

ORIGINES DES CONTRASTES EN IMAGERIE MEDICALE IMAGERIE MEDICALE NUMERISEE

Formation Générale en Sciences Médicales – 2^o année

Module biopathologie-imagerie

Denis Mariano-Goulart

Faculté de médecine et CHRU de Montpellier

<http://scinti.edu.umontpellier.fr>

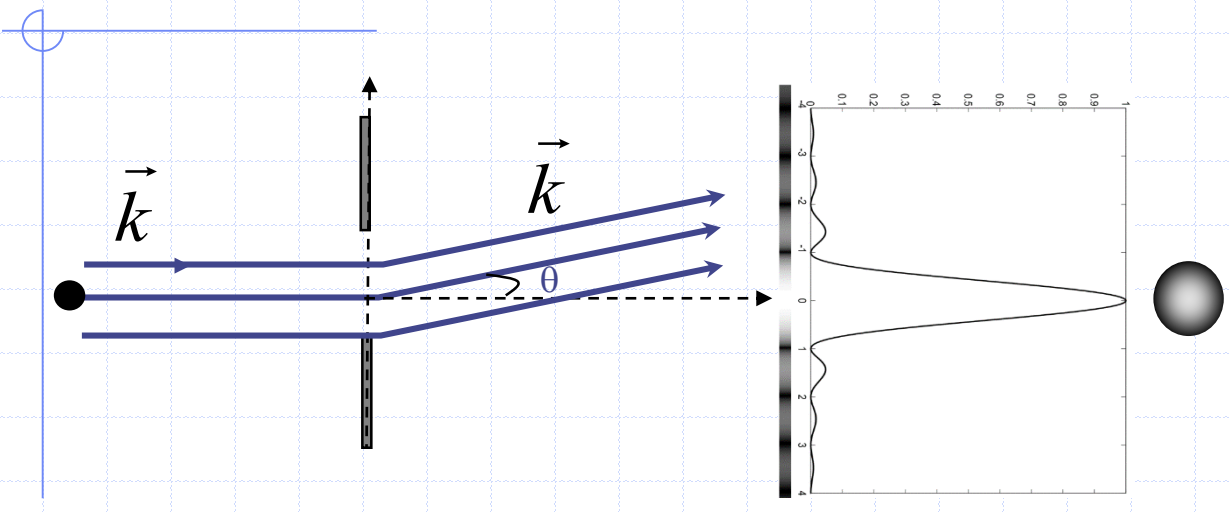
OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

- **Interpréter** une image médicale
 - en raisonnant sur les **déterminants du contraste**
 - en radiologie, en échographie, en scintigraphie et en IRM
 - en intégrant les caractéristiques de l'appareil d'imagerie :
 - **réponse impulsionnelle, résolution, effet de volume partiel, contraste**
- **Echantillonner** une image sans perte d'information
- Exploiter une **image numérique 2D**
 - Fenêtre de visualisation, palette de couleurs
 - Angiographie numérisée, ostéodensitométrie...
- Expliquer les principes de la **tomographie**

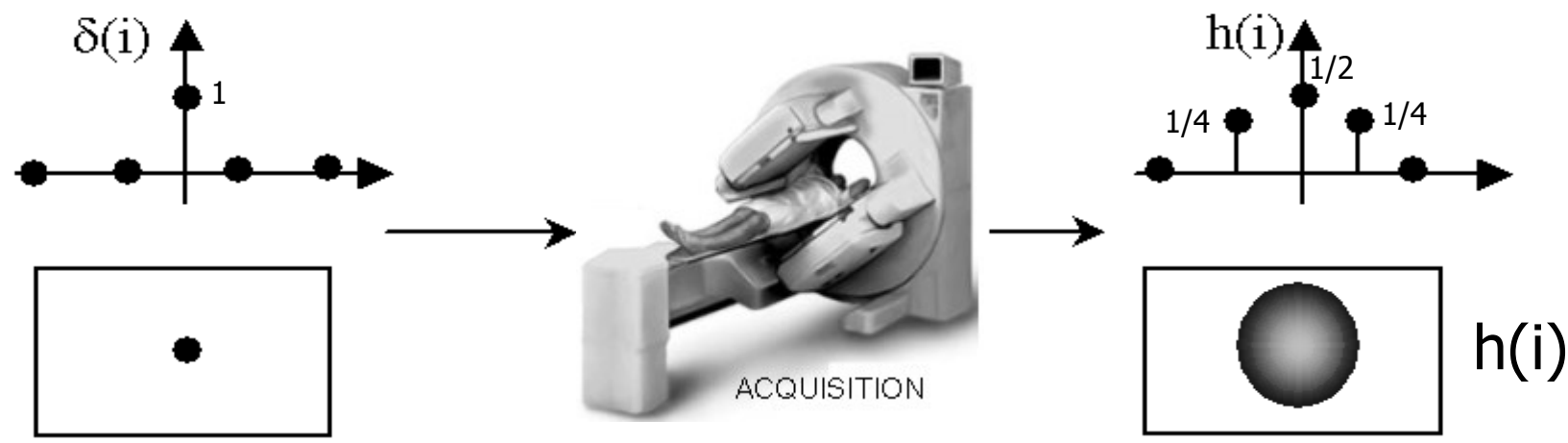
REPONSE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE

REPONSE IMPULSIONNELLE
RESOLUTION
CONTRASTE

REPONSE D'UN IMAGEUR



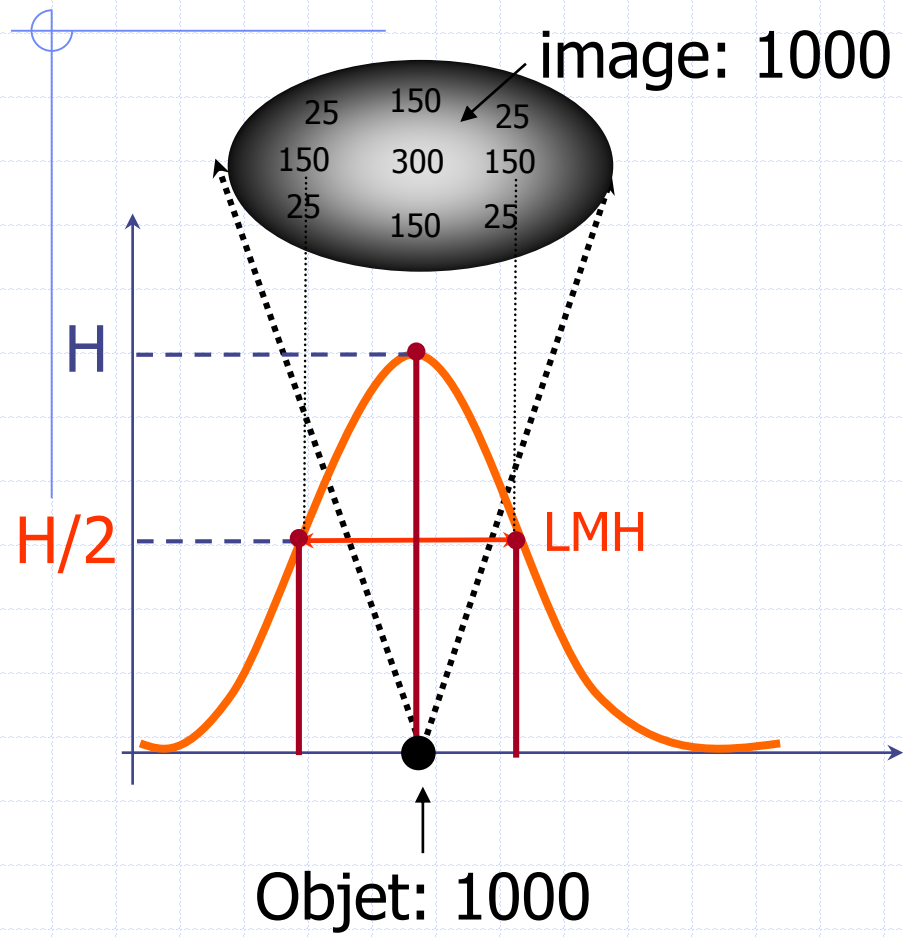
- diffraction,
flous :
- cinétique,
 - imperfections imageur,
 - diffusion des rayons
 - etc.).



Objet ponctuel

Réponse impulsionnelle
Image étendue (tâche)

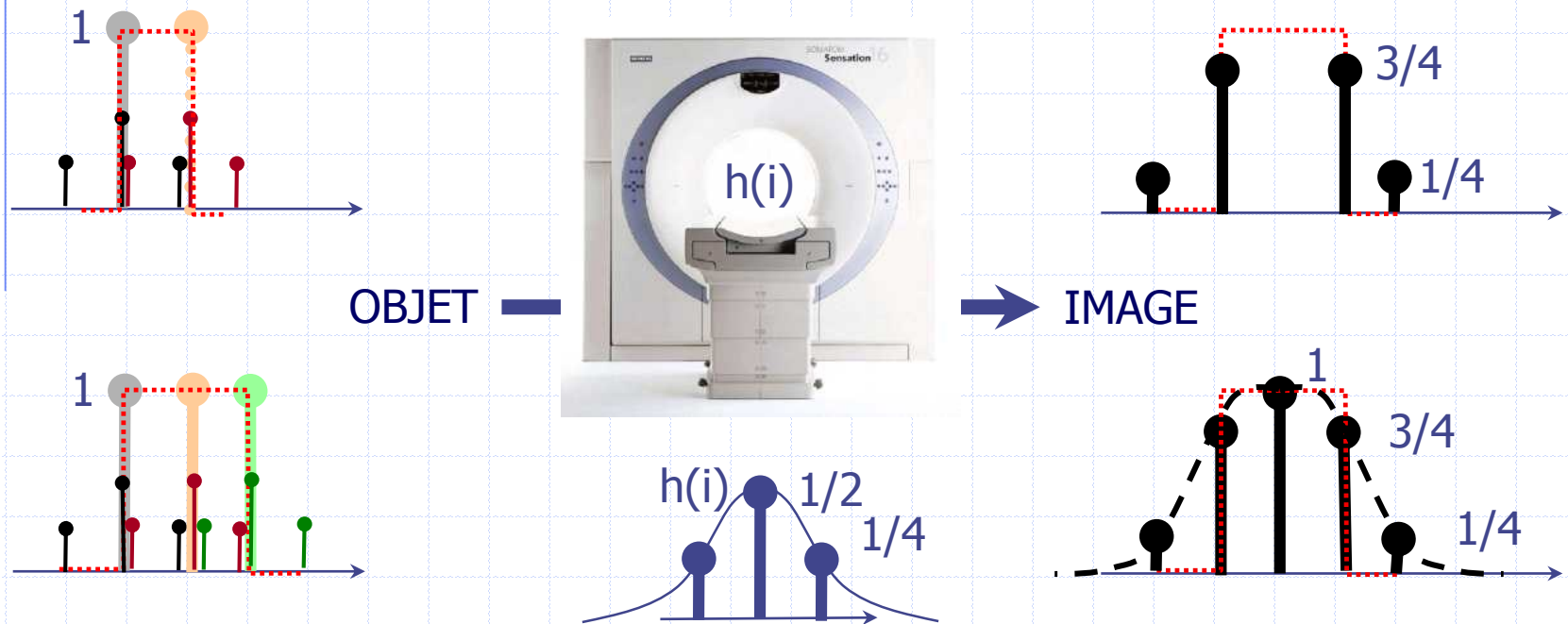
LARGEUR A MI-HAUTEUR



La **L**argeur à **Mi-H**auteur caractérise l'imageur
LMH = FWHM = **F**ull **W**idth at **H**alf **M**aximum

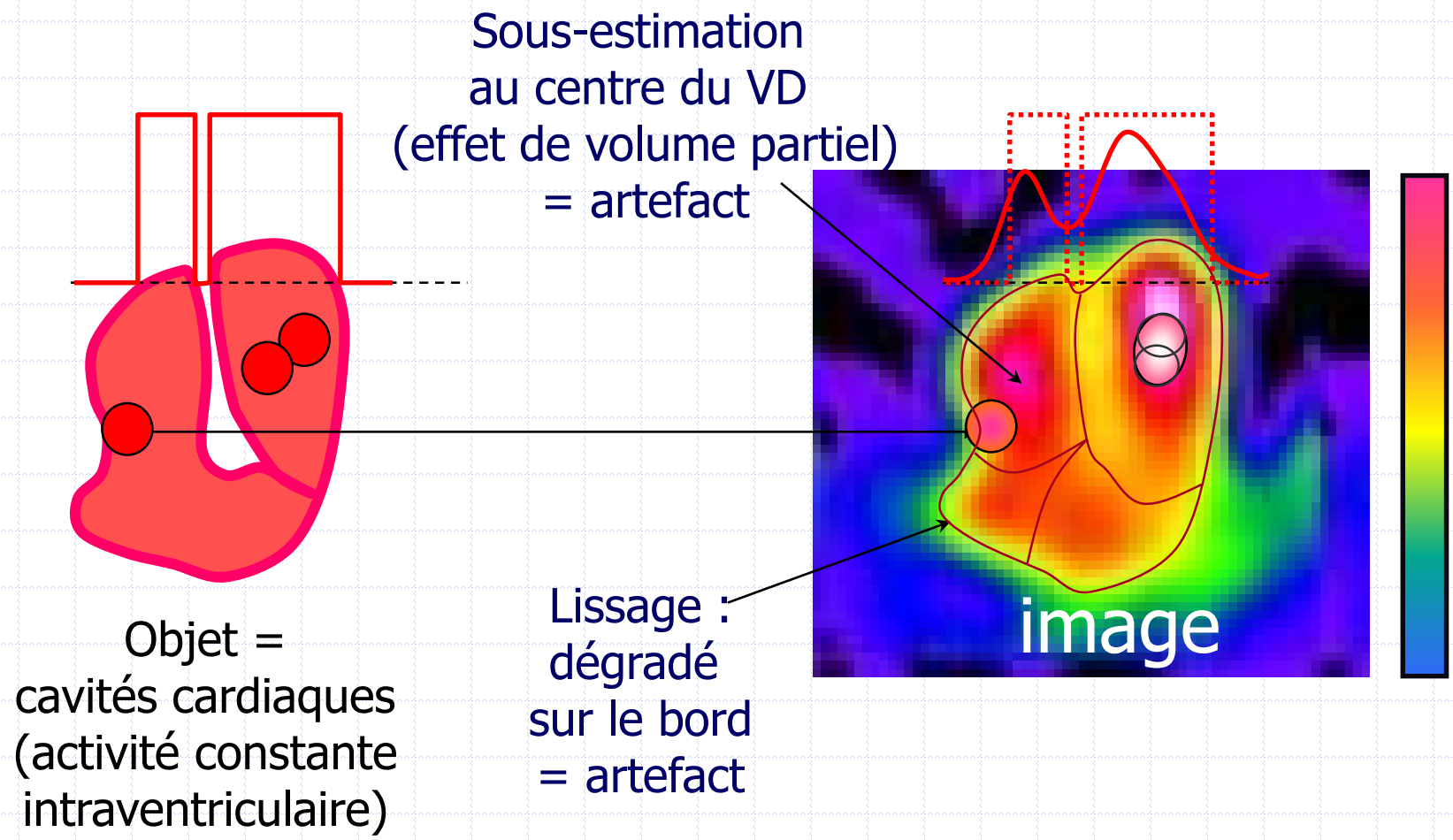
CONSTRUCTION DE L'IMAGE

IMAGEURS LINEAIRES ET INVARIANTS DANS LA TRANSLATION:
LES REPONSES IMPULSIONNELLES S'AJOUTENT



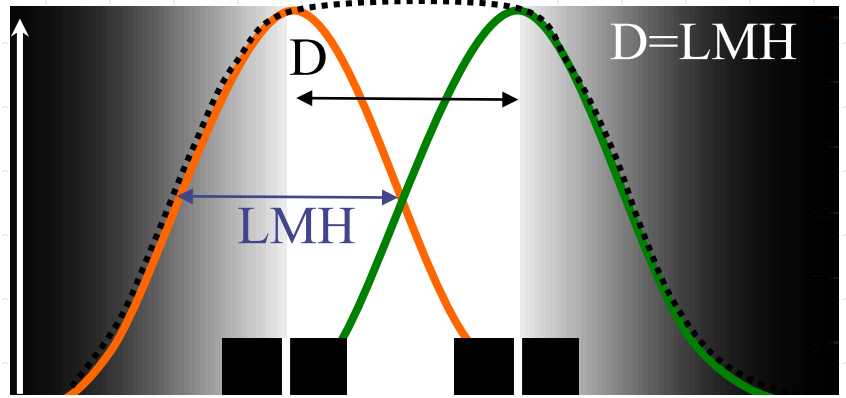
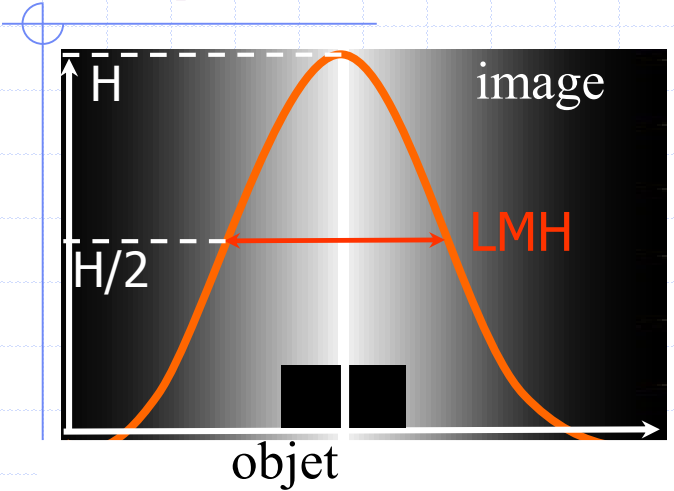
L'IMAGE EST LA MOYENNE DE L'OBJET, PONDEREE PAR LES
VALEURS DE LA REPONSE IMPULSIONNELLE (**CONVOLUTION**)

1° Cq : LISSAGE

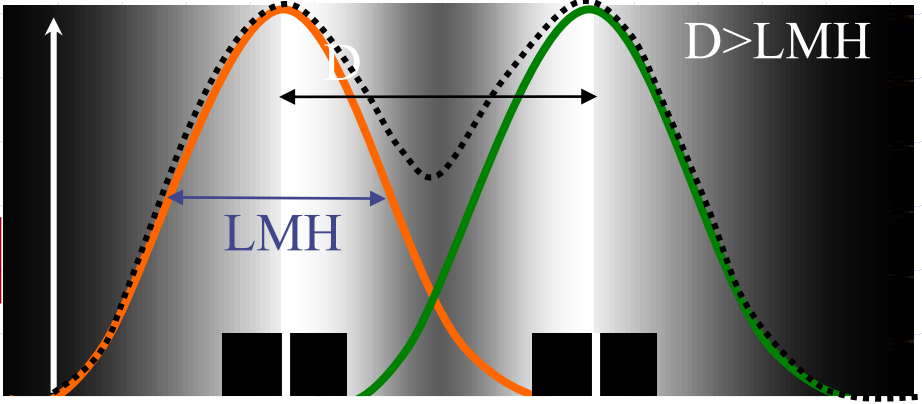


Sous-estimation du bord des objets et du centre des petits objets

2° Cq: RESOLUTION

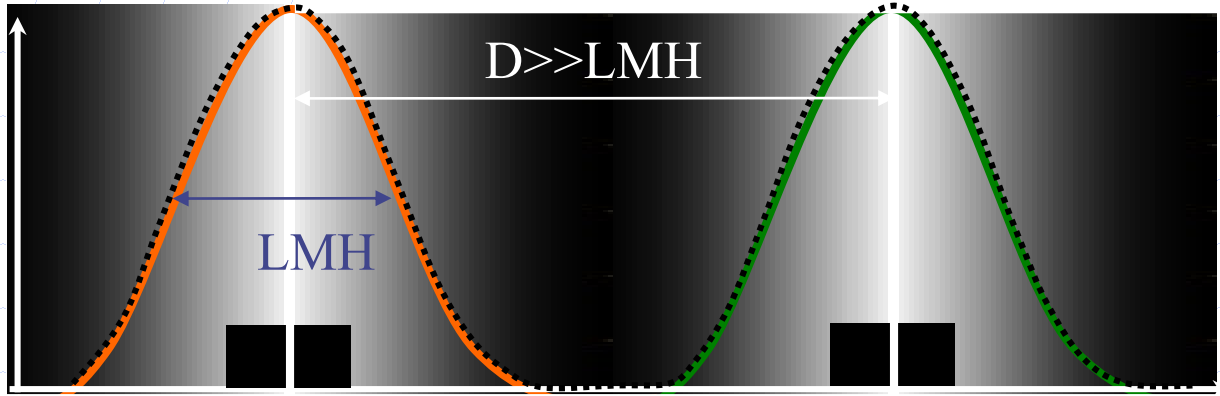


$D \leq LMH \Rightarrow$ images fusionnées

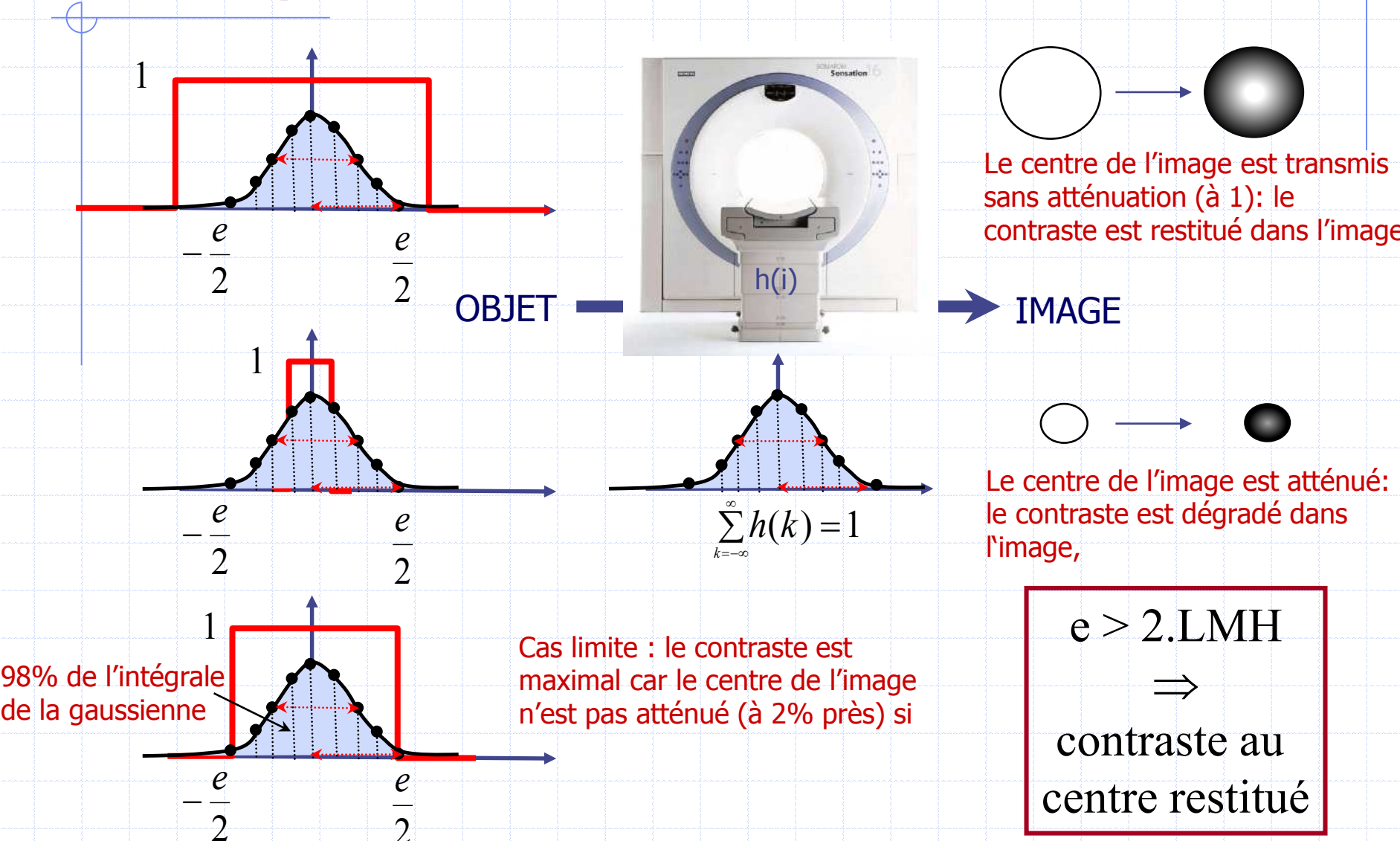


$D > LMH \Rightarrow$ images indépendantes

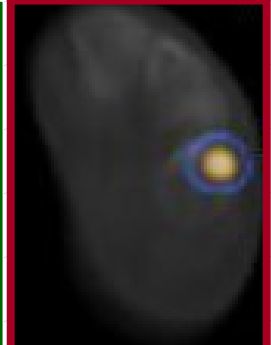
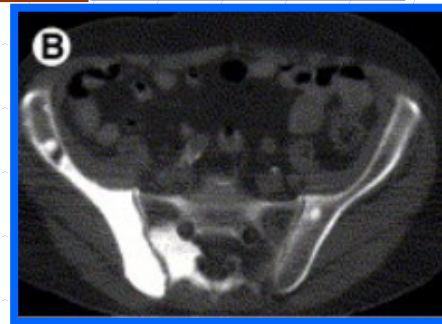
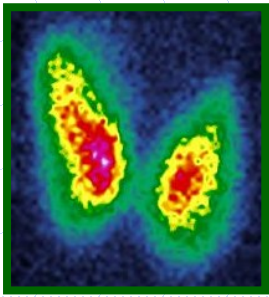
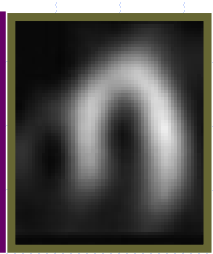
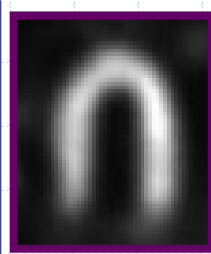
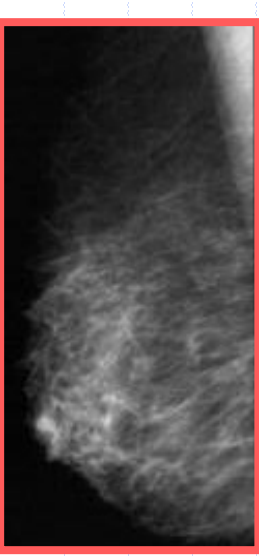
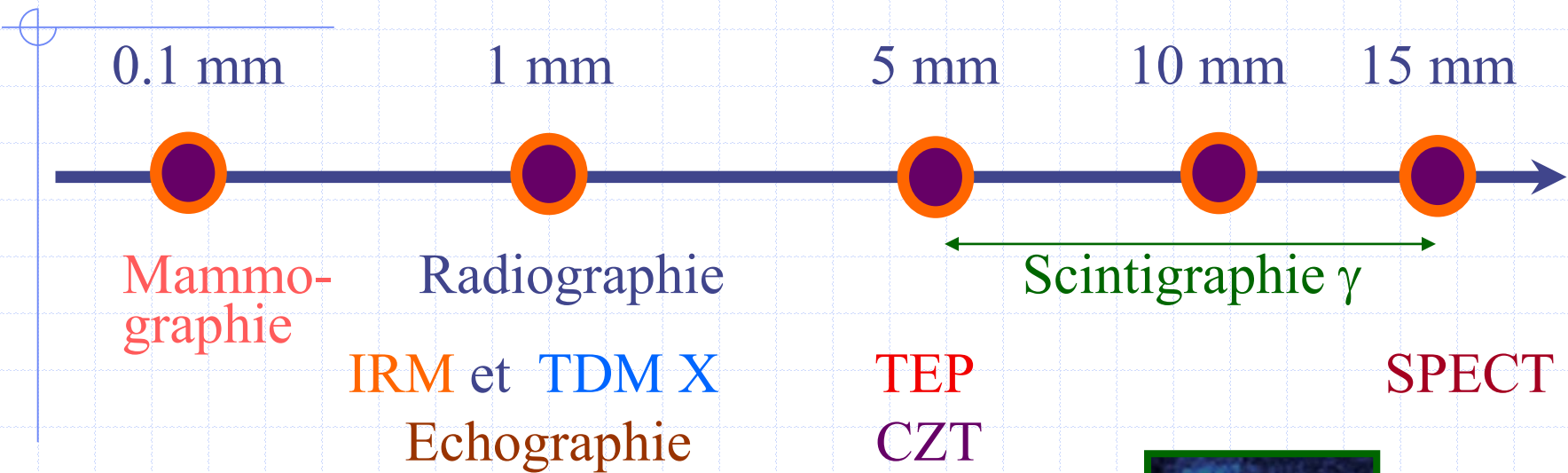
LMH = pouvoir séparateur
= résolution
= période mini (mm)
= $1/f_{\text{maxi}}$ (mm⁻¹)
 $\uparrow LMH \Rightarrow$ flou / bord



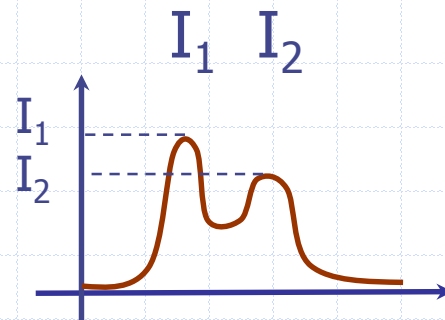
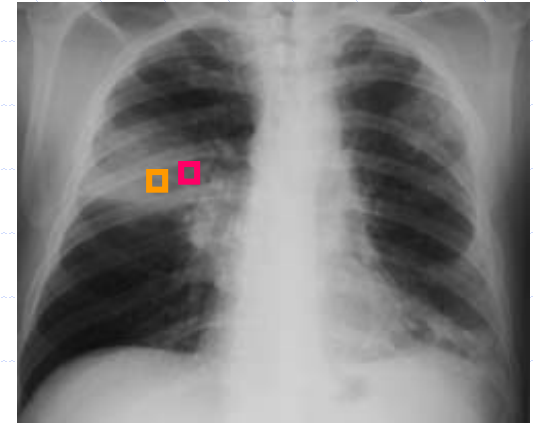
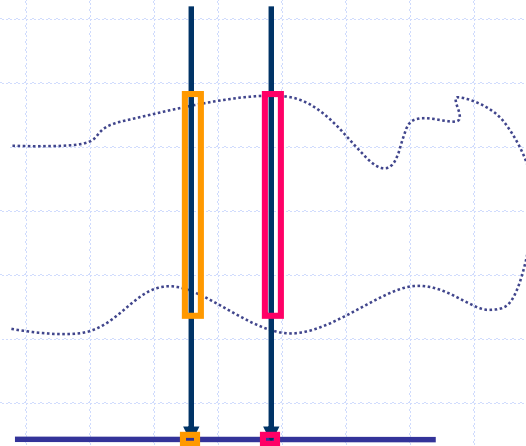
3° Cq: EFFET DE VOLUME PARTIEL



RESOLUTIONS EN MEDECINE

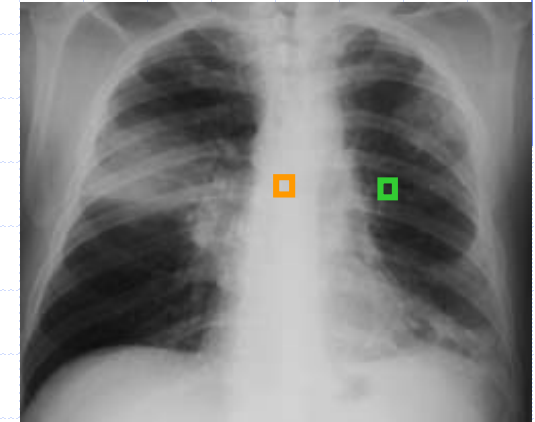
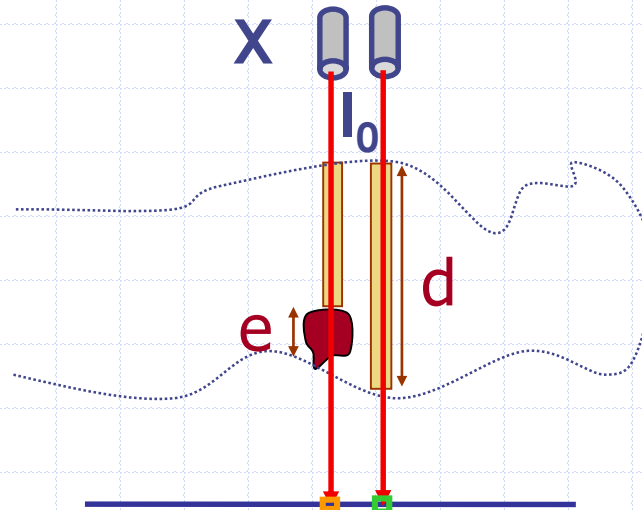


DEFINITION DU CONTRASTE



$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \in [0,1]$$

CONTRASTE EN RADIOLOGIE



$$I_1 = I_0 e^{-\mu(d-e) - \mu'e}$$

$$\approx I_0 (1 - \mu(d-e) - \mu'e)$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu d}$$

$$\approx I_0 (1 - \mu d)$$

$$e^{-x} \stackrel{x \rightarrow 0}{\approx} 1 - x$$

$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = \frac{|\mu' - \mu| \cdot e}{2} \Rightarrow C = \frac{k \cdot e}{2E^3} |\rho' \cdot Z'^3 - \rho \cdot Z^3|$$

Energie des photons

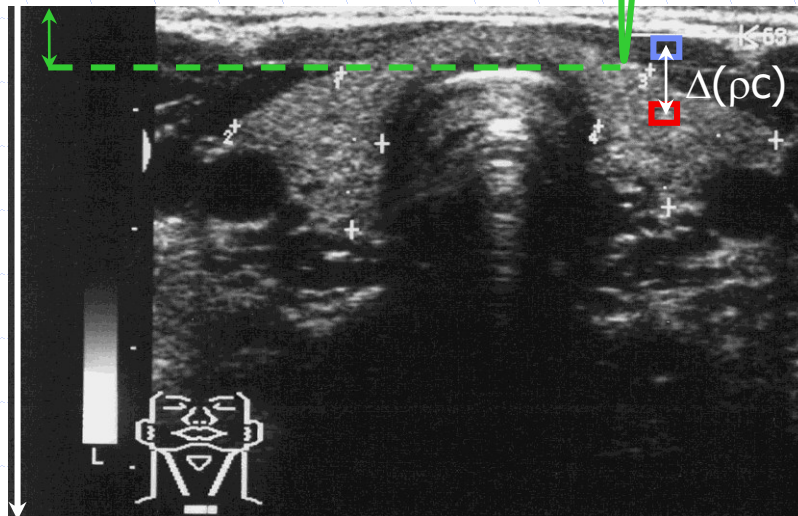
différence de densité sur e

CONTRASTE EN ECHOGRAPHIE



US

$y \propto \Delta t$



- les US se réfléchissent sur les frontières séparant deux tissus de densités différentes (cf. cours de DFGSM2):

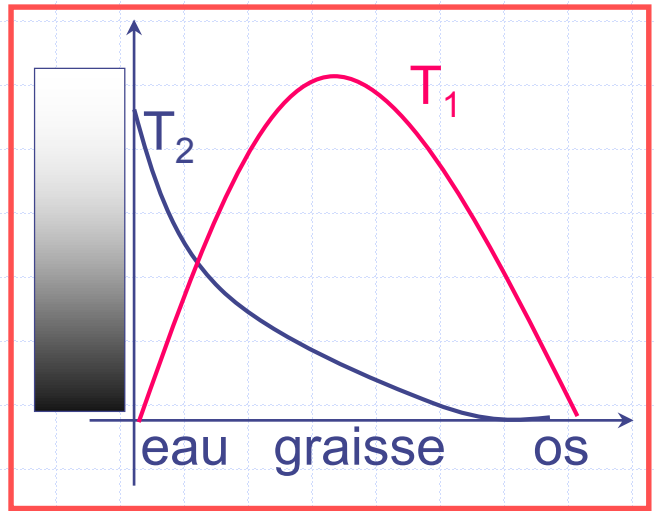
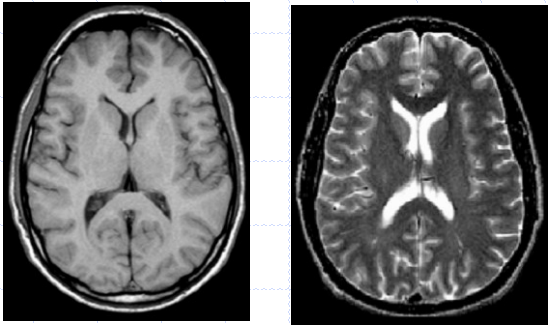
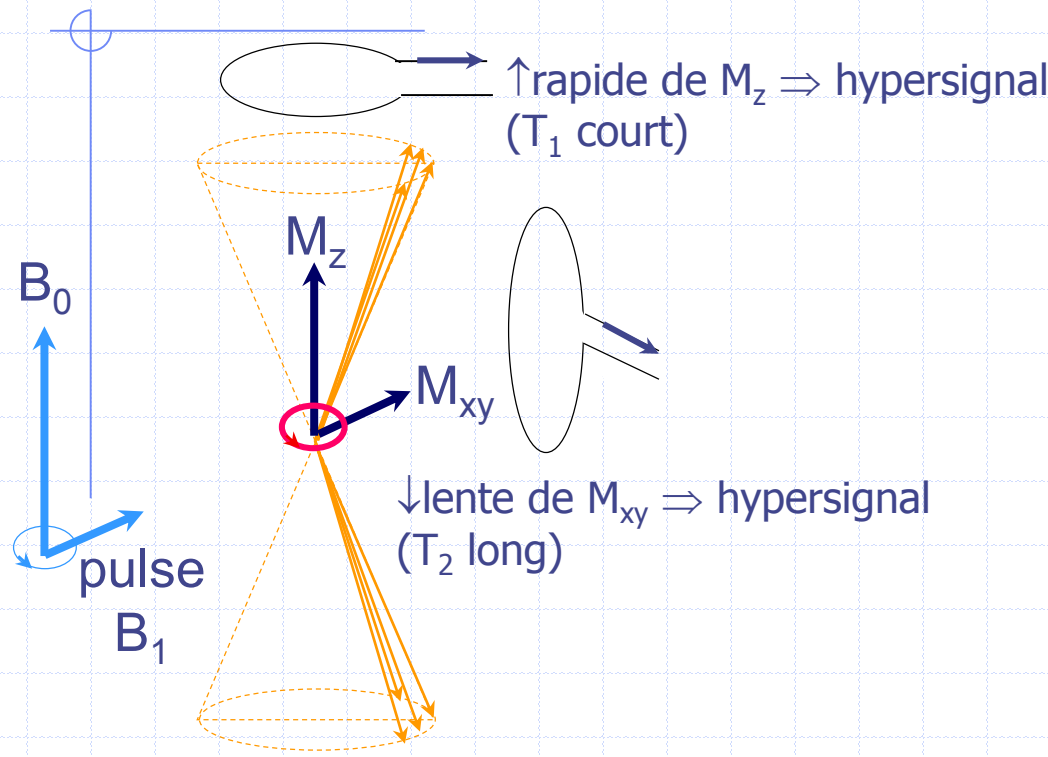
$$R (\%) = \left(\frac{\boxed{\rho.c} - \boxed{\rho'.c'}}{\rho.c + \rho'.c'} \right)^2$$

- Image d'interfaces entre tissus de densités différentes

CONTRASTE EN SCINTIGRAPHIE

- Cartographie de la biodistribution d'un **vecteur** (atome, molécule, cellule) **marqué** par un isotope radioactif artificiel.
- Le contraste traduit donc une différence de métabolisation de ce **traceur**.
- L'interprétation d'une scintigraphie nécessite donc la connaissance de la distribution physiologique et pathologique du vecteur.

CONTRASTE EN IRM



T_1 : restitution de M_z , rapide si émission stimulée par REM locaux de graisse à ω_0
 T_2 : disparition de M_{xy} , longue si REM locaux très variables dans le temps (eau)

RESOLUTION & CONTRASTE

• RESOLUTION

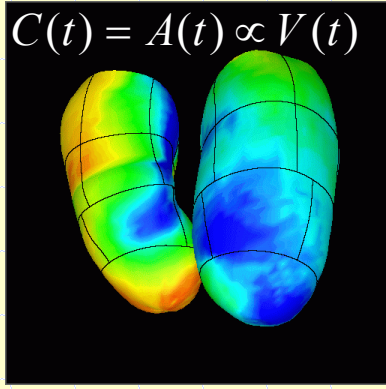
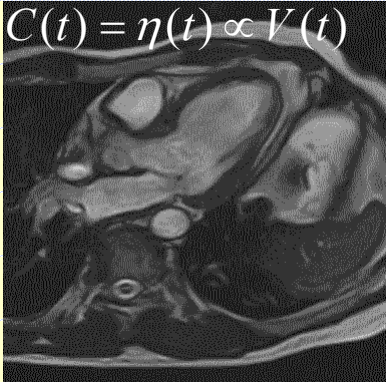
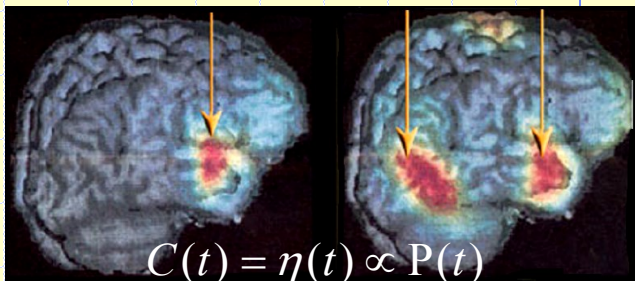
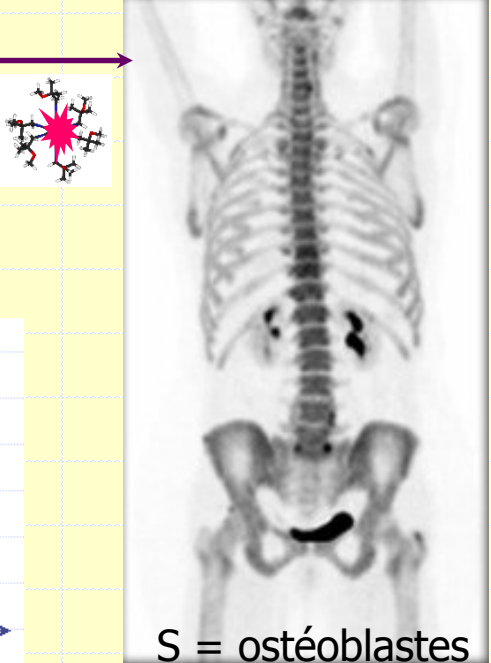
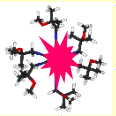
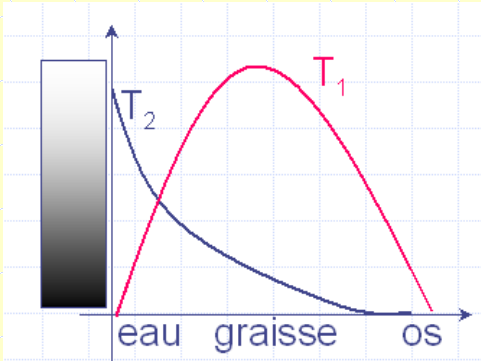
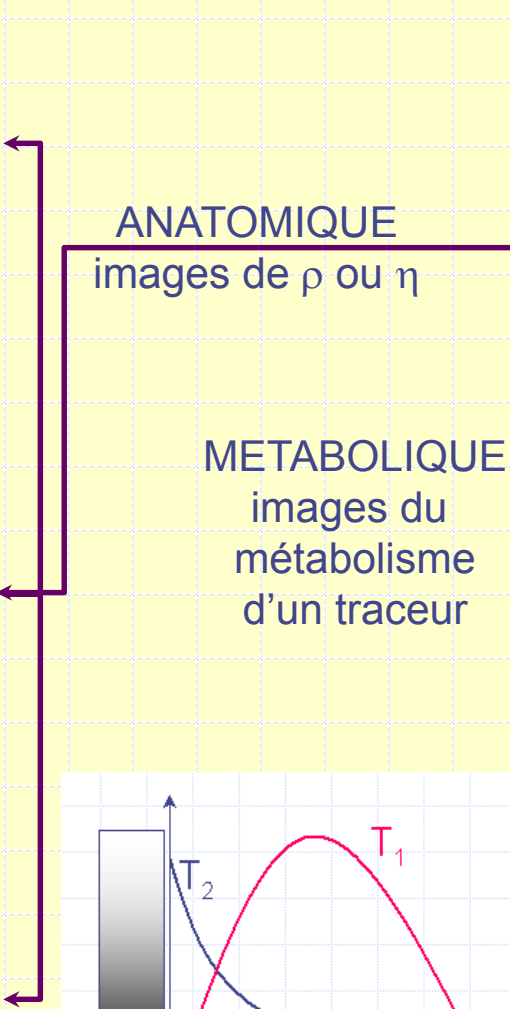
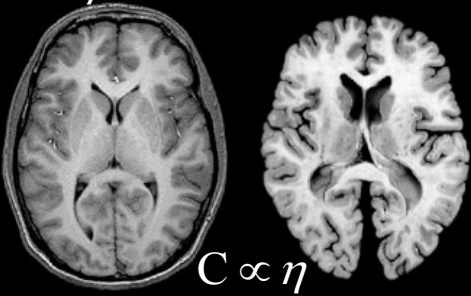
- Limitée pour tout appareil d'imagerie (flous)
- Une image est une superposition de réponses impulsionnelles
- LMH = largeur à mi-hauteur de l'image d'un objet ponctuel
- LMH = pouvoir séparateur = résolution de l'imageur
- LMH = période minimale observable sur l'image

• CONTRASTE

$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \in [0,1]$$

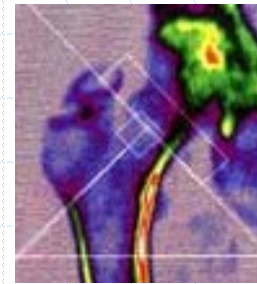
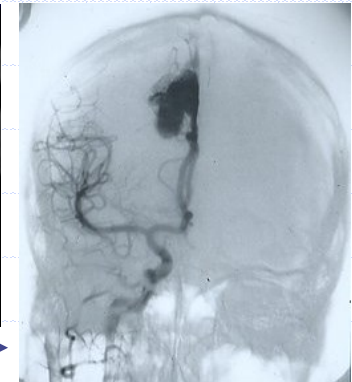
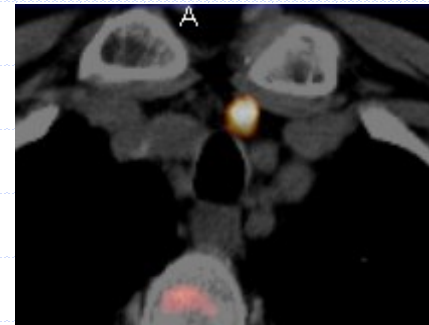
- dépend de l'effet de volume partiel:
 - sous-estimée au centre si $\dim(\text{objet}) < 2.LMH$
- dépend du type d'appareil d'imagerie et des tissus visualisés

CONTRASTES EN IMAGERIE MEDICALE



- Pour tr
 - $\uparrow$ S/B
 - Recc

- 



- Pour analyser des images 
- Pour archiver et transmettre 

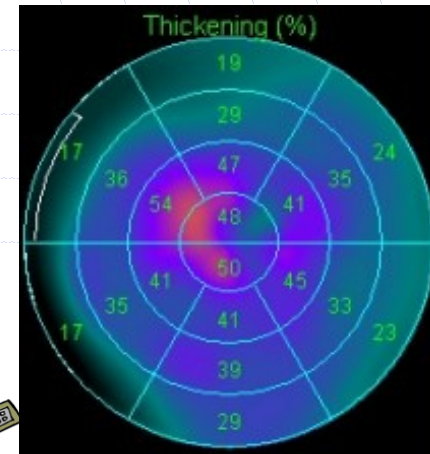


Image = signal 2D ou 3D continu

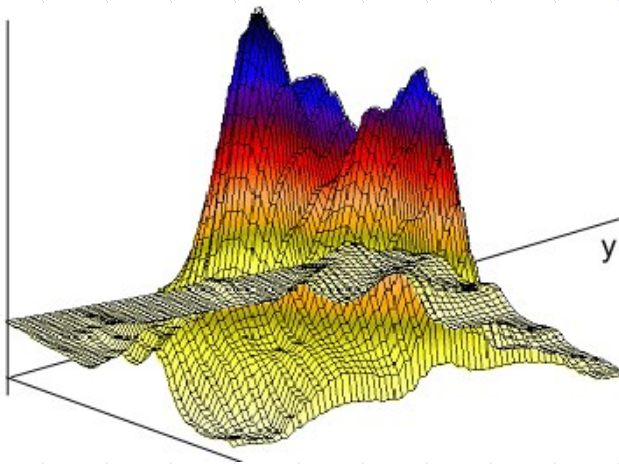
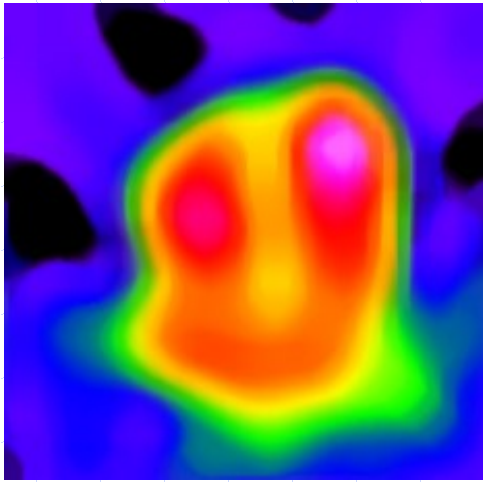


IMAGE ANALOGIQUE

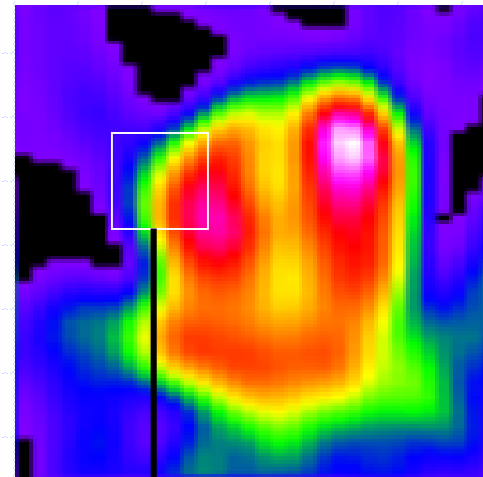
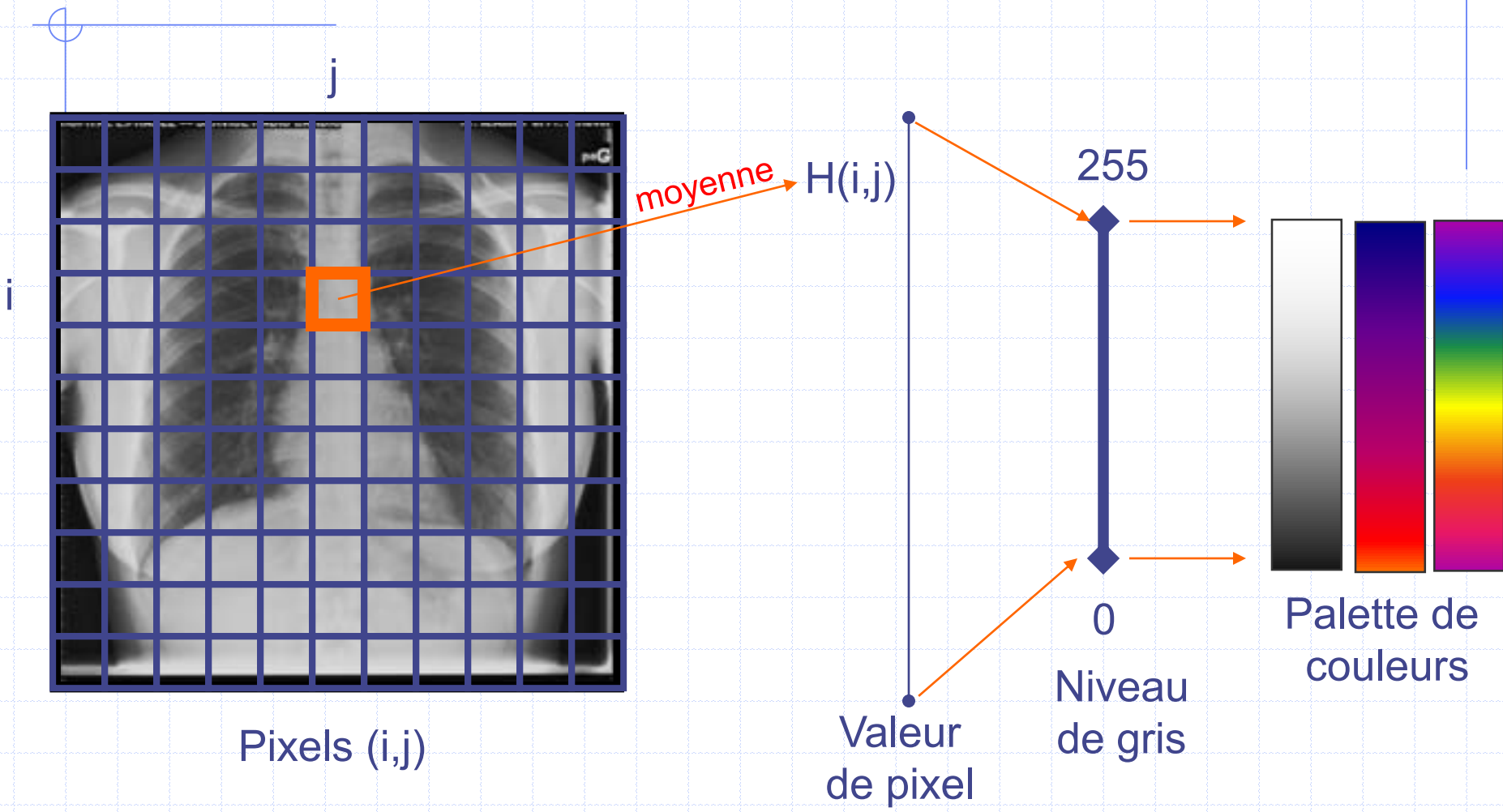
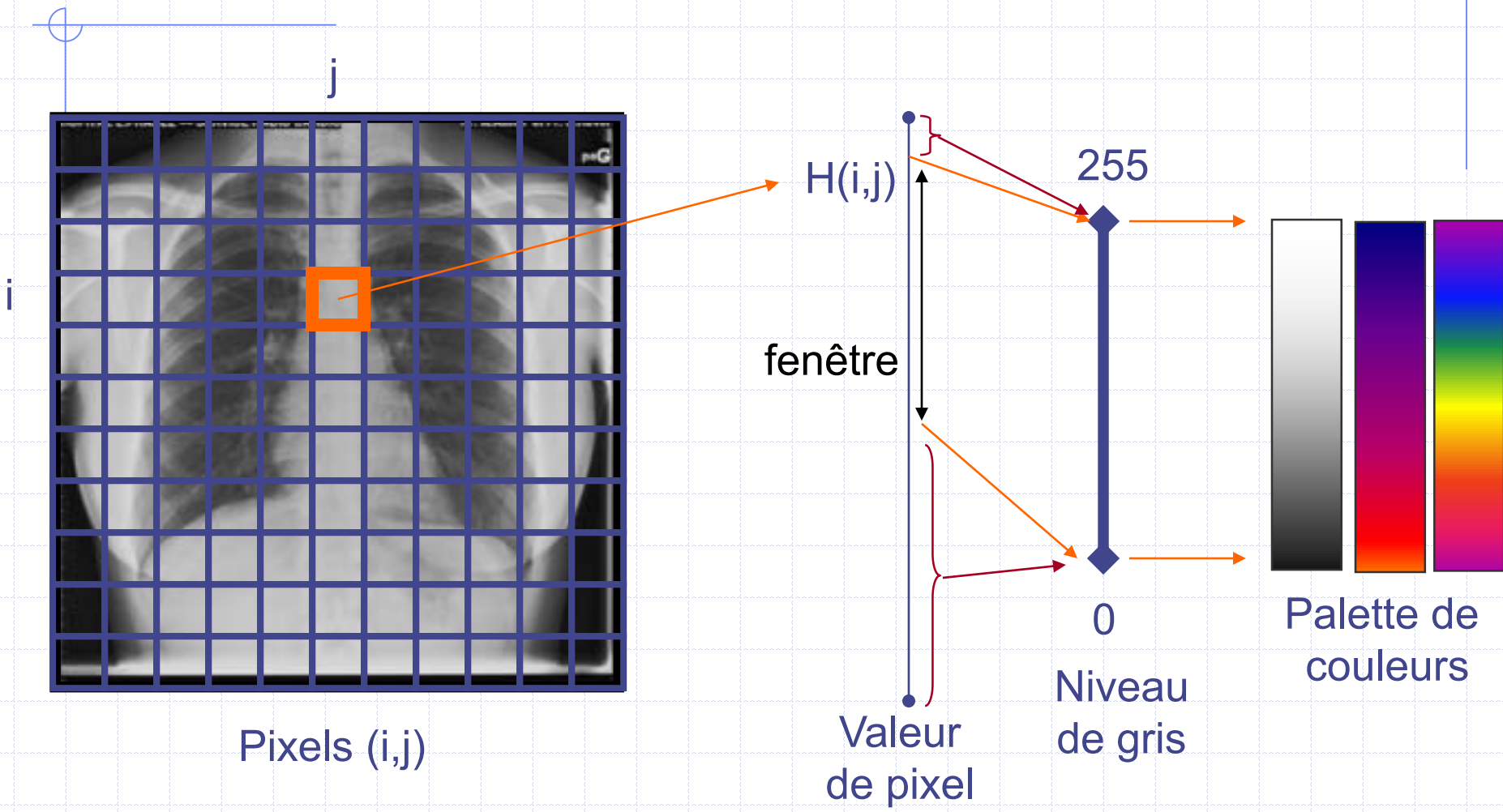


IMAGE NUMERIQUE

PALETTES ET FENETRES

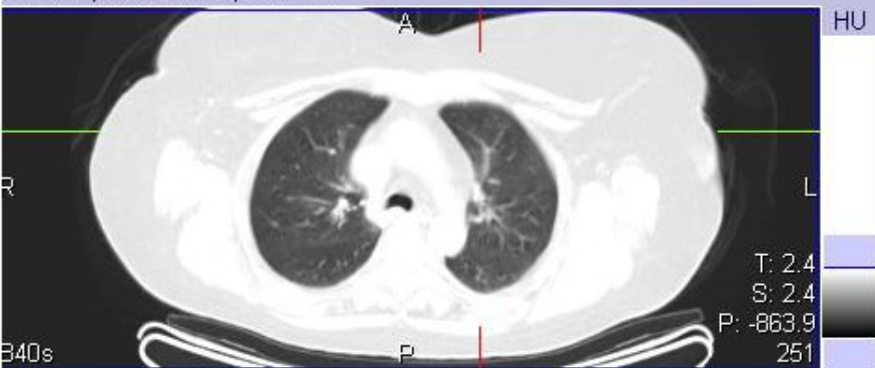


PALETTES ET FENETRES



Saturation des valeurs de pixels hors d'une fenêtre

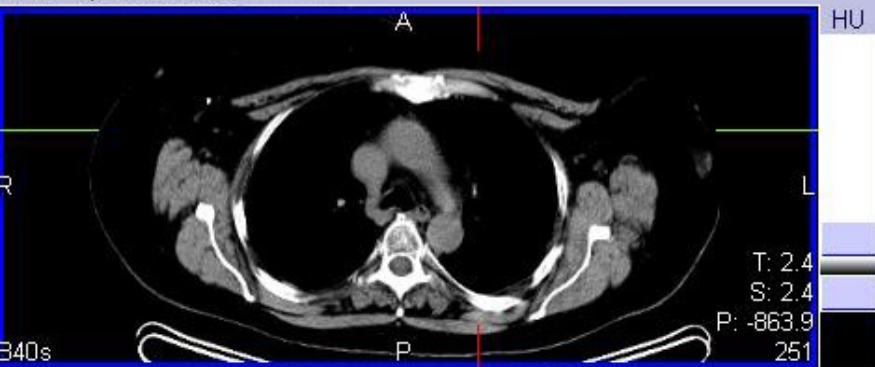
CT TAP epais 5.0 B40s,



Poumon

HU(B:-1200,T:0.000061)

CT TAP epais 5.0 B40s



Tissus mous

HU(B:-85,T:165)

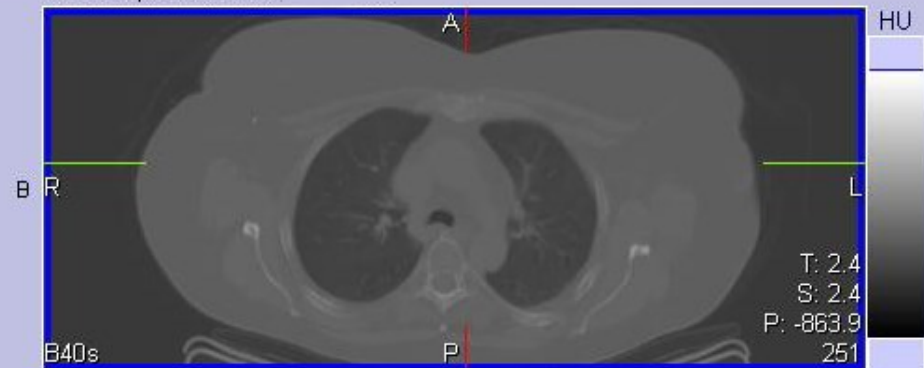
CT TAP epais 5.0 B40s



Cerveau

HU(B:-5.0,T:75)

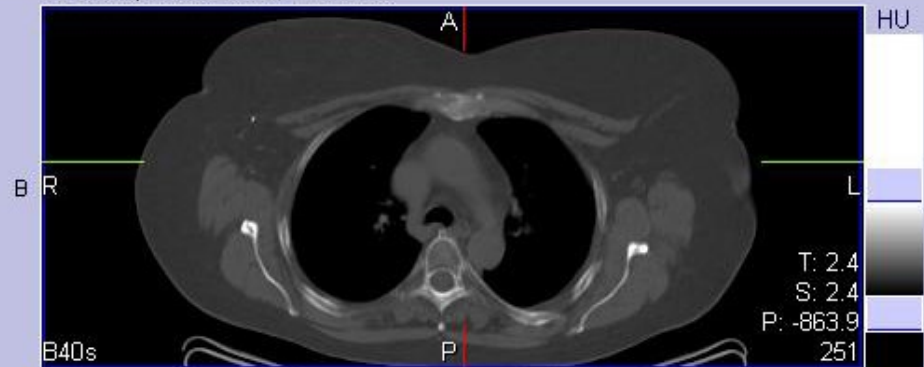
CT TAP epais 5.0 B40s



Pas de fenetre

HU(B:-2476,T:3884)

CT TAP epais 5.0 B40s



Os

HU(B:-400,T:1000)

CT TAP epais 5.0 B40s

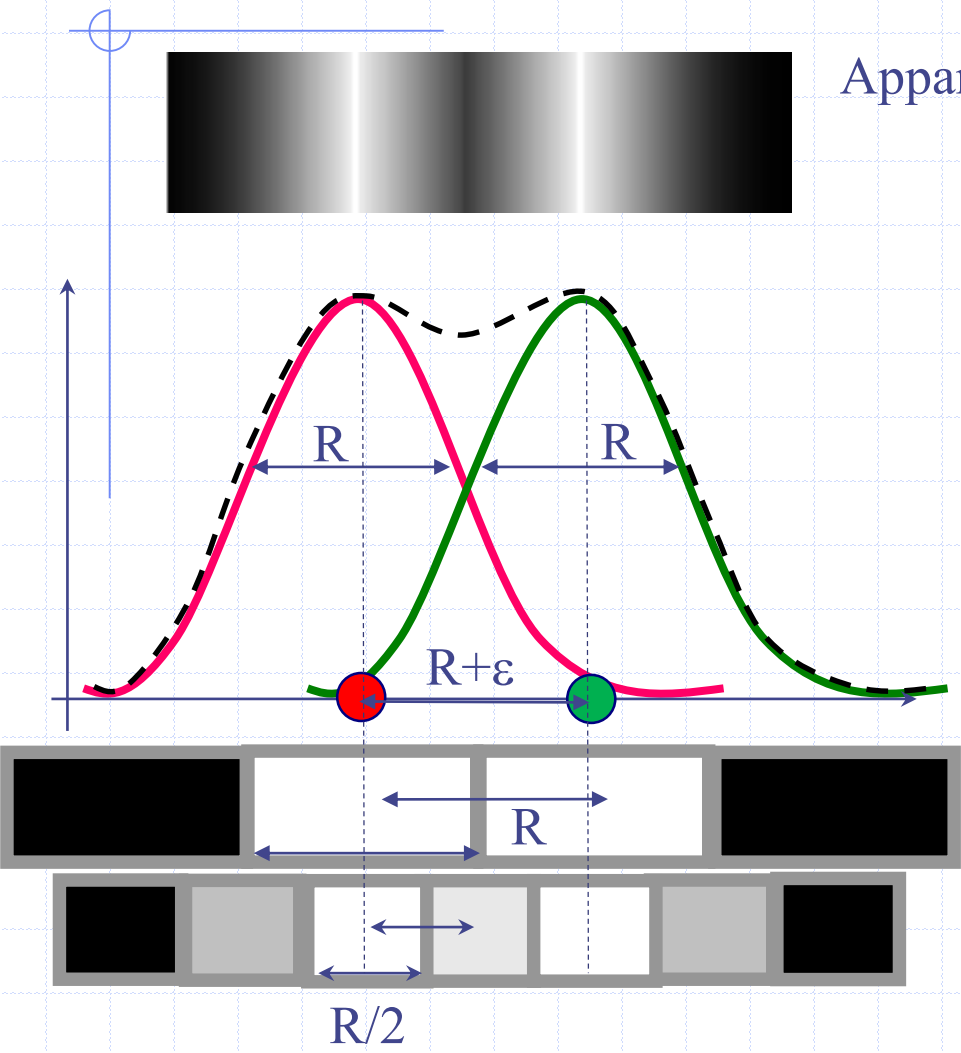


Foie

HU(B:-60,T:140)

TAILLE DES PIXELS

Appareil d'imagerie de $LMH = R$



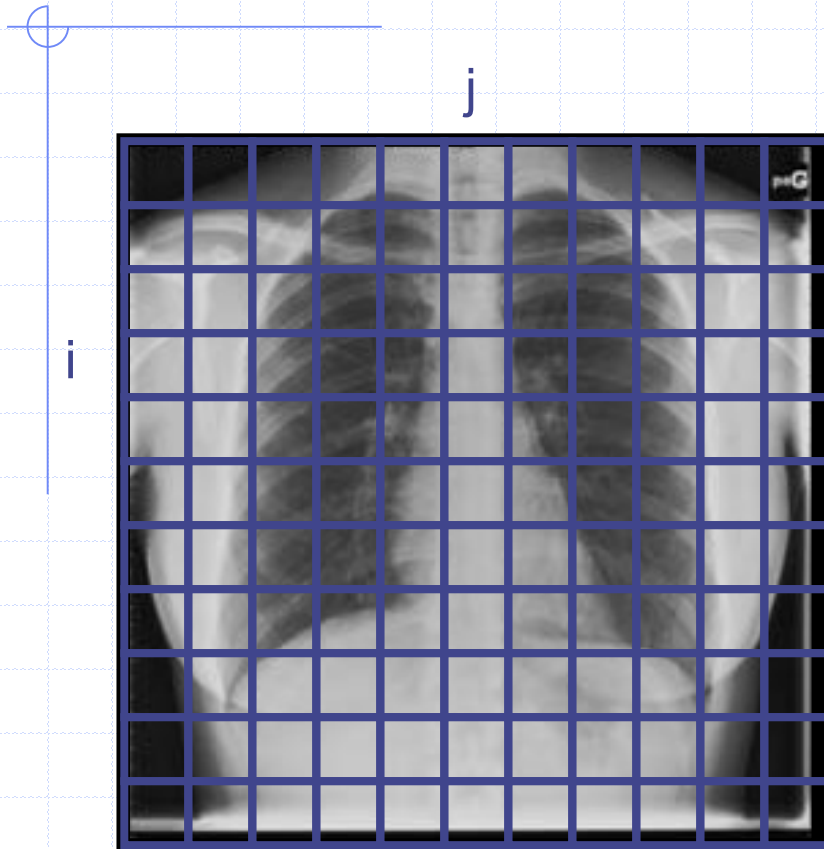
Théorème d'échantillonnage de Shannon:

Numérisation sans perte d'information



Dimension du pixel = $R/2$

EXEMPLE



Pixels

Exemple :

Résolution = $LMH = 1 \text{ mm}$

Taille du champ = $50 \times 50 \text{ cm}$

1 pixel nécessaire / 0.5 mm

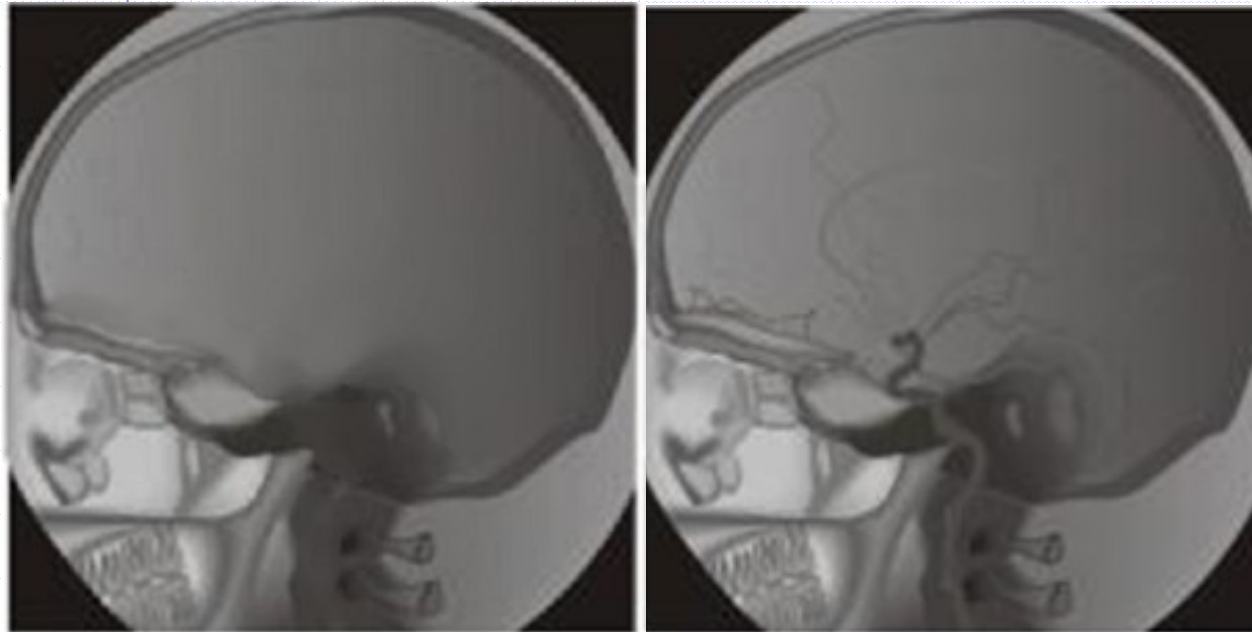
Soit 2 pixels/mm

Donc $1000 \text{ pixels pour } 500 \text{ mm}$

↪ Image 1024×1024

Codée sur un octet : 1 Mo

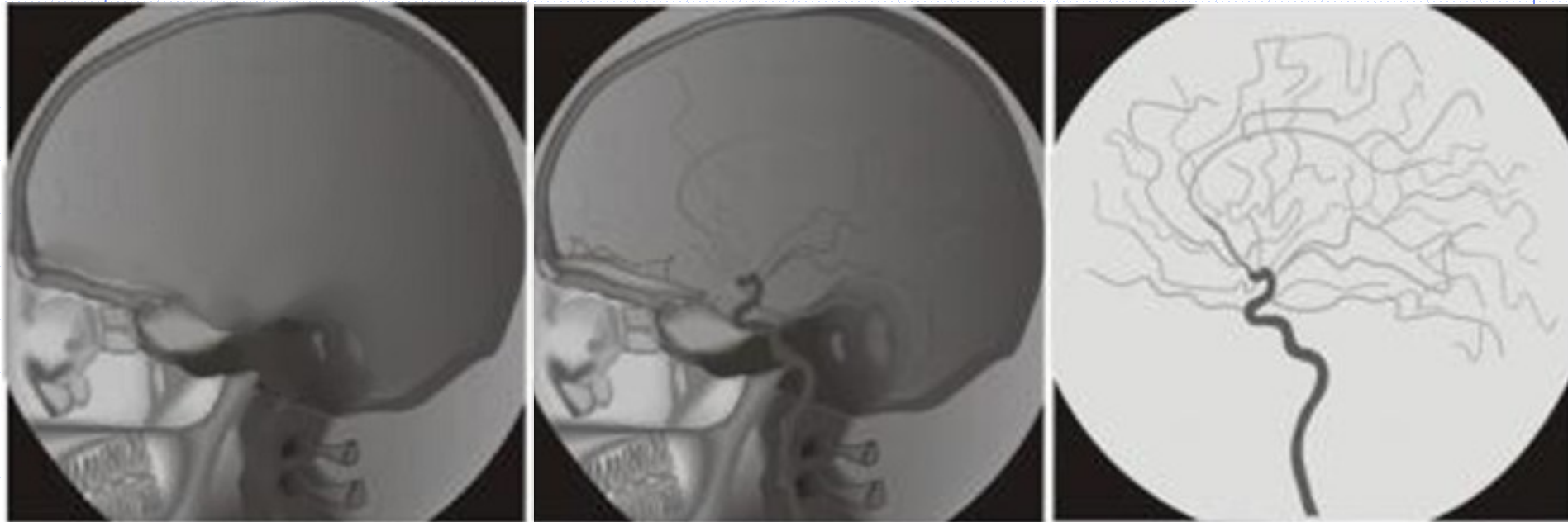
ANGIOGRAPHIE NUMÉRISÉE



A : sans PDC

B : avec PDC

ANGIOGRAPHIE NUMÉRISÉE

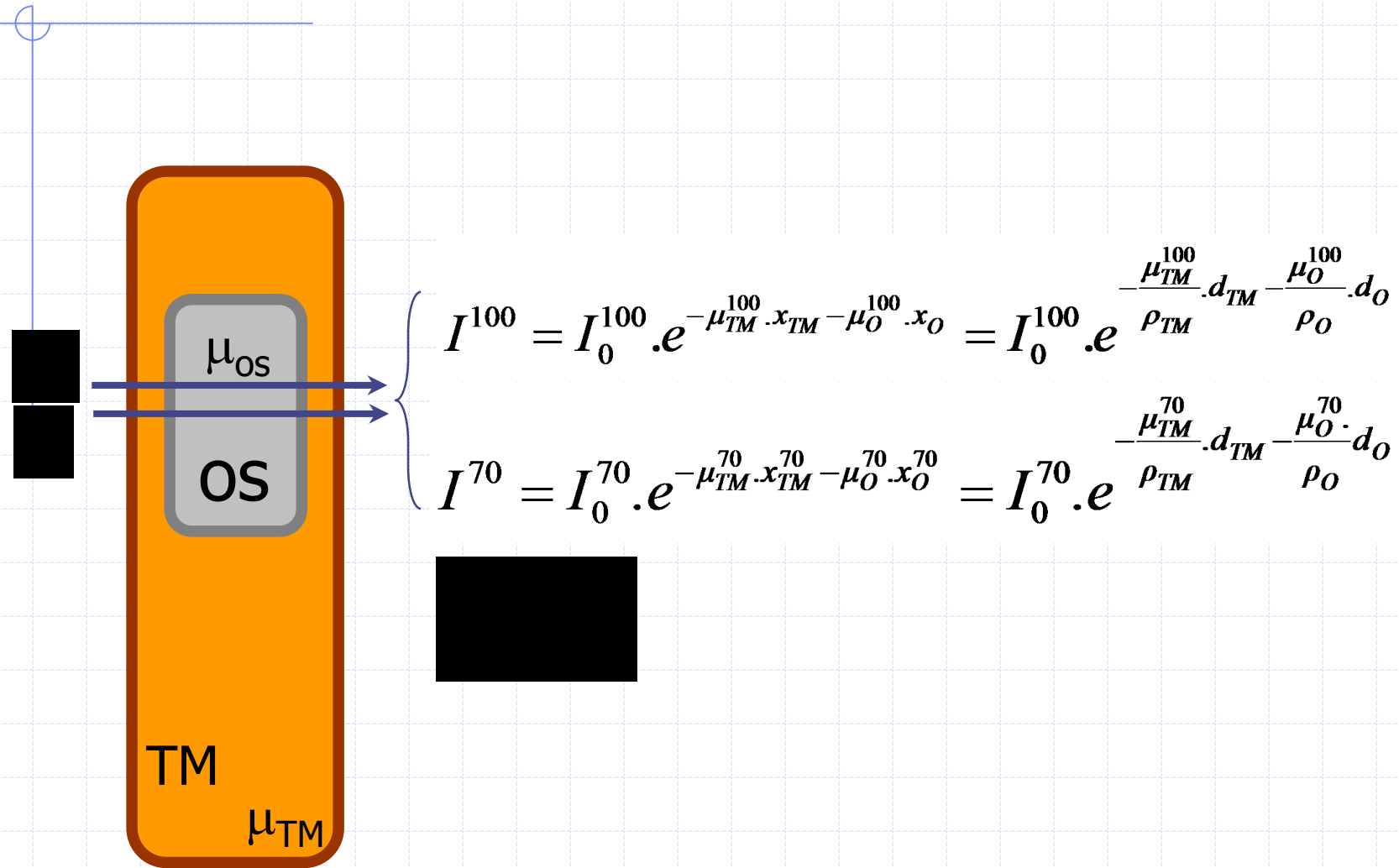


A : sans PDC

B : avec PDC

$$C(i,j)=B(i,j)-A(i,j)$$

OSTEODENSITOMETRIE



OSTEODENSITOMETRIE (DEXA)

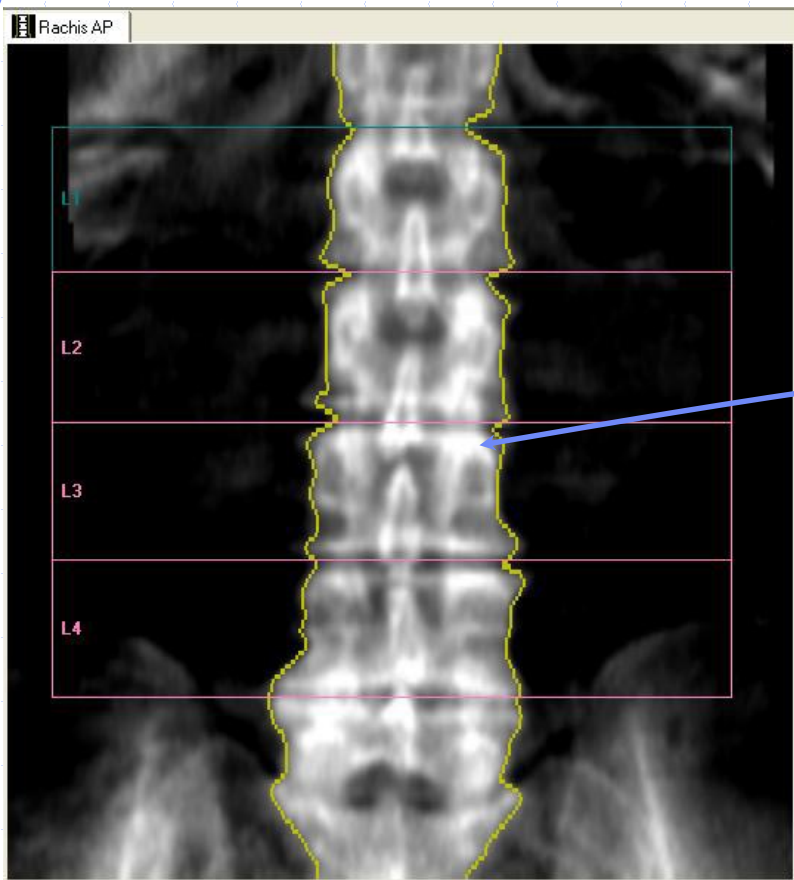


IMAGE DE SYNTHESE

Image non diagnostique

Densitométrie			
Référence			
Tendance			
Informations			
Densitométrie			
Région	DMO (g/cm²)	CMO (g)	Surface (cm²)
L1	0,979	12,41	12,68
L2	1,075	14,71	13,68
L3	1,080	14,58	13,49
L4	1,035	15,90	15,36
L1-L2	1,029	27,11	26,36
L1-L3	1,046	41,69	39,85
L1-L4	1,043	57,59	55,21
L2-L3	1,077	29,28	27,18
L2-L4	1,062	45,18	42,54
L3-L4	1,056	30,47	28,85

$$-\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O$$

$$-\ln \frac{I^{70}}{I_0^{70}} = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{70}}{\rho_O} \cdot d_O$$

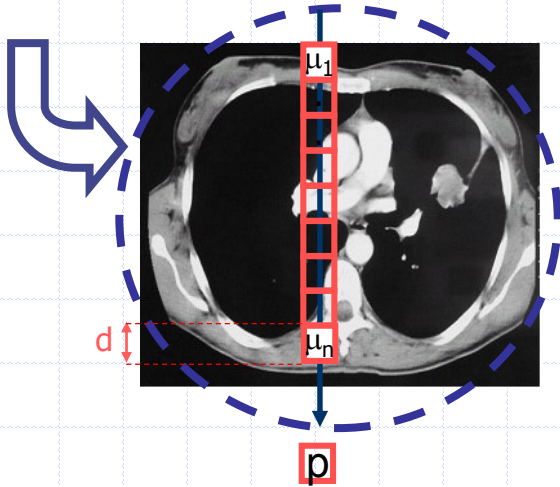
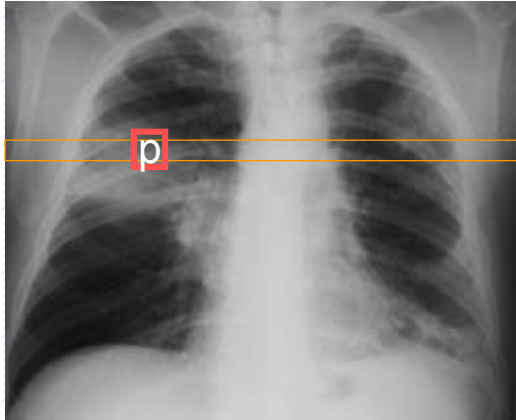
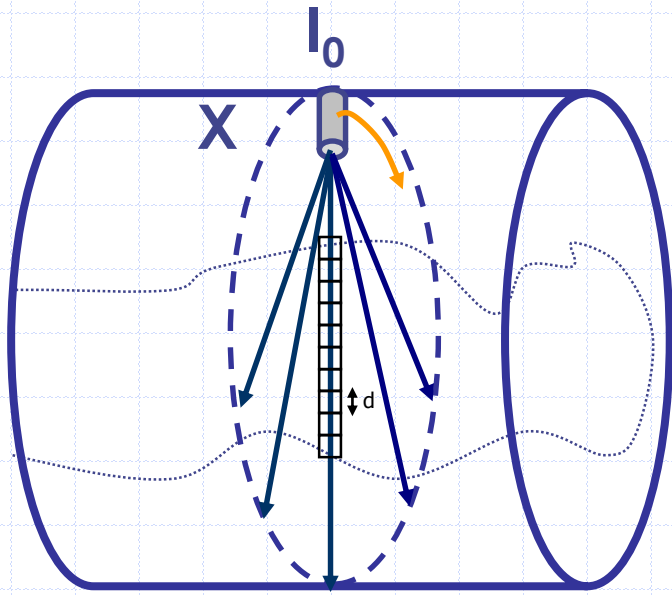
Système linéaire de 2 équations à 2 inconnues (d_O et d_{TM})

Résultats standards
Sélectionner la région :
Onglet Résultats : flèches gauche/droite
Onglet Image : ongle/shift+onglet

flèches haut/bas

164,0 cm 60,0 kg Blanc Femme

TOMOGRAPHIE DE TRANSMISSION (Scanner X)

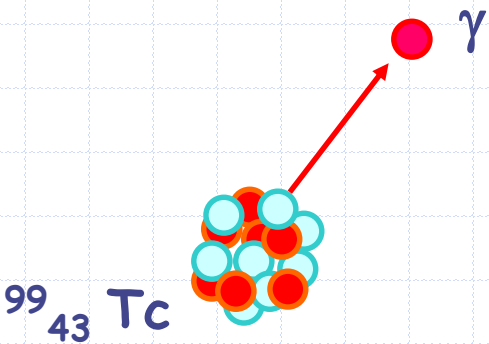
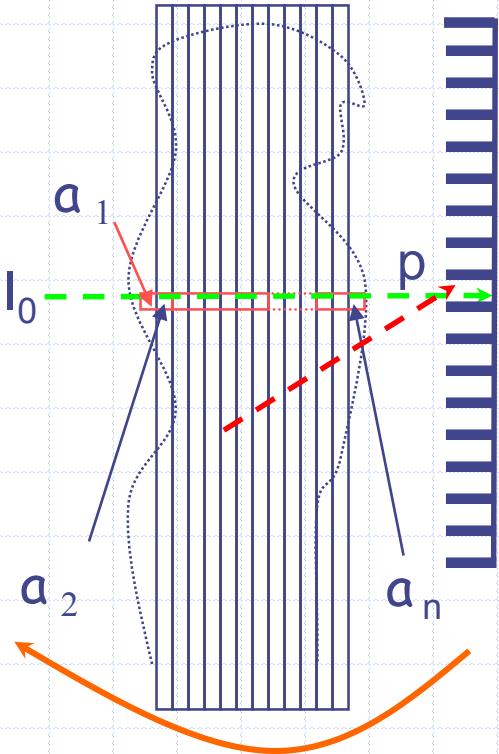


$$I = I_0 \cdot e^{-d \sum \mu_i}$$

$$-\frac{1}{d} \ln \frac{I}{I_0} = p = \sum \mu_i \Rightarrow \boxed{p = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n}$$

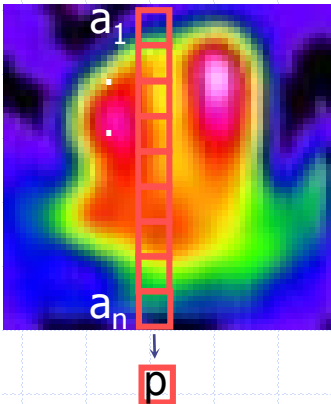
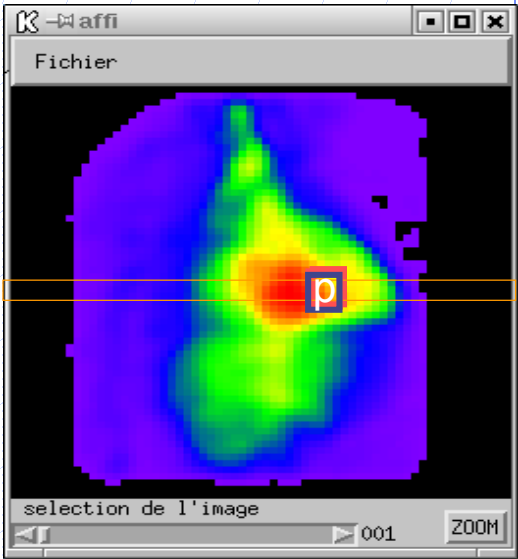
1 équation à n inconnues

TOMOGRAPHIE D'EMISSION (SPECT-PET)

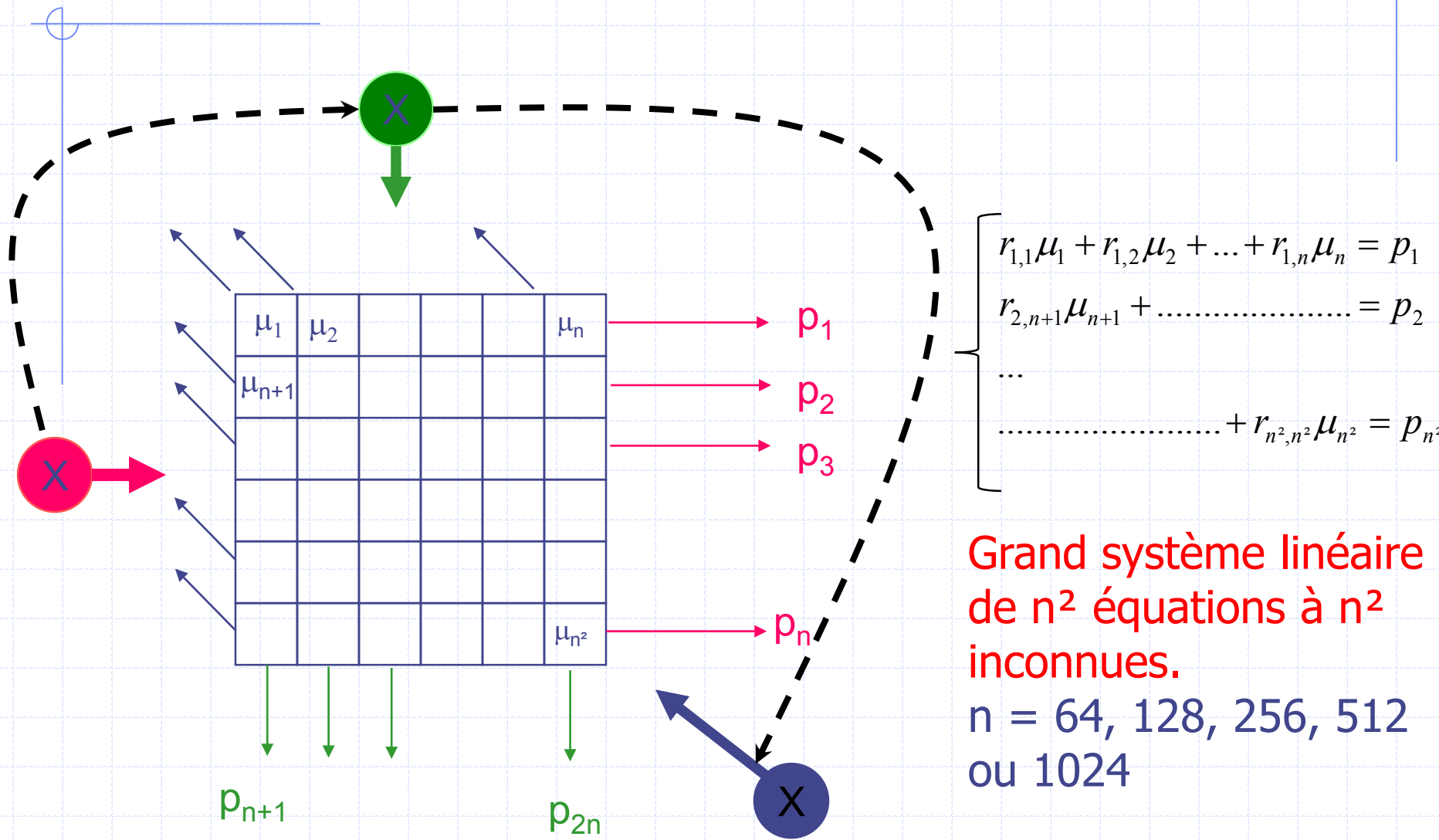


$$p = a_1 + a_2 + \dots + a_n$$

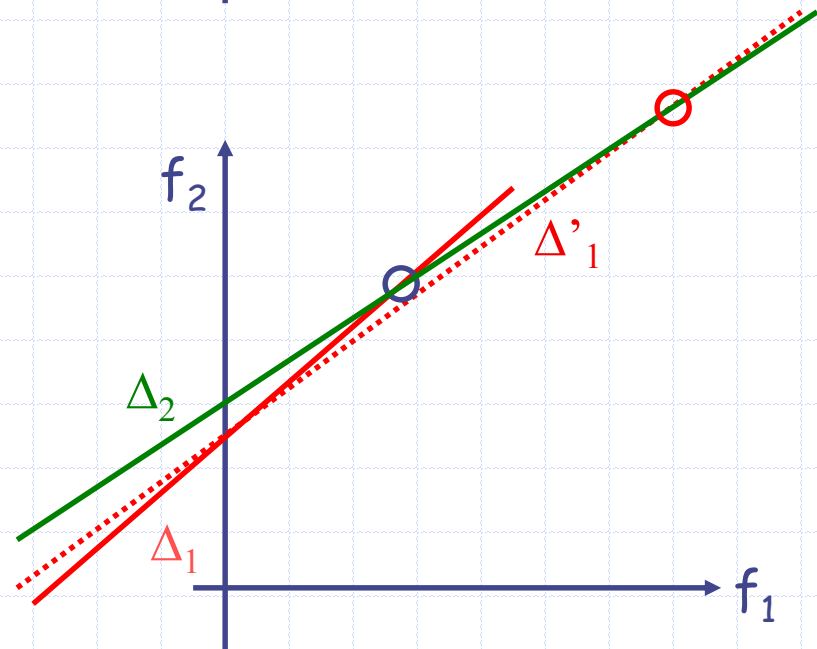
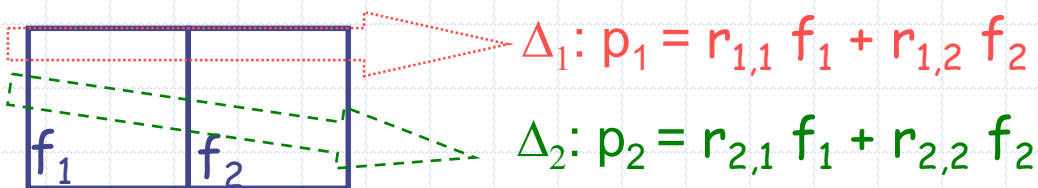
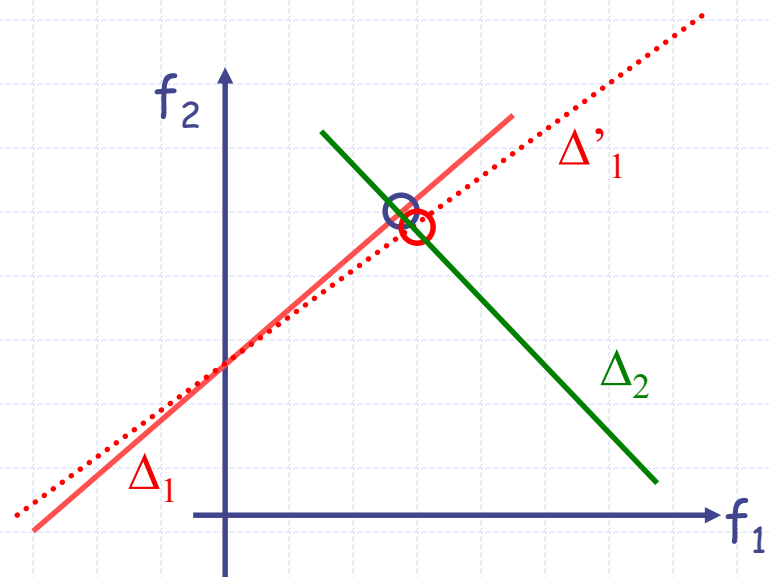
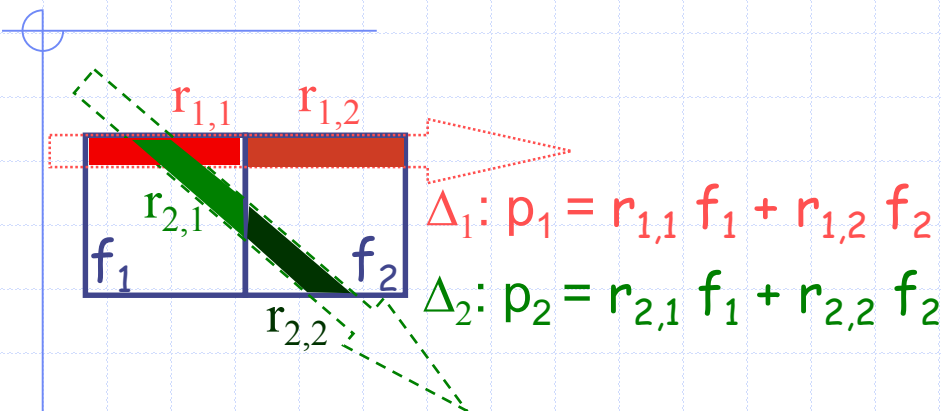
1 équation à n inconnues



TOMOGRAPHIE = SYST. LINEAIRE

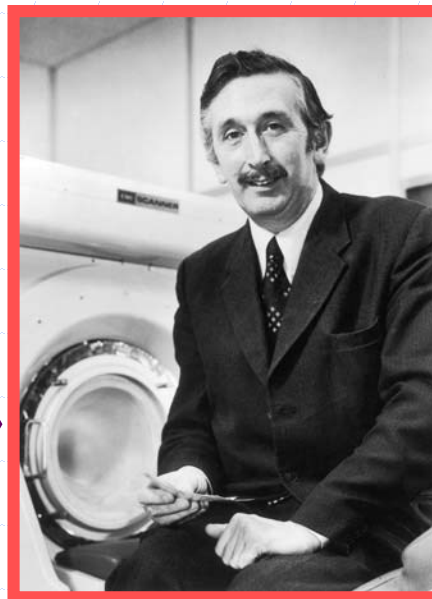


DIFFICULTE

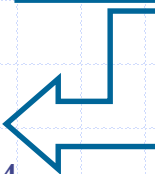


512² = 262 144
Problème « instable »

SOLUTION



G. Hounsfield 1919-2004



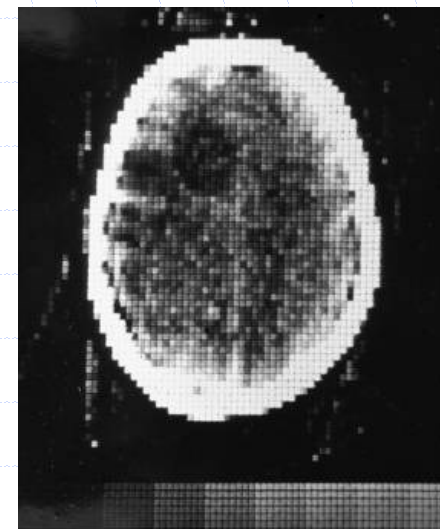
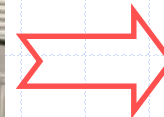
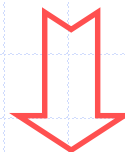
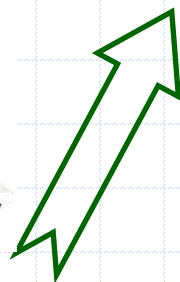
$$\hat{p}_{\vec{\theta}}(\sigma) = \hat{f}(\sigma, \vec{\theta})$$



J. Radon
1887-1956



S. Kaczmarz
1895-1940

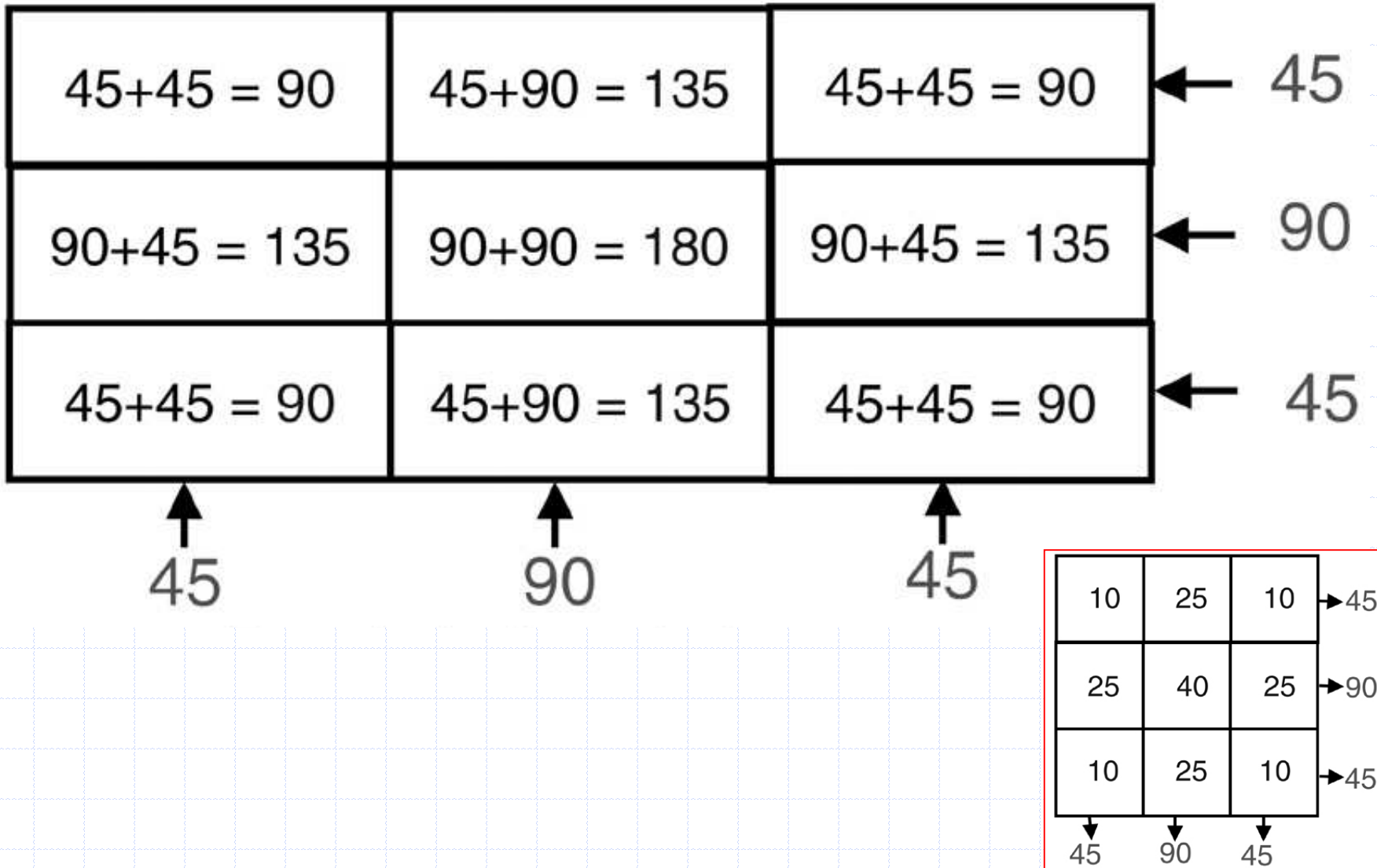


RECHERCHE D'UN ALGORITHME

10	25	10	→ 45
25	40	25	→ 90
10	25	10	→ 45
↓ 45	↓ 90	↓ 45	

			→ 45
	?		→ 90
			→ 45
↓ 45	↓ 90	↓ 45	

RETRO-PROJECTION



RETRO-PROJECTION NORMALISEE

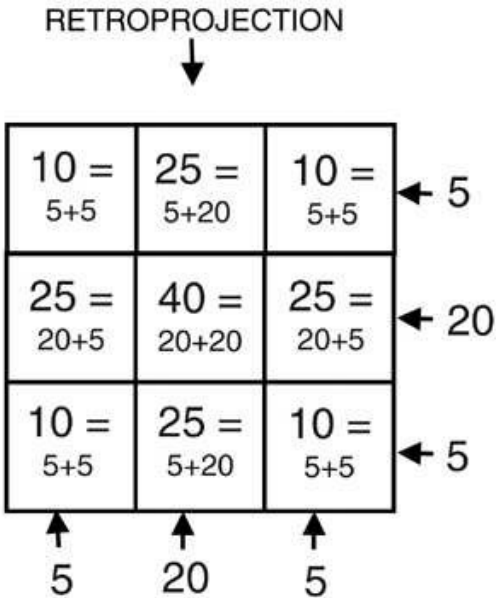
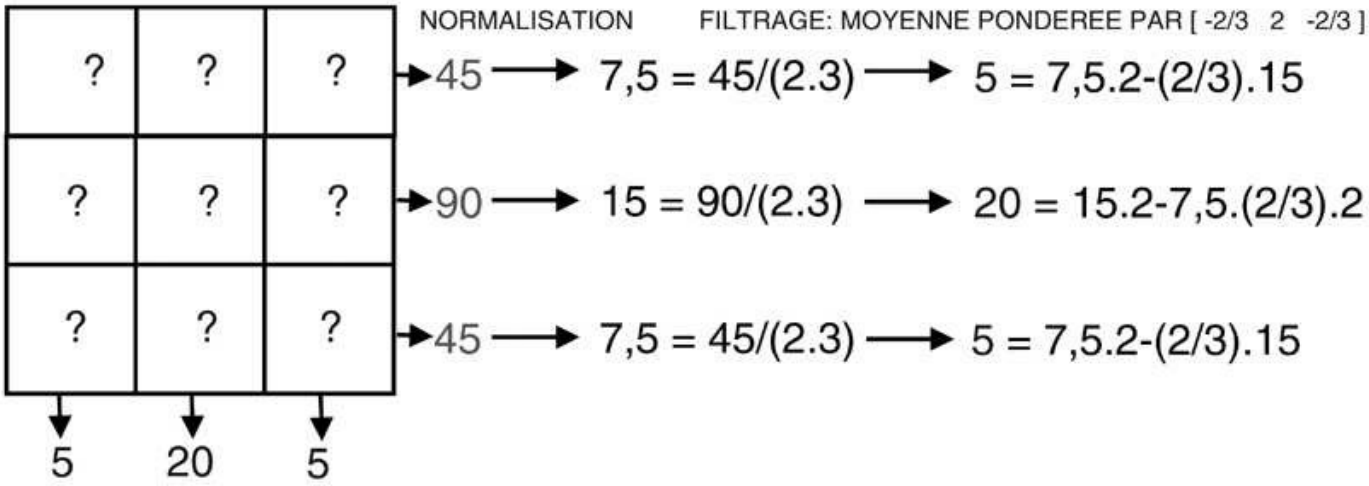
$\frac{1}{2} \left(\frac{45}{3} + \frac{45}{3} \right) = 15$	$\frac{1}{2} \left(\frac{45}{3} + \frac{90}{3} \right) = 22,5$	$\frac{1}{2} \left(\frac{45}{3} + \frac{45}{3} \right) = 15$	← 45
$\frac{1}{2} \left(\frac{90}{3} + \frac{45}{3} \right) = 22,5$	$\frac{1}{2} \left(\frac{90}{3} + \frac{90}{3} \right) = 30$	$\frac{1}{2} \left(\frac{90}{3} + \frac{45}{3} \right) = 22,5$	← 90
$\frac{1}{2} \left(\frac{45}{3} + \frac{45}{3} \right) = 15$	$\frac{1}{2} \left(\frac{45}{3} + \frac{90}{3} \right) = 22,5$	$\frac{1}{2} \left(\frac{45}{3} + \frac{45}{3} \right) = 15$	← 45

N = Nombre de pixels sur lesquels a lieu la rétroprojection

P = Nombre de projections rétroprojetées dans le pixel

10	25	10	→ 45
25	40	25	→ 90
10	25	10	→ 45
↓ 45	↓ 90	↓ 45	

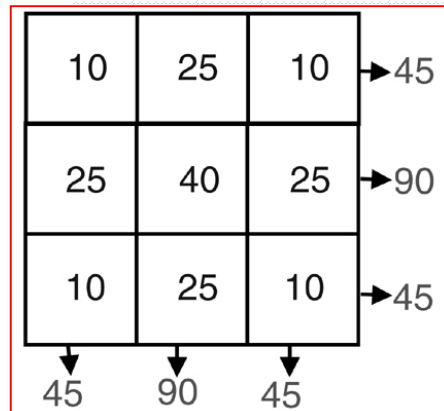
RETRO-PROJECTION FILTREEE



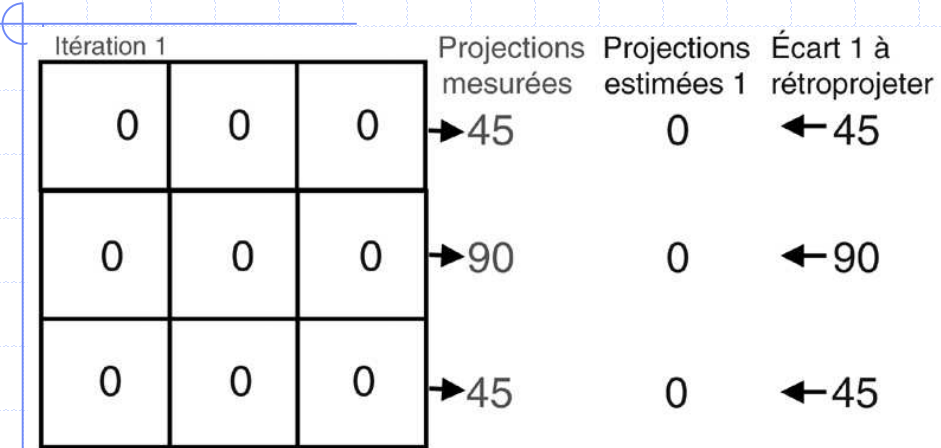
La reconstruction est obtenue par
rétroprojection
normalisée (par N et P) des projections
modifiées par une
moyenne pondérée
avec leurs voisines



J. Radon
1887-1956



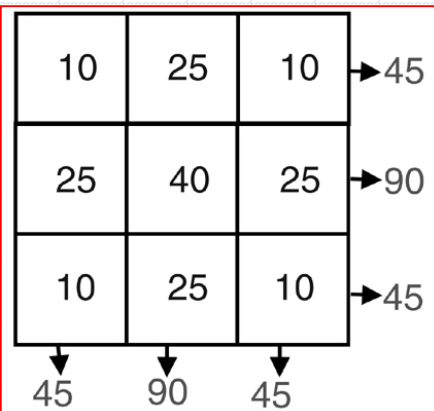
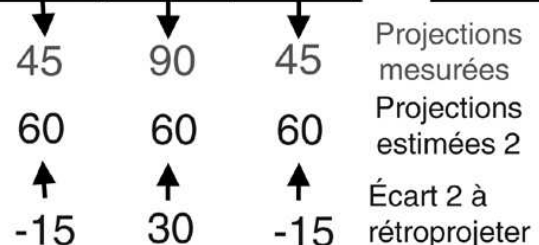
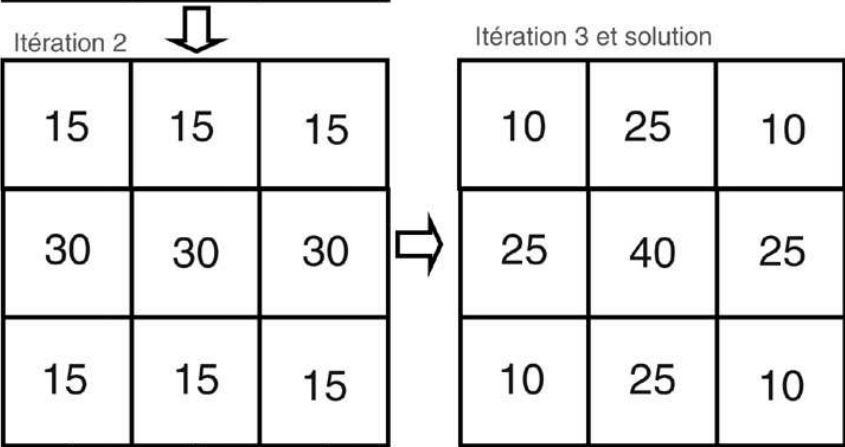
TECHNIQUE DE RECONSTRUCTION ALGEBRIQUE



A chaque itération, on corrige chaque pixel sur une projection en lui ajoutant la rétroprojection normalisée (par N) de la différence entre projections acquise et mesurée.



S. Kaczmarz
1895-1940



MLEM (MAXI DE VRAISSEMBLANCE)

Itération 1: initialisation			Projections mesurées	Projections estimées 1	Rapport
1	3	1	→45	5	←9
3	4	3	→90	10	←9
1	3	1	→45	5	←9

A chaque itération, on corrige chaque pixel individuellement en le **multipliant** par la **moyenne des rapports entre projections acquises et mesurées** qui concernent ce pixel.

Itération 2					
9	27	9	$f_{i=1}^{iter2} = 1. \frac{1}{2} \left(\frac{45}{5} + \frac{45}{5} \right) = 9$		
27	36	27	$f_{i=2}^{iter2} = 3. \frac{1}{2} \left(\frac{45}{5} + \frac{90}{10} \right) = 27$		
9	27	9	$f_{i=5}^{iter2} = 4. \frac{1}{2} \left(\frac{90}{10} + \frac{90}{10} \right) = 36$		
↓45	↓90	↓45	Projections mesurées		
45	90	45	Projections estimées 2		
↑1	↑1	↑1	Rapports = 1:		
			Convergence atteinte		

MLEM est désormais l'algorithme universellement utilisé en tomodensitométrie (scanner X) et en tomoscintigraphie (TEMP et TEP)

SYNTHESE

- Définitions des notions de
 - ♦ Pixels, niveaux de gris,
 - ♦ palette de couleurs, fenêtre de visualisation
- Théorème d'échantillonnage (Shannon)
 - ♦ Taille du pixel = $LMH/2$
 - ♦ Attention : ne confondez pas avec l'effet de volume partiel
- Principe de l'angiographie numérisée
- Principe de l'ostéodensitométrie
- Principe de la tomographie
 - ♦ Grand système d'équations linéaires mal conditionné
 - ♦ Rétroprojection filtrée (RPF)
 - ♦ Reconstruction itérative (ART, MLEM, etc.)



Merci pour votre attention...

Les cours suivants vont détailler
les séméiologie des techniques
d'imagerie en radiologie,
échographie, IRM et scintigraphie