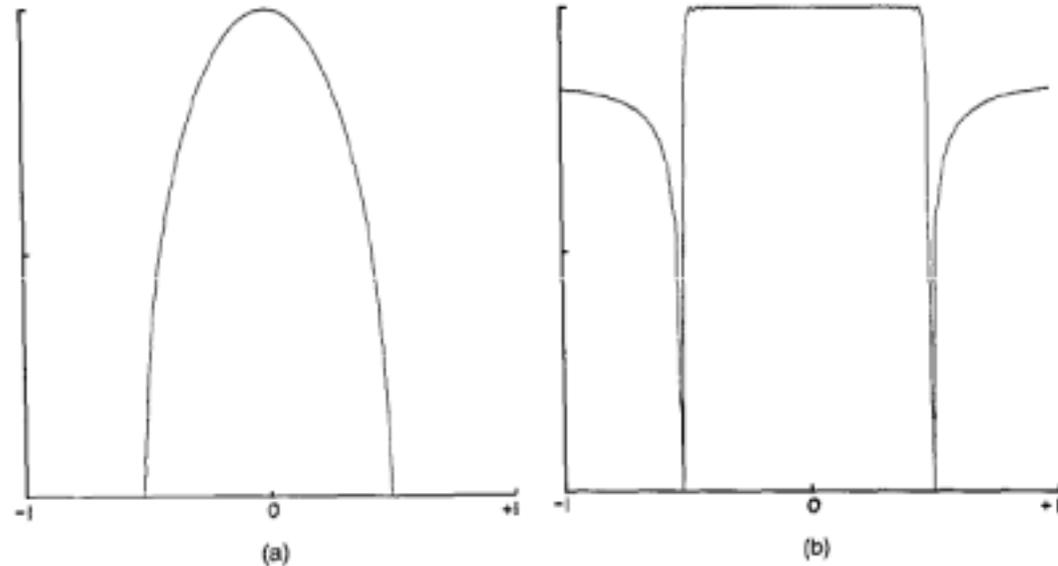
Pour chacune des projections

- appliquer un filtre (numérique) rampe (soit dans l'espace des fréquences spatiales par convolution ou dans l'espace de Fourier par multiplication)
- rétroprojection filtrée des projections (contributions accumulées de toutes les projections)

# Projection et filtrage d'une ellipse

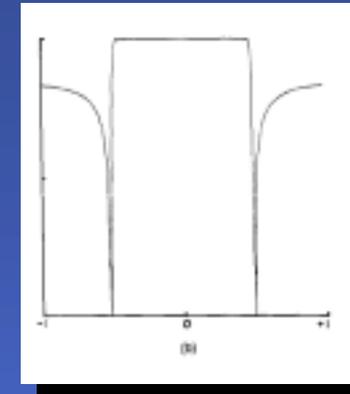
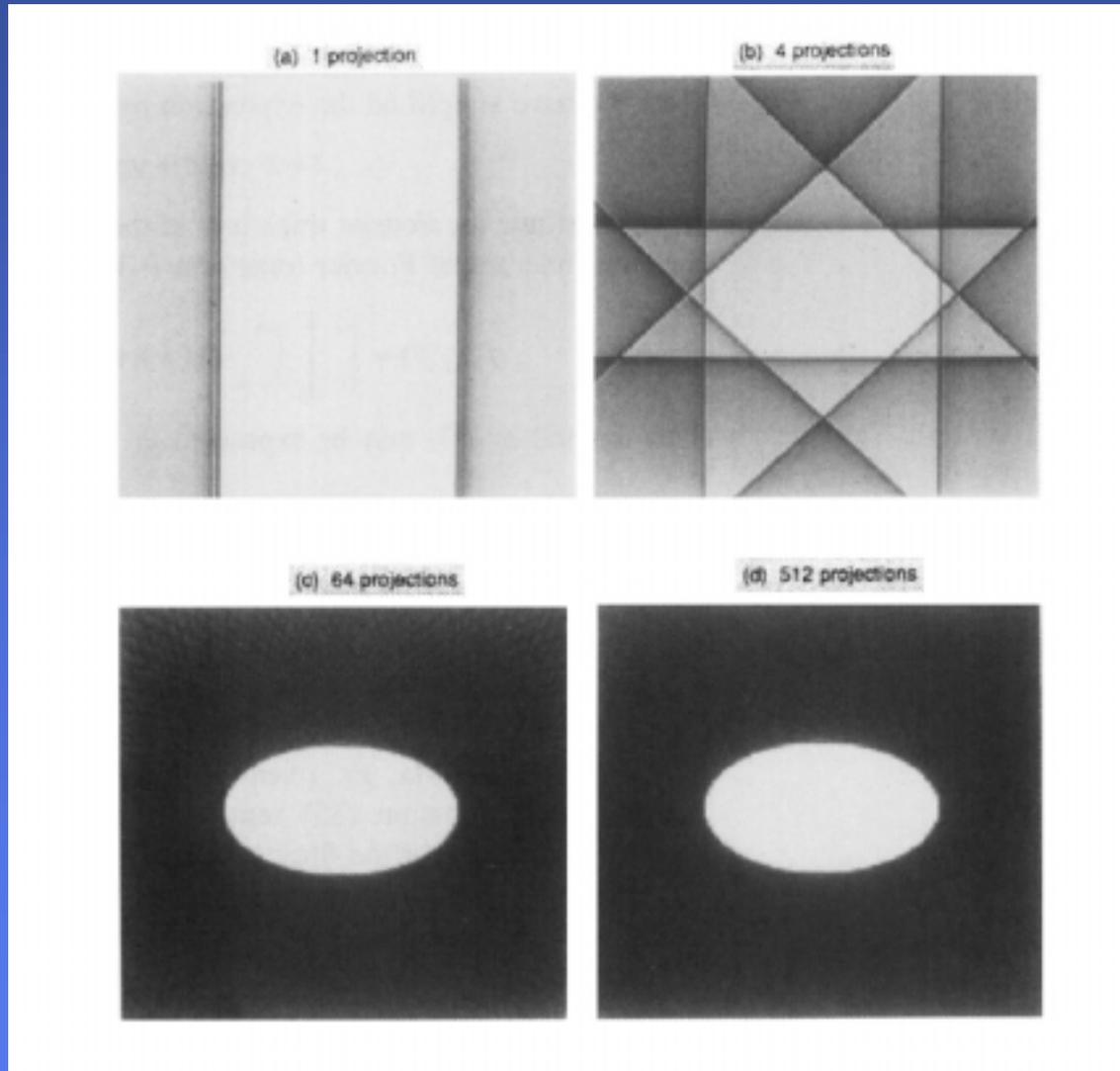


$$p_{ij}(t) = \frac{2ab}{a^2(t)} \sqrt{a^2 \cos^2 t - b^2}$$
$$a^2(t) = a^2 \cos^2 t + b^2 \sin^2 t$$



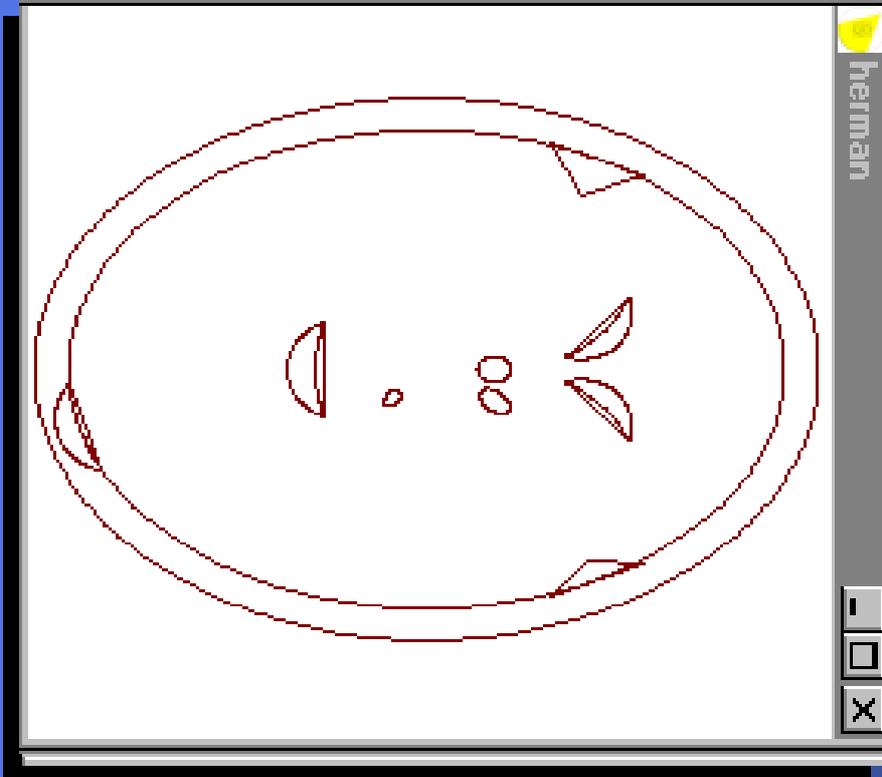
La projection d'une ellipse est montrée en (a) et (b) montre la projection de l'ellipse après filtrage avant rétroprojection

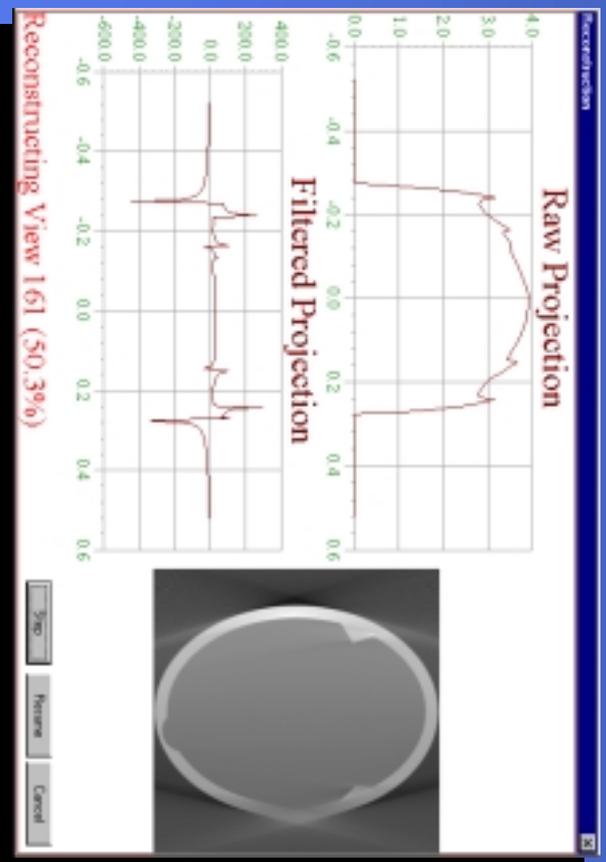
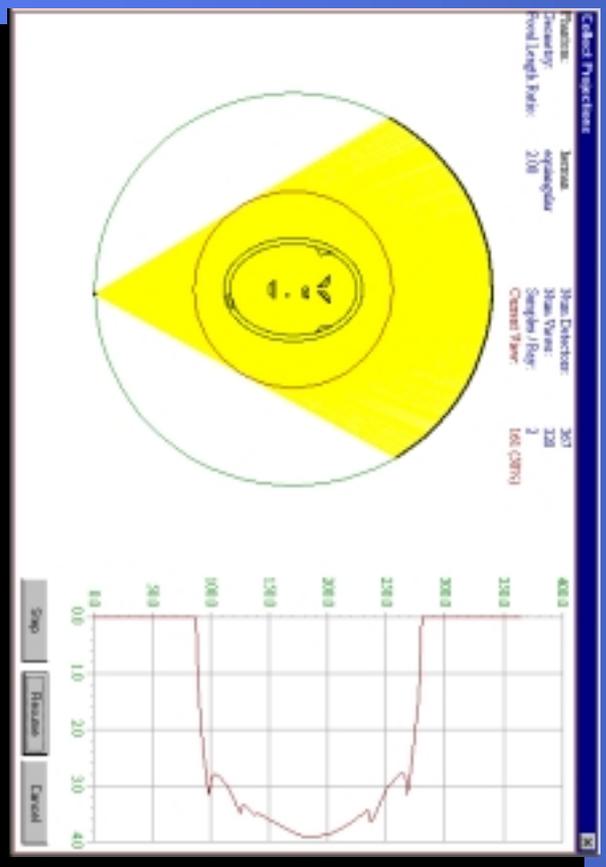
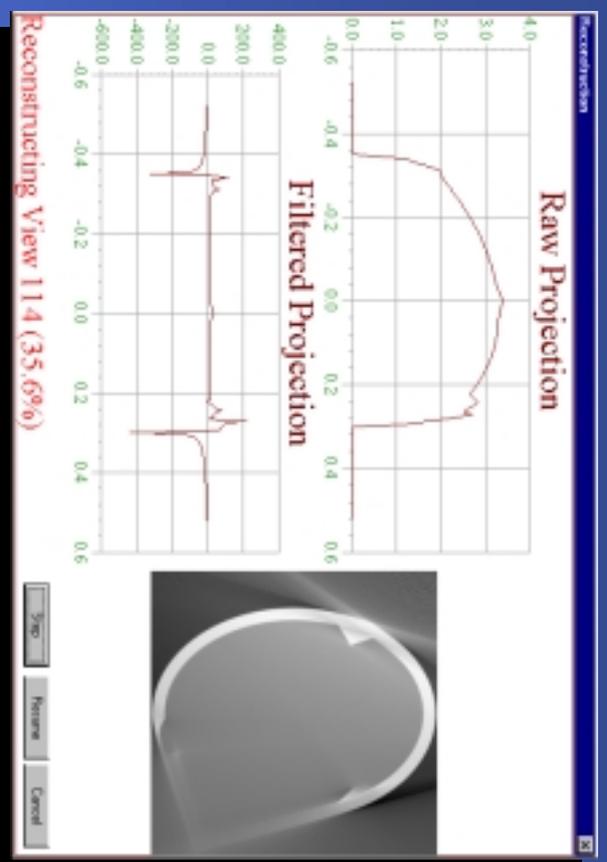
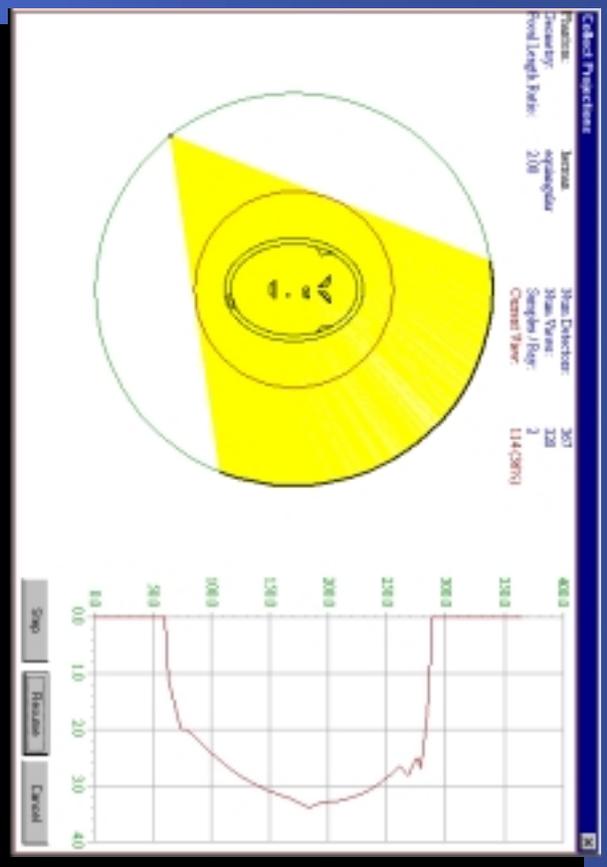
# Rétroprojection filtrée

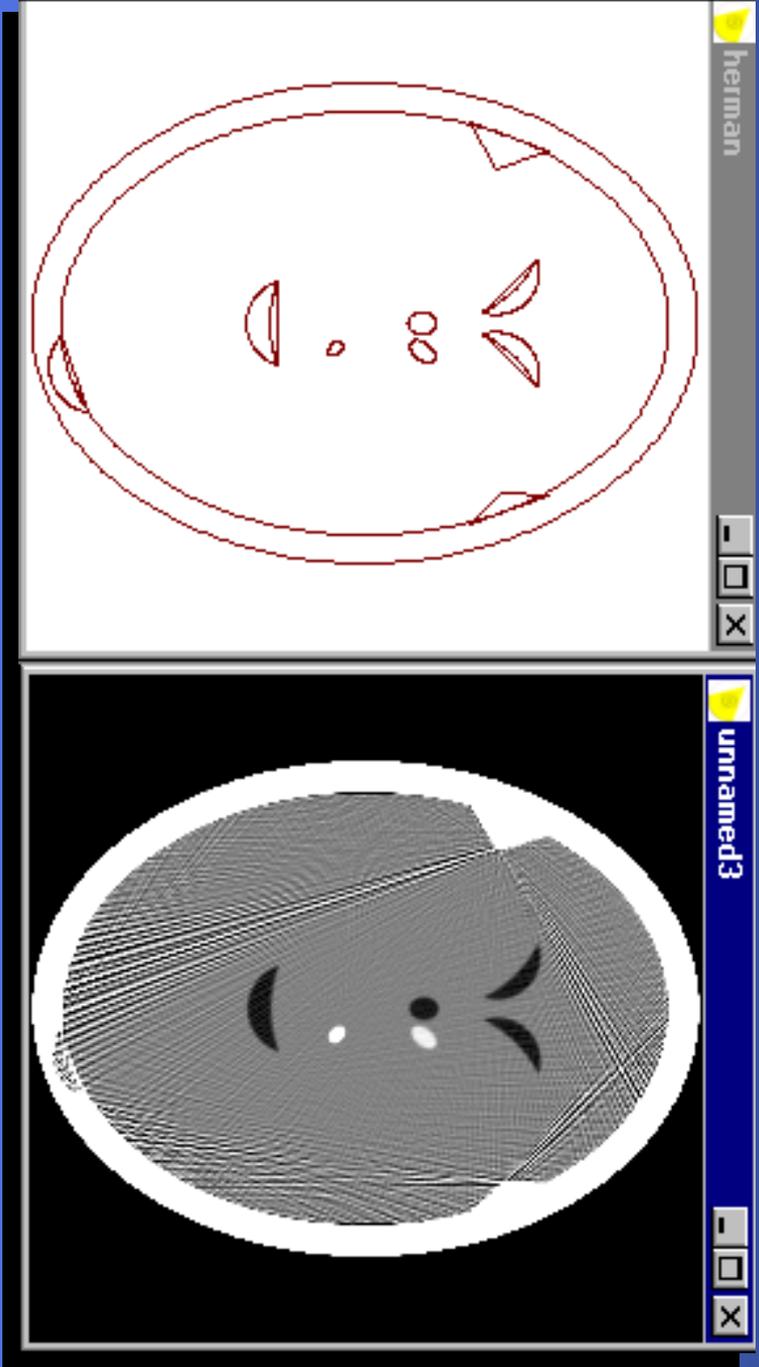


Le résultat de la rétroprojection :

- (a) donne le résultat de la rétroprojection pour un angle unique
- (b) donne le résultat de la rétroprojection pour 4 angles
- (c) 64 angles,
- (d) 512 angles.







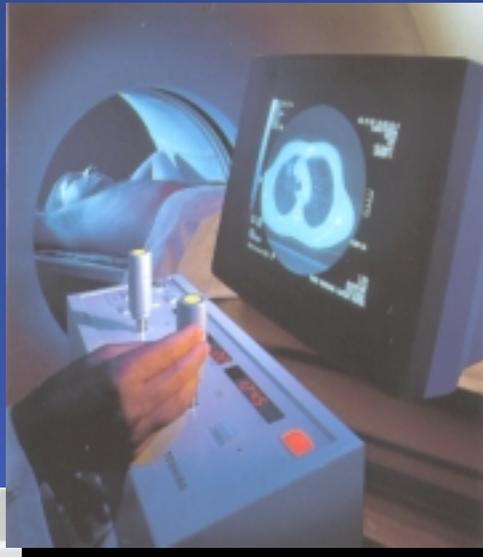
# Scanographie

- Introduction
- Composants
- Reconstruction image
- Tomographie quantitative
- Exemples et applications particulières

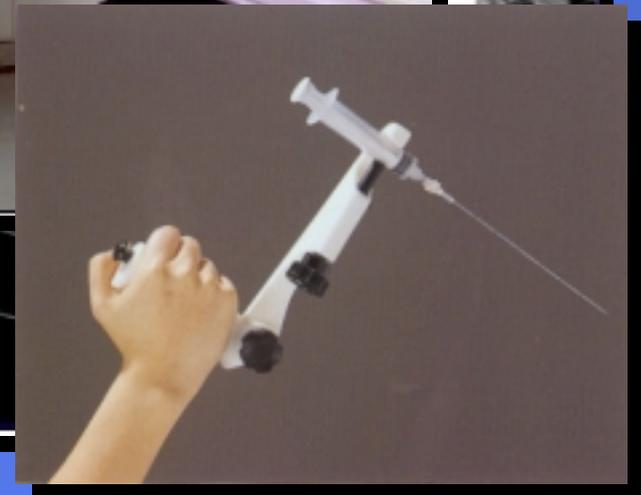
# Quantitative CT: Emphysème du poumon

- Quantification de l'emphysème du poumon dans le cadre d'essais cliniques : études de nouveaux médicaments
- Visualisation 3 D des poumons en vue d'un chirurgie

# Fluoroscopie CT



KV 120  
mA 250  
T<sub>1</sub> 4  
GT 0.0  
SL 5.0  
350 2/0  
B42F L03T0



# Imagerie du coeur

180° MLI

180° MCD

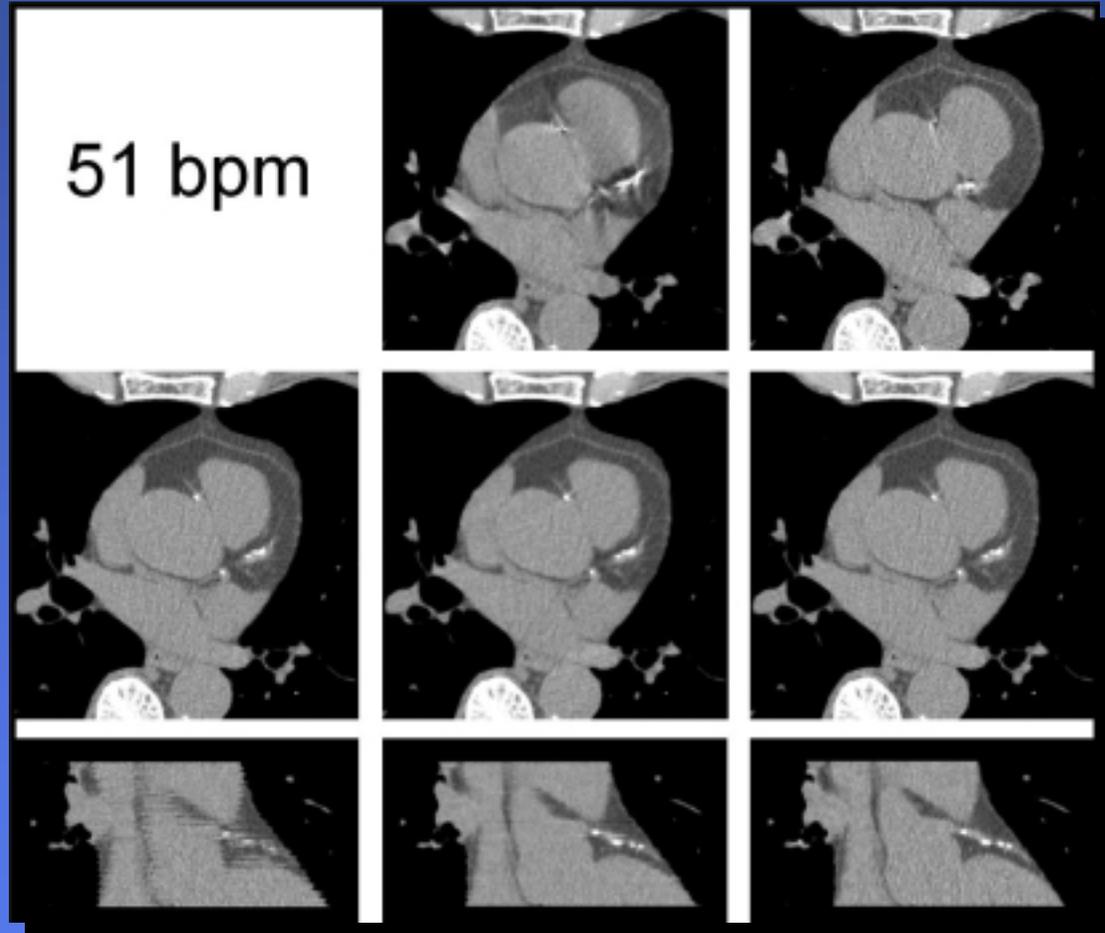
180° MCI

Systolique

51 bpm

Diastolique

MPR  
Diastolique



(W.A. Kalender, Computed Tomography, 2000)

# EXPLOITATION DES DONNEES

- **Visualisation des informations**

  - Reformattage planaire*

  - Rendu 3D*

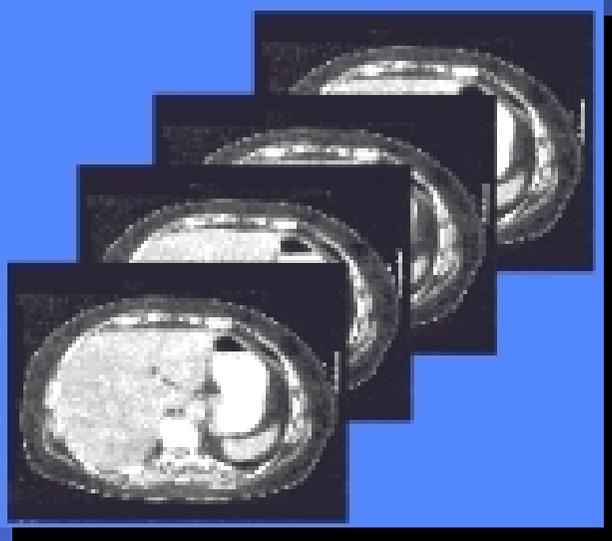
  - MIP (Maximum Intensity Projection)*

  - Rendu de volume*

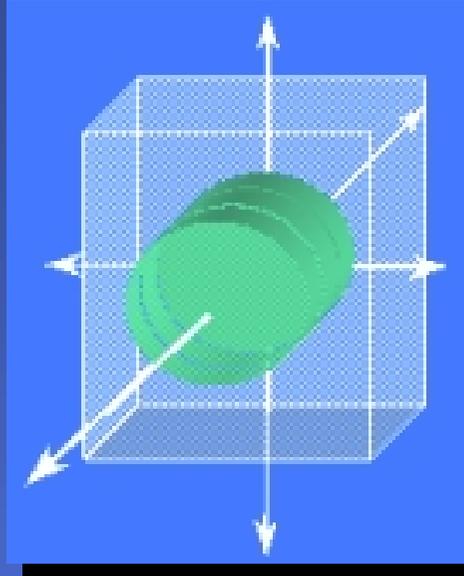
  - Rendu de surface*

  - Endoscopie virtuelle*

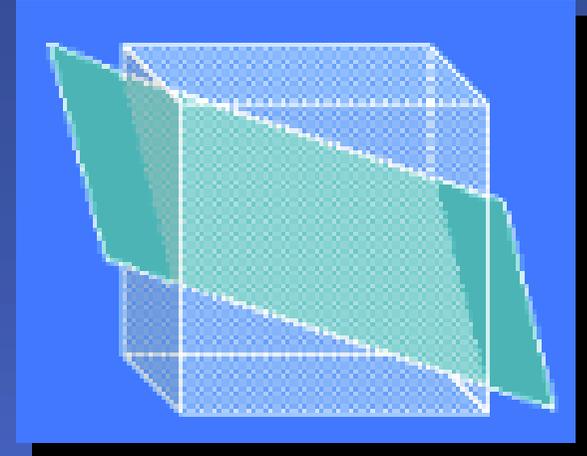
# Reformattage planaire



Visualisation normale d'une série d'images axiales



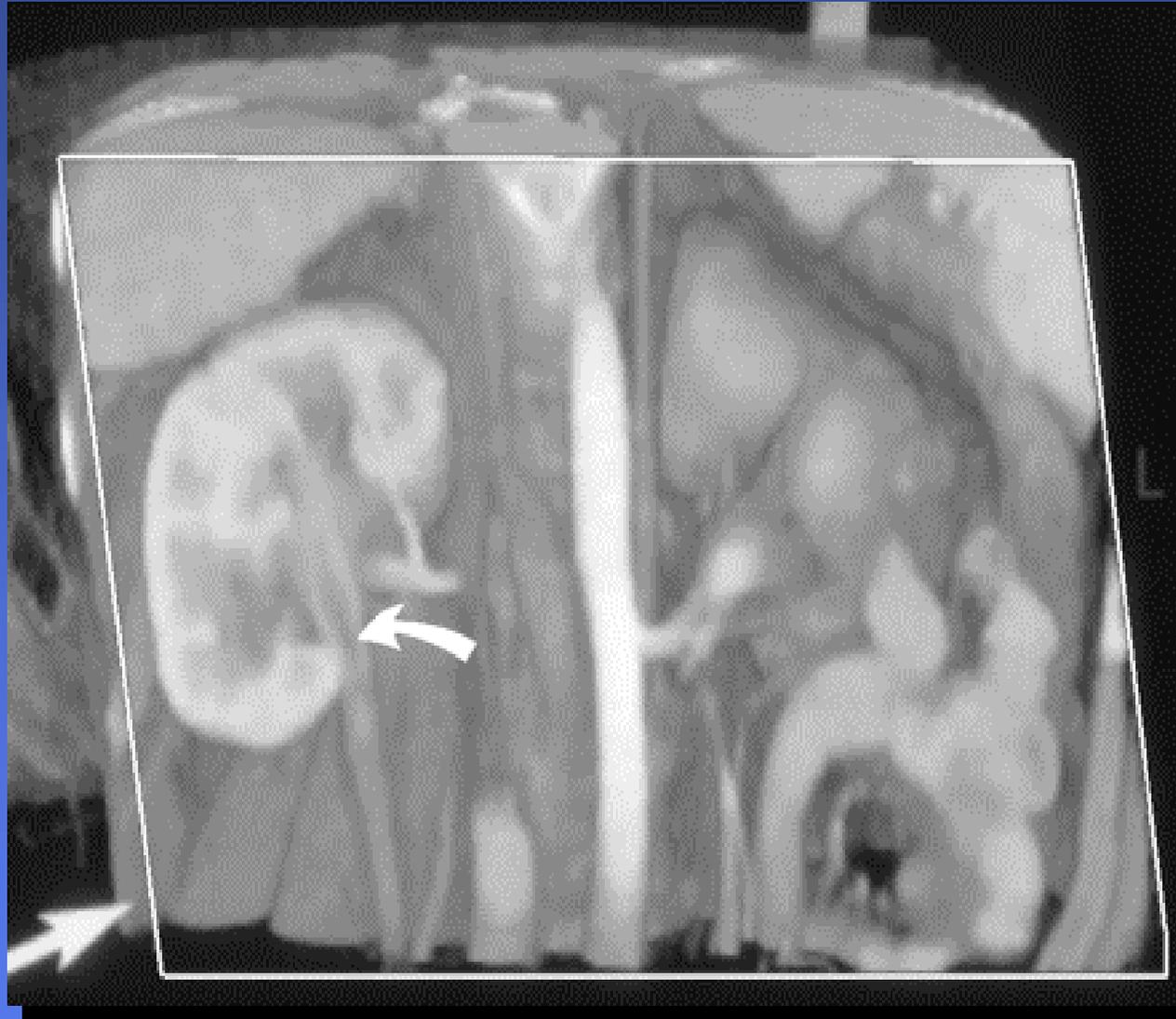
Le reformattage planaire permet de visualiser les données dans n'importe quel plan



*Les valeurs des pixels représentent toujours les nombres CT.*



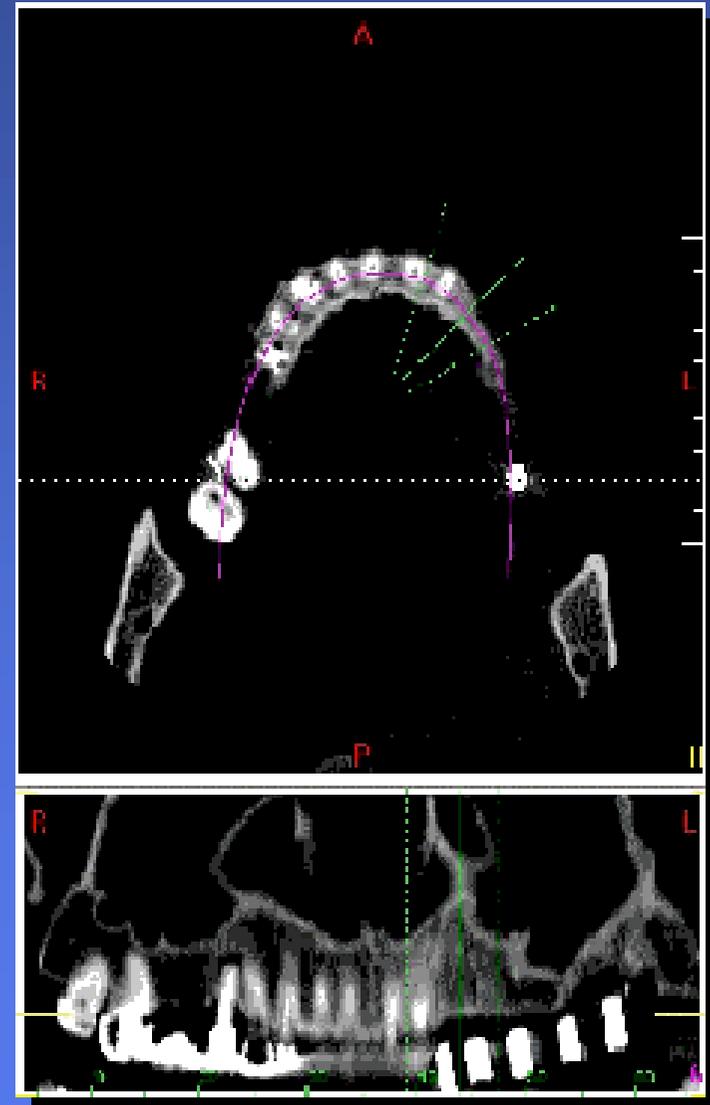
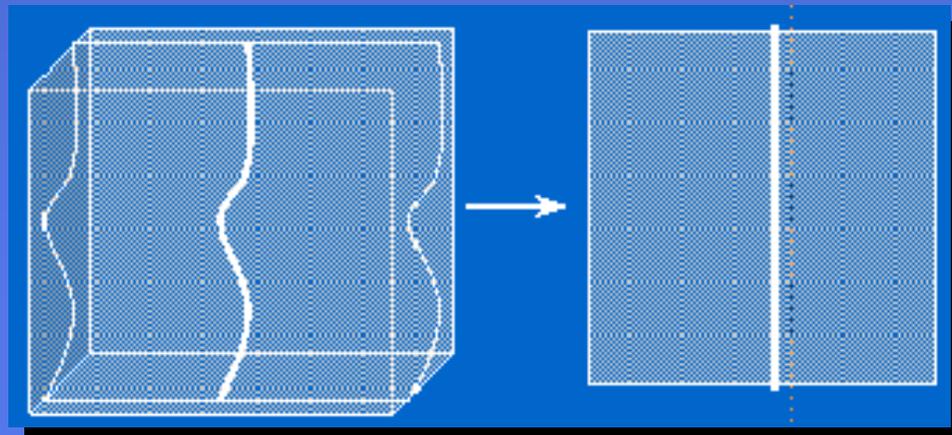
## *Exemple de reformattage planaire*



Radiographics 1999;19:745-764

# Reformattage planaire - plan courbe

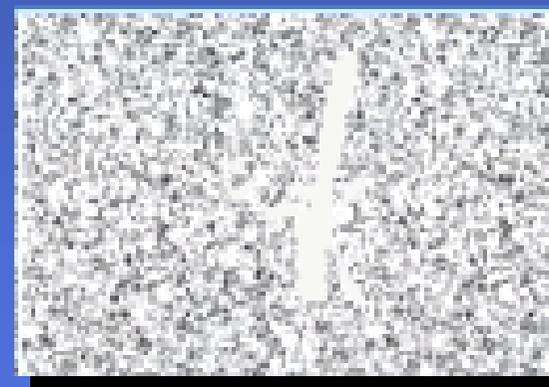
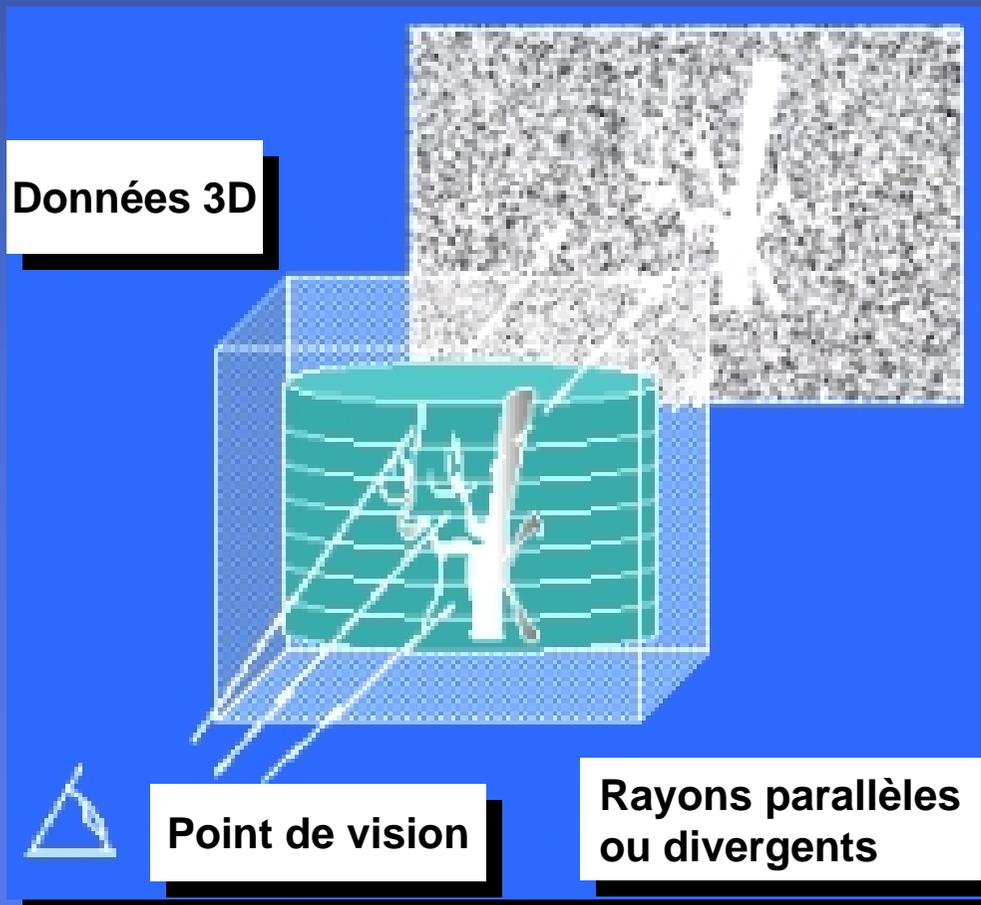
- Permet de mettre dans un plan toute courbe arbitraire dans le patient.
- Utile pour suivre un vaisseau sanguin ou un maxillaire (ou une mandibule) en CT dentaire.



# Projection du maximum d'intensité (MIP) (1)



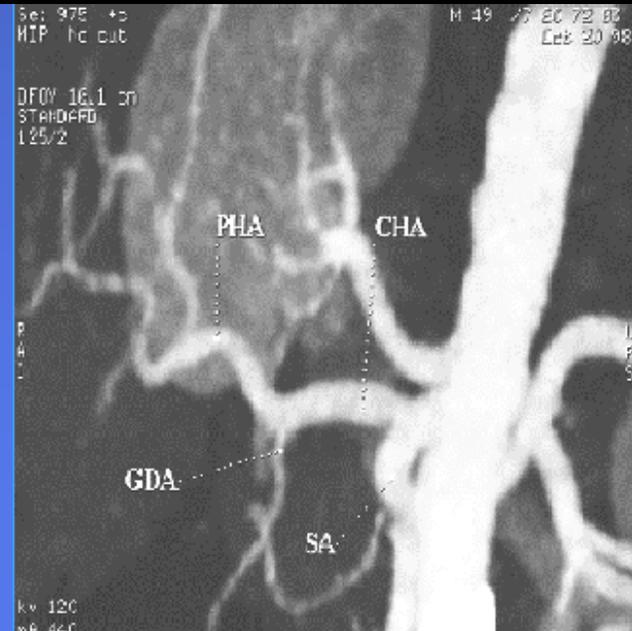
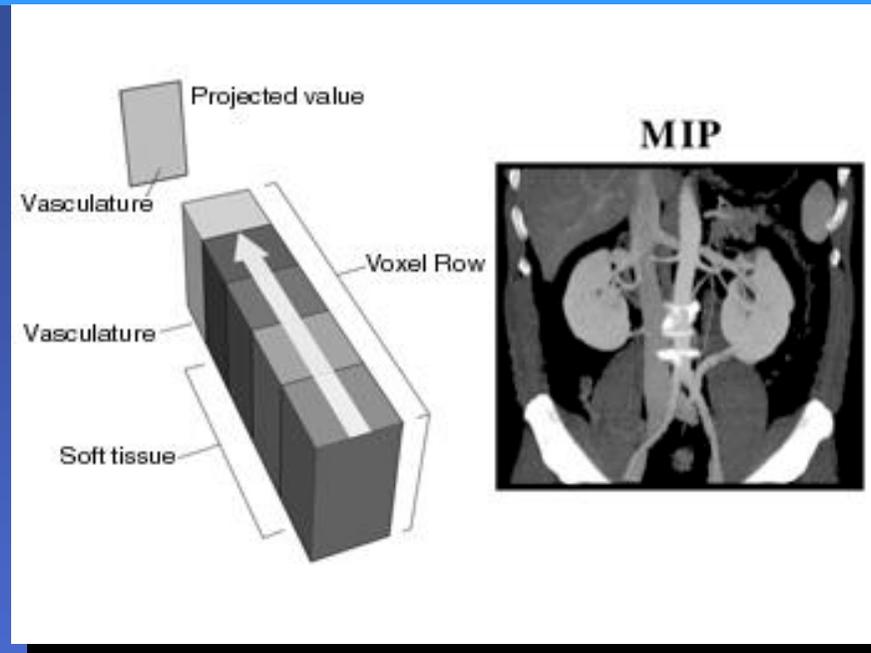
Chaque voxel le long d'une ligne partant de l'œil de l'observateur au travers du volume de données est évalué. La valeur du voxel maximum est relevée (8) et visualisée



Dans une projection classique de RX, le contraste est dégradé par le bruit de fond, en particulier pour les petits objets.

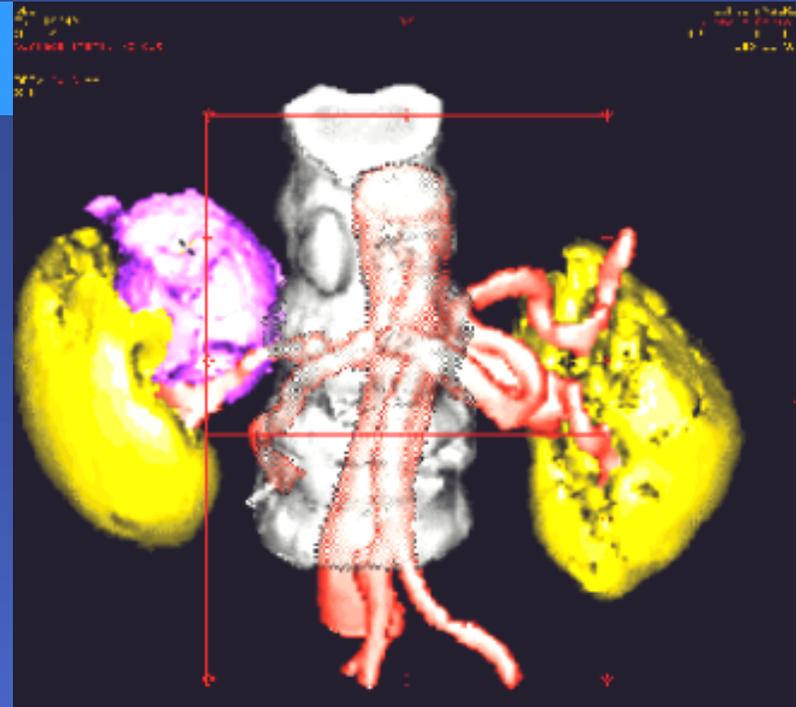
# Projection du maximum d'intensité (MIP) (2)

- L'intensité d'un pixel est donnée par le nombre CT maximum le long du trajet au travers du patient.
- Utile en angiographie CT, où des vaisseaux de petite taille seraient "noyés" dans la projection.



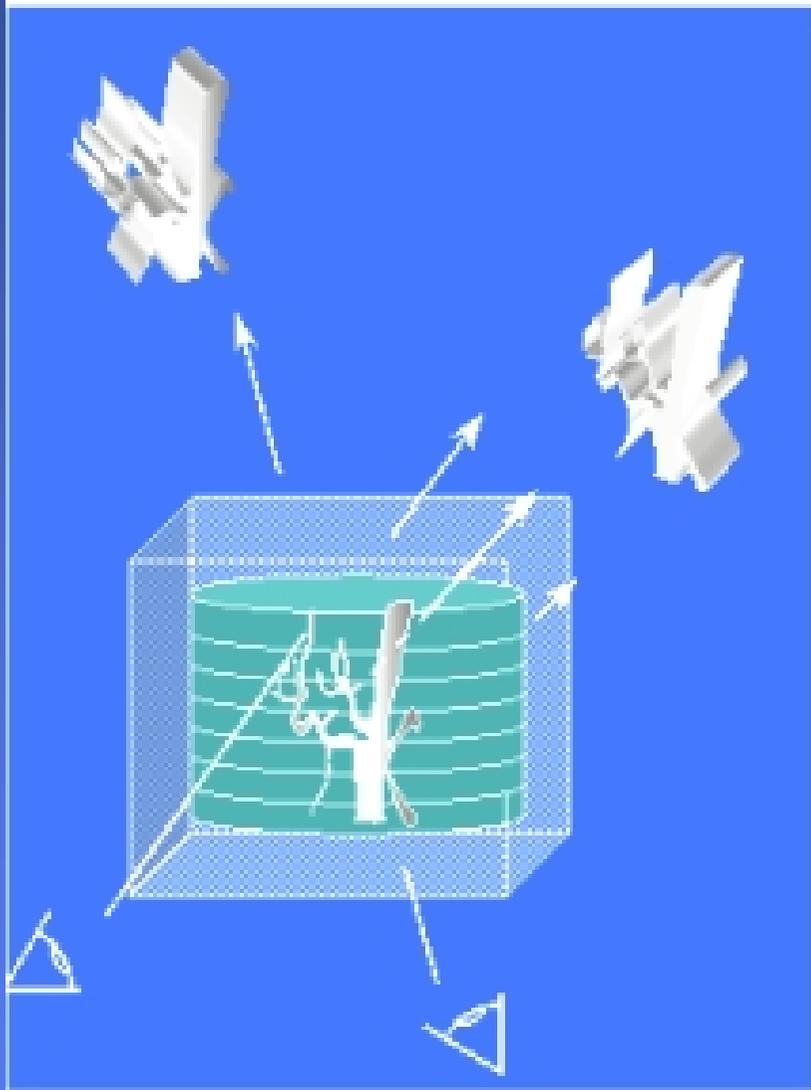
# Rendu de surface (1)

- Les surfaces sont créées en reliant tous les pixels correspondant à la même atténuation.
- Une lumière imaginaire se reflète sur les surfaces, qui apparaissent sous différentes couleurs.
- Technique non adaptée pour visualiser les structures qui n'ont pas des surfaces bien différenciées

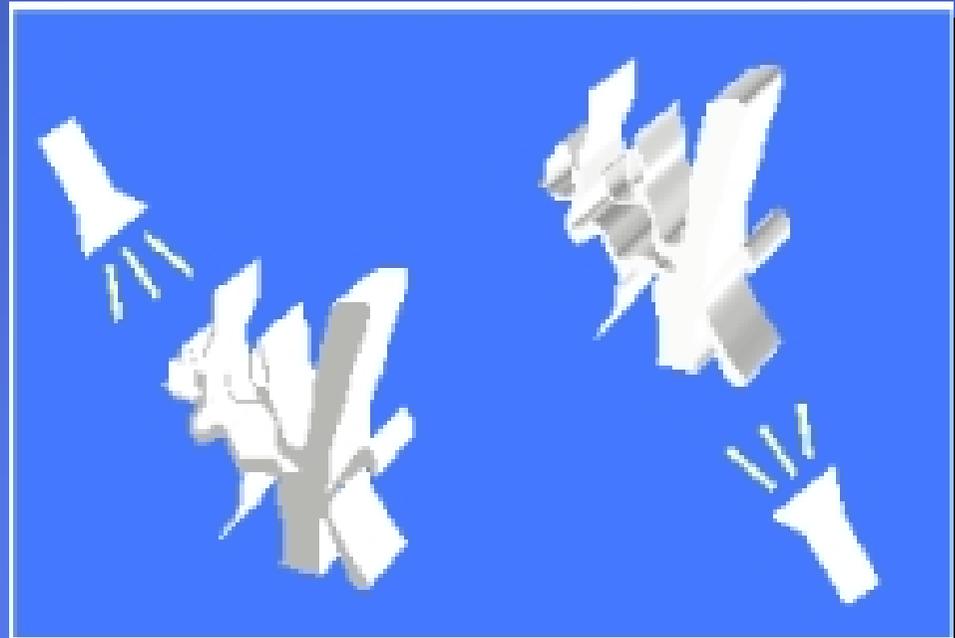


Surface rendering

## Rendu de surface (2)

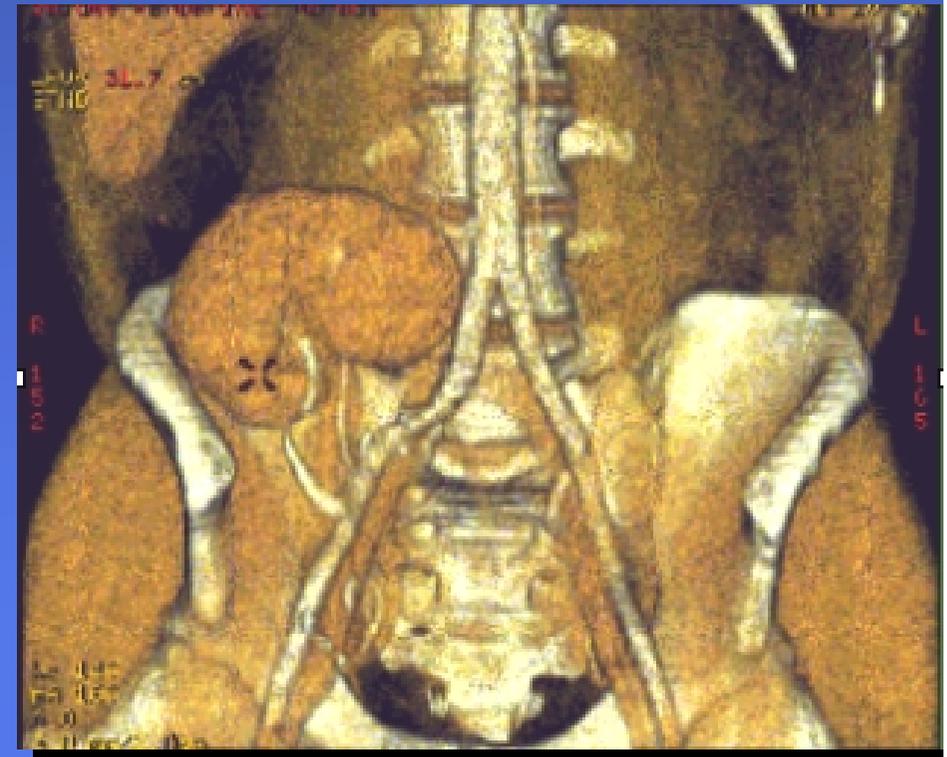
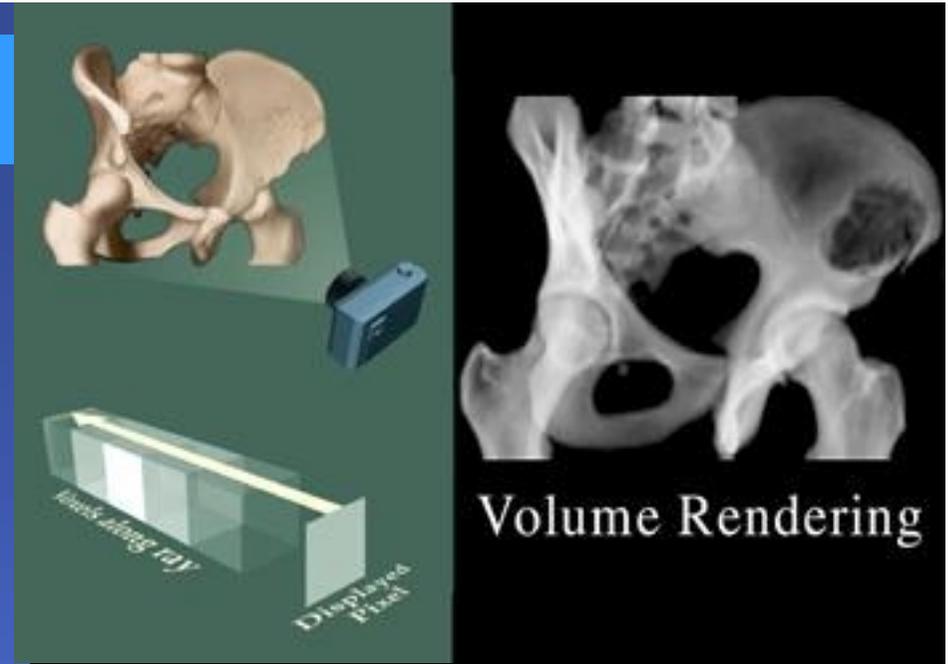


L'angle de vision peut être changé de même que l'orientation de la lumière.



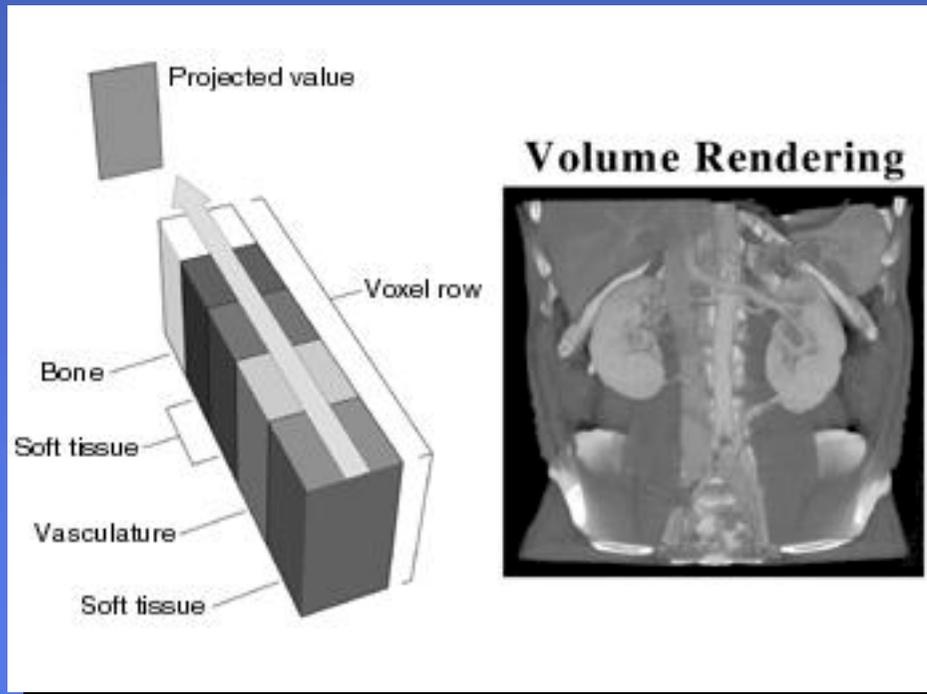
## *Rendu de volume (1)*

- Attribue des opacités et des couleurs aux différents tissus en fonction de leur atténuation.
- Le rayon est tracé au travers du volume en mélangeant les couleurs jusqu'à ce que l'opacité soit égale à 1.

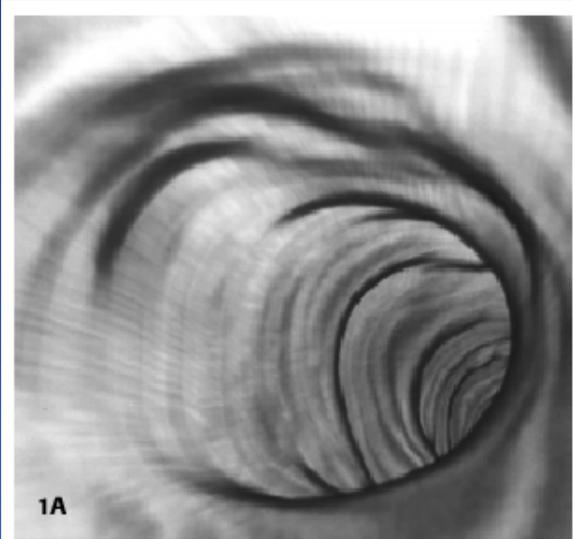


## *Rendu de volume (2)*

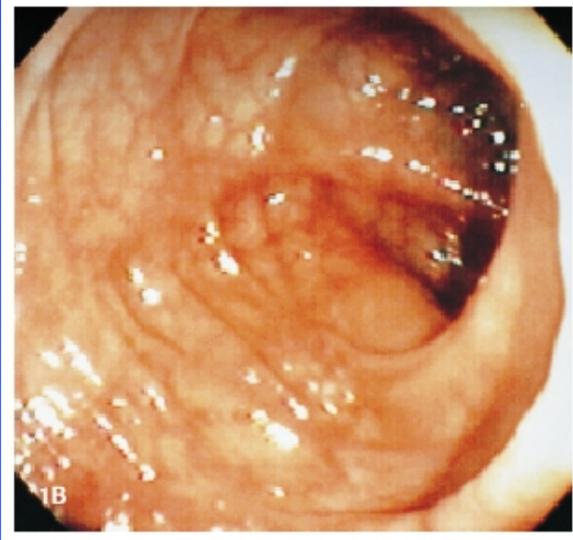
On peut enlever certains organes et animer les structures.



# Colonoscopie virtuelle



La colonoscopie virtuelle montre le colon sigmoïdal.



Colonoscopie conventionnelle  
Image du sigmoïde du même patient.

# *Endoscopie virtuelle*

- Colonoscopie virtuelle.

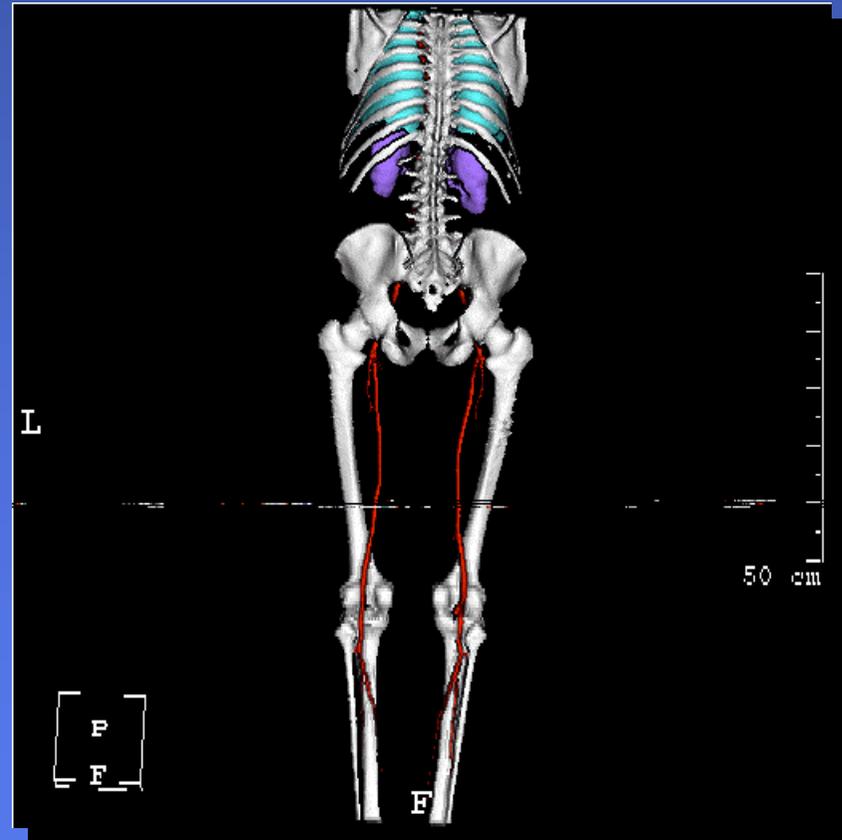


# Scanographie

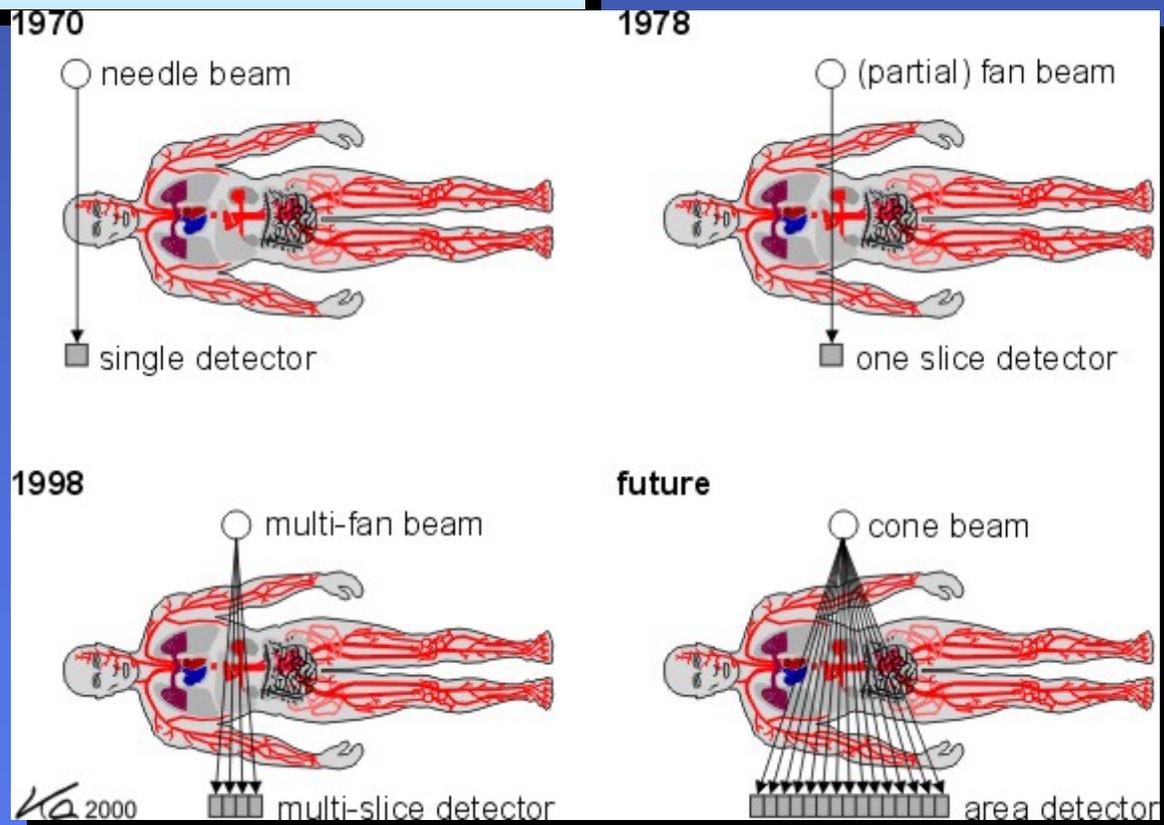
- Introduction
- Composants
- Reconstruction image
- Tomographie quantitative
- Exemples et applications particulières

# Angiographie CT

Cet examen thoracique, abdomino-pelvien et des extrémités inférieures a été obtenu par une acquisition de 58 secondes utilisant un temps de rotation de 0,5 seconde) et des coupes de 2,5 mm d'épaisseur pour la totalité de l'examen.



Les développements du scanner à partir du balayage d'un pinceau de rayons X jusqu'à un faisceau de rayons X en éventail ont été réalisés. Les challenges actuels et futurs concernent les développements de l'utilisation en routine clinique de faisceaux RX coniques.



(W.A. Kalender,  
Computed  
Tomography, 2000)

# Évolutions technologiques

- Plus de coupes ?

GE : 8 coupes en 2001,

Marconi et Siemens : 16 coupes en 2002 ?

Toshiba développe un détecteur de 256 x 0,5 mm, mais artefacts liés au faisceau conique.

- Plus rapide ?

Problème de rémanence des détecteurs,

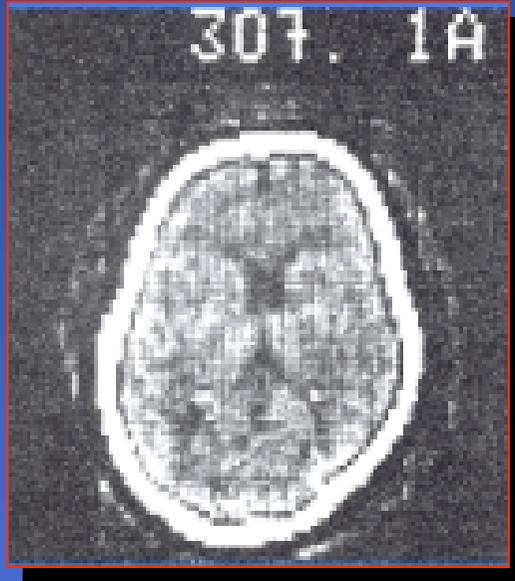
Contraintes plus fortes sur le statif,

Nécessité de tube et générateurs de plus grande puissance.

- Détecteurs plan ?

Taux d'acquisition faible ( $30 \text{ s}^{-1}$ ) comparé à ceux du scanner ( $700$  à  $1500 \text{ s}^{-1}$ ).

# Évolution 1972 - 2001



- **1972**

4 minutes/rotation,  
coupes de 8 et 13 mm,  
≈ 10 cm en > 30 min.

- **2001**

0,5 s/rotation,  
coupes de 1mm,  
1 mètre en 1 min.



# BIBLIOGRAPHIE

- BROOKS and DI CHIRO. Principles of Computer Assisted Tomography (CAT) in Radiodiagnostic and Radioisotopic Imaging. *Phys Med Biol*, vol. 21(5) pp689-732 (1976).
- Kalender, W.A., *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Wiley & Sons: New York (2000)
- Seeram, E., *Computed Tomography : Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control*, 2nd Edition. Pub. W.B. Saunders (2001).
- [www.impactscan.org](http://www.impactscan.org)