

Bases Physiques
de
l'Imagerie Médicale

Pr I. Peretti
service de biophysique et médecine nucléaire
CHU Lariboisière

P2 biophysique

Programme de BIOPHYSIQUE

PCEM2

- 1) **Imagerie médicale**
- 2) **Radiobiologie, radioprotection**
- 3) **Electrophysiologie**

Cours magistraux

DATE	HORAIRE	COURS	ENSEIGNANT
Mardi 28 septembre	08 h 30	1 Imagerie, IRM (1)	Peretti I.
Mercredi 29 septembre	10 h 30	2 IRM (2)	Peretti I.
Mercredi 06 octobre	10 h 30	3 Explorations ultrasonores	Rouzet F.
Vendredi 08 octobre	10 h 30	4 Rayons X	Sarda L.
Mercredi 13 octobre	10 h 30	5 Scanner X	Sarda L.
Jeudi 14 octobre	08 h 30	6 Médecine Nucléaire (1)	Rouzet F.
Vendredi 15 octobre	10 h 30	7 Médecine Nucléaire (2)	Rouzet F.
Vendredi 22 octobre	10 h 30	8 Radiobiologie Radioprotection (1)	Hindié E.
Mercredi 03 novembre	10 h 30	9 Imagerie Multimodalités	Peretti I.
Vendredi 05 novembre	10 h 30	10 Imagerie Hybride	Paycha F.
Mercredi 10 novembre	08 h 30	11 Radiobiologie Radioprotection (2)	Hindié E.
Vendredi 19 novembre	10 h 30	12 Electrophysiologie	Ingster-Moati I.

Première partie : Imagerie médicale

Bases physiques de l'imagerie médicale :

- radiologie (**radiographie conventionnelle, scanner TDM**)
- médecine nucléaire (**scintigraphie, TEP**)
- imagerie par résonance magnétique (**IRM**)
- explorations ultrasonores (**échographie, effet Doppler**)

Imagerie médicale : généralités

- Grandeur physique mesurée

technique d'imagerie → liée à la mesure d'une grandeur physique

Exemples :

coefficient d'atténuation des rayons X

coefficient de réflexion des ultrasons

aimantation

radioactivité

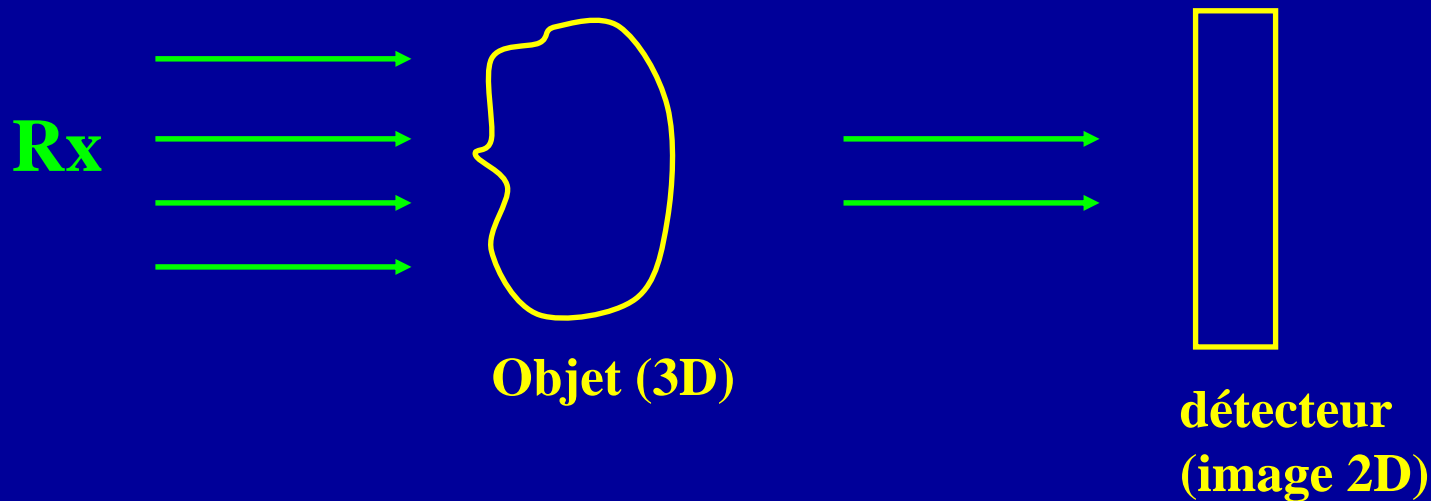
- Mode de formation des images

Différents processus :

- Émission
scintigraphie
IRM
- Transmission
radiographie
- Réflexion
échographie

- Imagerie analogique et imagerie numérique

- exemple de la radiographie conventionnelle
 - source de rayons X



- propriété physique mesurée :
atténuation du faisceau de RX
- noircissement de la plaque photographique
en un point : lié à la quantité de
rayonnement reçue en ce point

- analyse visuelle : l'intensité lumineuse varie
continûment d'un point à l'autre :

image « analogique »

4 degrés d'opacité :

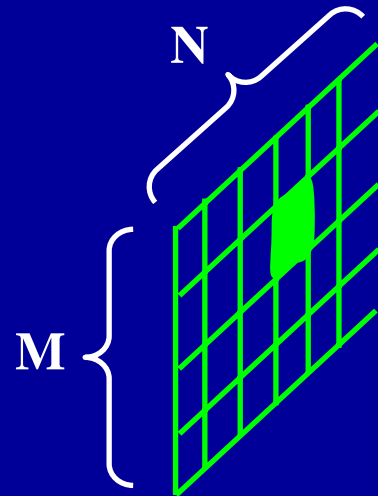
- osseuse
- aqueuse
- graisseuse
- gazeuse

NUMERISATION d'une image

**transforme l'information initiale (analogique) en
une matrice**

- codage spatial : ECHANTILLONNAGE SPATIAL

**image divisée en
 $N \times M$ pixels
(picture elements)**



- codage en intensité : QUANTIFICATION

chaque pixel \rightarrow un nombre : valeur moyenne

- reconstruction visuelle de l'image :

nombre → niveau de gris

- images numériques : **information « discrète »**

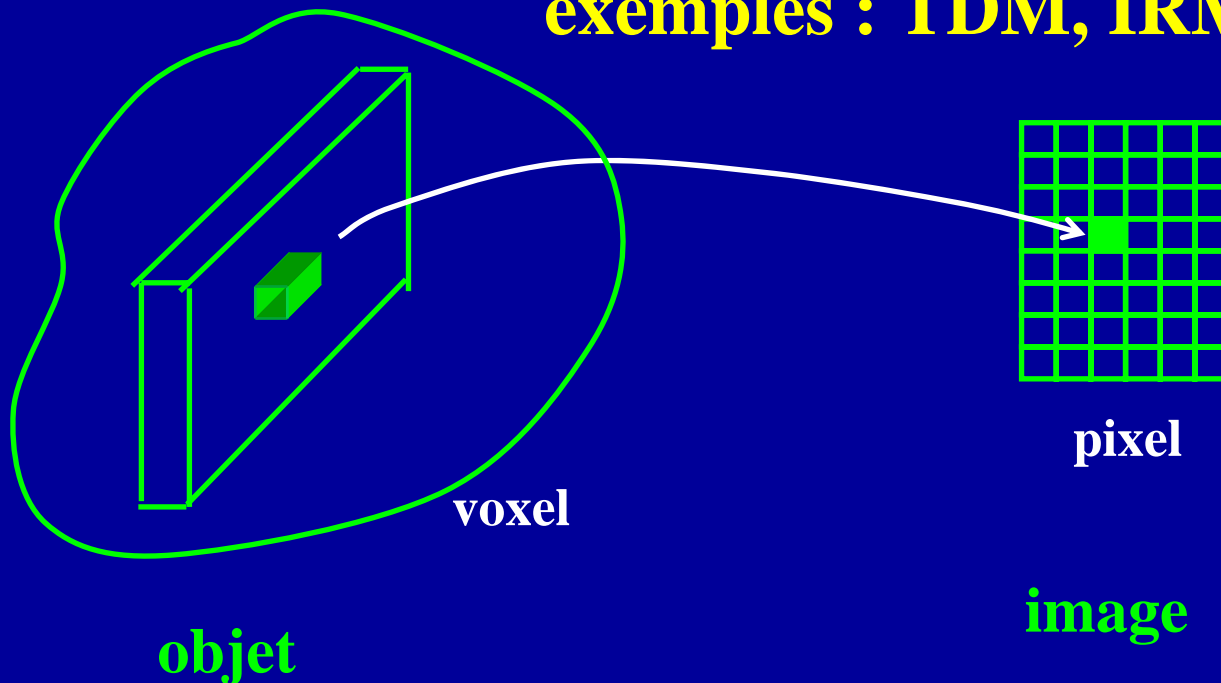
- avantages des images numériques,

rôle de l'informatique

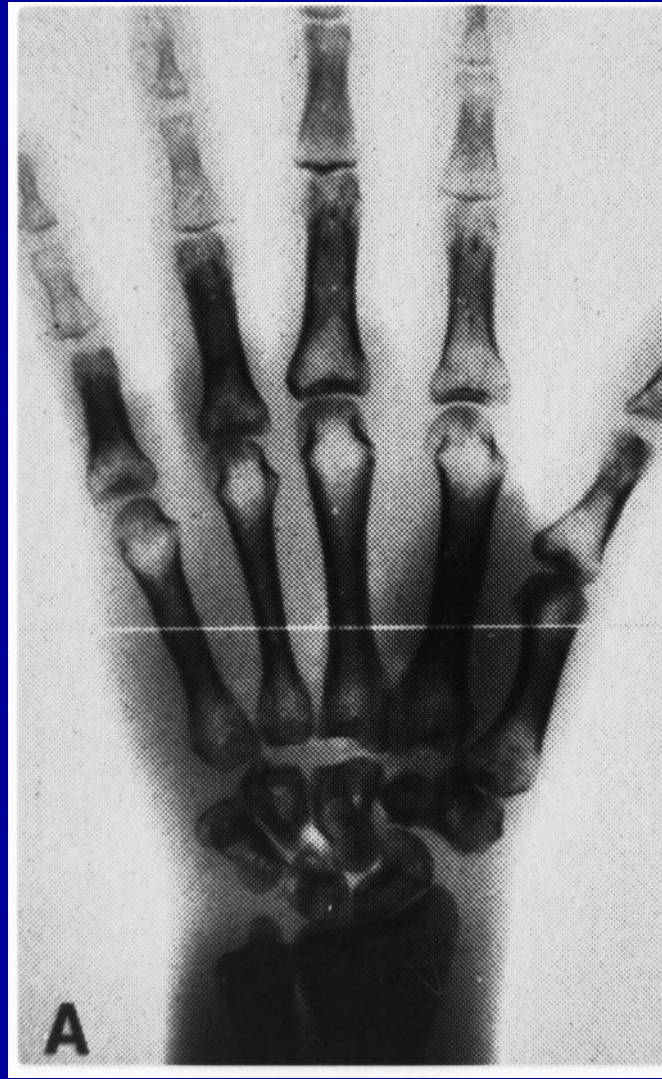
Méthodes qui permettent d'obtenir des images numériques : deux groupes :

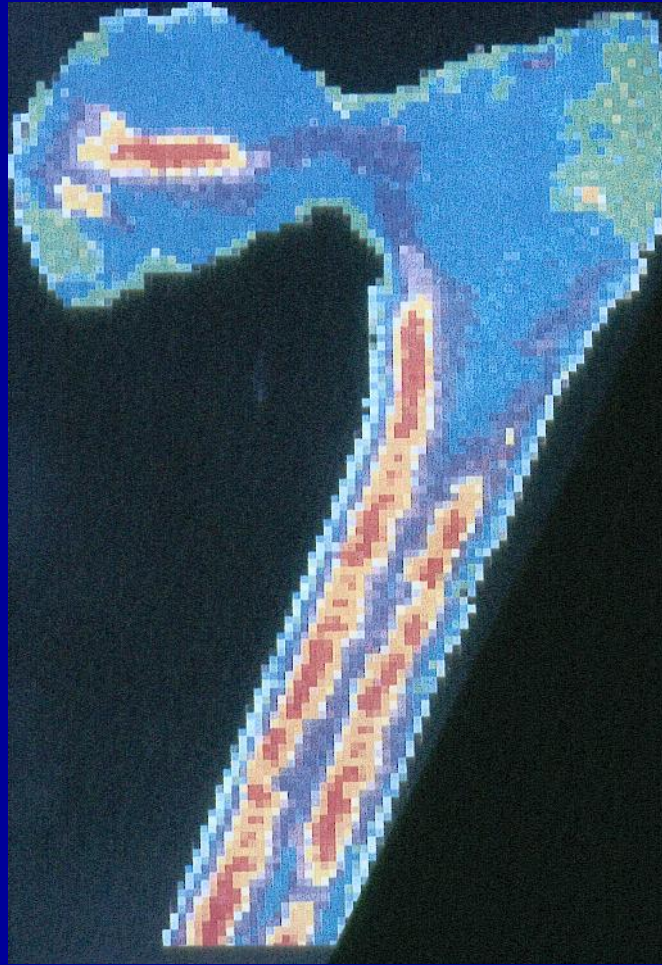
- l'image numérisée est formée à partir d'une information analogique
- l'image est obtenue directement sous forme numérique

exemples : TDM, IRM



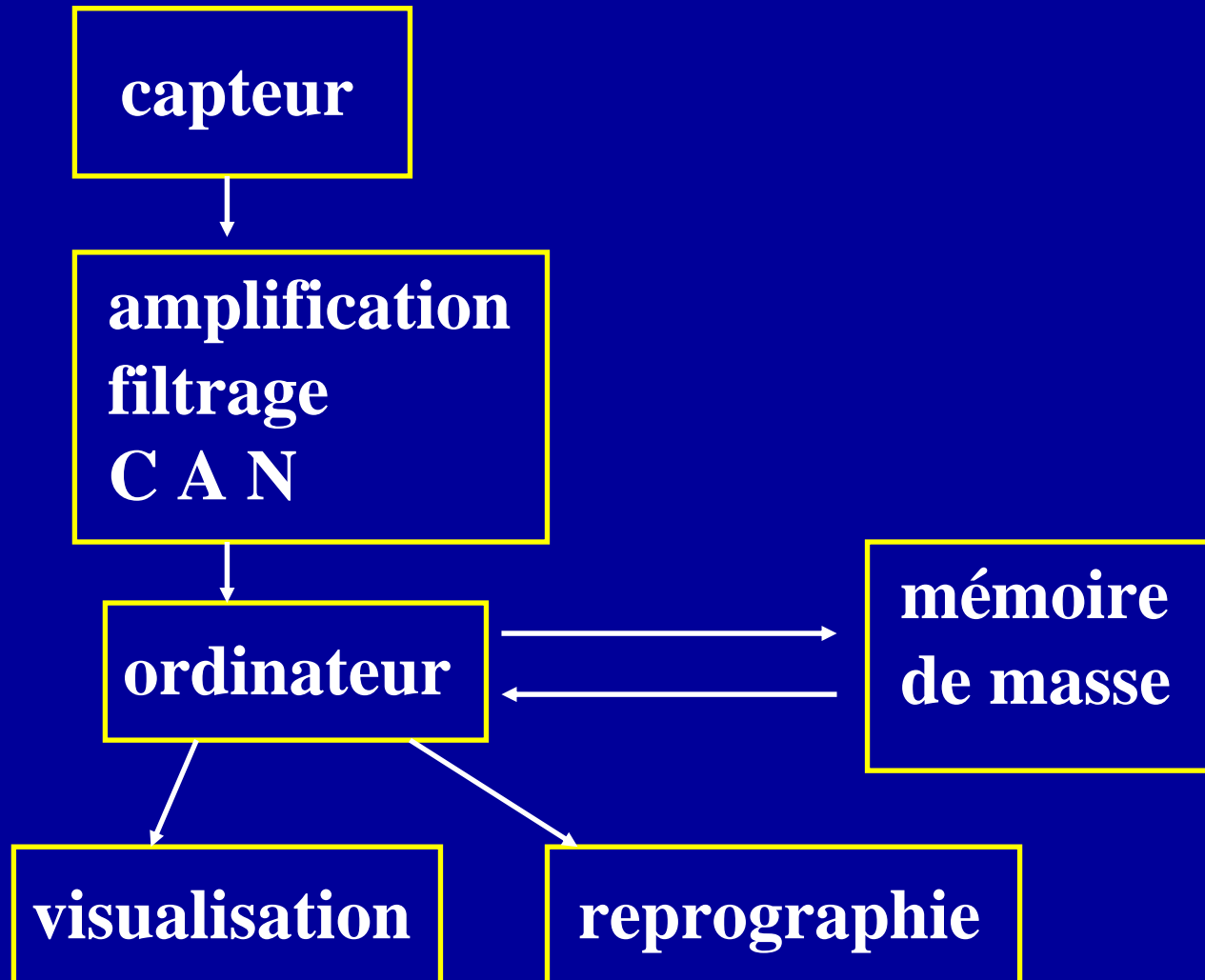
en TDM : information recueillie dans un pixel :
atténuation du faisceau de RX par
l'élément de volume correspondant de
l'objet : voxel.





chaîne de création de l'image numérique

paramètre physique → grandeur électrique



Convertisseur analogique – numérique

représentation binaire

convertisseur à n chiffres (bits) : 2^n niveaux de gris

- cas de 2 niveaux de gris

2 valeurs : 0 et 1

n = 1 chiffre

- cas de 4 niveaux de gris

4 valeurs : 00, 01, 10, 11

n = 2 chiffres

- cas de 256 niveaux de gris

256 = 2^8 valeurs

n = 8 chiffres

Quantité d'informations contenue dans une image

exemple :

matrice 512 x 512

en 256 niveaux de gris

262 144 pixels

8 chiffres

soit : 2, 097 152 x 10⁶ chiffres

remarque :

capacité de la mémoire : par exemple :

série dynamique de 120 images en scintigraphie

série de 20 coupes anatomiques en IRM

- Imagerie plane et imagerie tomographique

Imagerie plane

- radiographie plane
- médecine nucléaire : scintigraphie plane

Imagerie tomographique

- TDM (tomographie par transmission)
- IRM
- Médecine Nucléaire :
 - SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)
 - PET (Positron Emission Tomography)

- Qualité de l'image

- Résolution spatiale :

- Rapport signal sur bruit : $\frac{S}{B}$

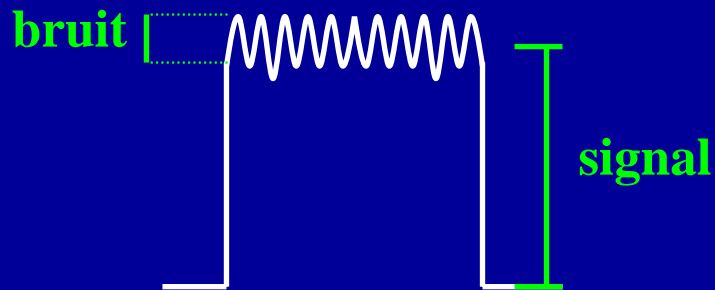
- Contraste

Rapport contraste sur bruit

- Résolution spatiale :

- **dimension du plus petit objet bien contrasté dont on peut obtenir l'image**
- **dépend des :**
 - **caractéristiques de la technique d'imagerie**
 - **caractéristiques du système de visualisation**

- Rapport signal sur bruit : $\frac{S}{B}$



Rapport Signal sur Bruit

$$\frac{S}{B} = k V_{\text{voxel}} \times \sqrt{T_{\text{acq}}}$$

- $\frac{S}{B} \nearrow$ quand $V_{\text{voxel}} \nearrow$ càd quand :
 - $E_p \nearrow$ (E_p : épaisseur de coupe)
 - taille pixel \nearrow

\Rightarrow résolution spatiale \searrow
- $\frac{S}{B} \nearrow$ quand $T_{\text{acq}} \nearrow$ (T_{acq} : durée d'acquisition)

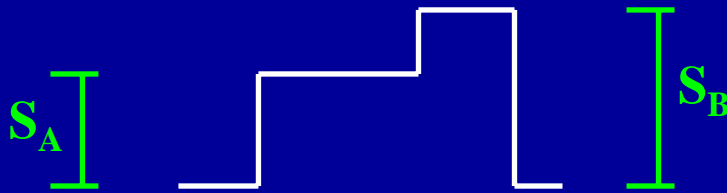
résolution spatiale inchangée

- **Contraste**

contraste sur une image → différence de « brillance »

- contraste – objet

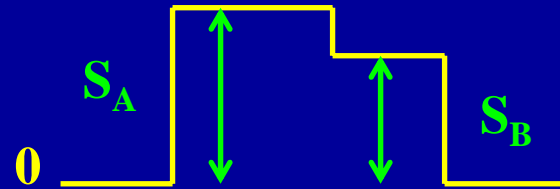
- contraste – image : $C = \frac{|S_A - S_B|}{S_A + S_B}$



- rapport contraste sur bruit

Contraste

$$C = \frac{|S_A - S_B|}{S_A + S_B}$$



La dynamique du signal S dépend de la technique utilisée \Rightarrow dispositions particulières pour la visualisation

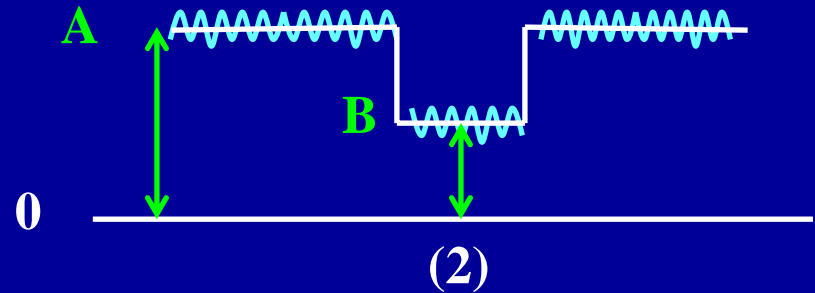
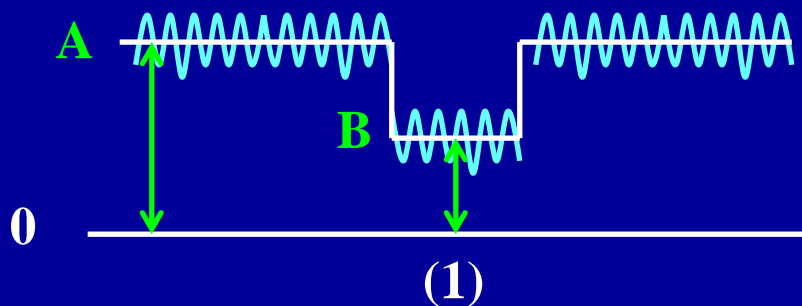
- échelle de gris (16 ou 32 niveaux)
- niveau moyen et fenêtre
- échelles de couleur

Contraste sur bruit

- La résolution spatiale : s'évalue à haut contraste
- Le contraste se mesure sur des objets de grande taille par rapport à la résolution spatiale

L'important pour le clinicien est la détection de petits détails présentant un faible contraste vis à vis des tissus voisins.

Cette détection sera d'autant plus facile que le bruit sera faible



Analyse de l'image numérique

but : déterminer des paramètres quantitatifs

- **soit pour leur intérêt clinique direct**
- **soit pour le traitement des images**

- intensité moyenne sur une région d'intérêt

(moyenne, écart-type, surface, nombre de pixels)

- **renseignement objectif**
- **comparaison de deux régions**
- **exemple de l'I.R.M. : calcul de T_1 et T_2**

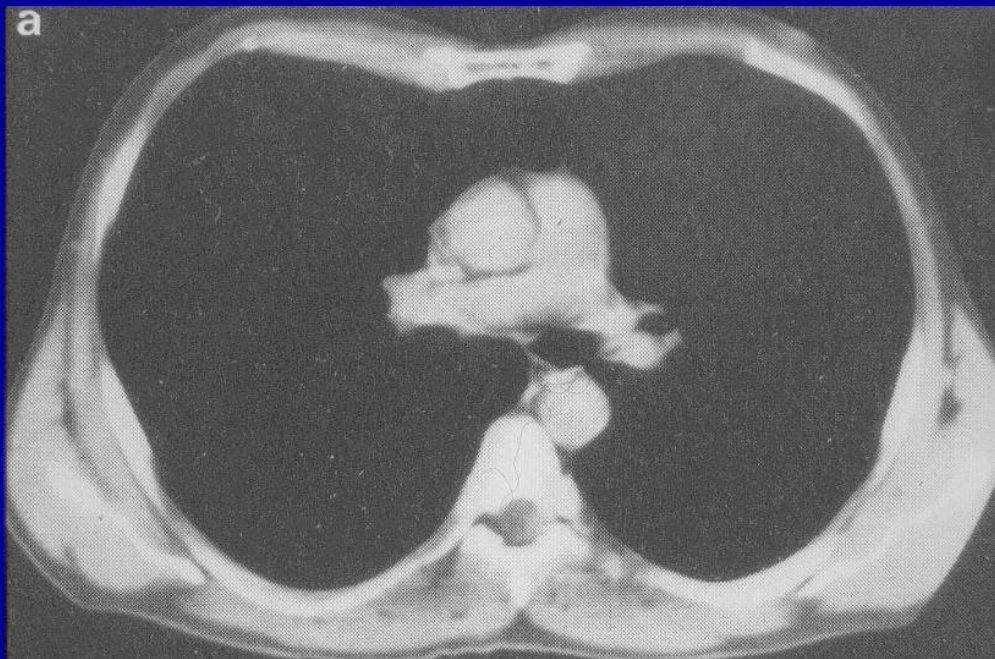
Traitement d'images

Le traitement d'images a un grand nombre d'applications :

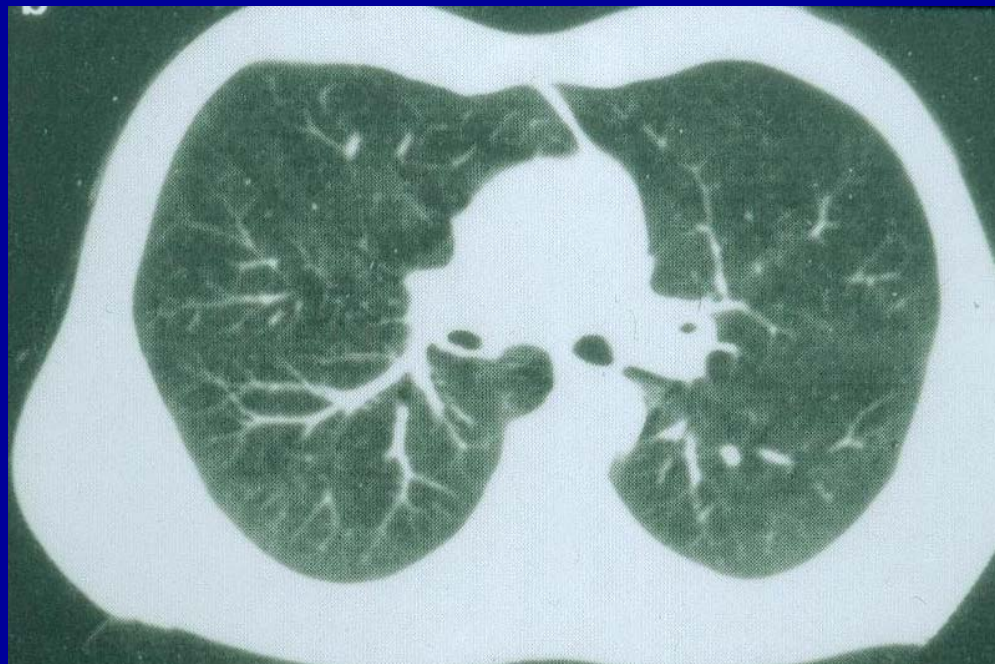
- modifier la présentation de l'image**
- privilégier la perception de certaines structures de l'image**
- extraire des informations fonctionnelles**
- associer différentes modalités d'imagerie**
par exemple :
image anatomique et image fonctionnelle
....

- recadrage de la dynamique d'une image
- agrandissement à la visualisation
- inversion de l'image (Haut ↔ Bas
Droite ↔ Gauche
Noir ↔ Blanc)
- visualisation simultanée de plusieurs images
- calcul de volumes
- addition, soustraction, recalage d'images
(ex : angiographie numérisée)
- lissage
- filtrage, accentuation de contours

- **superposition d'images d'origine différente**
- **reconstruction de coupes dans des plans autres que ceux de l'acquisition**



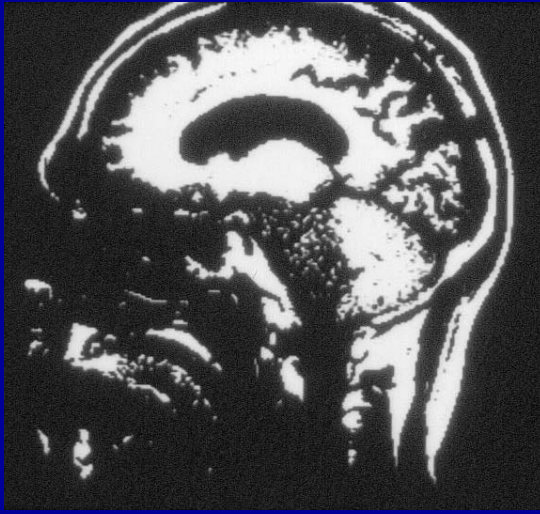
Fenêtre médiastinale



Fenêtre pulmonaire



Niveau 1028 (u.a.)
Largeur 1



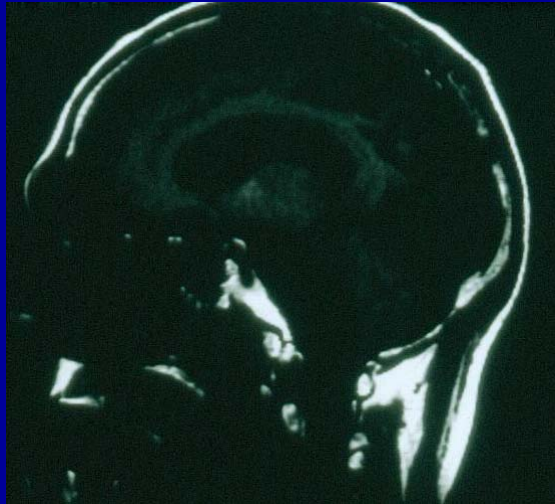
Niveau 1102
Largeur 1



Niveau 1158
Largeur 1



Niveau 1014
Largeur 74



Niveau 1141
Largeur 74



Niveau 1102
Largeur 619