

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>

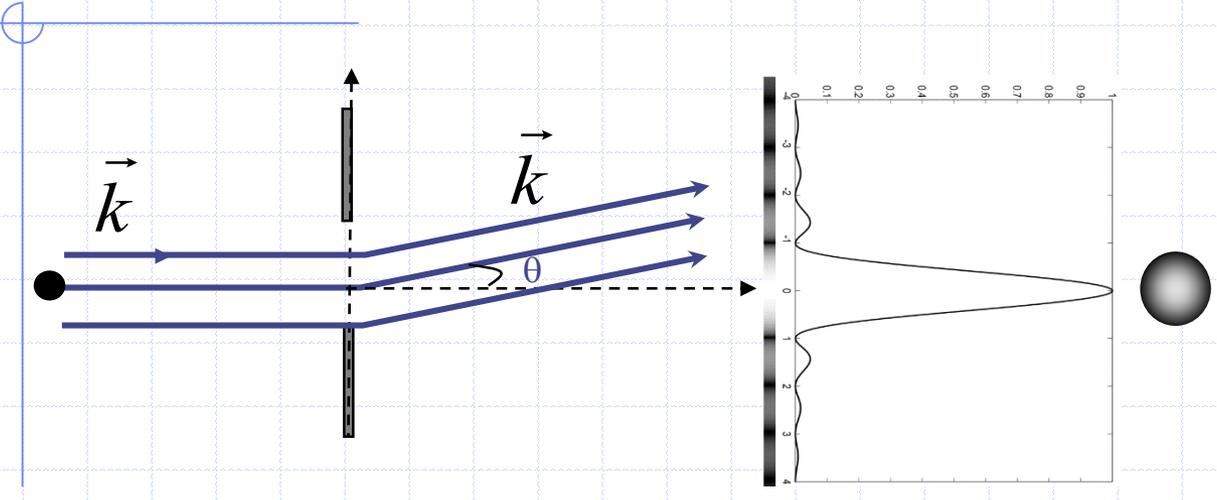
OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

- **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**

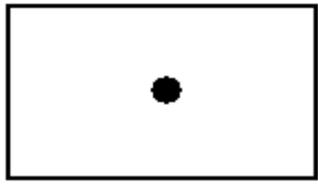
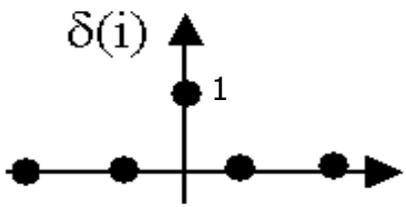
REPONSE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE

REPONSE IMPULSIONNELLE
RESOLUTION
CONTRASTE

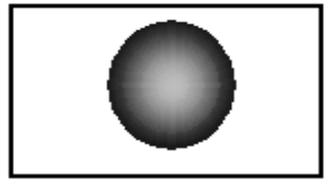
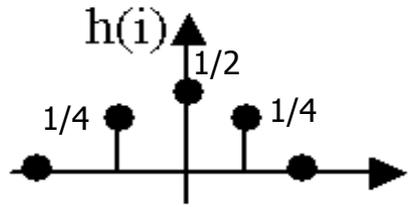
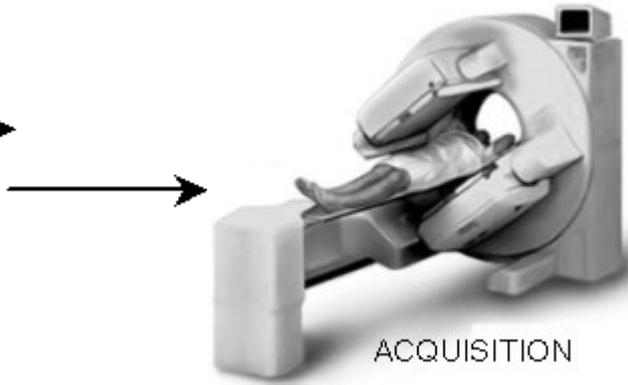
REPONSE D'UN IMAGEUR



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



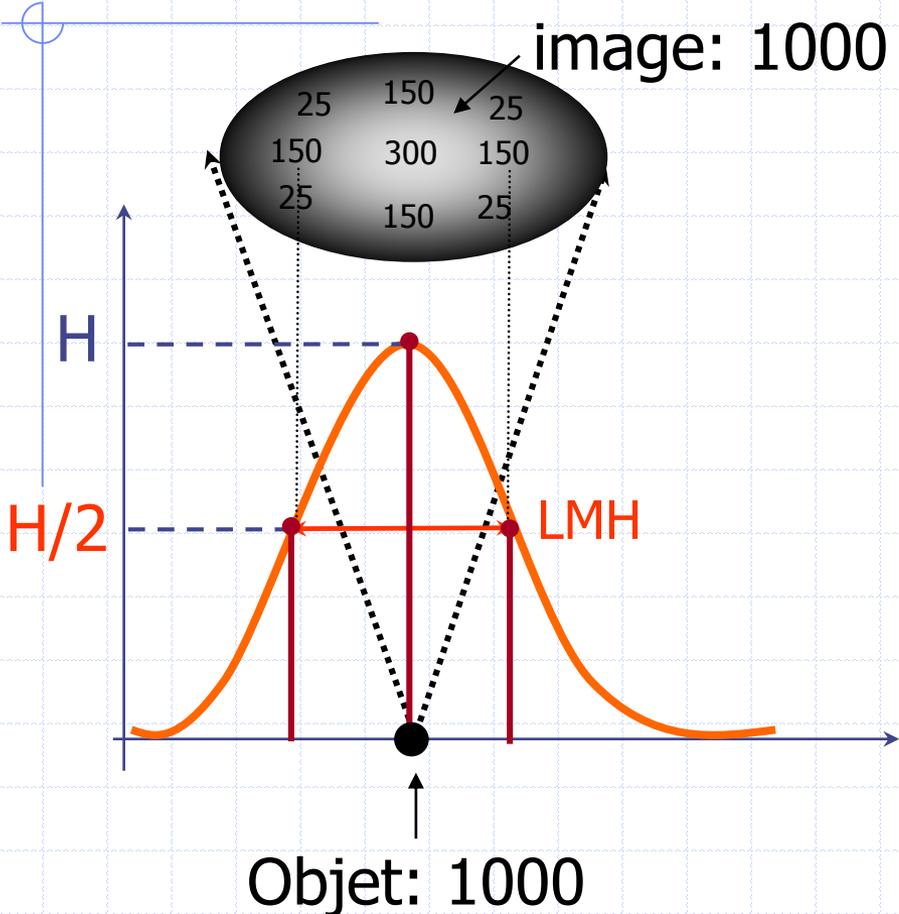
Objet ponctuel



$h(i)$

Réponse impulsionnelle
Image étendue (tâche)

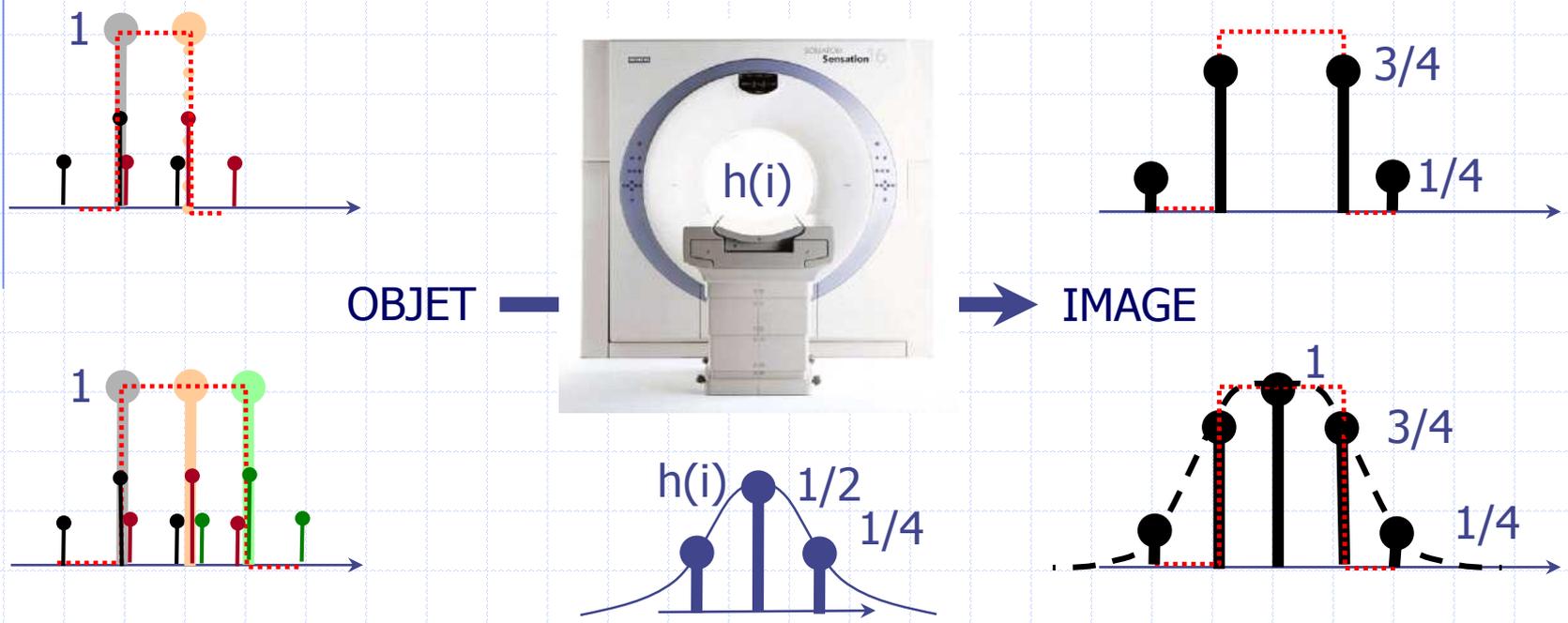
LARGEUR A MI-HAUTEUR



La **L**argeur à **Mi-H**auteur caractérise l'imageur
 $LMH = FWHM = Full\ Width\ at\ Half\ Maximum$

CONSTRUCTION DE L'IMAGE

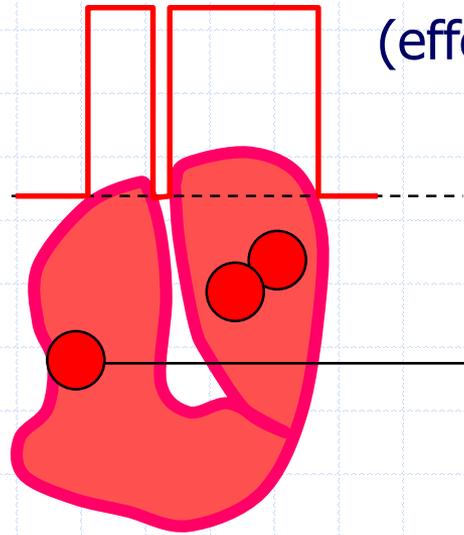
IMAGEURS LINEAIRES ET INVARIANTS DANS LA TRANSLATION:
LES REPONSES IMPULSIONNELLES S'AJOUTENT



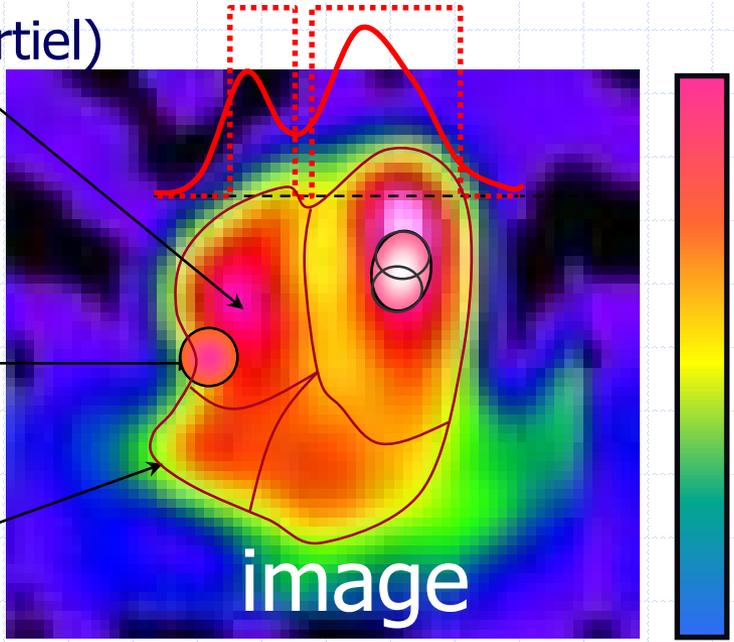
L'IMAGE EST LA MOYENNE DE L'OBJET, PONDEREE PAR LES VALEURS DE LA REPONSE IMPULSIONNELLE (**CONVOLUTION**)

1° Cq : LISSAGE

Sous-estimation
au centre du VD
(effet de volume partiel)
= artefact



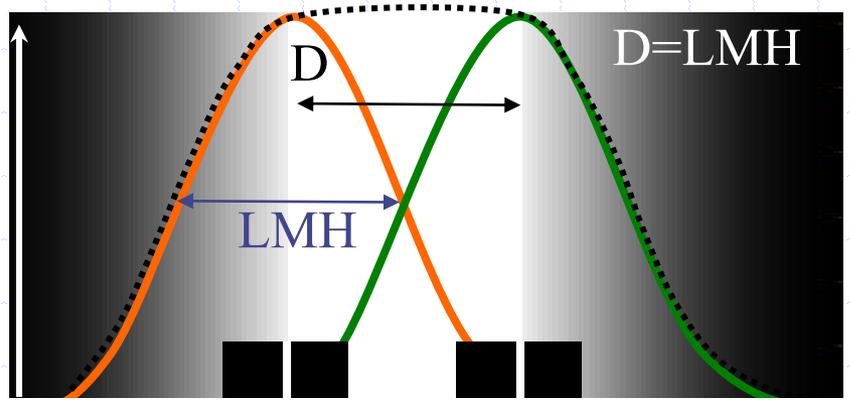
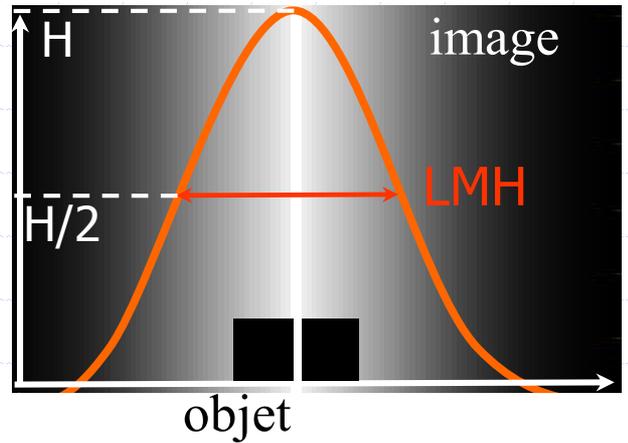
Objet =
cavités cardiaques
(activité constante
intraventriculaire)



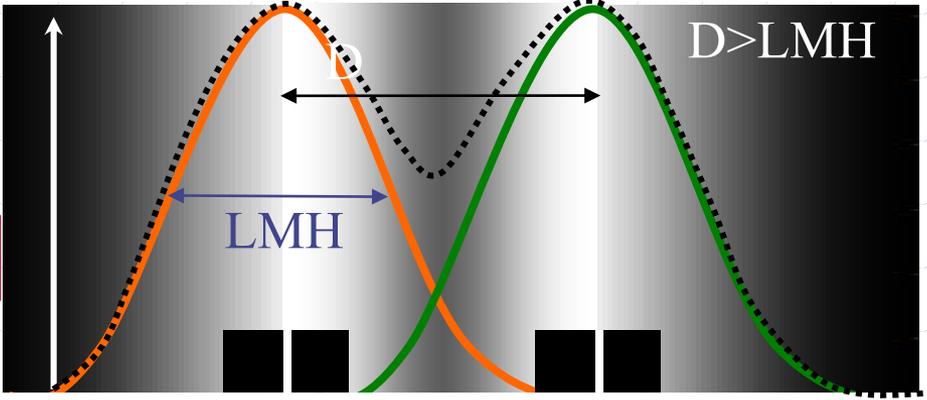
Lissage :
dégradé
sur le bord
= artefact

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

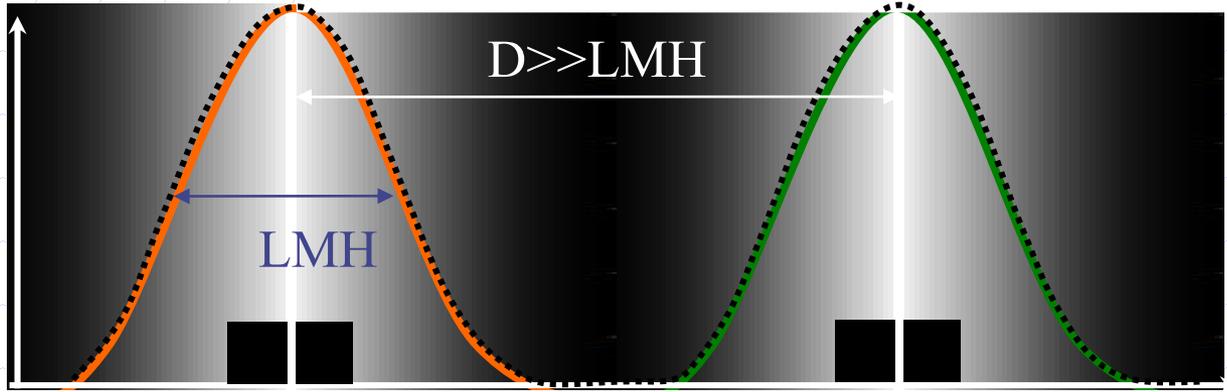
2° Cq: RESOLUTION



$D \leq LMH \Rightarrow$ images fusionnées

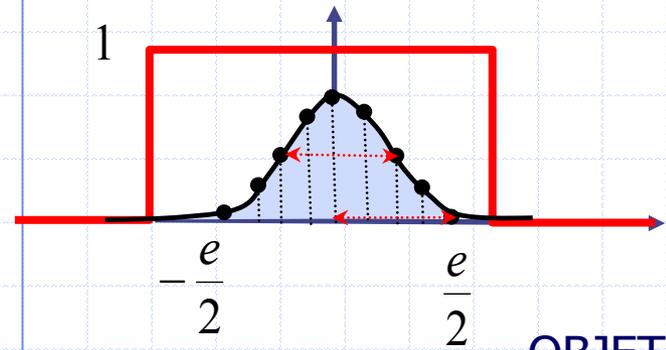


$D > LMH \Rightarrow$ images indépendantes



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

3° Cq: EFFET DE VOLUME PARTIEL

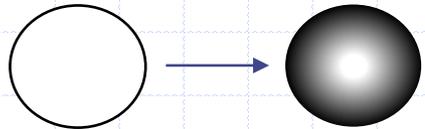


OBJET

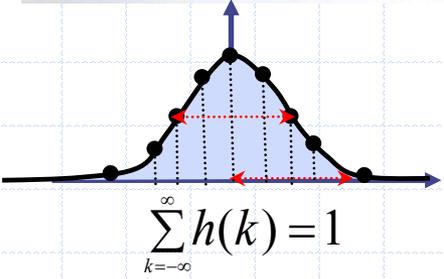
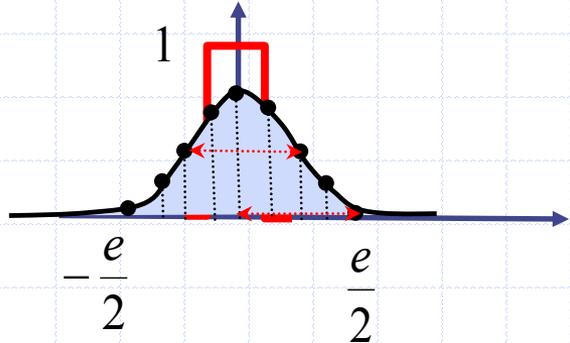


$h(i)$

IMAGE



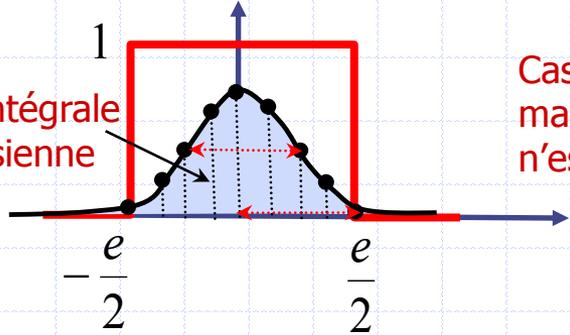
Le centre de l'image est transmis sans atténuation (à 1): le contraste est restitué dans l'image



$$\sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k) = 1$$



Le centre de l'image est atténué: le contraste est dégradé dans l'image,

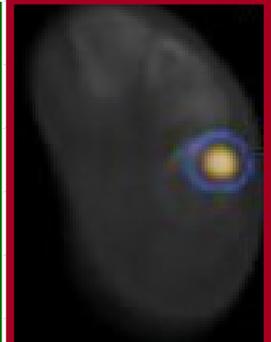
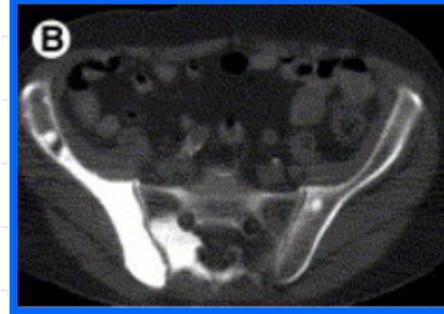
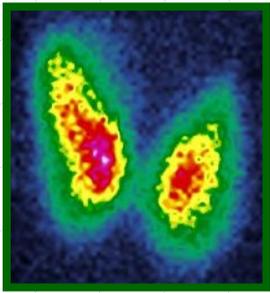
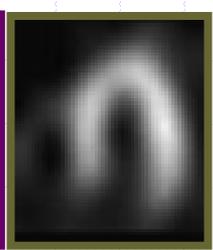
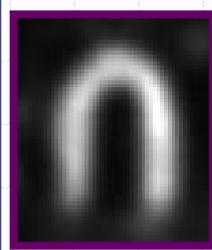
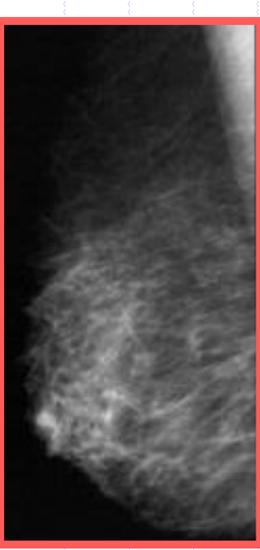
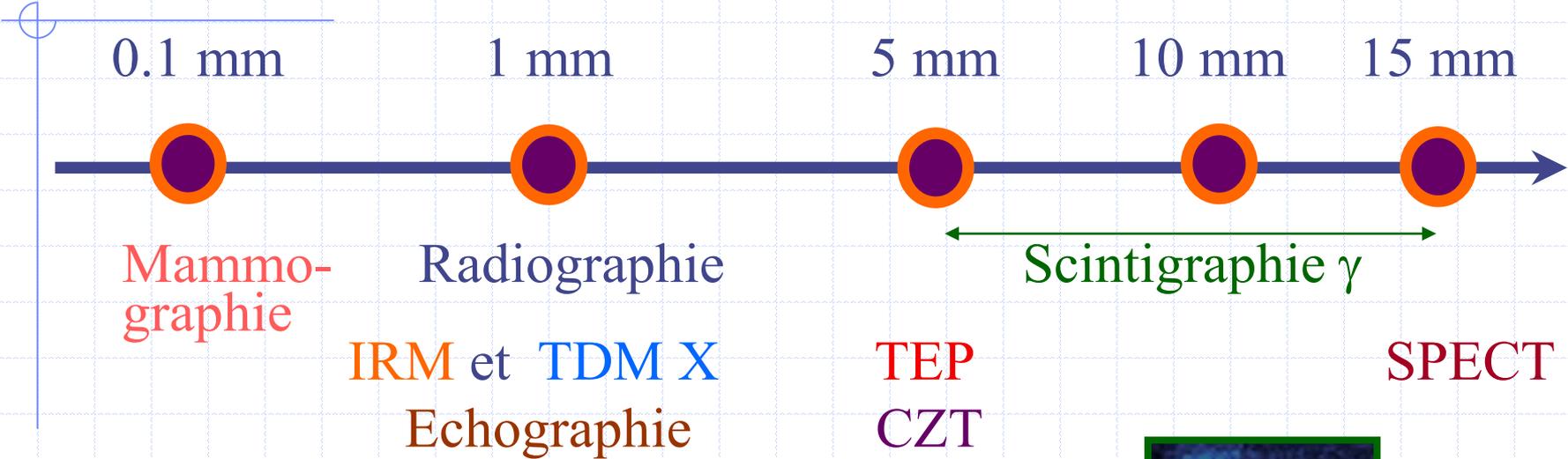


98% de l'intégrale de la gaussienne

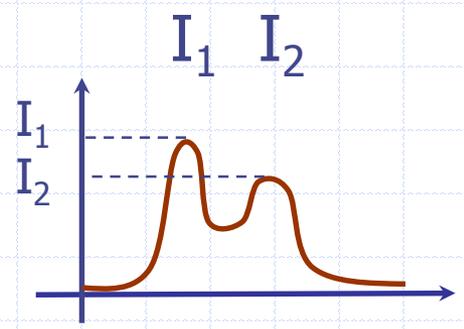
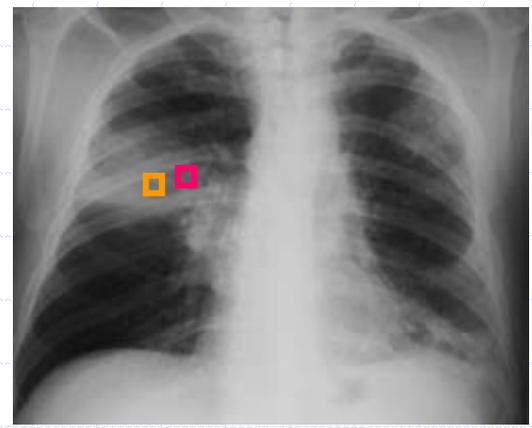
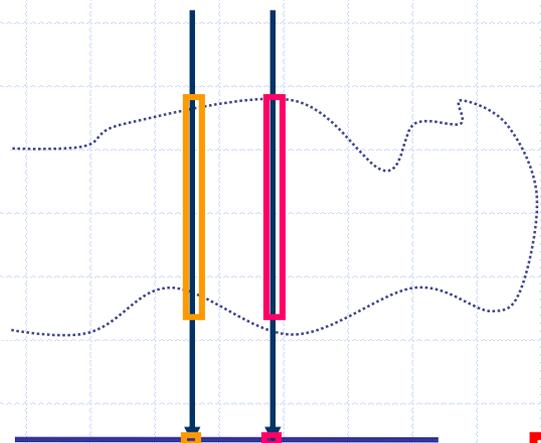
Cas limite : le contraste est maximal car le centre de l'image n'est pas atténué (à 2% près) si

$e > 2.LMH$
 \Rightarrow
 contraste au centre restitué

RESOLUTIONS EN MEDECINE

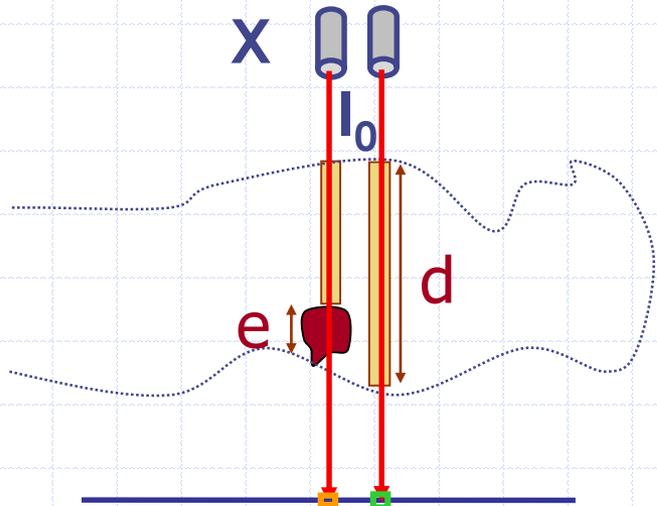


DEFINITION DU CONTRASTE



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

CONTRASTE EN RADIOLOGIE



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

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

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

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

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

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

Energie des photons

différence de densité sur e

CONTRASTE EN ECHOGRAPHIE

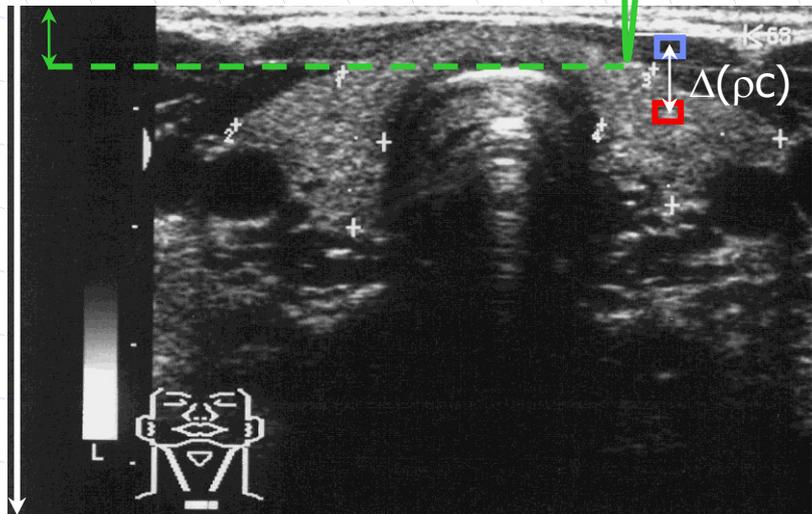


US

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

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

$y \propto \Delta t$

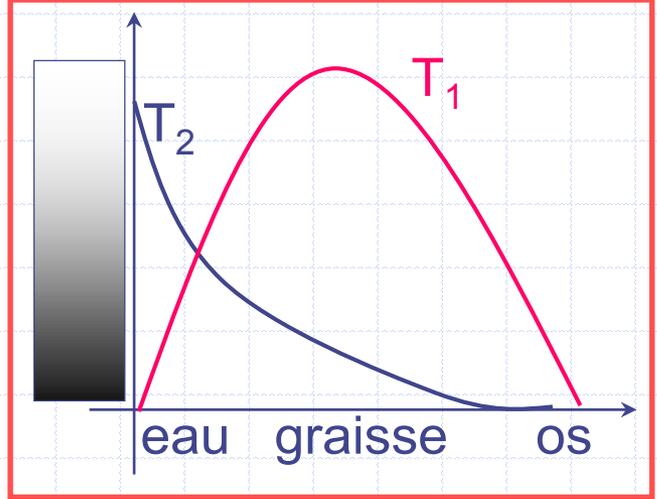
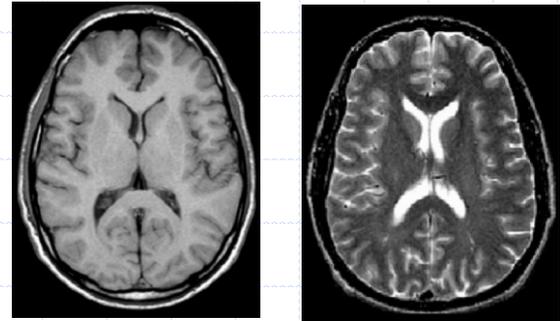
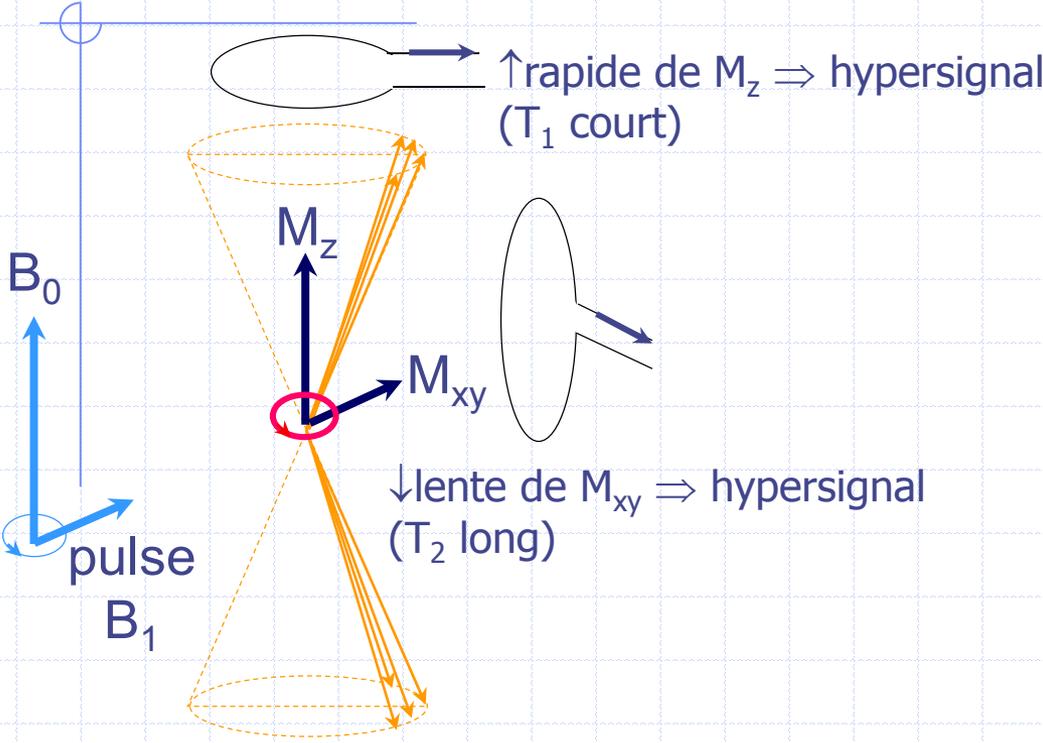


- Image d'interfaces entre tissus de densités différentes

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

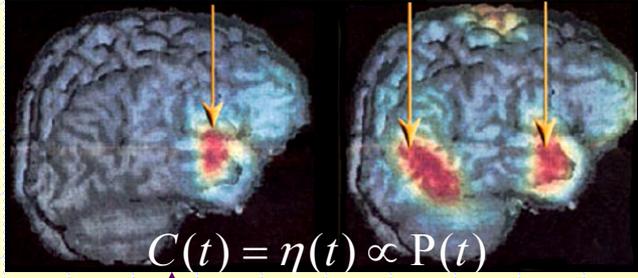
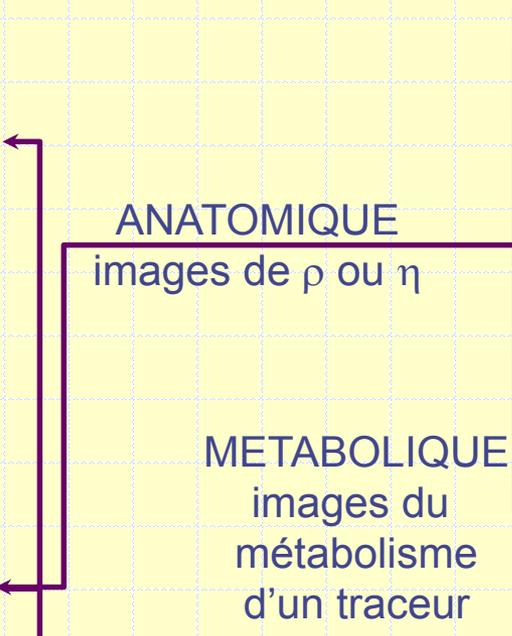
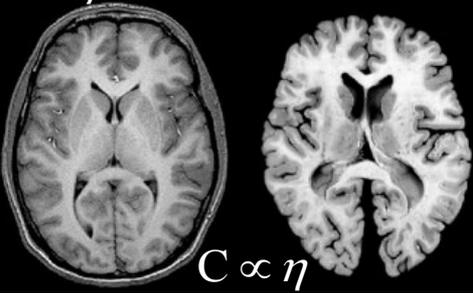
- RESOLUTION

- 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



FONCTIONNELLE
images = $f(t)$

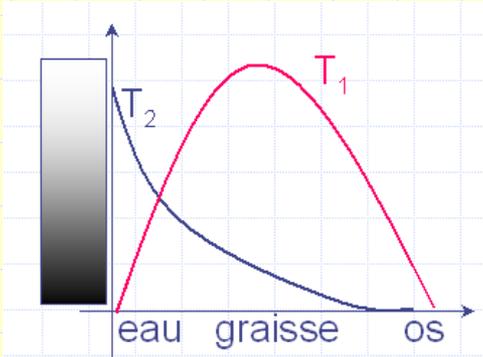
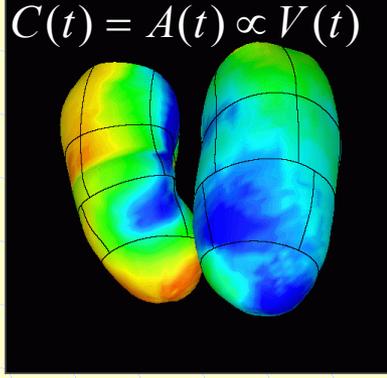
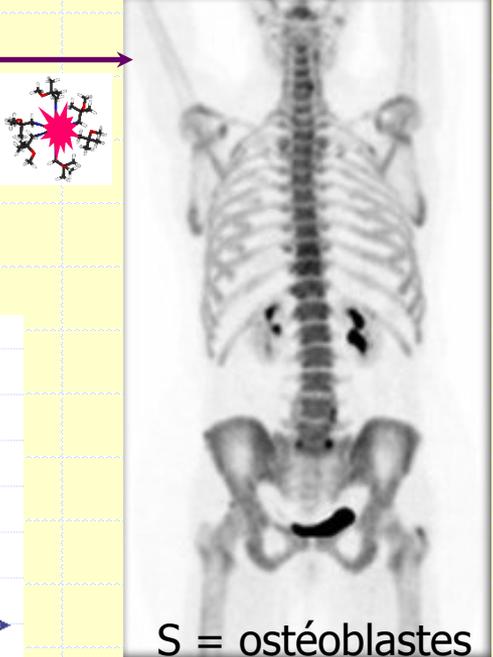
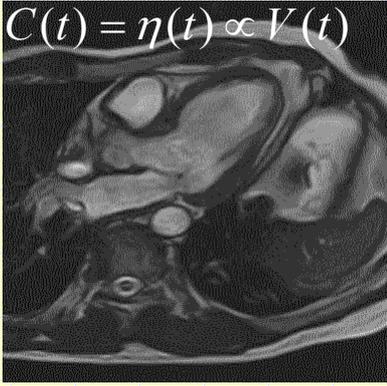


Image = signal 2D ou 3D continu

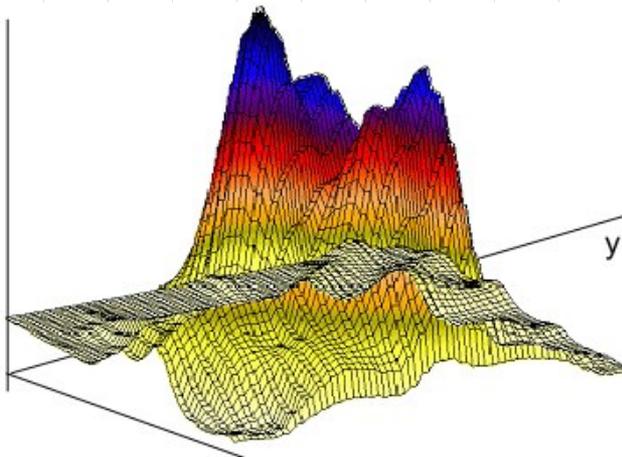
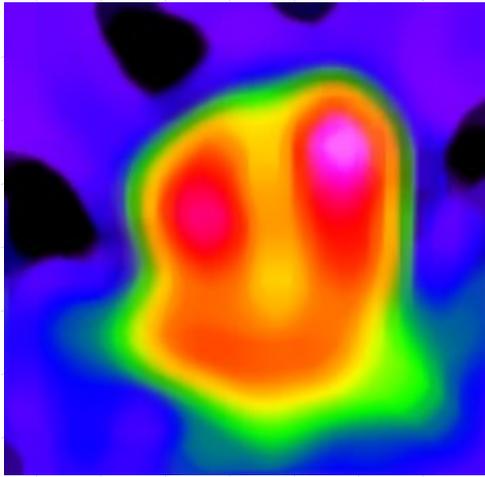


IMAGE ANALOGIQUE

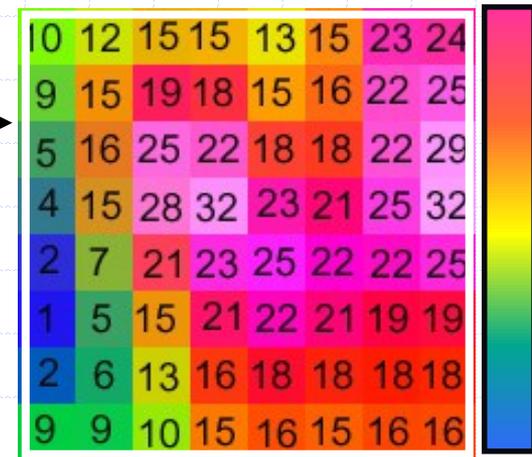
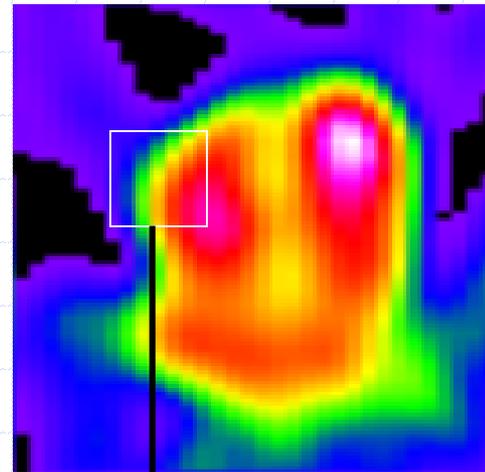
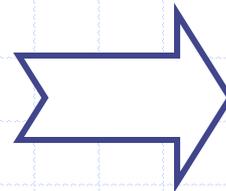
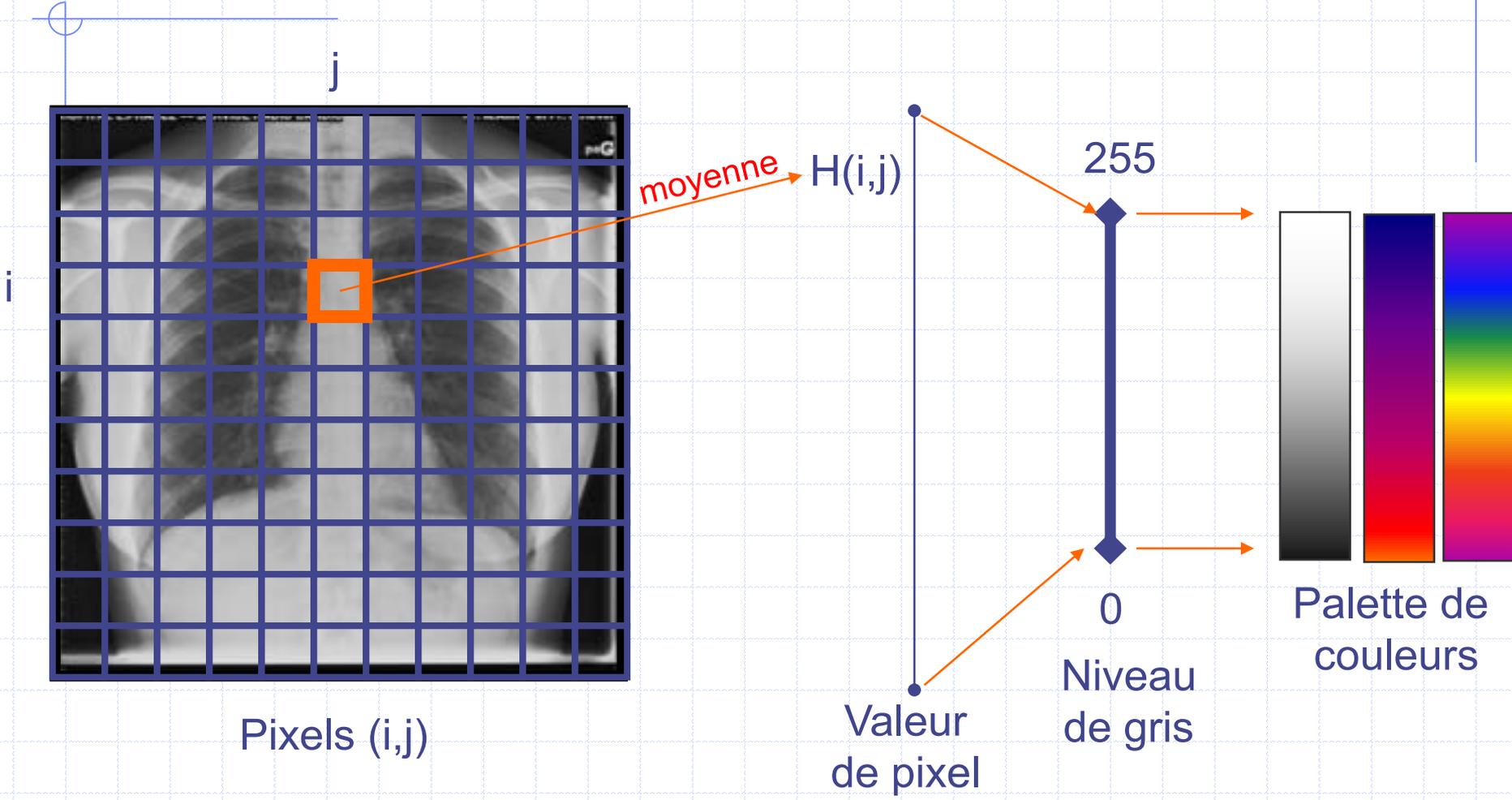
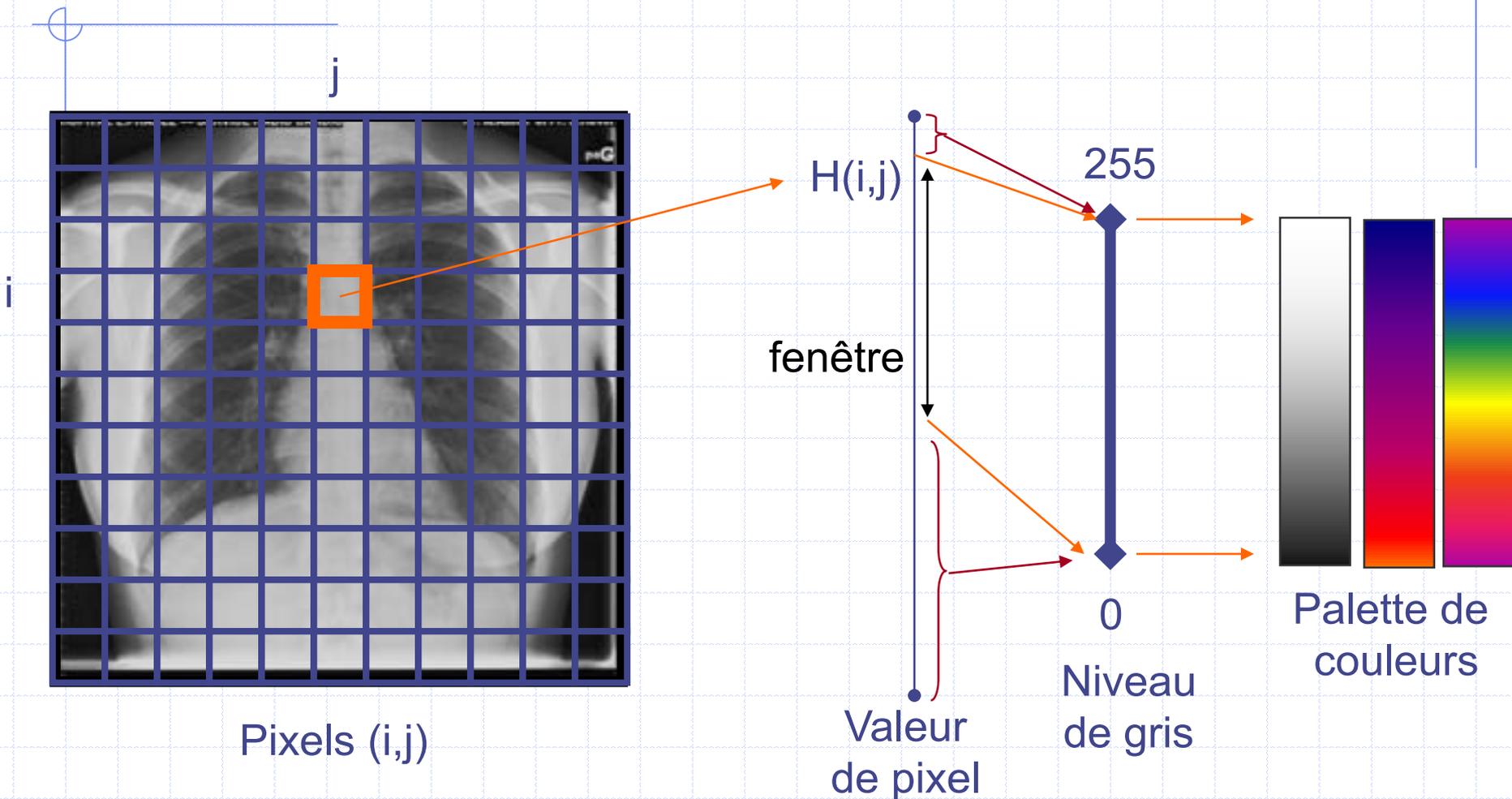


IMAGE NUMERIQUE

PALETTES ET FENETRES

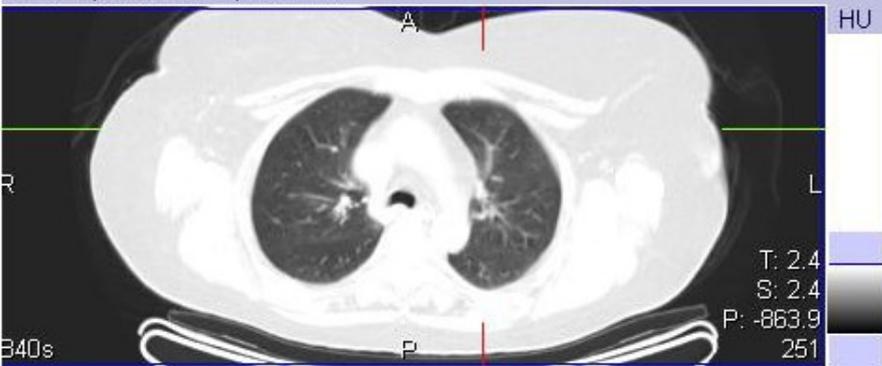


PALETTES ET FENETRES



Saturation des valeurs de pixels hors d'une fenêtre

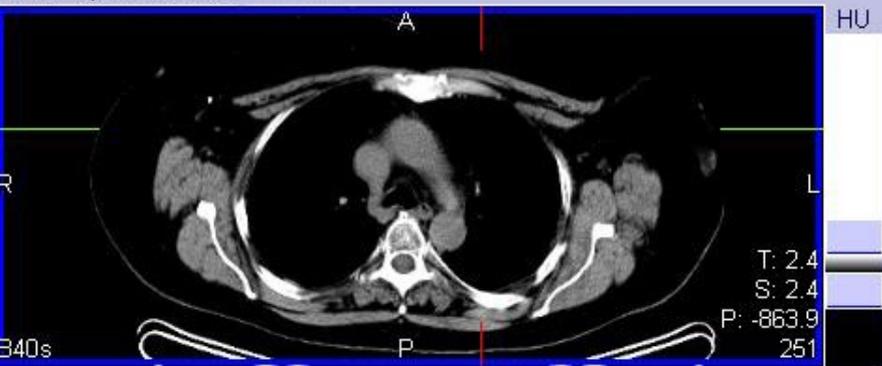
CT TAP epais 5.0 B40s



Poumon

HU(B:-1200,T:0.000061)

CT TAP epais 5.0 B40s



Tissus mous

HU(B:-85,T:165)

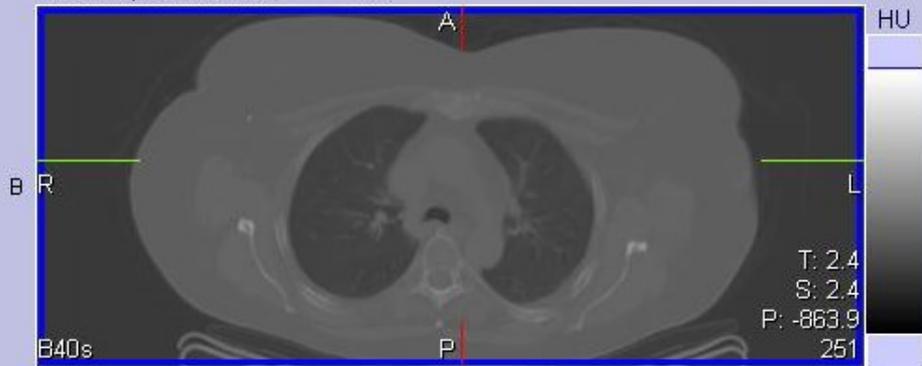
CT TAP epais 5.0 B40s



Cerveau

HU(B:-5.0,T:75)

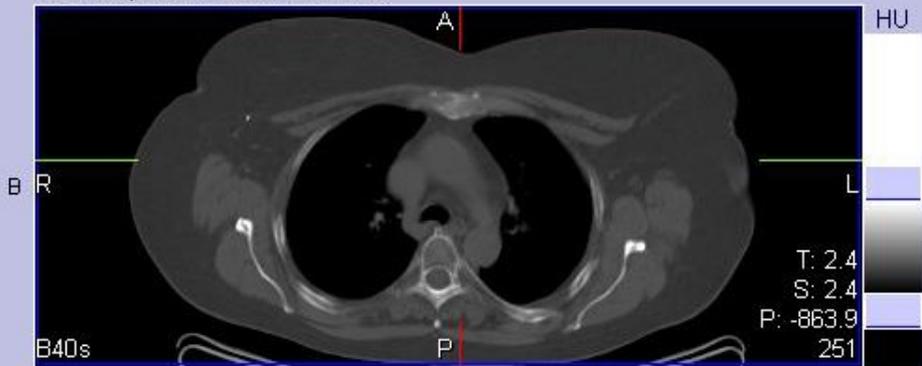
CT TAP epais 5.0 B40s



Pas de fenêtre

HU(B:-2476,T:3884)

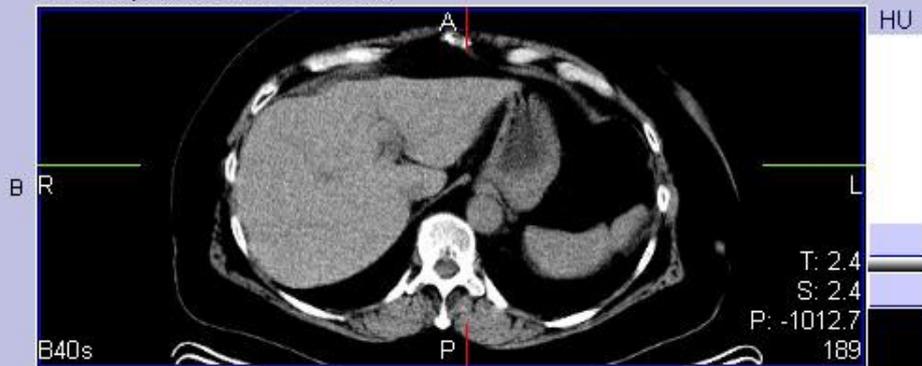
CT TAP epais 5.0 B40s



Os

HU(B:-400,T:1000)

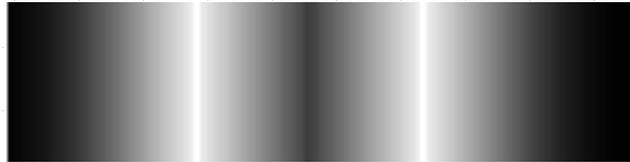
CT TAP epais 5.0 B40s



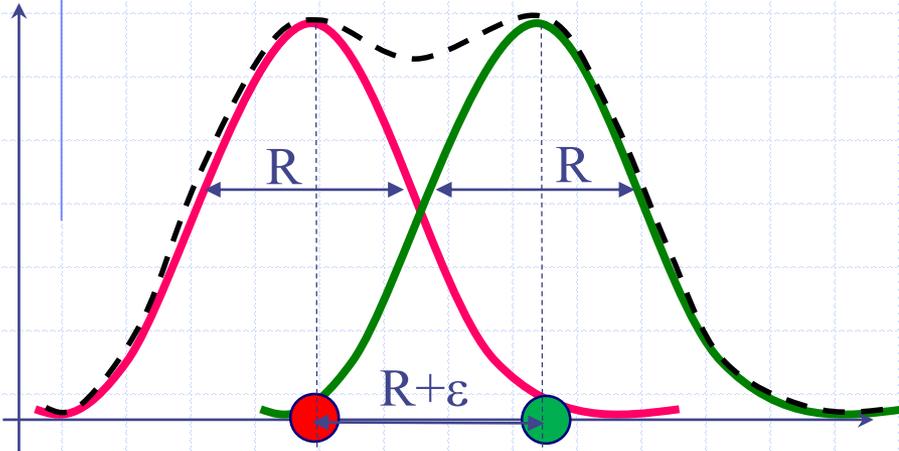
Foie

HU(B:-60,T:140)

TAILLE DES PIXELS



Appareil d'imagerie de LMH = R

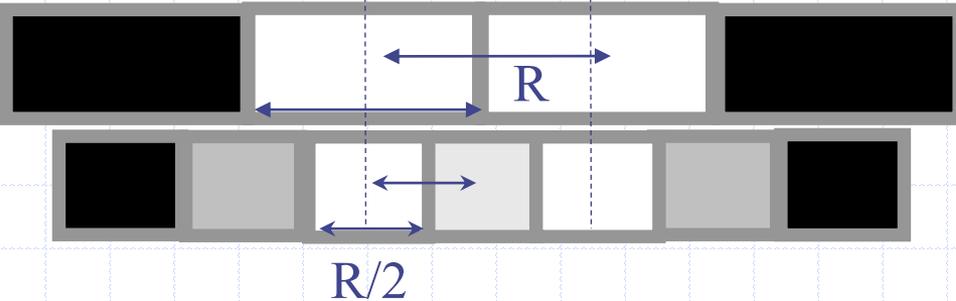


Théorème d'échantillonnage de Shannon:

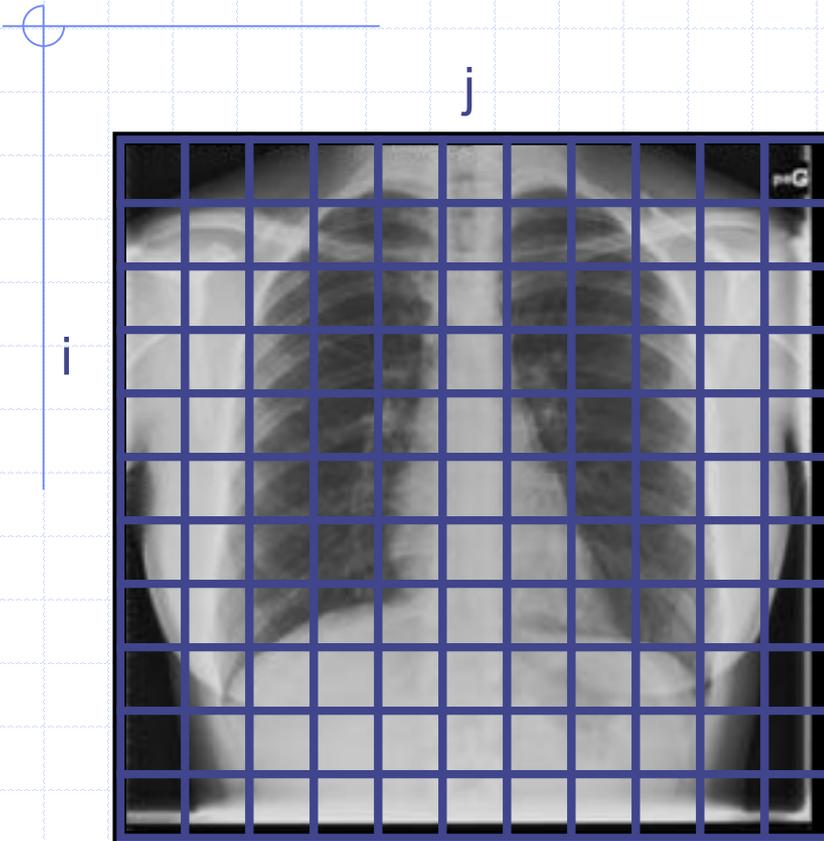
Numérisation sans perte d'information



Dimension du pixel = $R/2$



EXEMPLE



Pixels

Exemple :

Résolution = LMH = 1 mm

Taille du champ = 50 x 50 cm

1 pixel nécessaire / 0.5 mm

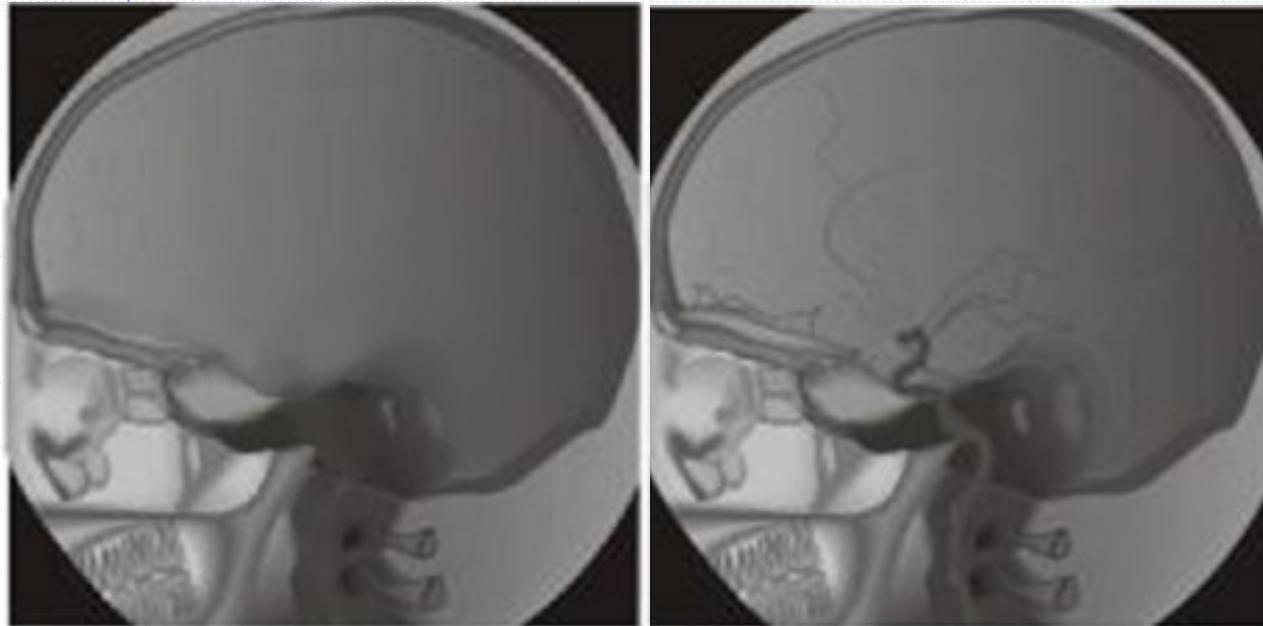
Soit 2 pixels/mm

Donc 1000 pixels pour 500 mm

↪ Image 1024 x 1024

Codée sur un octet : 1 Mo

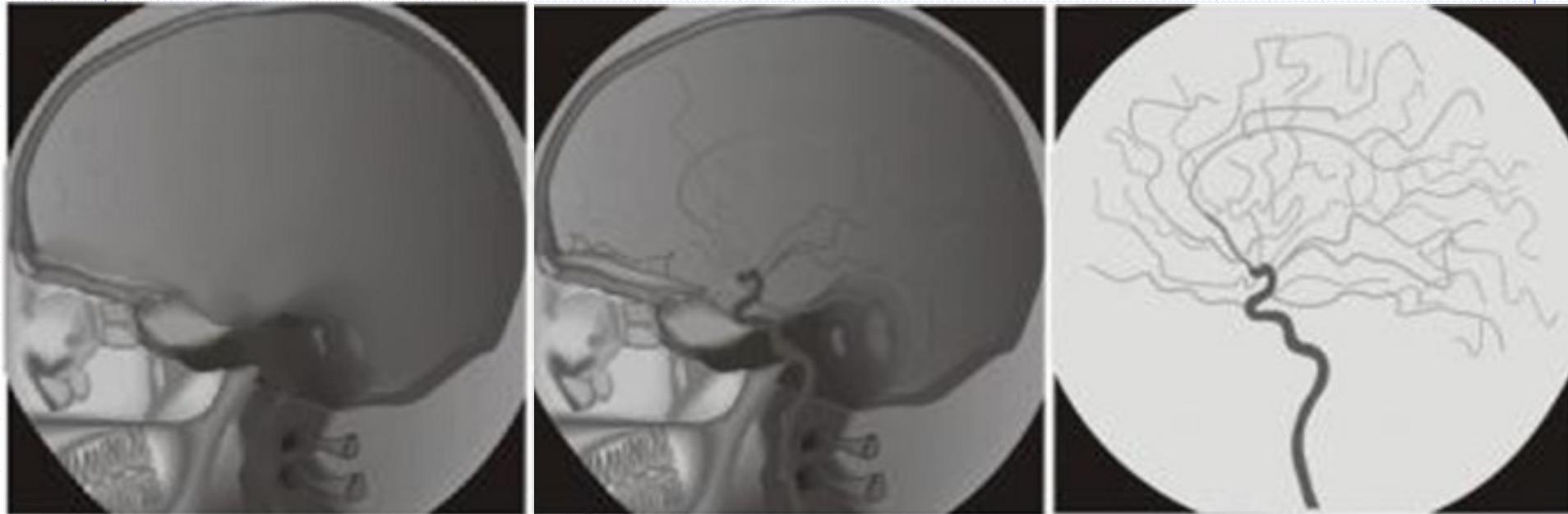
ANGIOGRAPHIE NUMÉRISÉE



A : sans PDC

B : avec PDC

ANGIOGRAPHIE NUMERISEE

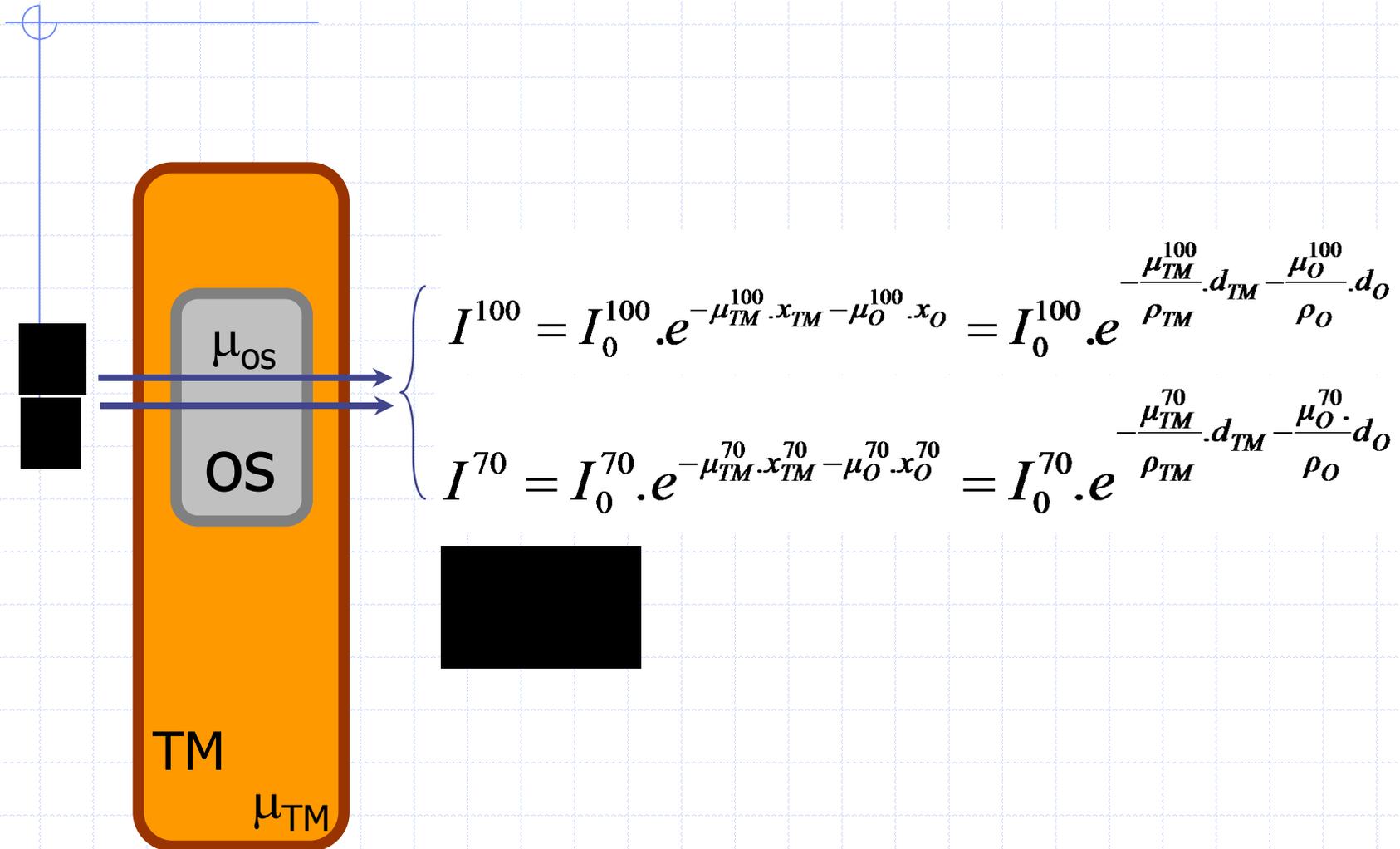


A : sans PDC

B : avec PDC

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

OSTEODENSITOMETRIE



OSTEODENSITOMETRIE (DEXA)

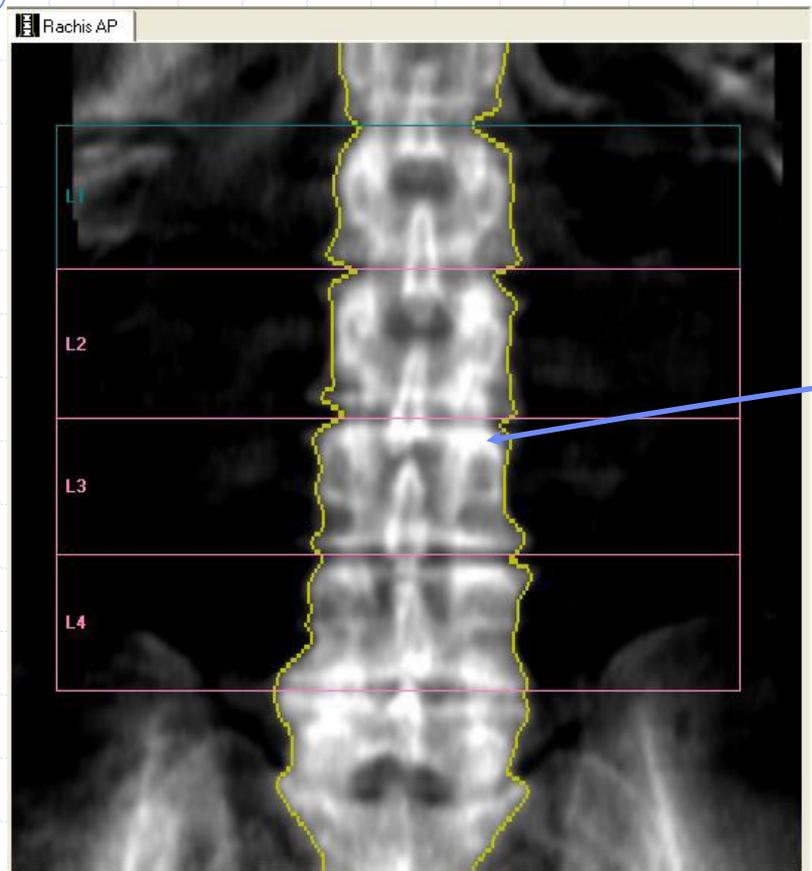


IMAGE DE SYNTHESE

Image non diagnostique

Densitométrie			
Référence			
Tendance			
Informations			
Densitométrie			
Région	DMO (g/cm ²)	CMO (g)	Surface (cm ²)
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

$$-\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_o^{100}}{\rho_o} \cdot d_o$$

$$-\ln \frac{I^{70}}{I_0^{70}} = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_o^{70}}{\rho_o} \cdot d_o$$

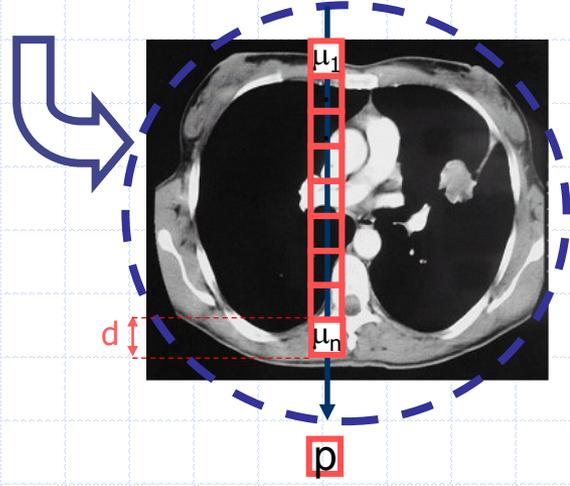
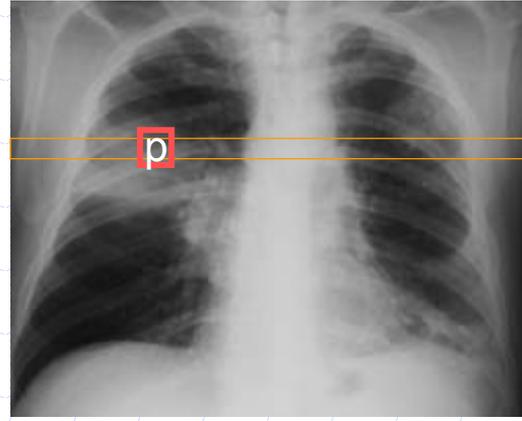
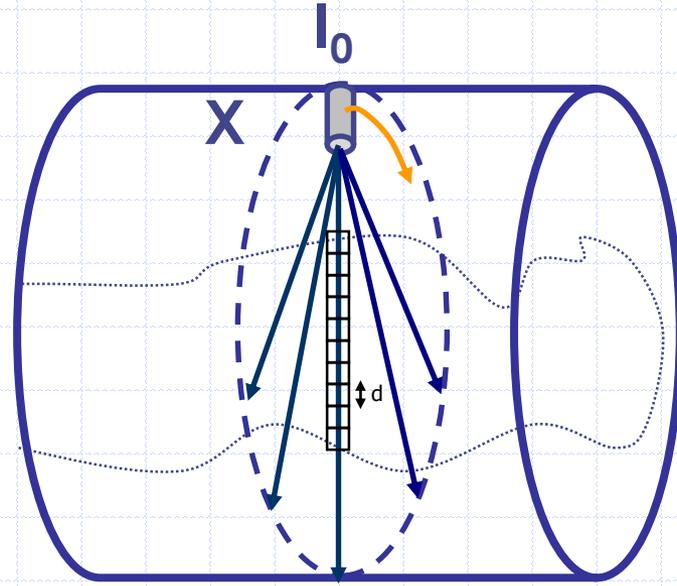
Systeme linéaire de 2 équations à 2 inconnues (d_o et d_{TM})

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

flèches haut/bas

164,0 cm 60,0 kg Blanc Femme

TOMOGRAPHIE DE TRANSMISSION (Scanner X)



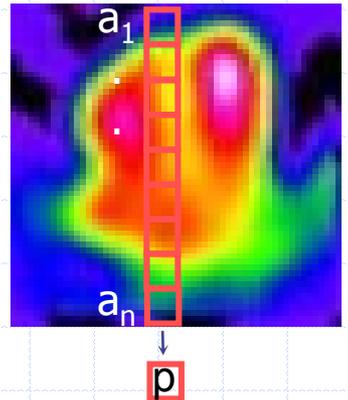
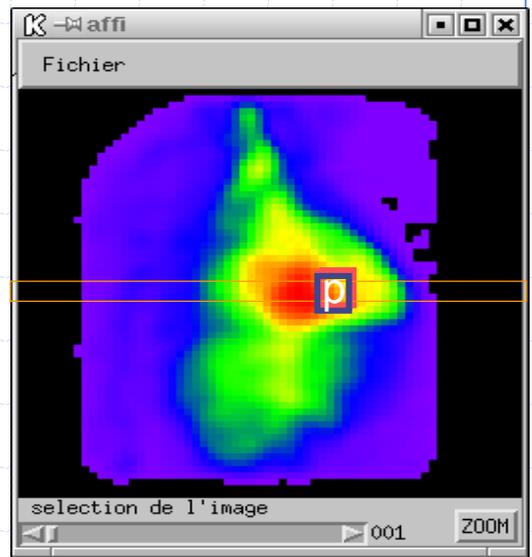
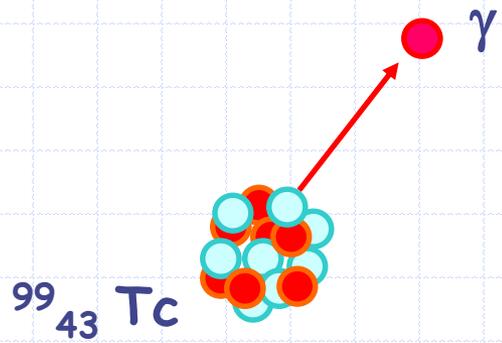
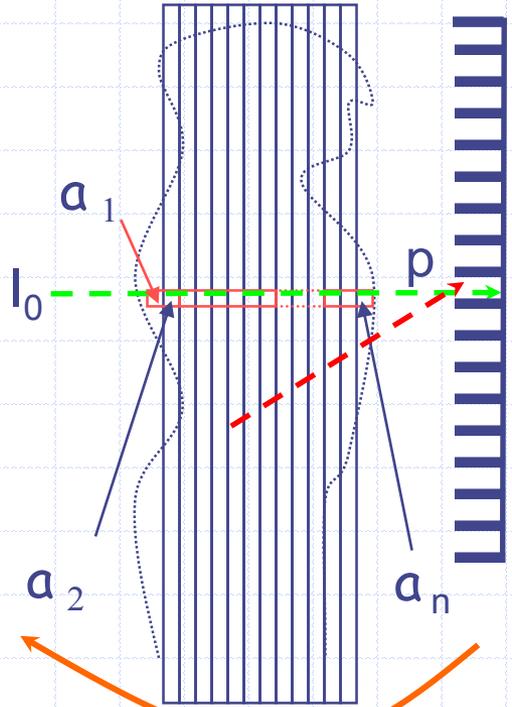
$$I = I_0 \cdot e^{-d \sum \mu_i}$$

$$-\frac{1}{d} \ln \frac{I}{I_0} = p = \sum \mu_i \Rightarrow$$

$$p = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n$$

1 équation à n inconnues

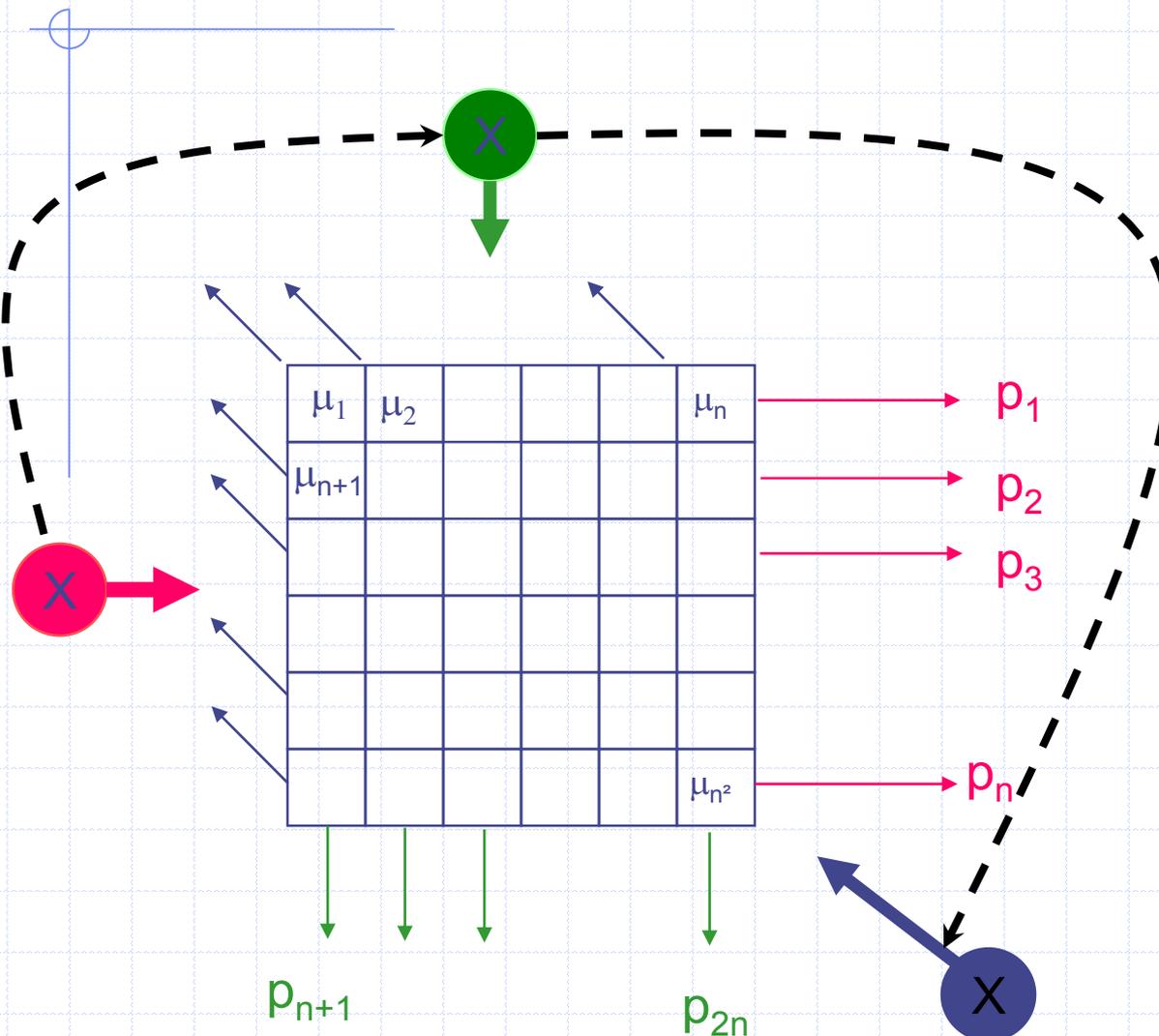
TOMOGRAPHIE D'EMISSION (SPECT-PET)



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

1 équation à n inconnues

TOMOGRAPHIE = SYST. LINEAIRE

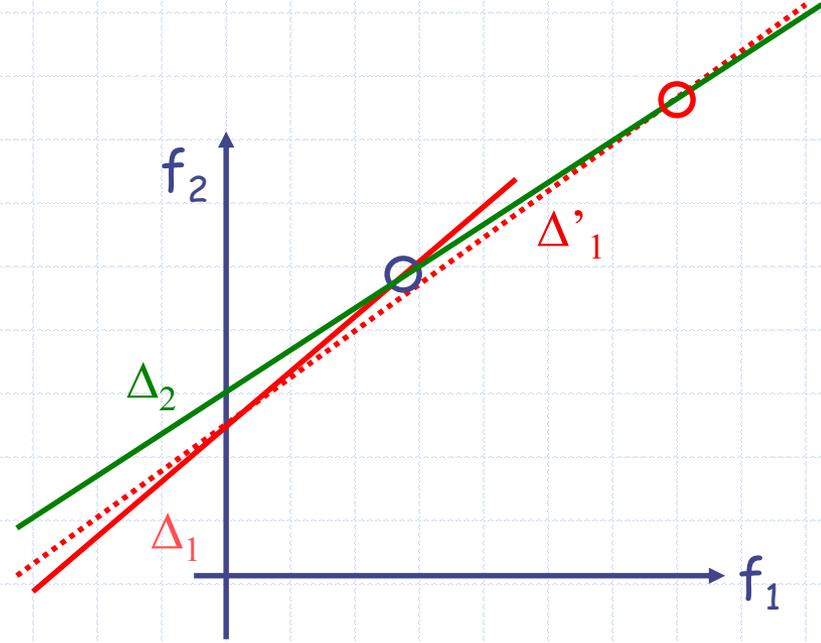
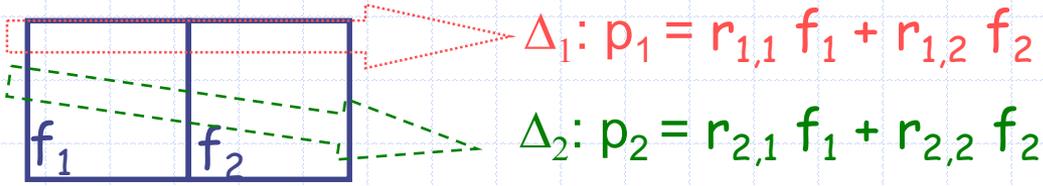
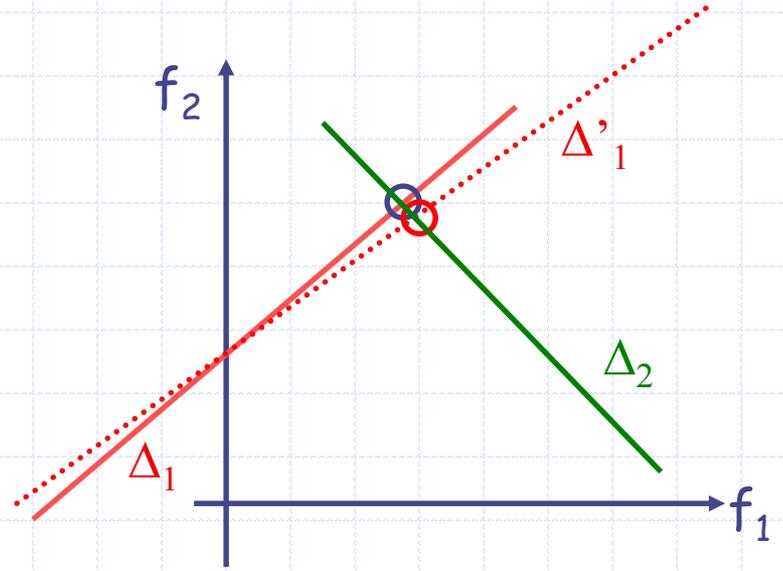
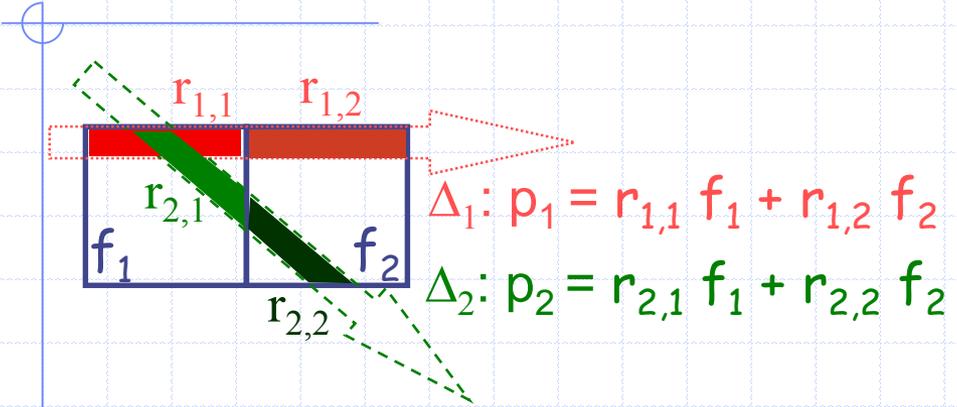


$$\begin{cases} r_{1,1}\mu_1 + r_{1,2}\mu_2 + \dots + r_{1,n}\mu_n = p_1 \\ r_{2,n+1}\mu_{n+1} + \dots = p_2 \\ \dots \\ \dots + r_{n^2,n^2}\mu_{n^2} = p_{n^2} \end{cases}$$

Grand système linéaire de n^2 équations à n^2 inconnues.

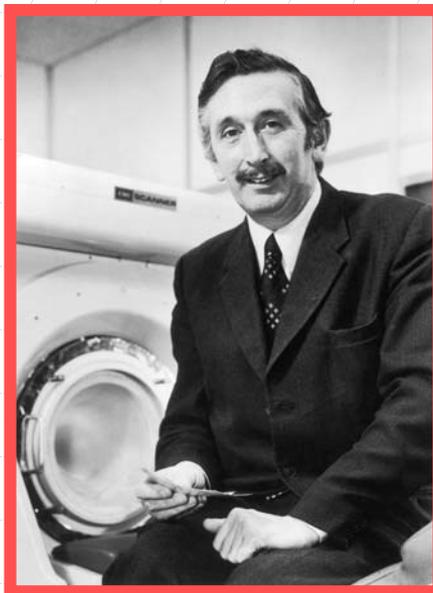
$n = 64, 128, 256, 512$ ou 1024

DIFFICULTE



$512^2 = 262\ 144$
 Problème « instable »

SOLUTION



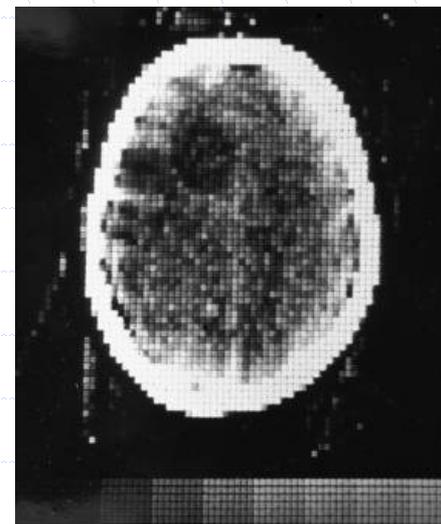
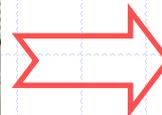
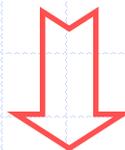
G. Hounsfield 1919-2004



J. Radon
1887-1956

S. Kaczmarz
1895-1940

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

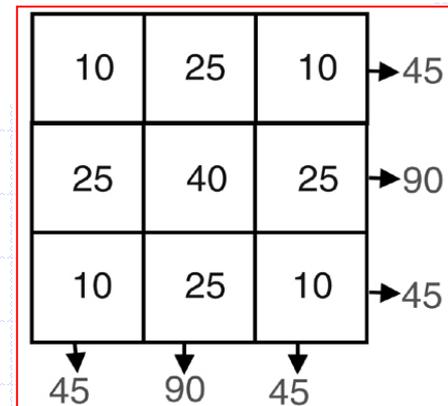
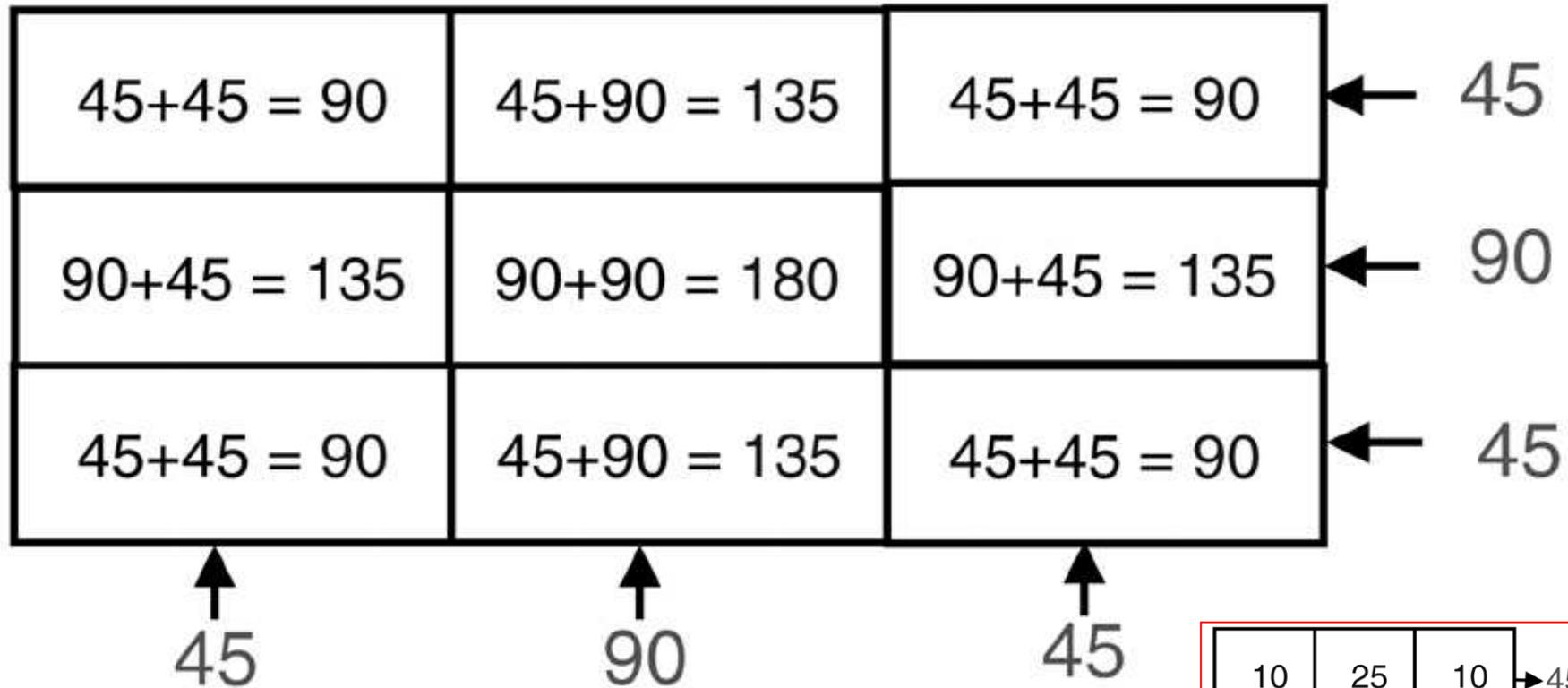


RECHERCHE D'UN ALGORITHME

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

2 (3)

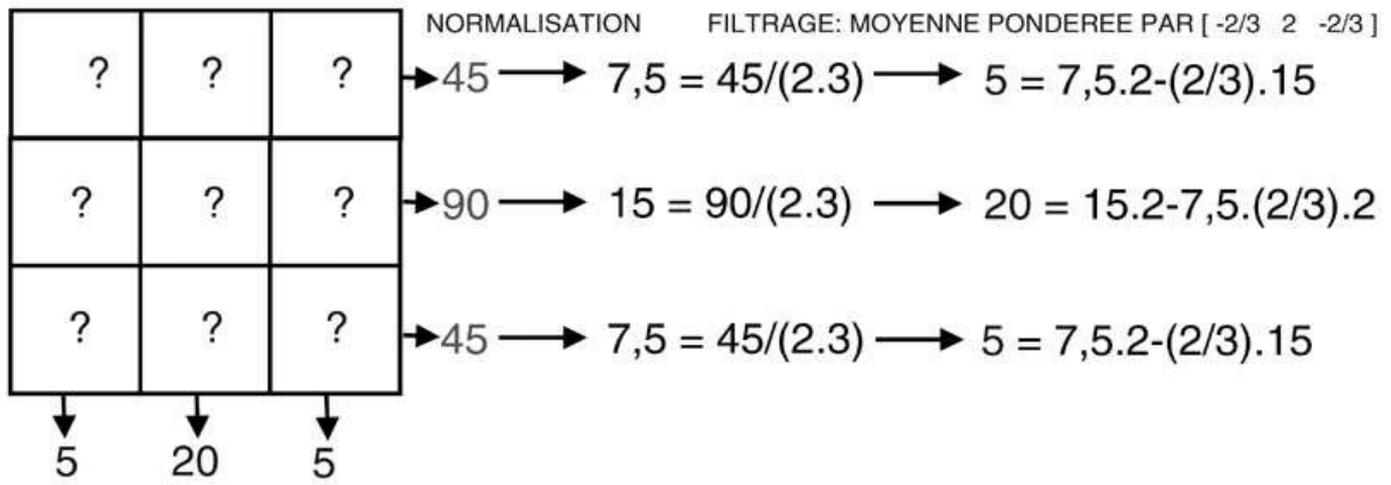


N = Nombre de pixels sur lesquels a lieu la rétroprojection

P = Nombre de projections rétroprojetées dans le pixel

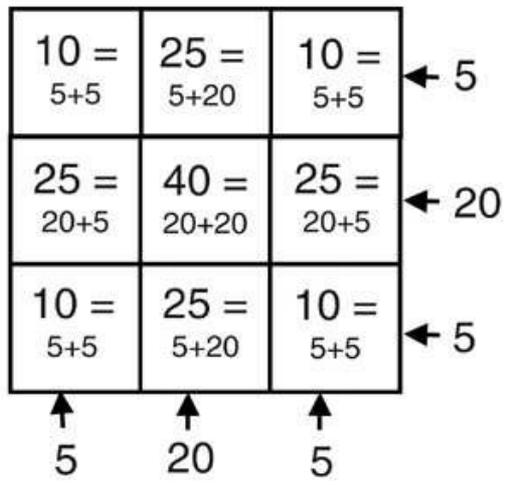
10	25	10	→ 45
25	40	25	→ 90
10	25	10	→ 45
↓ 45	↓ 90	↓ 45	

RETRO-PROJECTION FILTREE

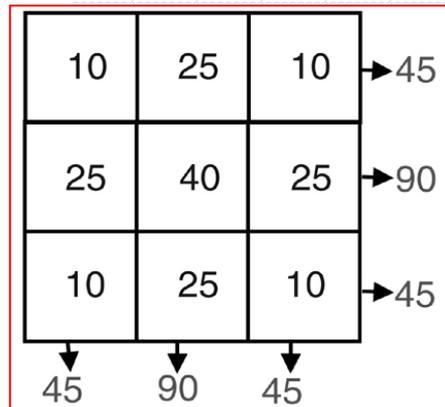


J. Radon
1887-1956

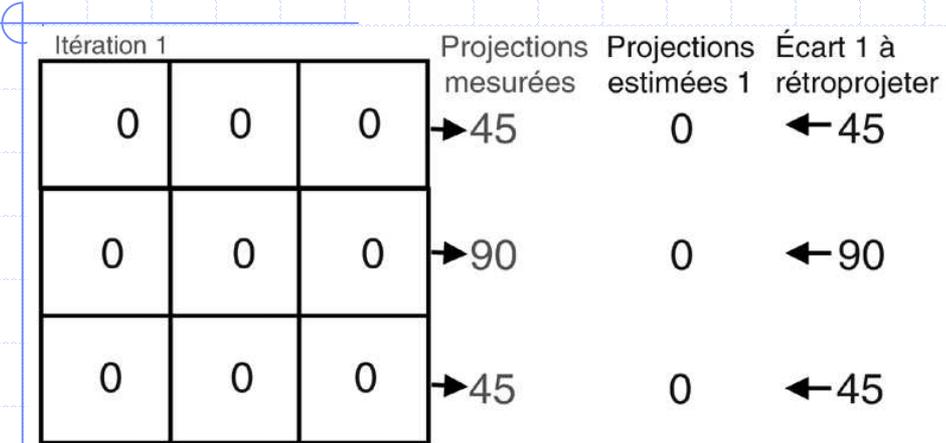
RETROPROJECTION



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



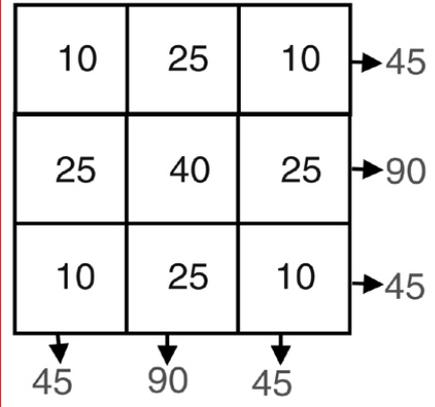
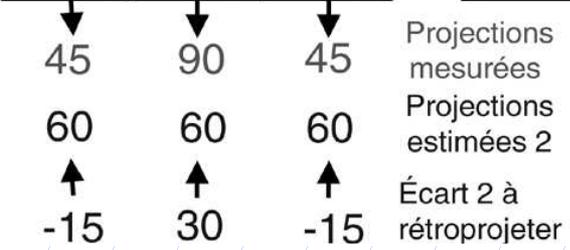
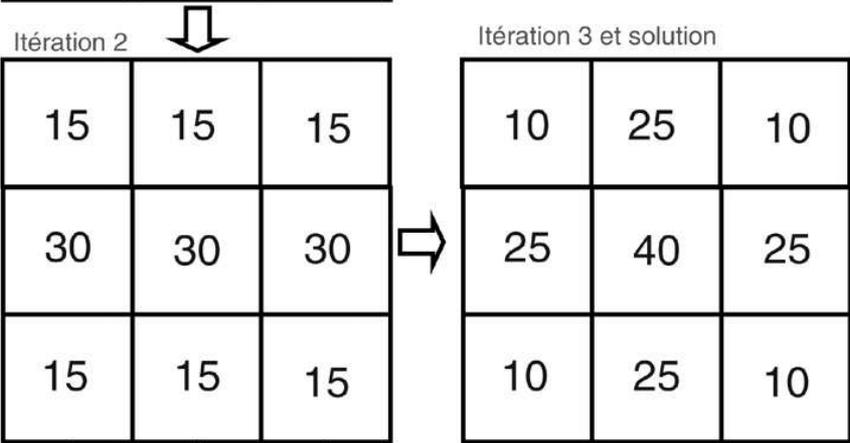
TECHNIQUE DE RECONSTRUCTION ALGEBRIQUE



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

1	3	1	→ 45	Projections mesurées	5	← 9	Projections estimées 1	Rapport
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	$f_{i=1}^{iter2} = 1 \cdot \frac{1}{2} \left(\frac{45}{5} + \frac{45}{5} \right) = 9$
27	36	27	$f_{i=2}^{iter2} = 3 \cdot \frac{1}{2} \left(\frac{45}{5} + \frac{90}{10} \right) = 27$
9	27	9	$f_{i=5}^{iter2} = 4 \cdot \frac{1}{2} \left(\frac{90}{10} + \frac{90}{10} \right) = 36$

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

↓	↓	↓	Projections mesurées
45	90	45	
↑	↑	↑	Projections estimées 2
45	90	45	
↑	↑	↑	Rapports = 1:
1	1	1	Convergence atteinte

SYNTHÈSE

- 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 sémiologie des techniques
d'imagerie en radiologie,
échographie, IRM et scintigraphie