

# **BASES D'IMAGERIE MEDICALE**

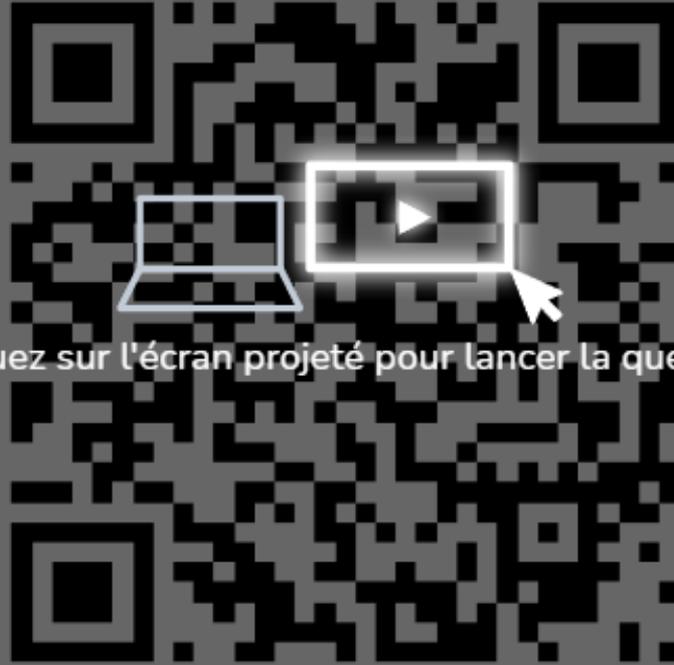
## **Formation Générale en Sciences Médicales – 2<sup>o</sup> année**

Module biophysique & bases de l'imagerie

<https://www.cnp-mn.fr/les-fondamentaux-de-limagerie-medicale-acces-public/>  
<https://scinti.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/>

Denis Mariano-Goulart  
denis.mariano-goulart@umontpellier.fr

# Rejoindre cet évènement Wooclap



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

[Copier le lien de participation](#)

Allez sur **wooclap.com** et utilisez le code **BASESIMAGE**



De nos jours, une image médicale obtenue avec les meilleurs appareils (IRM, scanner, échographie, TEP, scintigraphie) représente-t-elle l'organe observé comm...



1

Oui

0%

0



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

2

Non

0%

0



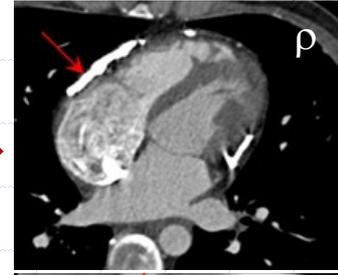
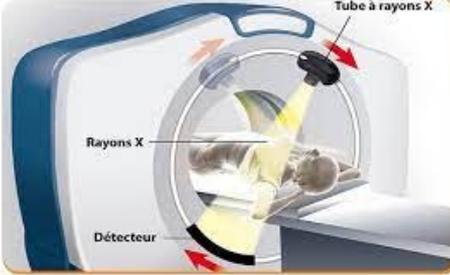
# MODALITES

ECHO  
GRAPHIE



Z

SCANNER  
(CT)



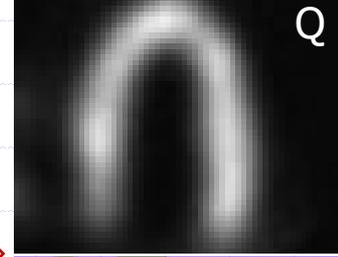
P

IRM

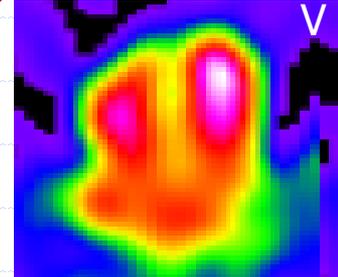


n

SCINTI  
GRAPHIE  
(SPECT  
PET)



Q



V

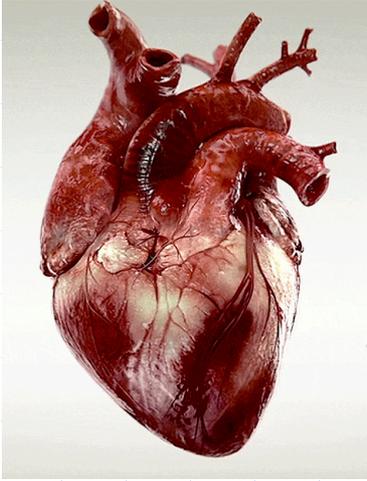


Image = mesure physique 2D/3D + déformations

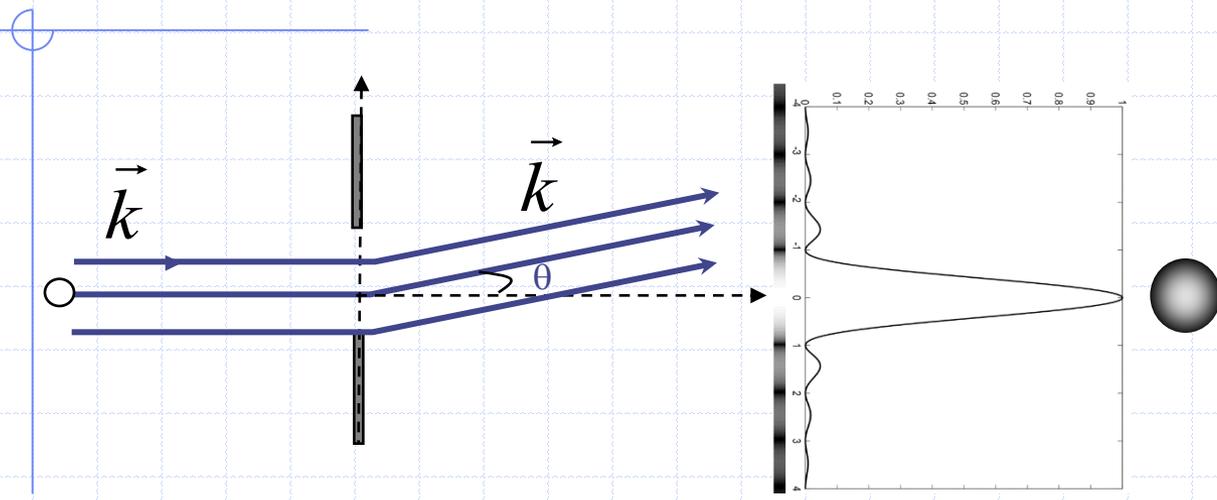
# OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

- **Interpréter** une image médicale
  - en raisonnant sur les **déterminants physiques 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**

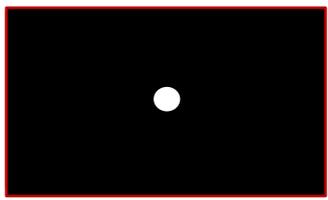
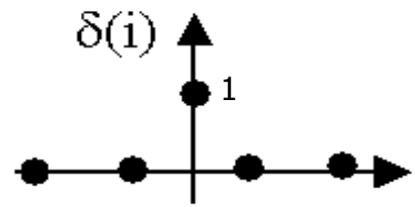
# REPONSE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE

REPONSE IMPULSIONNELLE  
RESOLUTION  
CONTRASTE

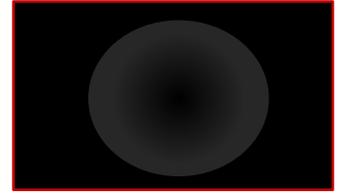
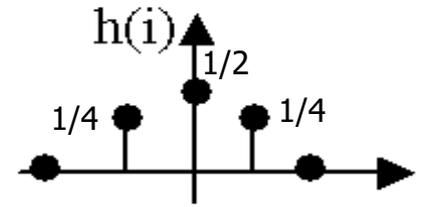
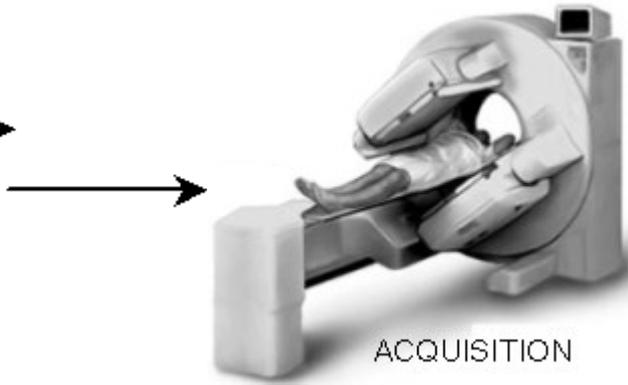
# REPONSE D'UN IMAGEUR



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



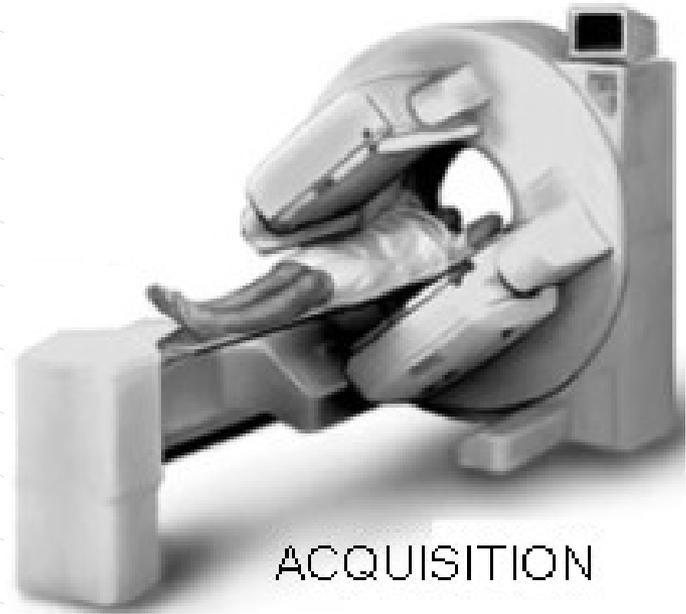
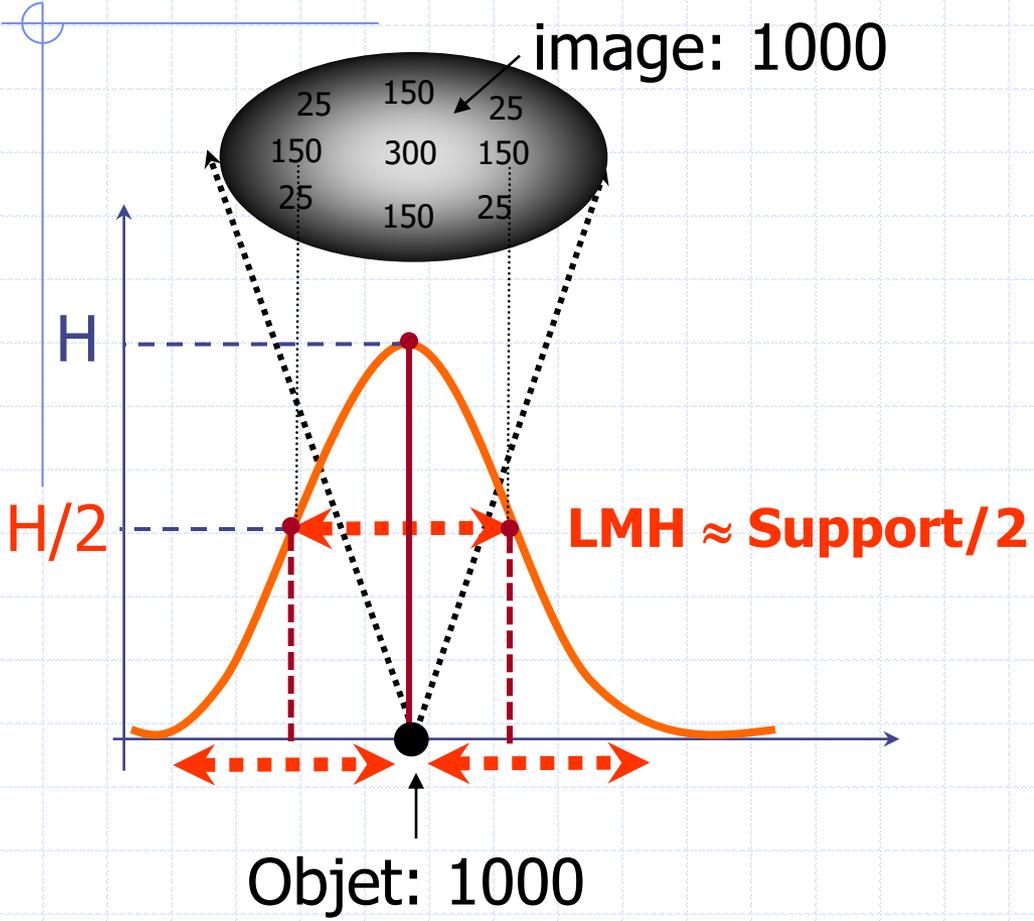
Objet ponctuel



$h(i)$

Réponse impulsionnelle  
Image étendue (tâche)

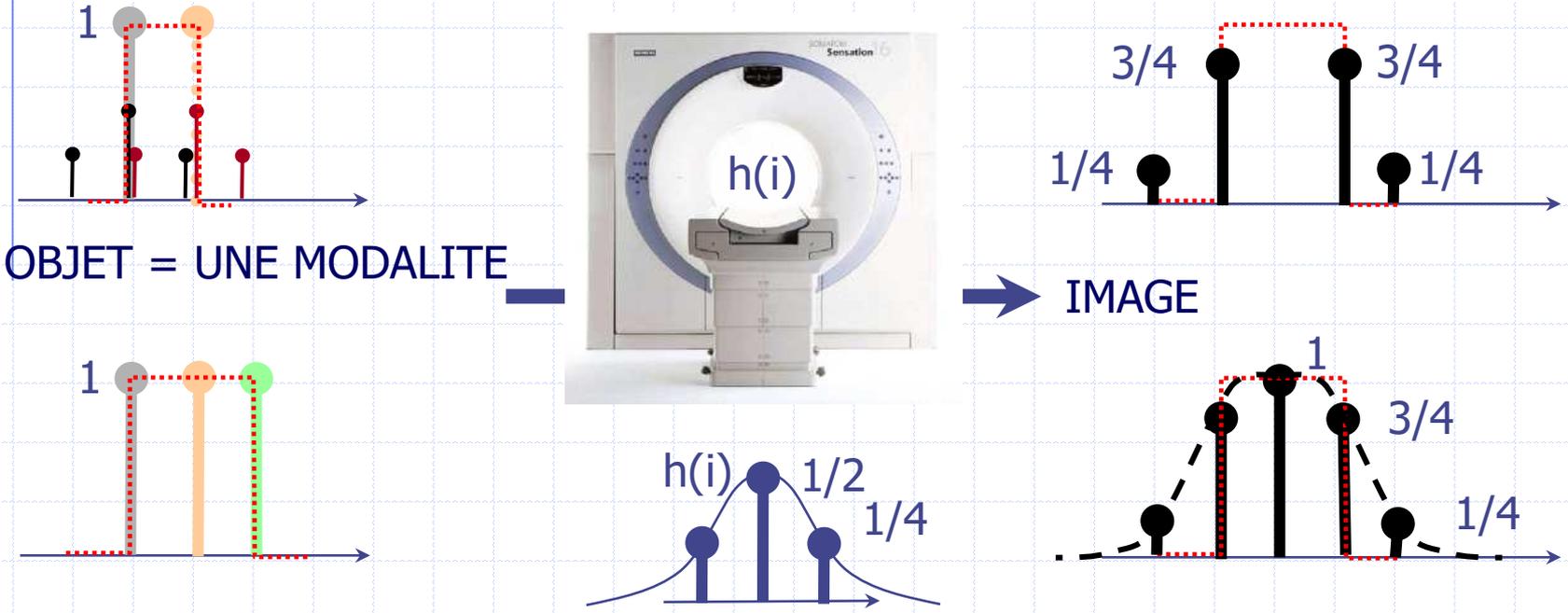
# LARGEUR A MI-HAUTEUR



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

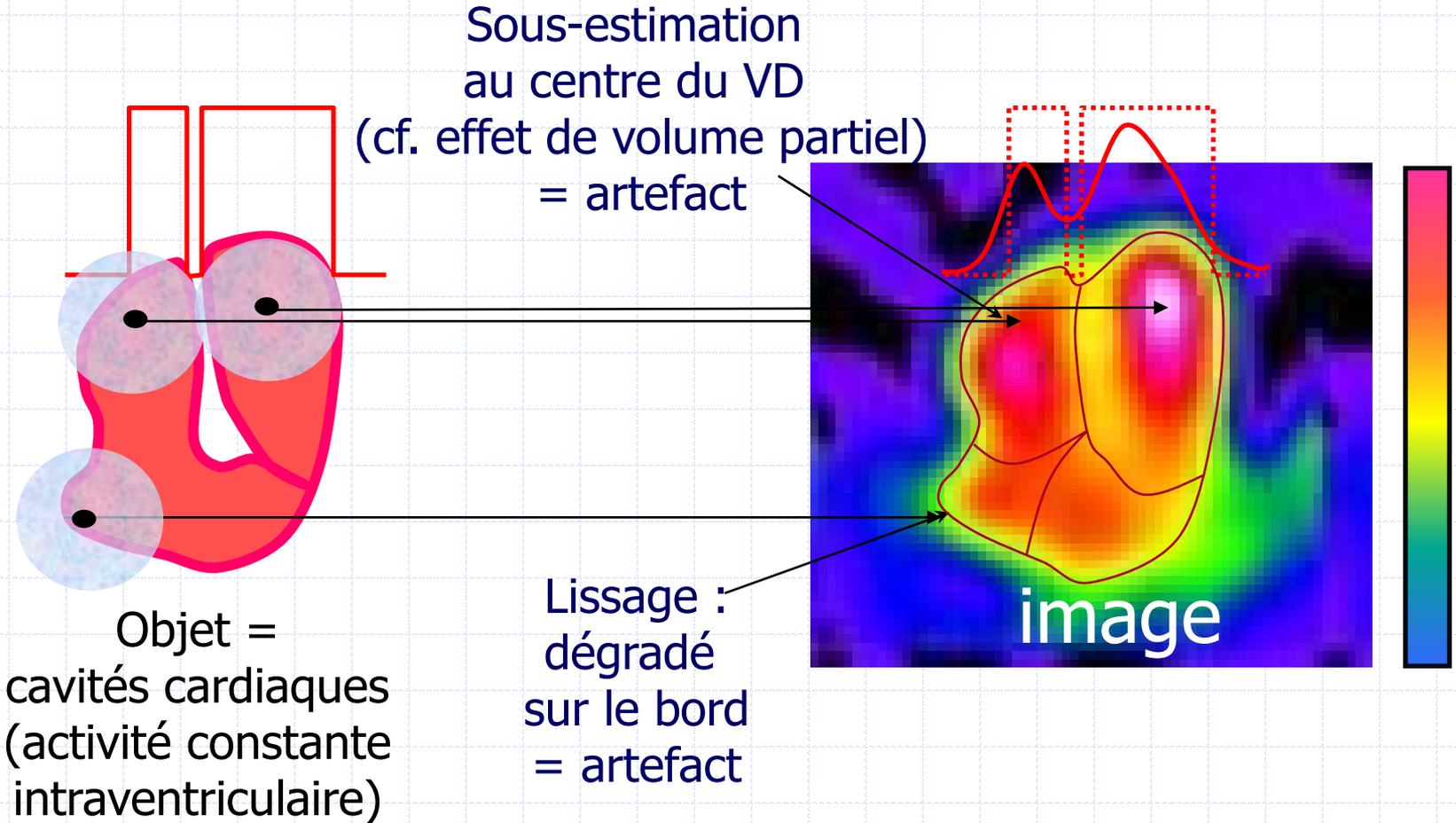
# CONSTRUCTION DE L'IMAGE

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



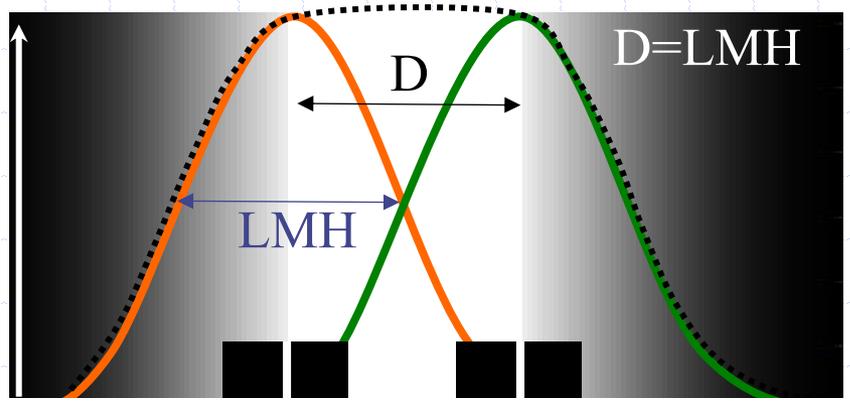
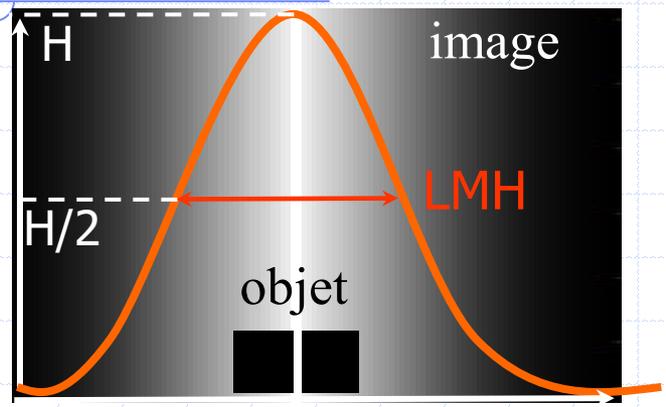
**L'IMAGE EST LA MOYENNE DE L'OBJET, PONDEREE PAR LES VALEURS DE LA REPONSE IMPULSIONNELLE (CONVOLUTION)**

# 1° Cq : LISSAGE

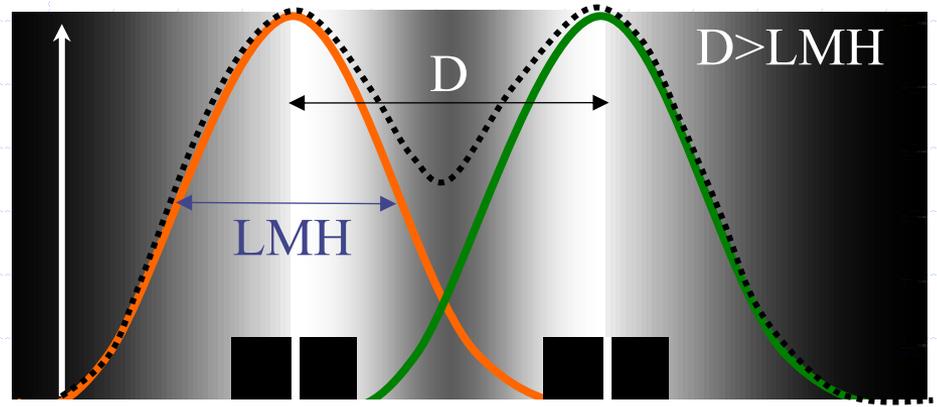


Sous-estimation du bord des objets et du centre des petits objets

# 2° Cq: RESOLUTION

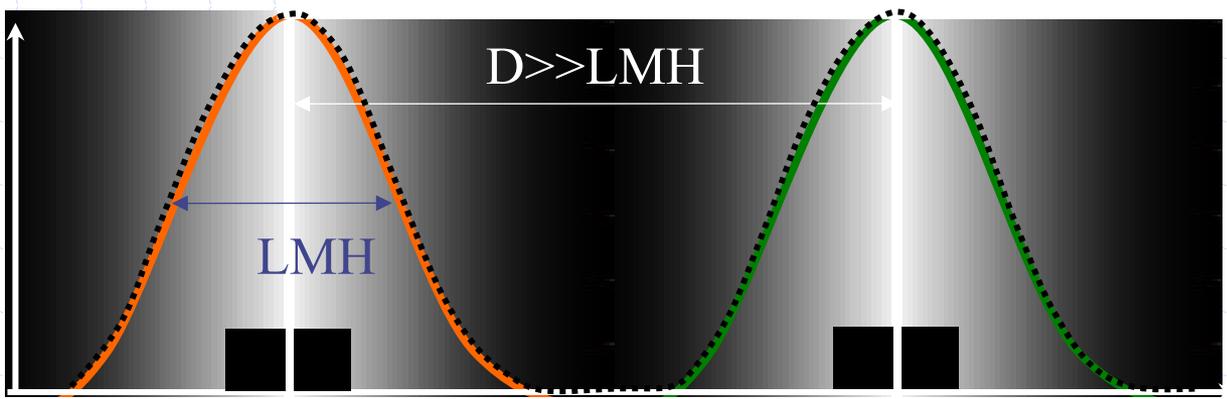
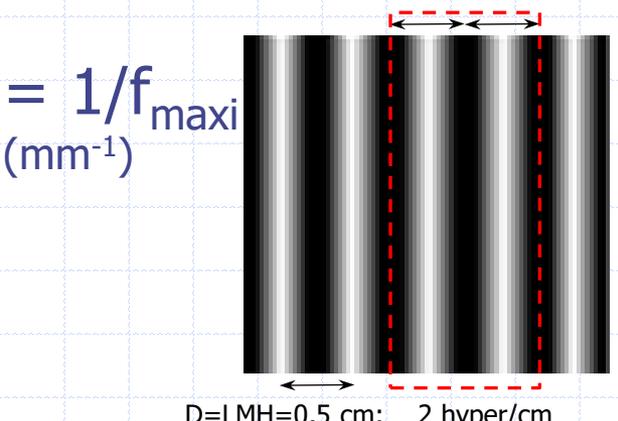


$D \leq LMH \Rightarrow$  images fusionnées



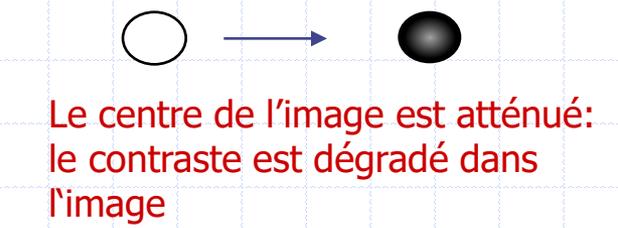
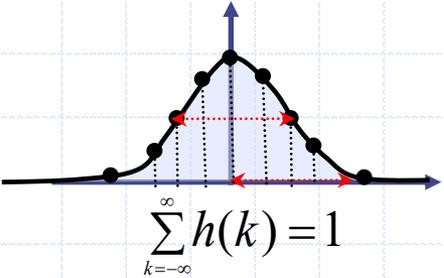
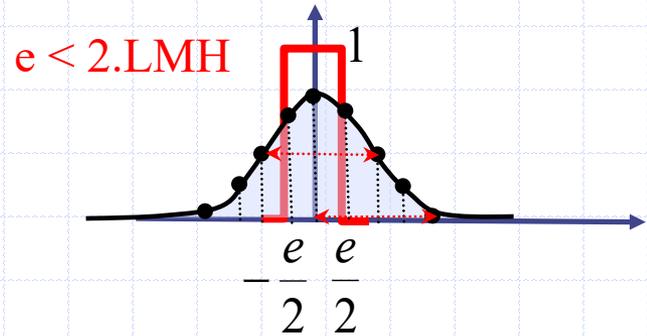
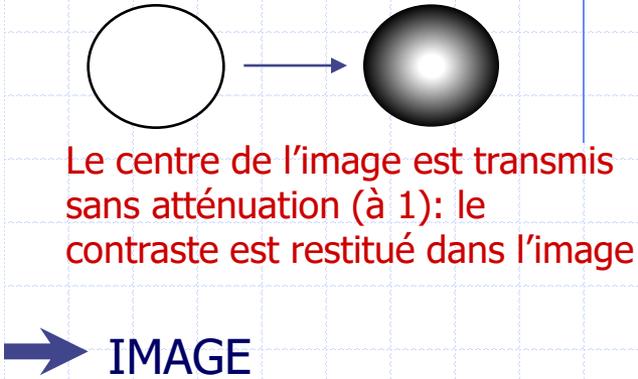
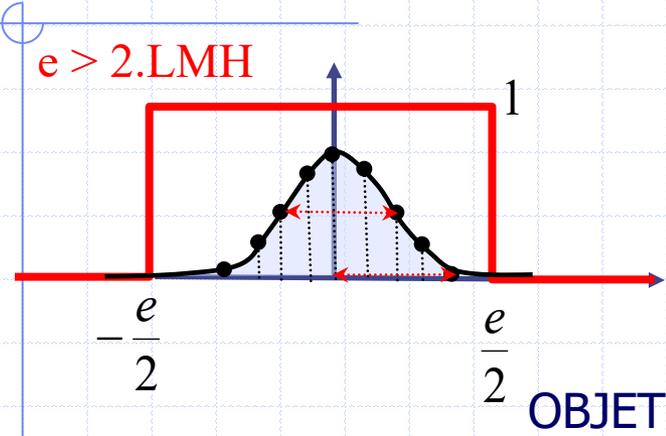
$D > LMH \Rightarrow$  images indépendantes

LMH = pouvoir séparateur  
= résolution = période mini (mm)

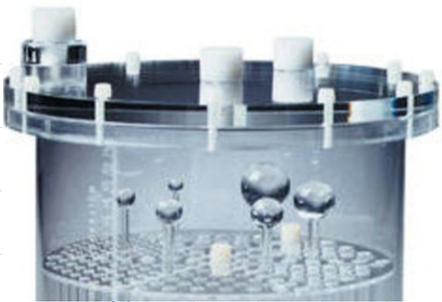


$= 1/f_{maxi}$   
( $mm^{-1}$ )

# 3° Cq: EFFET DE VOLUME PARTIEL

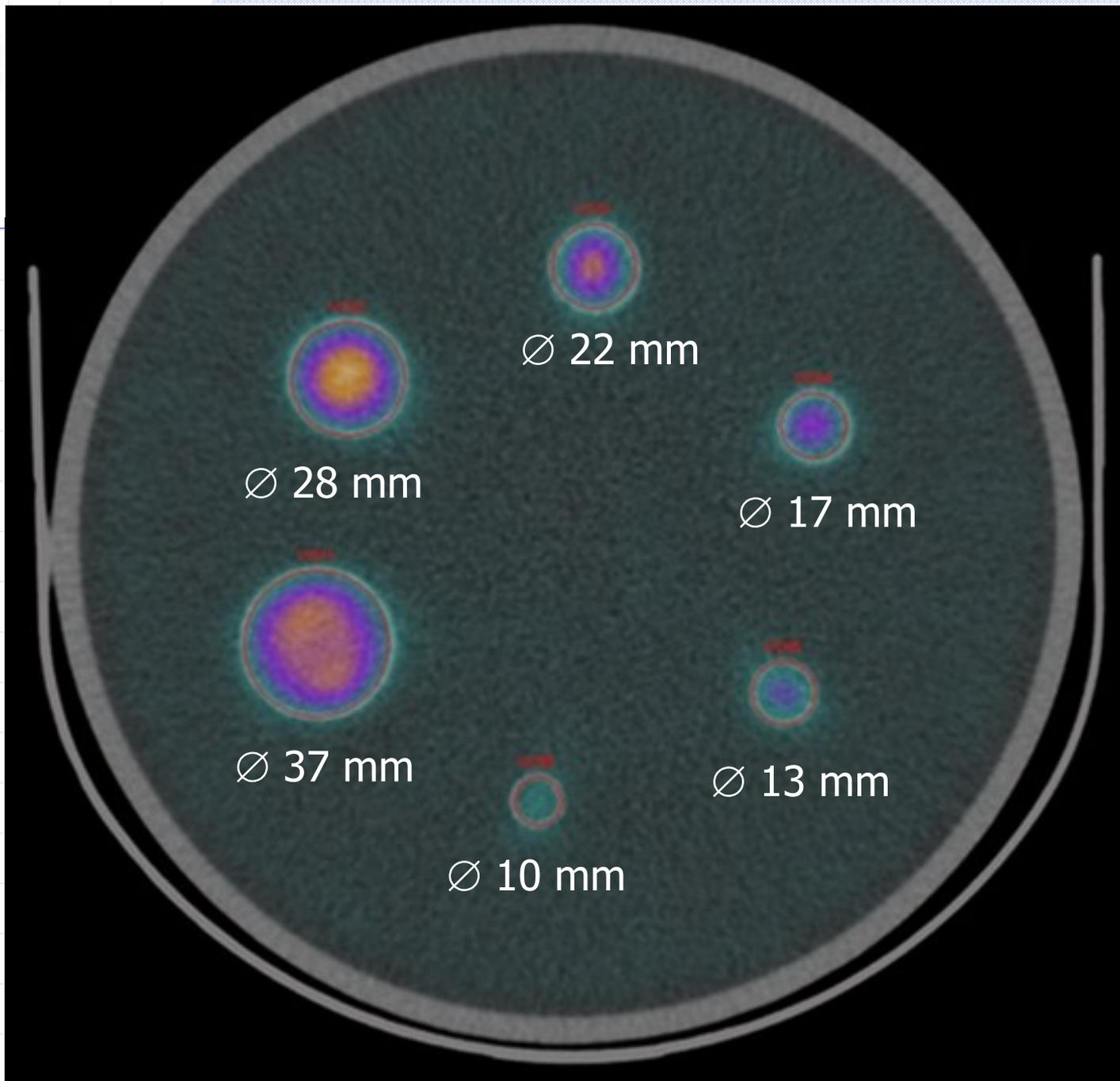


$e > 2.LMH \Rightarrow$  contraste au centre restitué à 100%

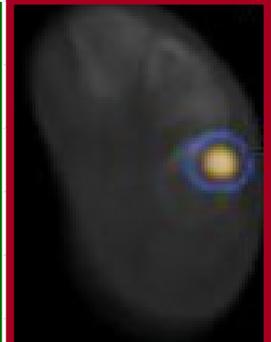
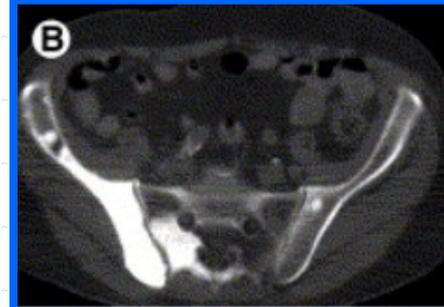
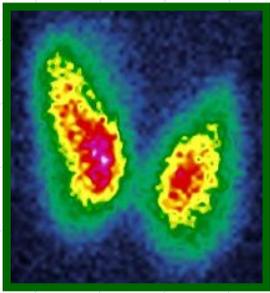
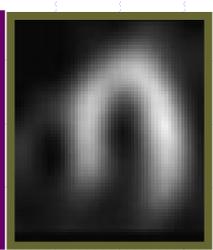
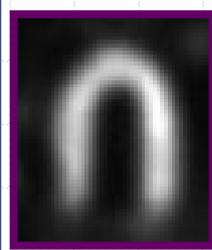
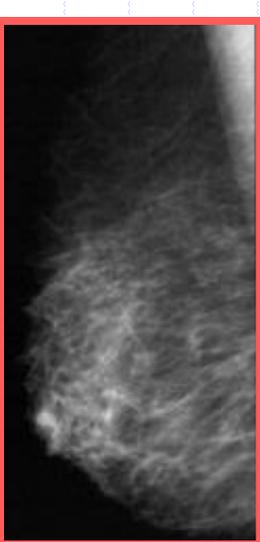
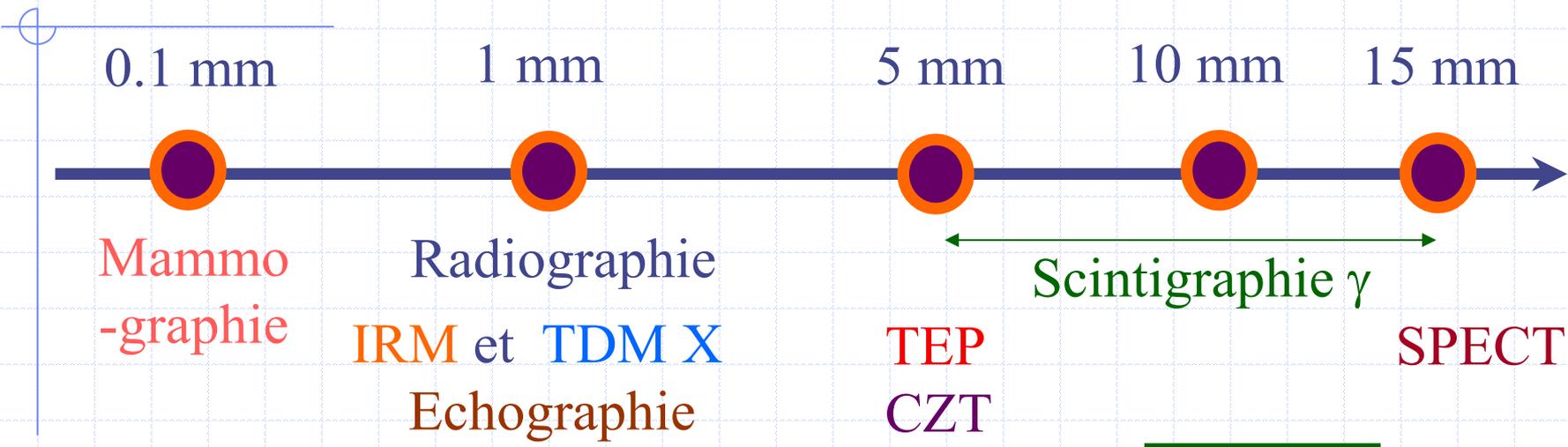


SPECT/CT

LMH  
= 14 MM



# RESOLUTIONS EN MEDECINE





Un appareil d'imagerie dotée d'une résolution de 2 mm permet d'enregistrer l'image:



1 d'objets s'ils sont séparés par plus de 2 mm

2 des objets périodiques qui se répètent 5 fois par cm



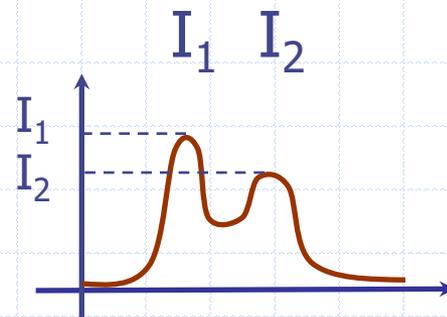
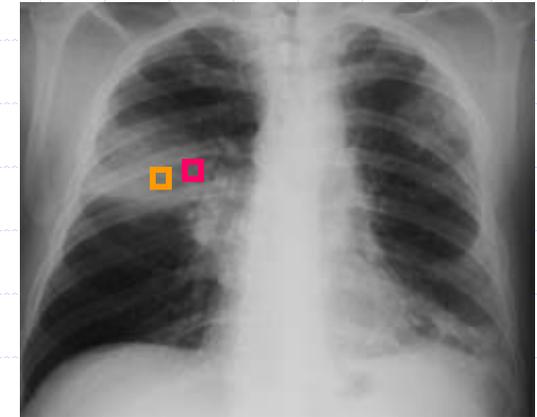
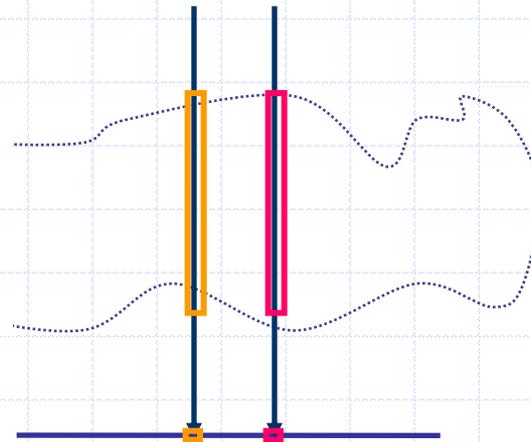
Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

3 des objets périodiques qui se répètent 20 fois par cm

4 donne une image plus fidèle à la modalité objet qu'un imageur de résolution 4 mm

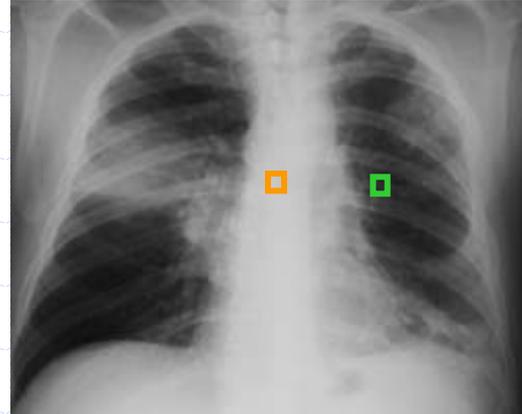
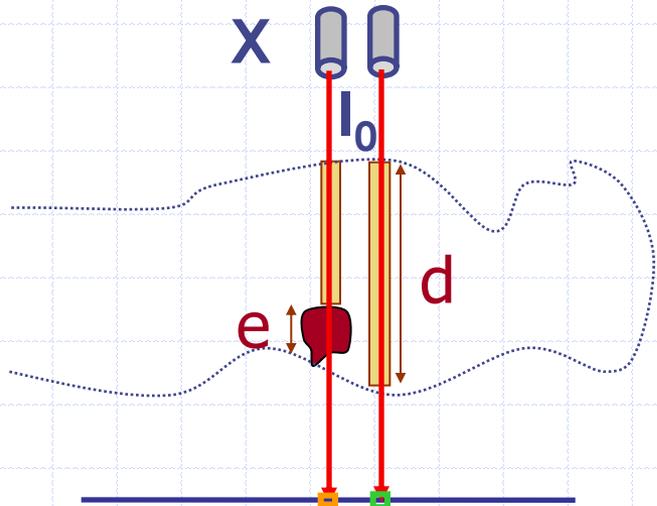


# DEFINITION DU CONTRASTE



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

# CONTRASTE EN RADIOLOGIE

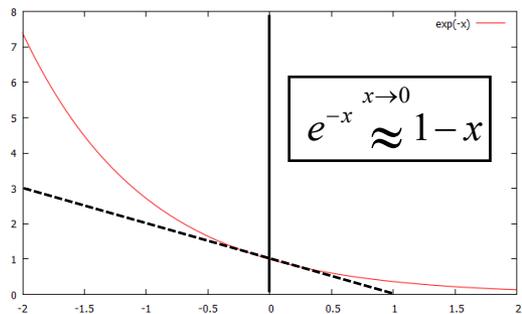


$$I_1 = I_0 e^{-\mu(d-e) - \mu'e}$$

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

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

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



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

Energie des photons

différence de densité sur e

# CONTRASTE EN ECHOGRAPHIE

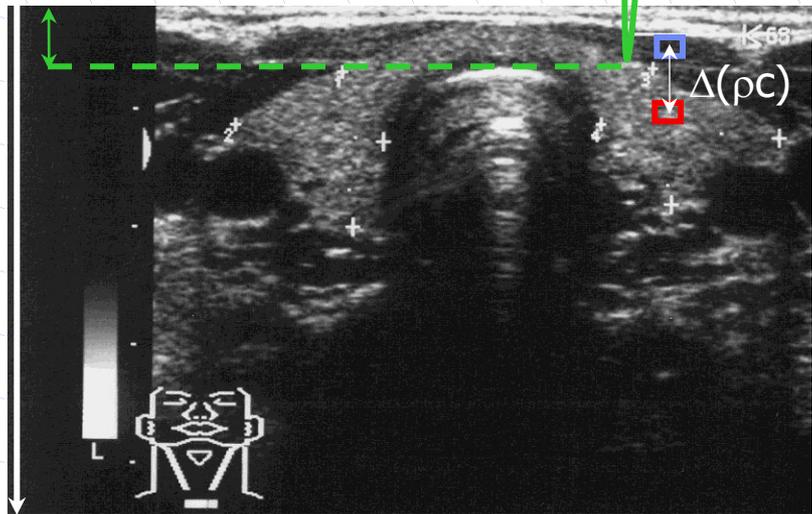
- les US se réfléchissent sur les frontières séparant deux tissus de  $Z = \rho \cdot c$  différentes (cf. cours de DFGSM2)

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

- Image d'interfaces entre tissus de densités différentes

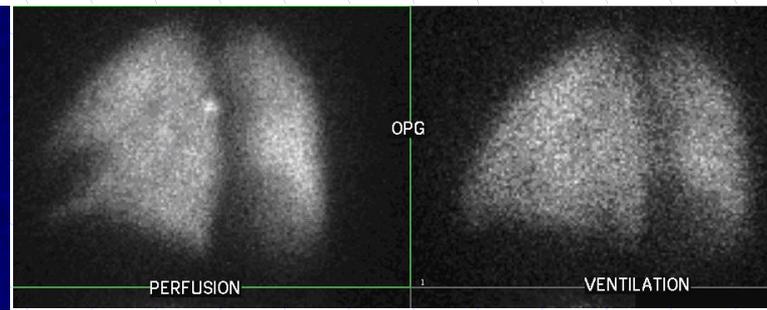
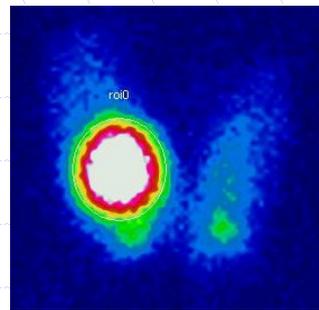
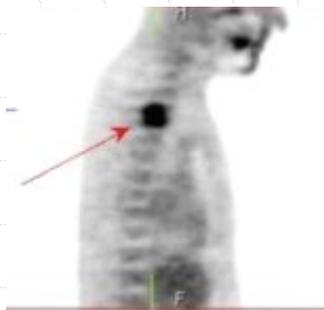
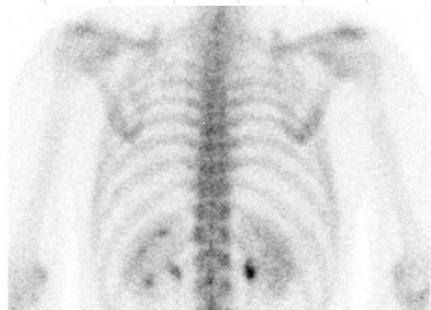


$y \propto \Delta t$



# CONTRASTE EN SCINTIGRAPHIE

- Cartographie de la distribution d'un **vecteur** (atome, molécule, cellule) **marqué** par un isotope radioactif artificiel.
- Le contraste traduit donc une différence de métabolisation du **vecteur**.



BIPHOSPHONATE-  $^{99m}\text{Tc}$

$^{18}\text{F}$ -DéoxyGlucose

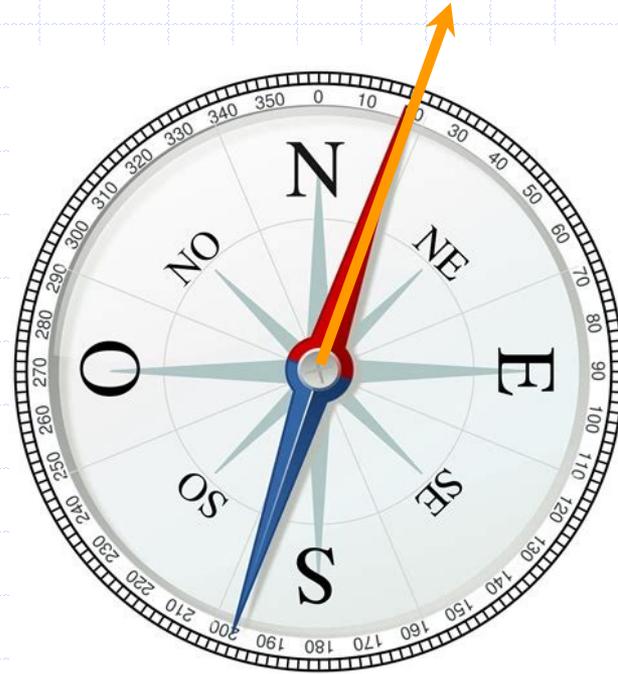
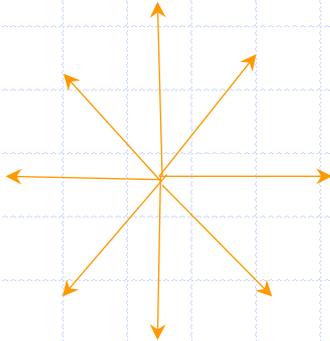
$^{99m}\text{Tc} - \text{O}_4^-$

$^{99m}\text{Tc} - \text{Albumine}$

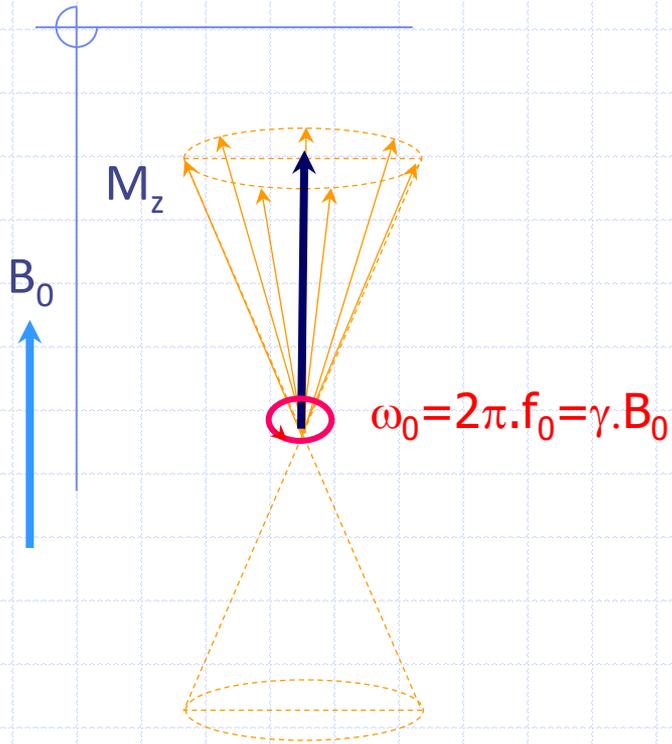
$^{99m}\text{Tc} - \text{C-Aérosol}$

# CONTRASTE EN IRM

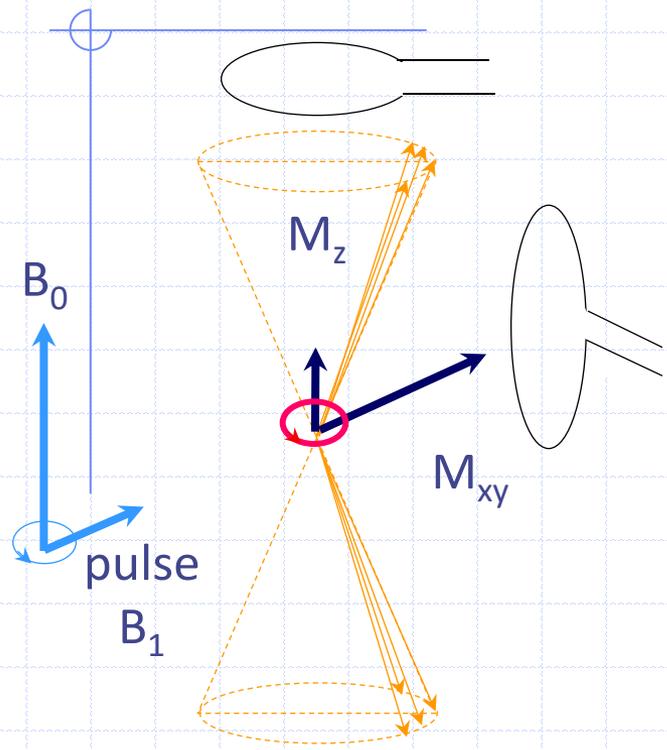
$M = M_z = 0$



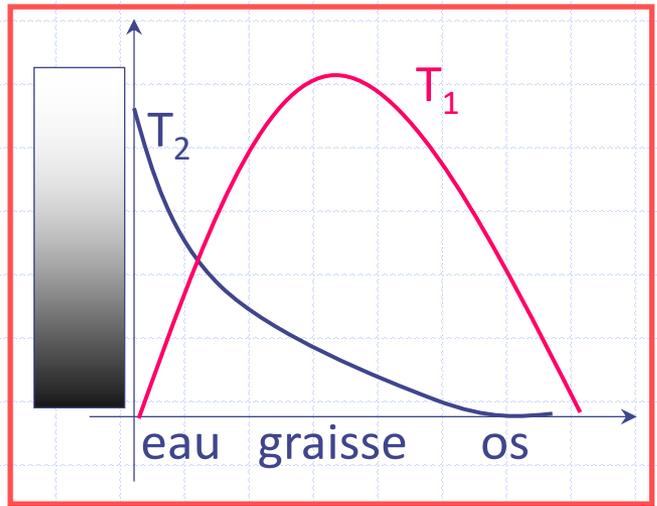
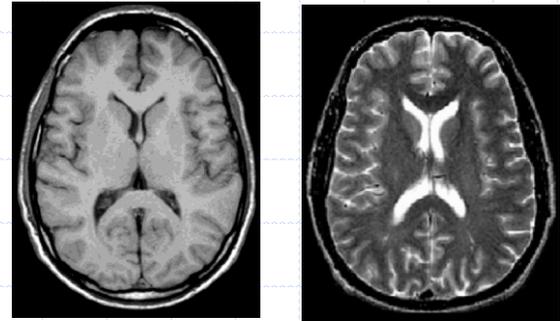
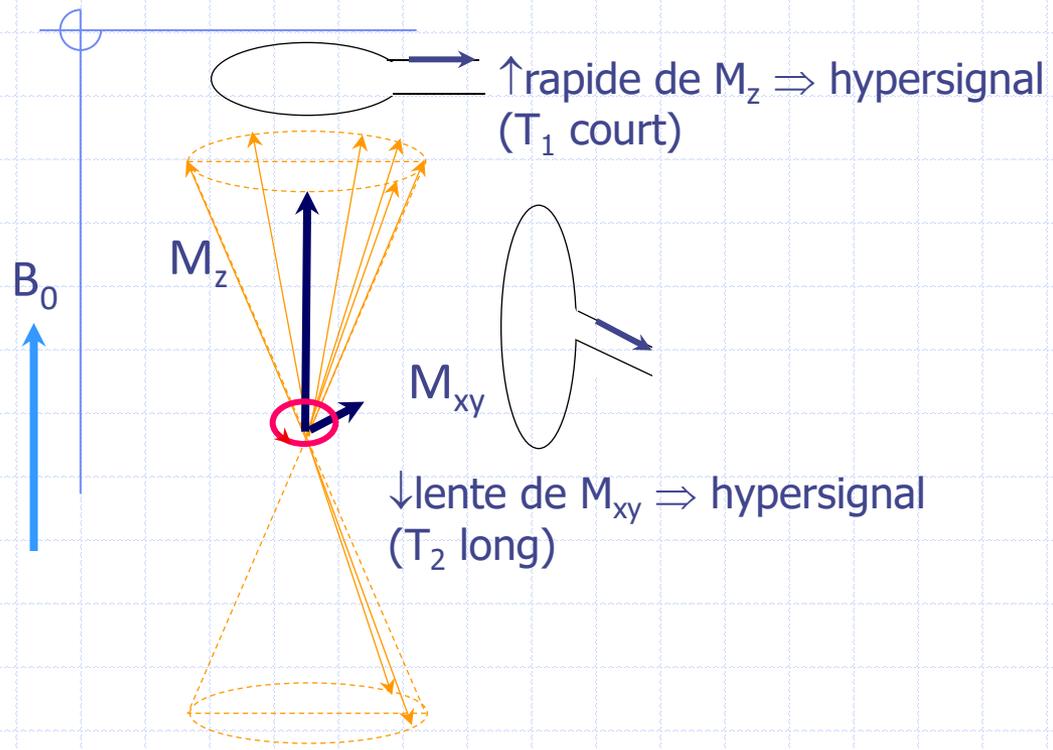
# CONTRASTE EN IRM



# CONTRASTE EN IRM



# CONTRASTE EN IRM



$T_1$ : restitution de  $M_z$ , rapide si émission stimulée par REM locaux de graisse à  $\omega_0$   
 $T_2$ : disparition de  $M_{xy}$ , longue si REM locaux très variables dans le temps (eau)



A propos de contrastes en imagerie médicale,

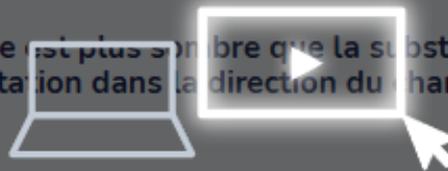


1

En mammographie, des X de forte énergie compensent une densité mammaire assez homogène pour obtenir un contraste.

2

En IRM T1, la substance blanche est plus sombre que la substance grise car la SB permet une repousse rapide de l'aimantation dans la direction du champ statique.



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

3

En IRM T2, les ventricules sont plus blancs que la substance blanche car un liquide annule très vite l'aimantation transversale.

4

En échographie, une vessie pleine est nécessaire pour distinguer les structures anatomiques en aval de cet organe.



# RESOLUTION & CONTRASTE

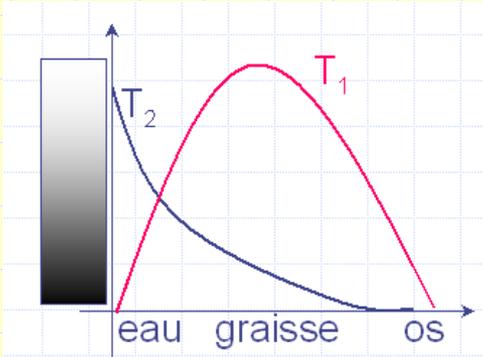
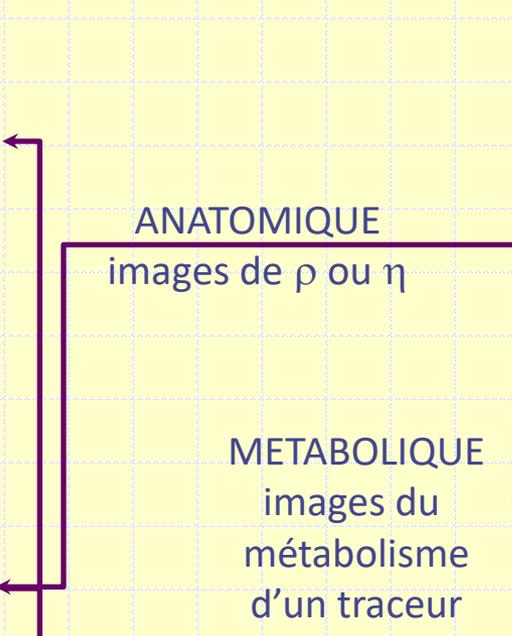
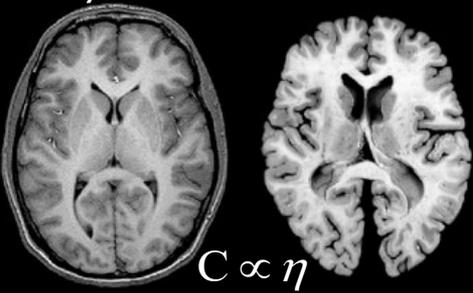
- RESOLUTION

- 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

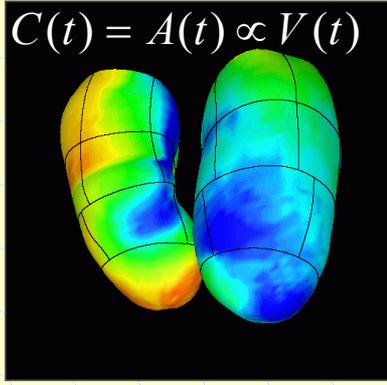
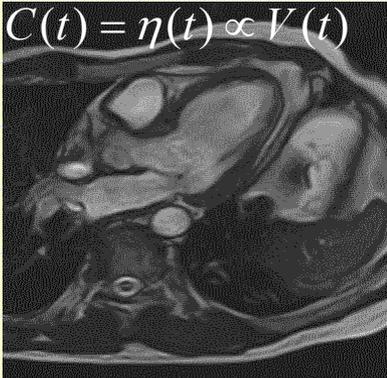
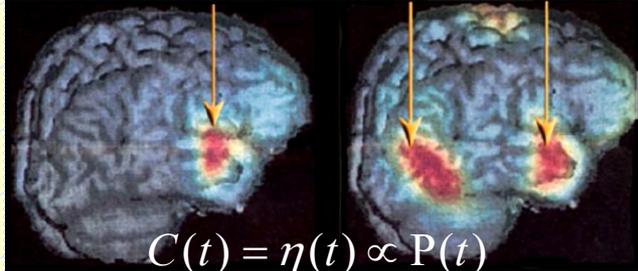
- CONTRASTE  $C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \in [0,1]$

- Dépend de la modalité enregistrée
- dépend de l'effet de volume partiel donc du type d'appareil:
  - sous-estimée au centre si  $\dim(\text{objet}) < 2.LMH$

# CONTRASTES EN IMAGERIE MEDICALE



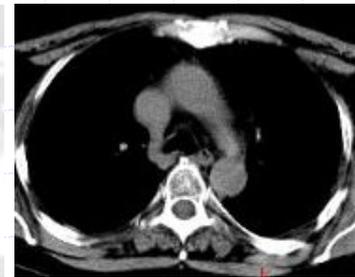
FONCTIONNELLE  
images =  $f(t)$



# POURQUOI NUMERISER ?

- Pour traiter les images

- $\uparrow$  S/B,  $\uparrow$  contrastes  $\longrightarrow$
- Reconstruction d'image

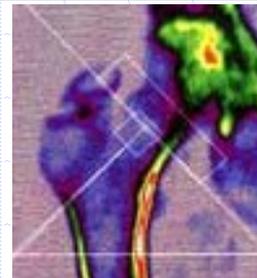
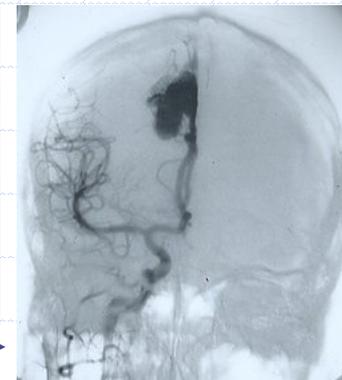
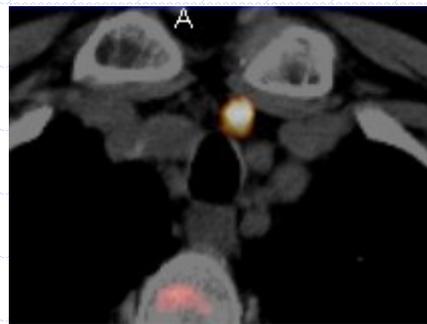


- Tomographie  $\longrightarrow$

- Multimodalité  $\longrightarrow$

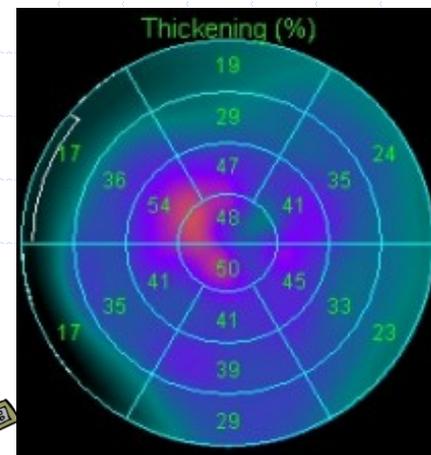
- Angiographie numérisée  $\longrightarrow$

- Ostéodensitométrie  $\longrightarrow$



- Pour analyser des images  $\longrightarrow$

- Pour archiver et transmettre  $\longrightarrow$



# Image = signal 2D ou 3D continu

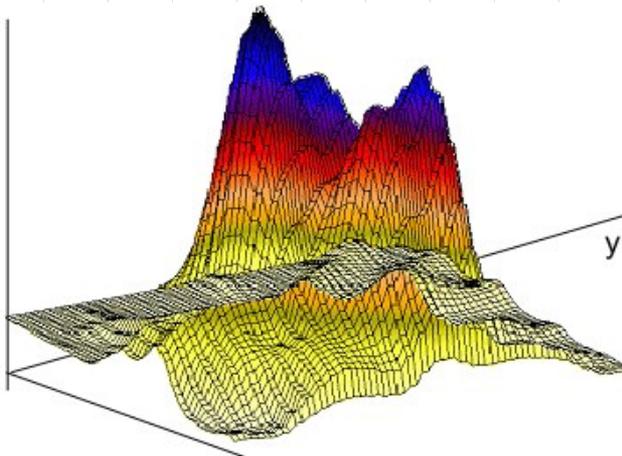
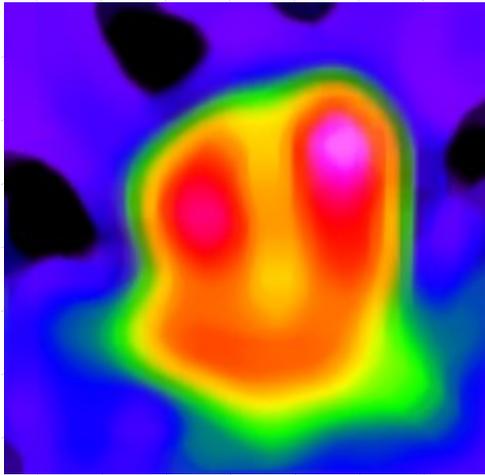


IMAGE ANALOGIQUE

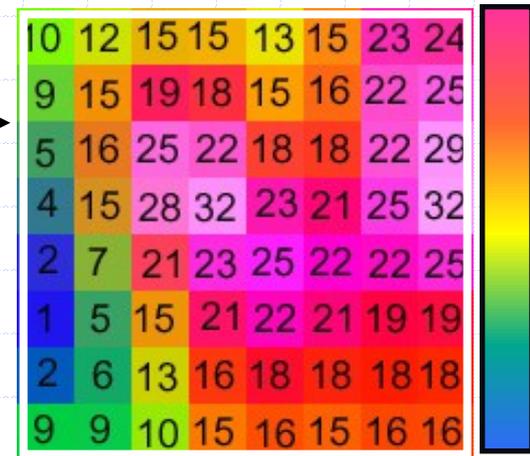
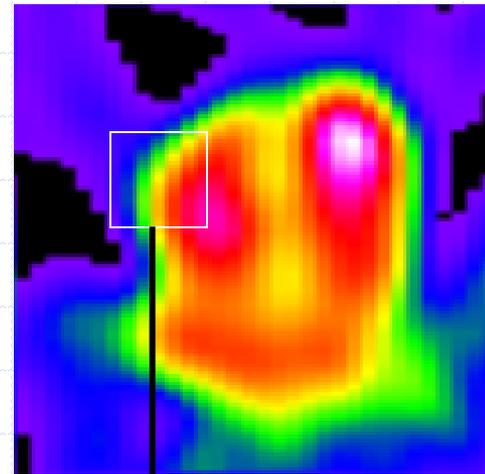
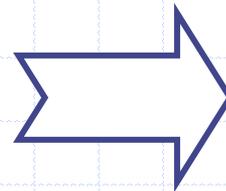
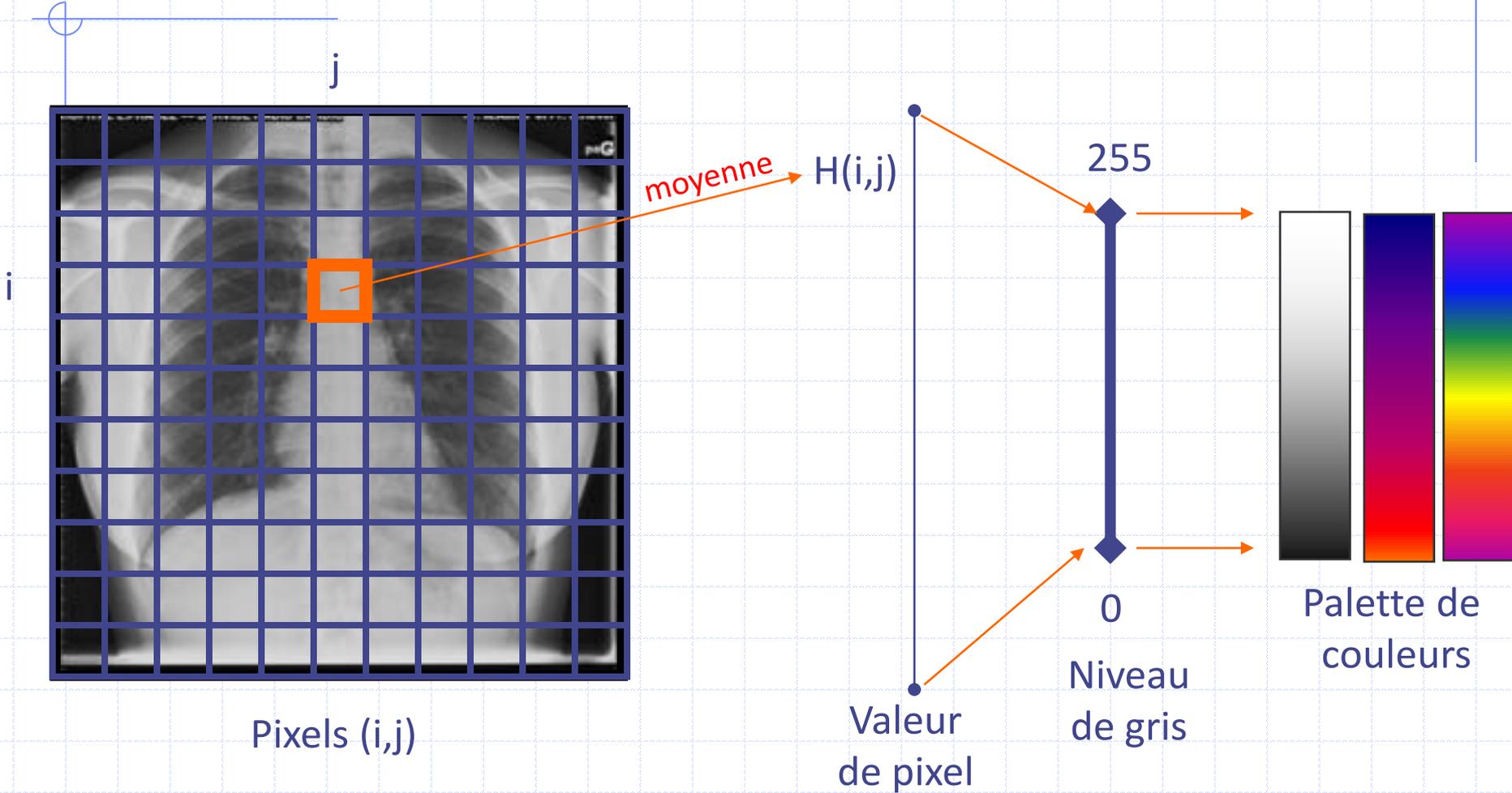
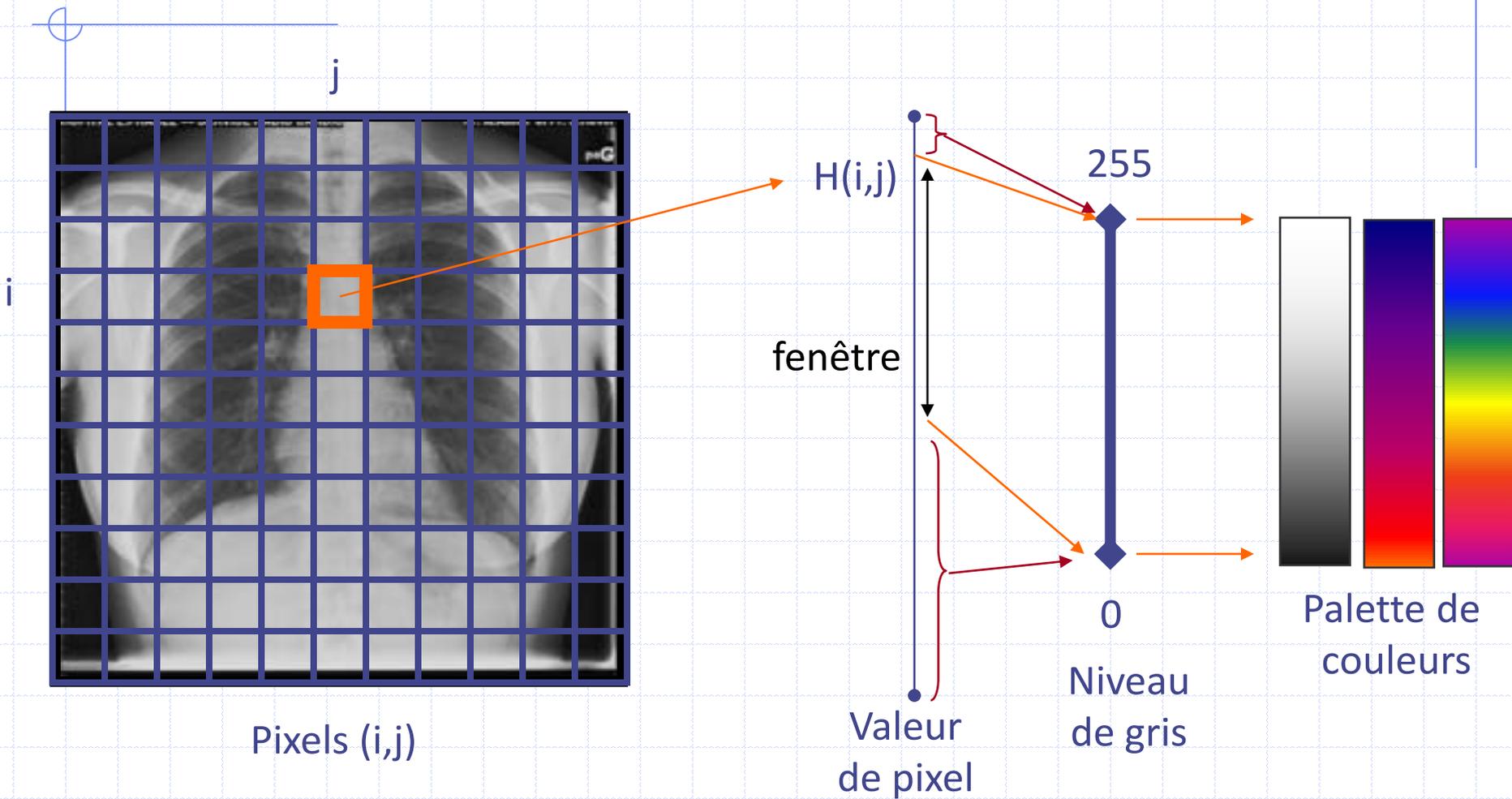


IMAGE NUMERIQUE

# PALETTES ET FENETRES



# PALETTES ET FENETRES



Saturation des valeurs de pixels hors d'une fenêtre

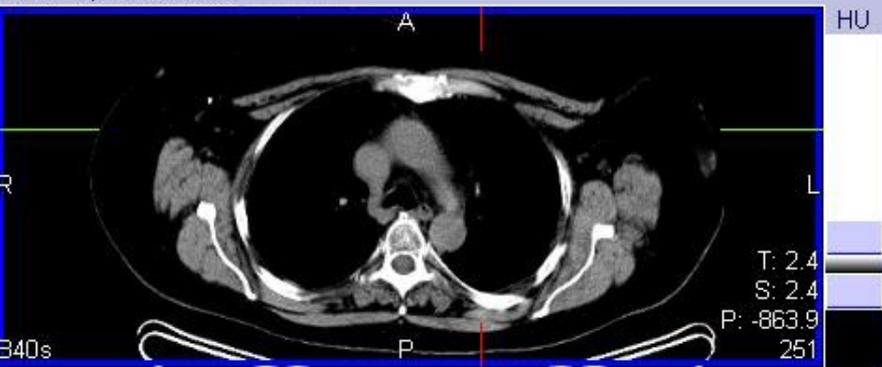
CT TAP epais 5.0 B40s,



Poumon

HU(B:-1200,T:0.000061)

CT TAP epais 5.0 B40s



Tissus mous

HU(B:-85,T:165)

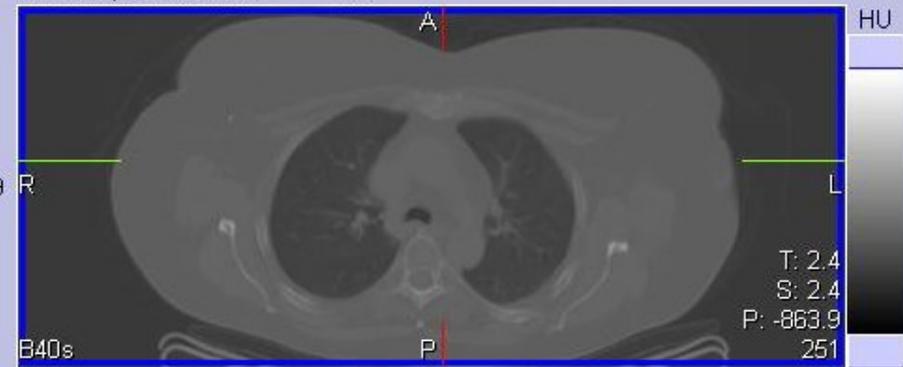
CT TAP epais 5.0 B40s



Cerveau

HU(B:-5.0,T:75)

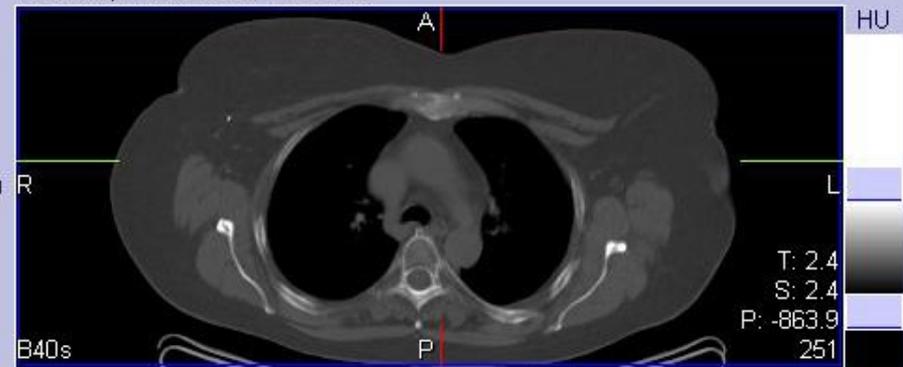
CT TAP epais 5.0 B40s



Pas de fenêtre

HU(B:-2476,T:3884)

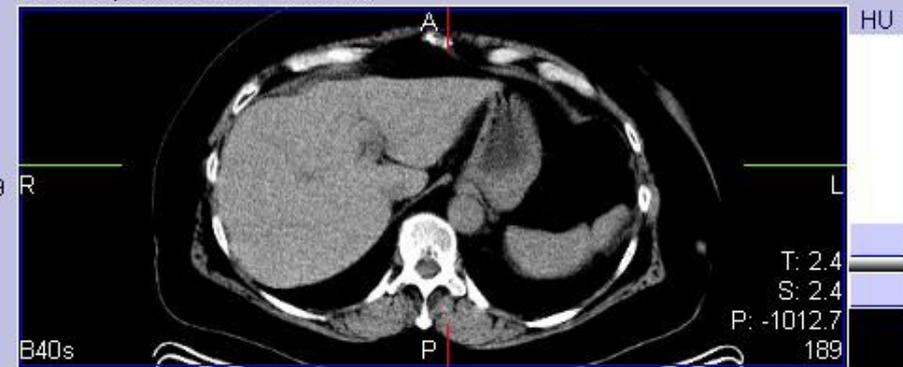
CT TAP epais 5.0 B40s



Os

HU(B:-400,T:1000)

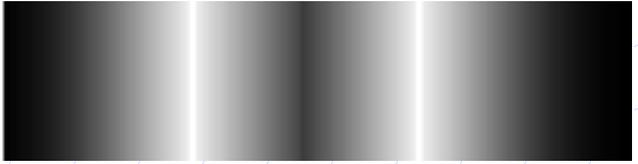
CT TAP epais 5.0 B40s



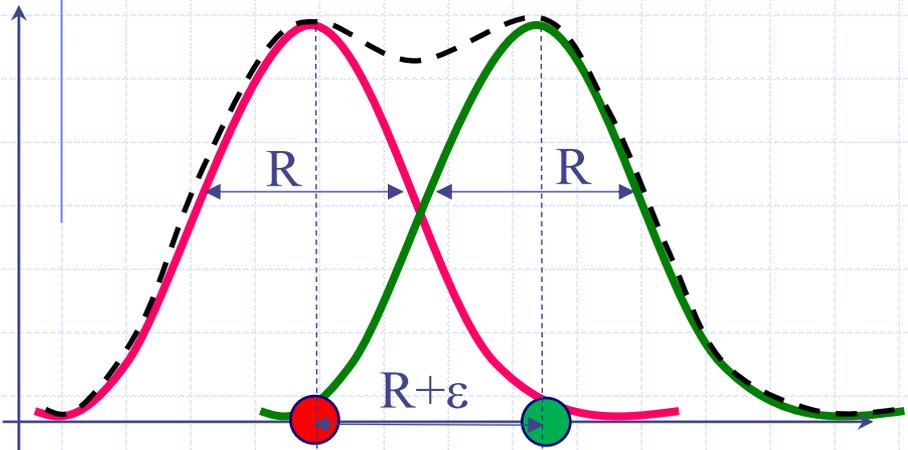
Foie

HU(B:-60,T:140)

# TAILLE DES PIXELS

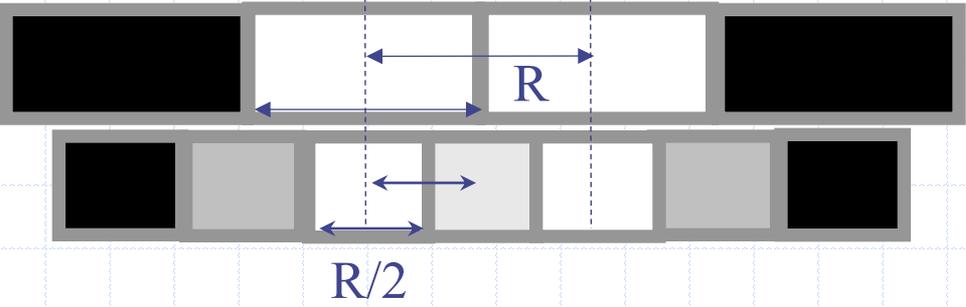


Appareil d'imagerie de LMH = R



Théorème d'échantillonnage de Shannon:

Numérisation sans perte d'information  
 ⇕  
 Dimension du pixel =  $R/2$



Vous ne pouvez plus voter



Pour numériser une radiographie de 50 x 50 cm, vous utiliserez une grille de :



1

128 x 128 pixels

0%

0

2

256 x 256 pixels

0%

0

3

512 x 512 pixels

0%

0



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

4

1000 x 1000 pixels

0%

0

5

1024 x 1024 pixels

0%

0

6

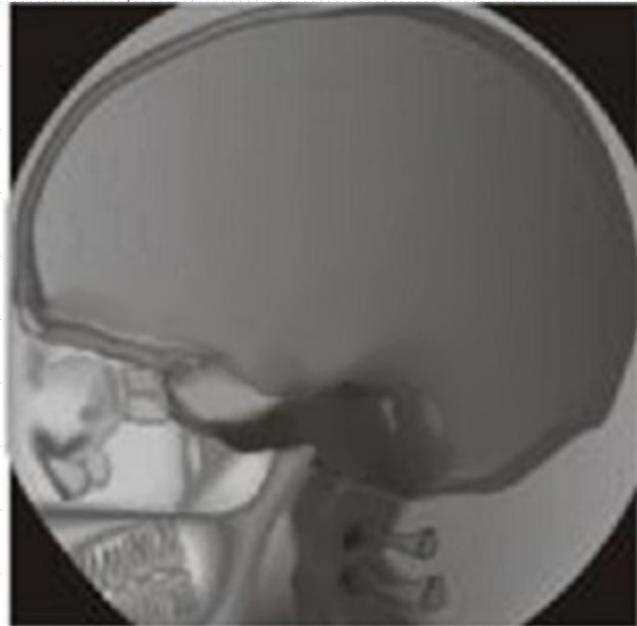
2048 x 2048 pixels

0%

0



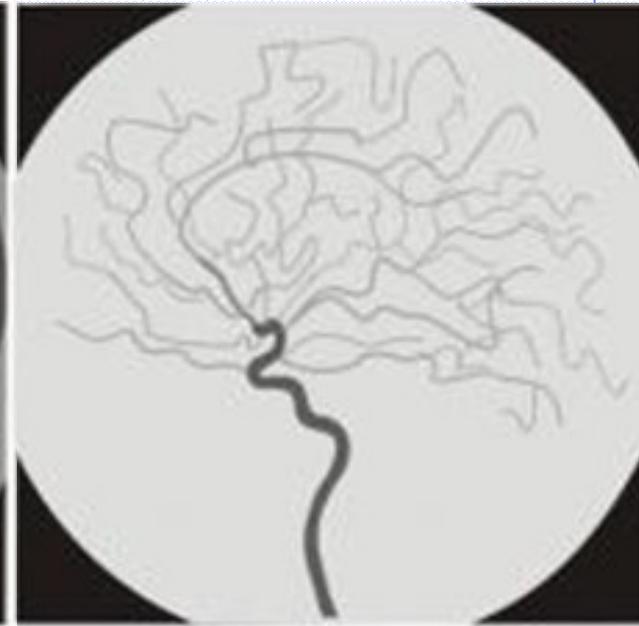
# ANGIOGRAPHIE NUMERISEE



A : sans PDC

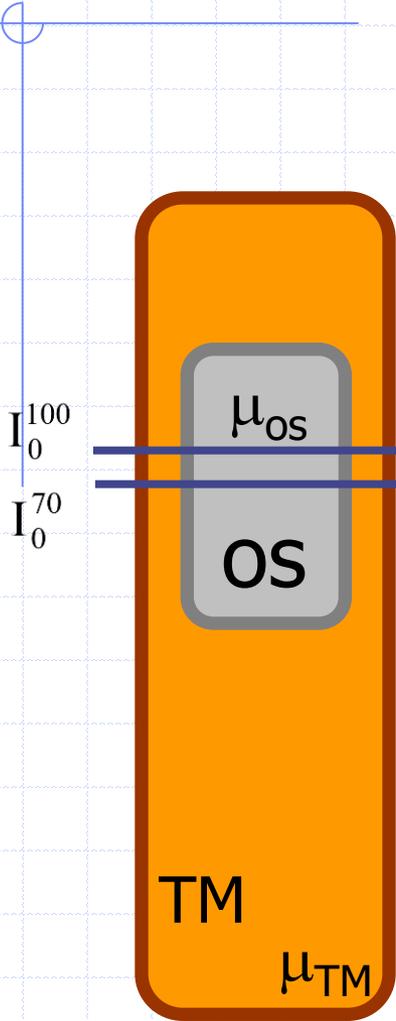


B : avec PDC



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

# OSTEODENSITOMETRIE



$$\left\{ \begin{aligned} I^{100} &= I_0^{100} \cdot e^{-\mu_{TM}^{100} \cdot x_{TM} - \mu_{OS}^{100} \cdot x_{OS}} = I_0^{100} \cdot e^{-\frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} - \frac{\mu_{OS}^{100}}{\rho_{OS}} \cdot d_{OS}} \\ I^{70} &= I_0^{70} \cdot e^{-\mu_{TM}^{70} \cdot x_{TM} - \mu_{OS}^{70} \cdot x_{OS}} = I_0^{70} \cdot e^{-\frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} - \frac{\mu_{OS}^{70}}{\rho_{OS}} \cdot d_{OS}} \end{aligned} \right.$$

$$\frac{\mu}{\rho} = k \cdot \frac{Z^3}{E^3}$$

où  $\rho_{TM} \cdot x_{TM} = d_{TM} \text{ (g / cm}^2\text{)}$

# OSTEODENSITOMETRIE (DEXA)

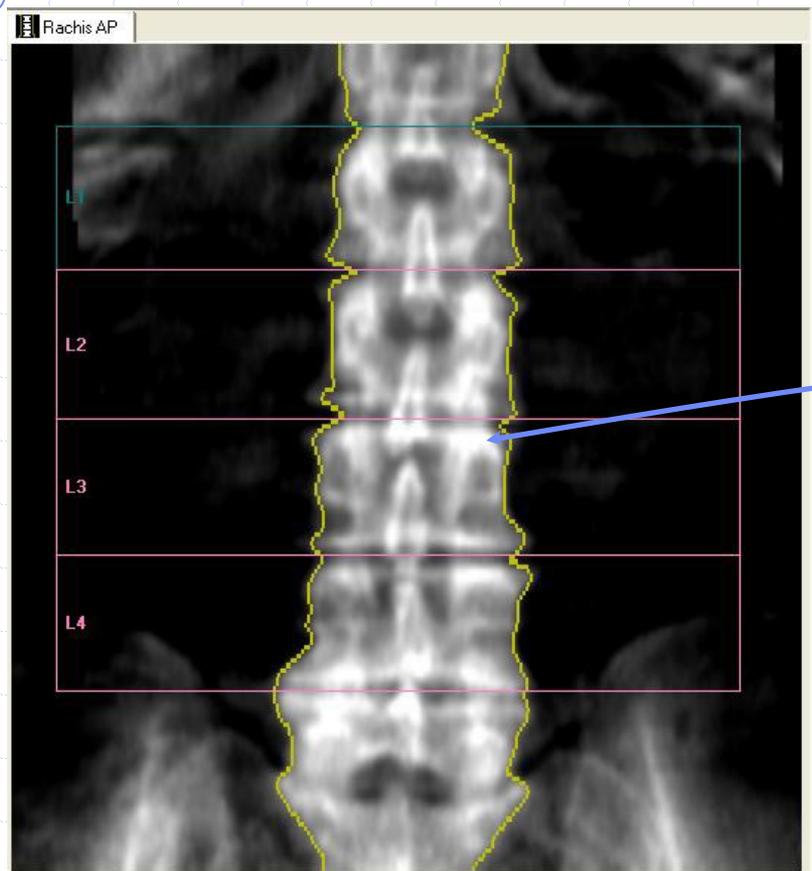


IMAGE DE SYNTHÈSE

Image non diagnostique

Densitométrie			
Référence   Tendence   Informations			
Région	Densitométrie		
	DMO (g/cm <sup>2</sup> )	CMO (g)	Surface (cm <sup>2</sup> )
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

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

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

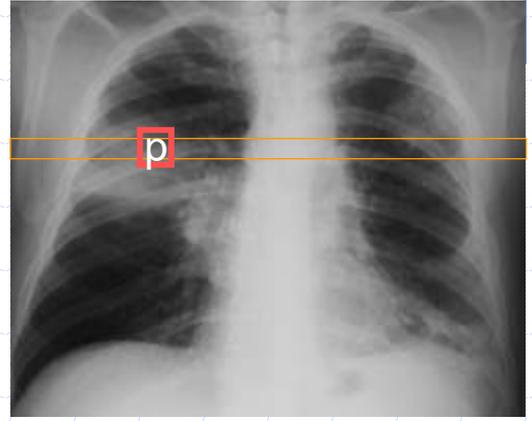
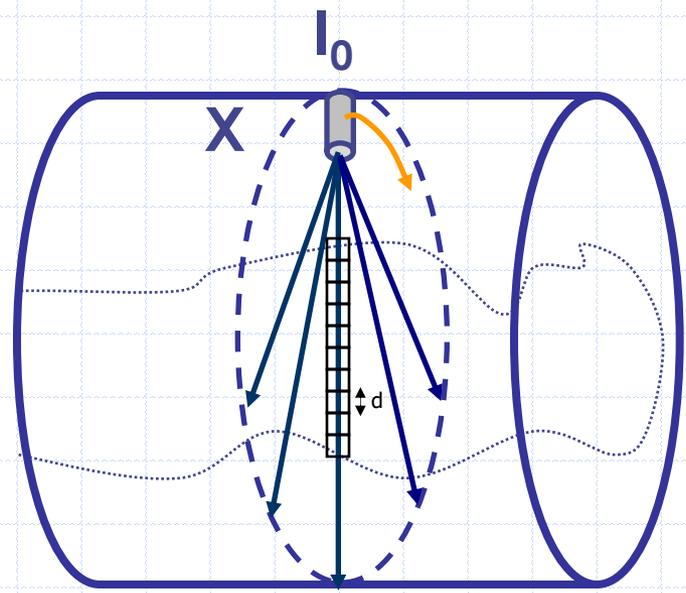
Systeme linéaire de 2 équations à 2 inconnues (d<sub>o</sub> et d<sub>TM</sub>)

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

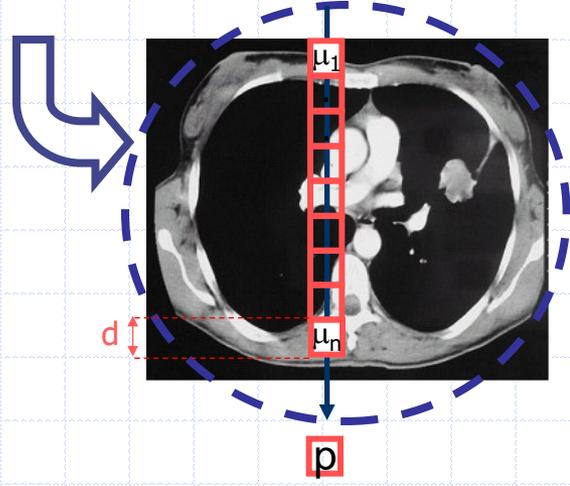
flèches haut/bas

164,0 cm 60,0 kg Blanc Femme

# TOMOGRAPHIE DE TRANSMISSION (Scanner X)



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

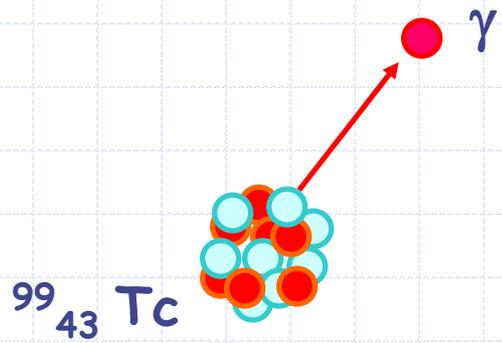
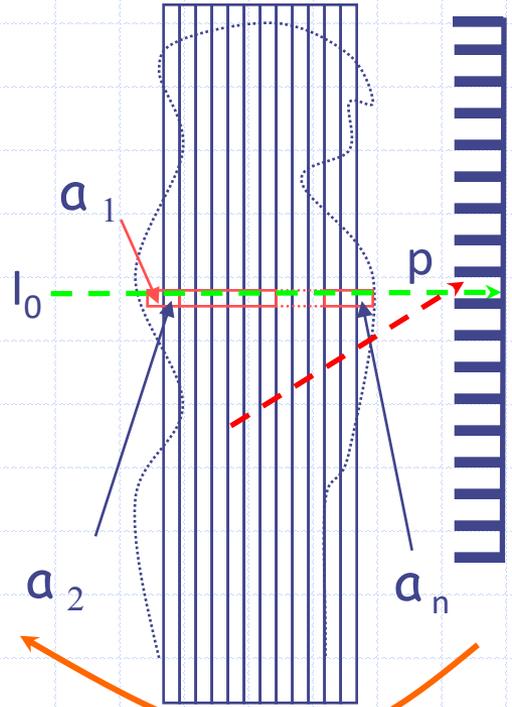


$$-\frac{1}{d} \ln \frac{I}{I_0} = p = \sum \mu_i \Rightarrow$$

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

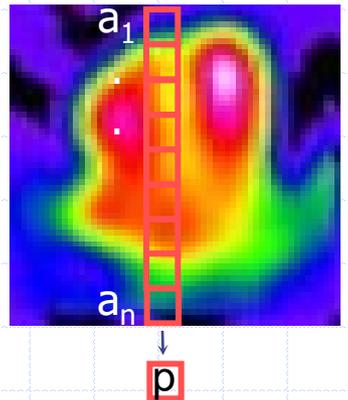
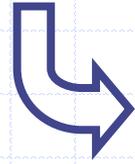
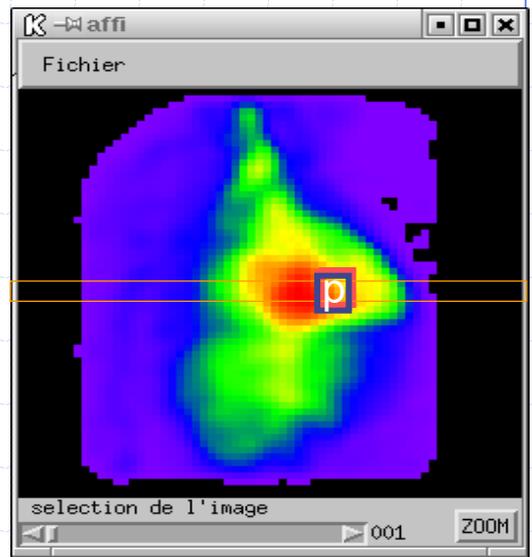
1 équation à n inconnues

# TOMOGRAPHIE D'EMISSION (SPECT-PET)

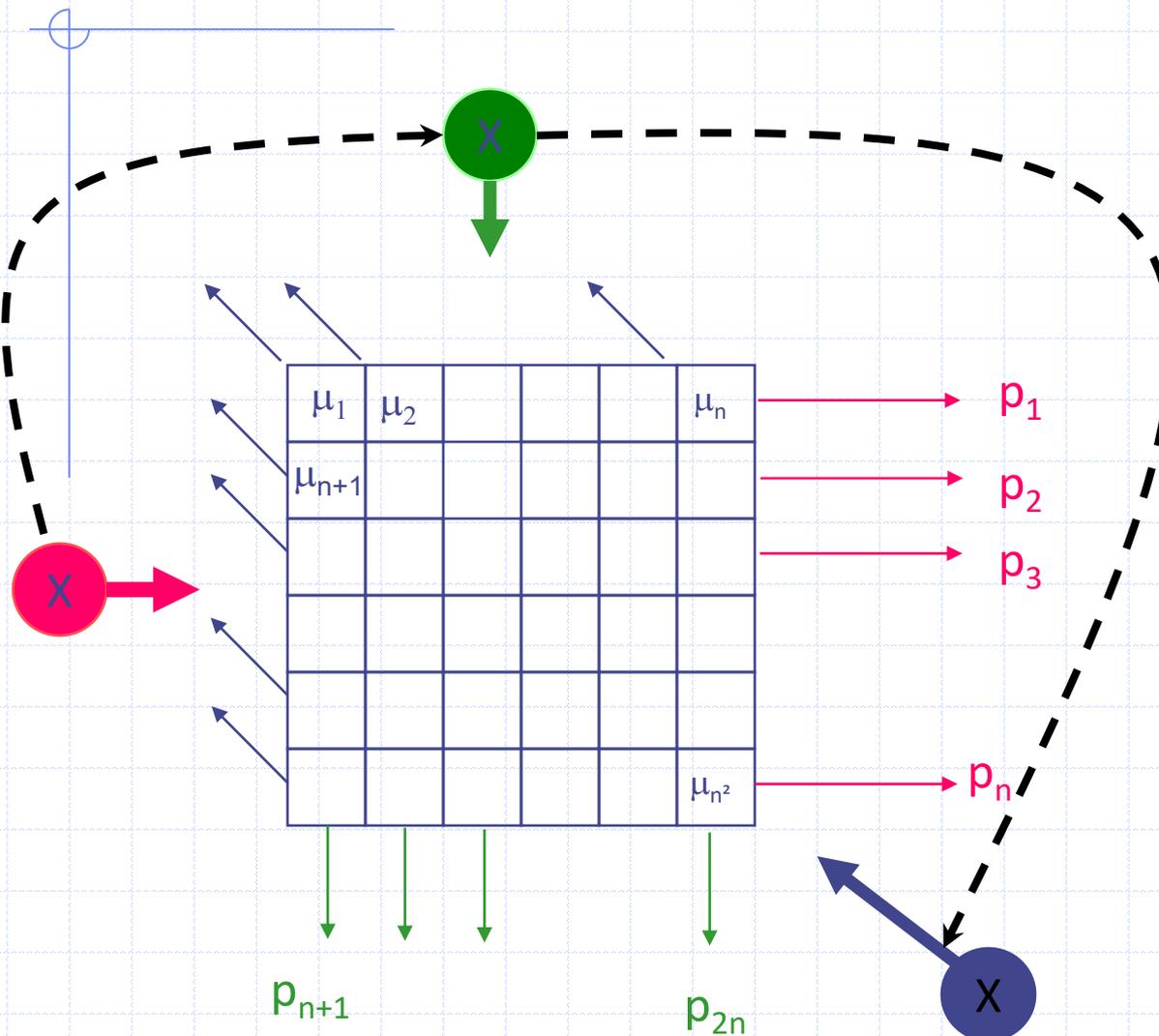


$$p = a_1 + a_2 + \dots + a_n$$

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  $1024$

Vous ne pouvez plus voter



1° session 2021-2022 : 353 candidats, moyenne 9/20 à Montpellier et Nîmes....



Le paramètre physique principal qui détermine le contraste des figures 1 à 3 est le/la ① pour les images de gauche et le/la ② pour les images de droite.

Les images de gauche ont une résolution de l'ordre de ③ en ④ (unité).

Les images de droite ont une résolution de l'ordre de ⑤ en ⑥ (unité).

L'algorithme MLEM qui a reconstruit les coupes utilise comme données en entrée des images ⑦ acquises sous différents ⑧.

Le nodule parenchymateux hyperdense de 4,2 mm ciblé sur la figure 2 n'est pas hypermétabolique. Cette dimension est ⑨ à la ⑩ de la TEP ce qui rend cet examen peu ⑪ et ne permet pas d'exclure un/une ⑫.

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question



Vous ne pouvez plus voter



2° session 2023-2024 : 73 candidats. 4/20 à Montpellier ; 3/20 à Nîmes.



Toutes choses égales par ailleurs :

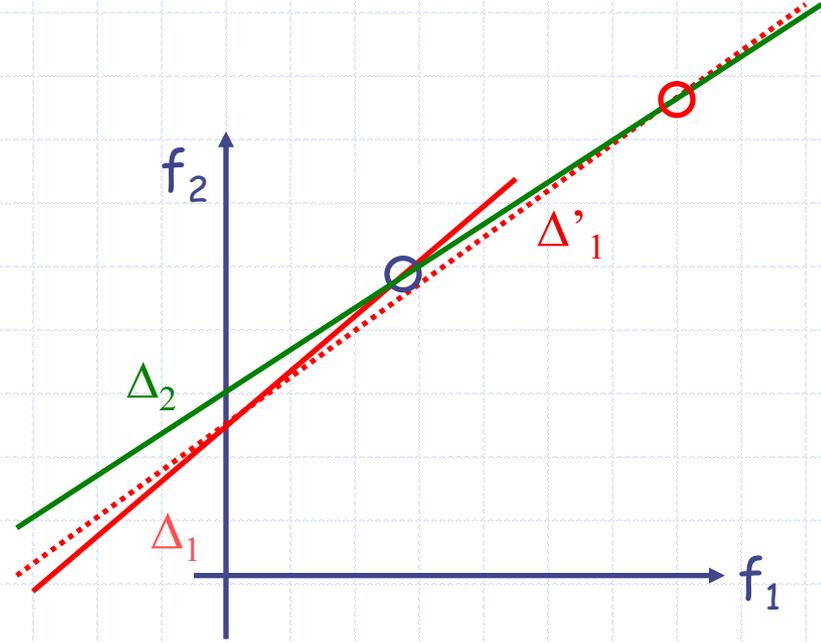
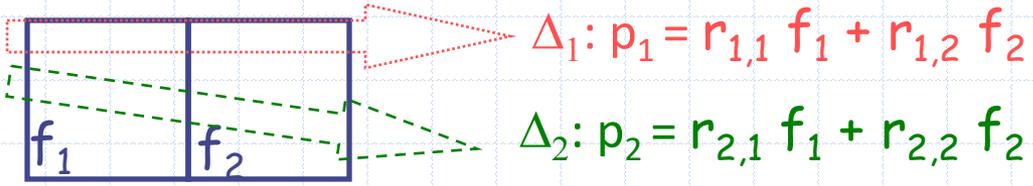
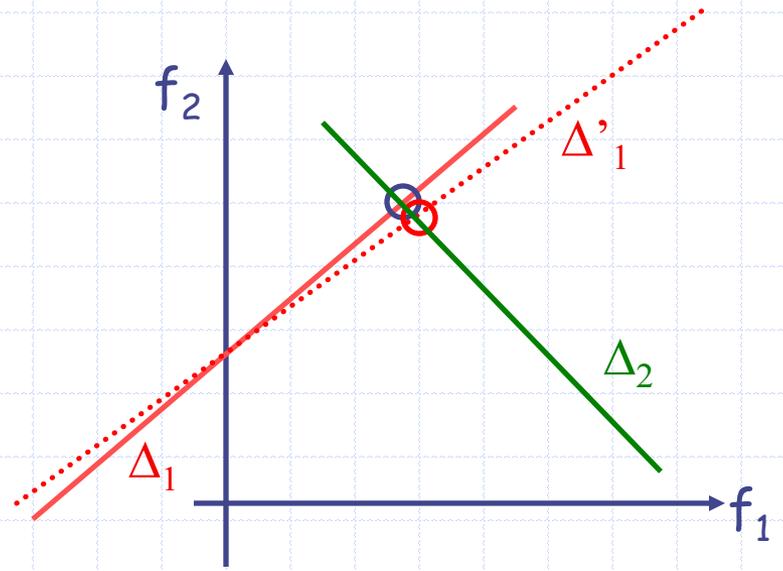
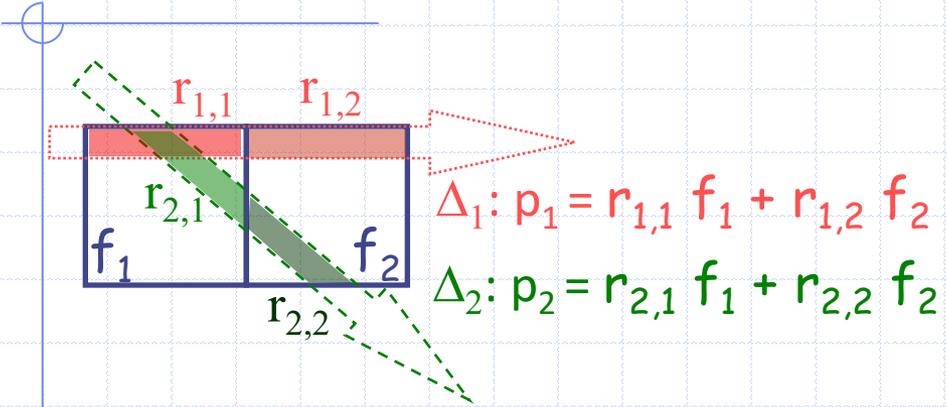
1- une angiographie numérisée est **1** irradiante qu'une radiographie de la même région anatomique car elle nécessite l'acquisition de **2** radiographies.

2- une tomodensitométrie est **3** irradiante qu'une radiographie de la même région anatomique car elle nécessite l'acquisition de **4** radiographies sous différents **5**.

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question



# DIFFICULTE

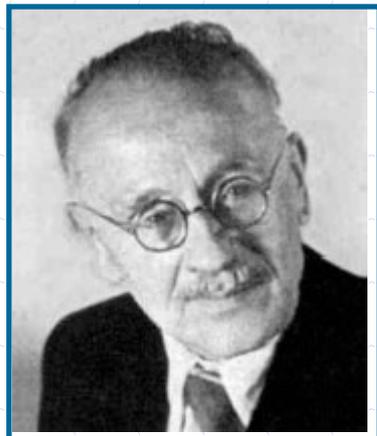


$512^2 = 262\ 144$   
 Problème « instable »

# SOLUTION



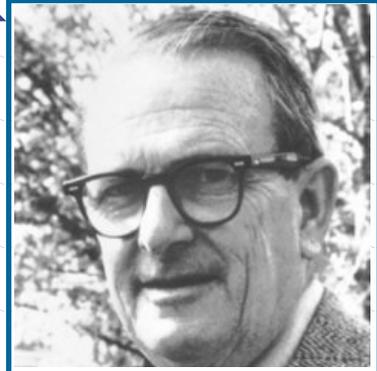
G. Hounsfield 1919-2004  
Prix Nobel 1979



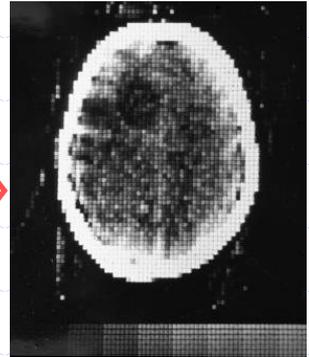
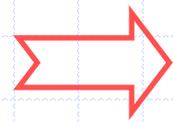
J. Radon  
1887-1956



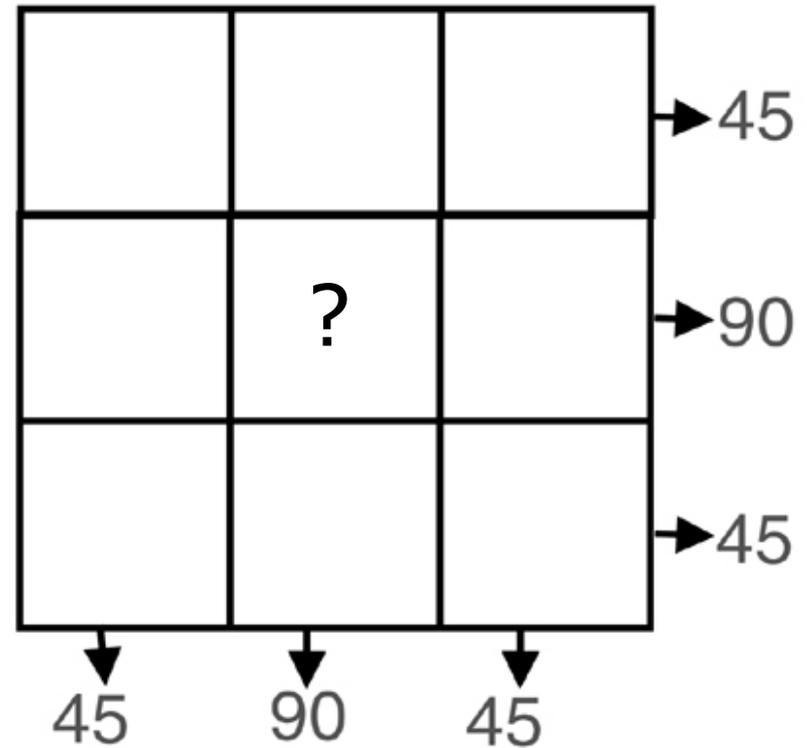
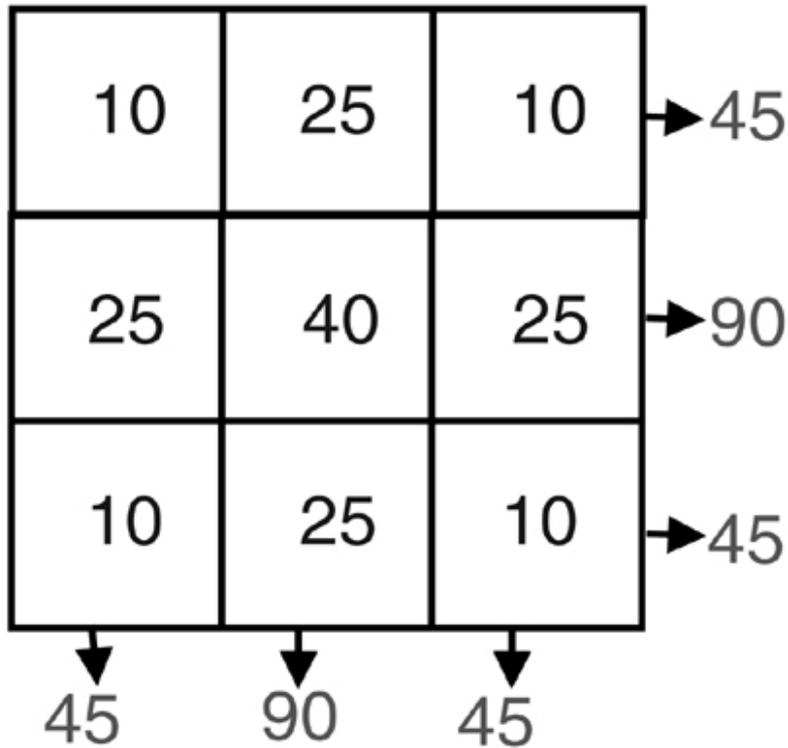
S. Kaczmarz  
1895-1940



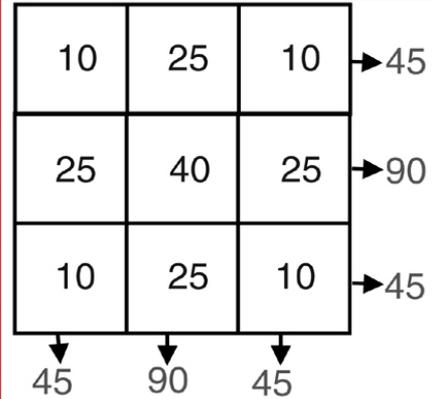
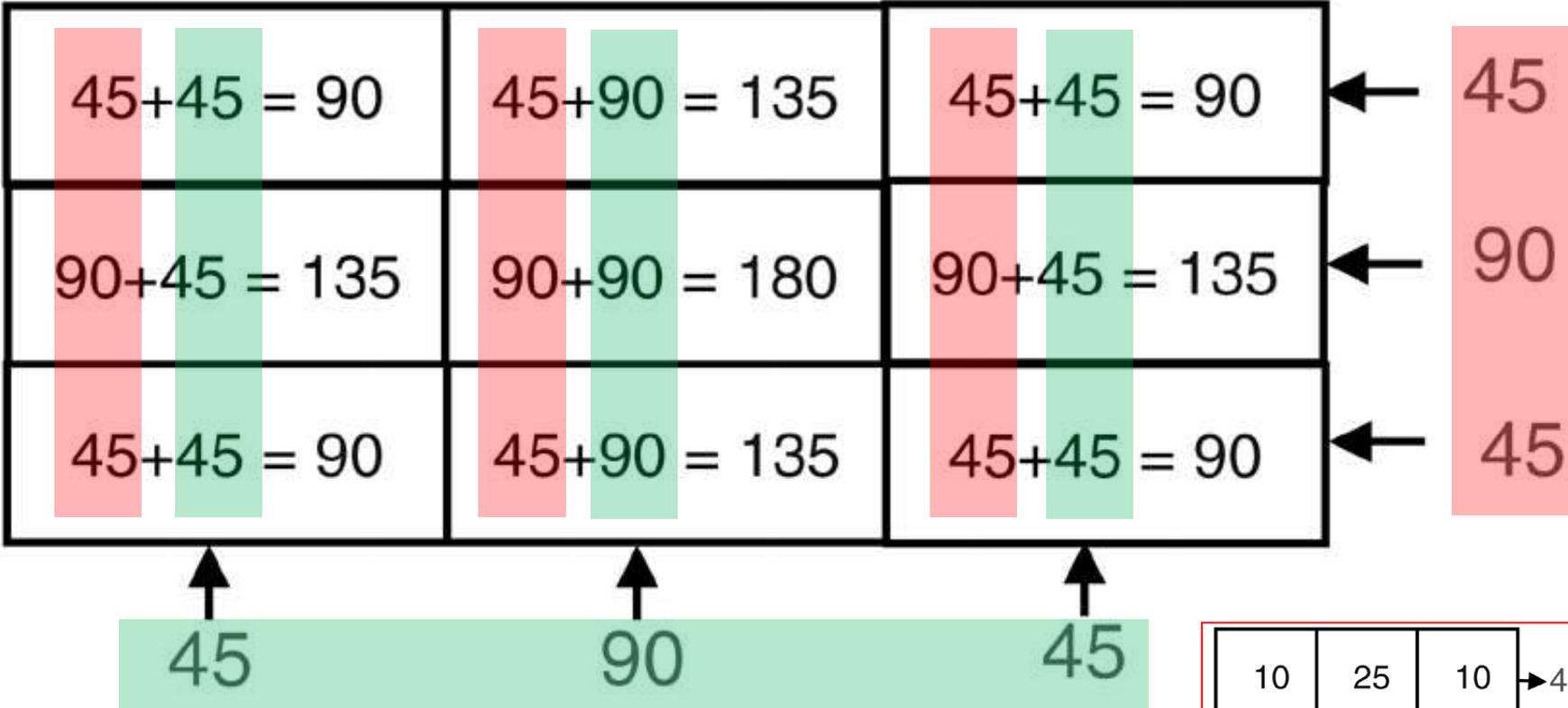
AM Cormack (Prix Nobel 79)  
1924 - 1998



# RECHERCHE D'UN ALGORITHME



# 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)

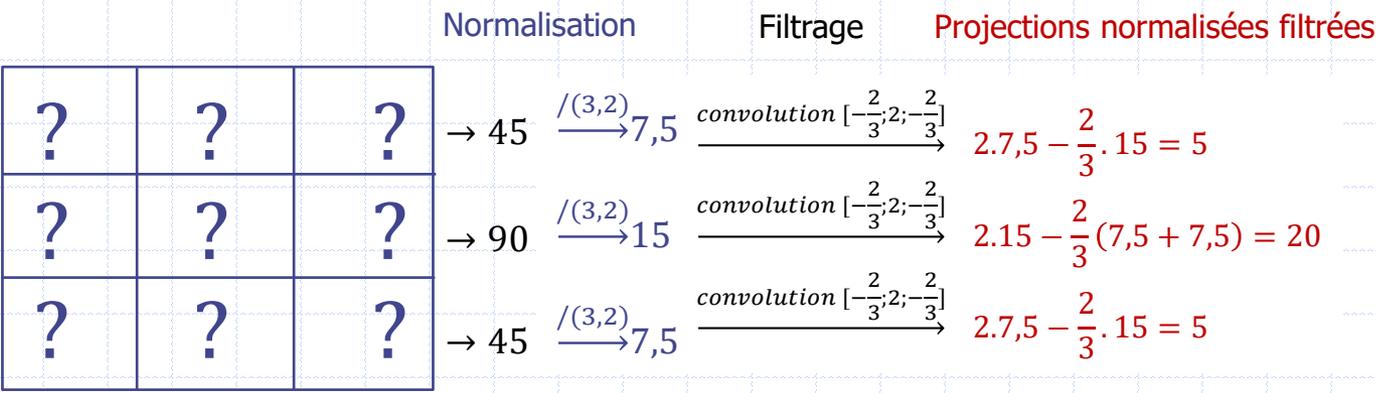


10	25	10	→ 45
25	40	25	→ 90
10	25	10	→ 45
↓ 45	↓ 90	↓ 45	

N = Nombre de pixels sur lesquels a lieu la rétroprojection

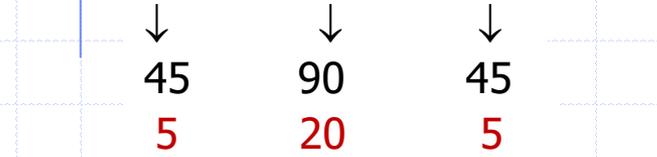
P = Nombre de projections rétroprojetées dans le pixel

# RETRO-PROJECTION FILTRÉE



J. Radon  
1887-1956  
Ber. Verh. Sächs. Akad. Wiss. Leipzig. 69 (1917), 262-77.

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

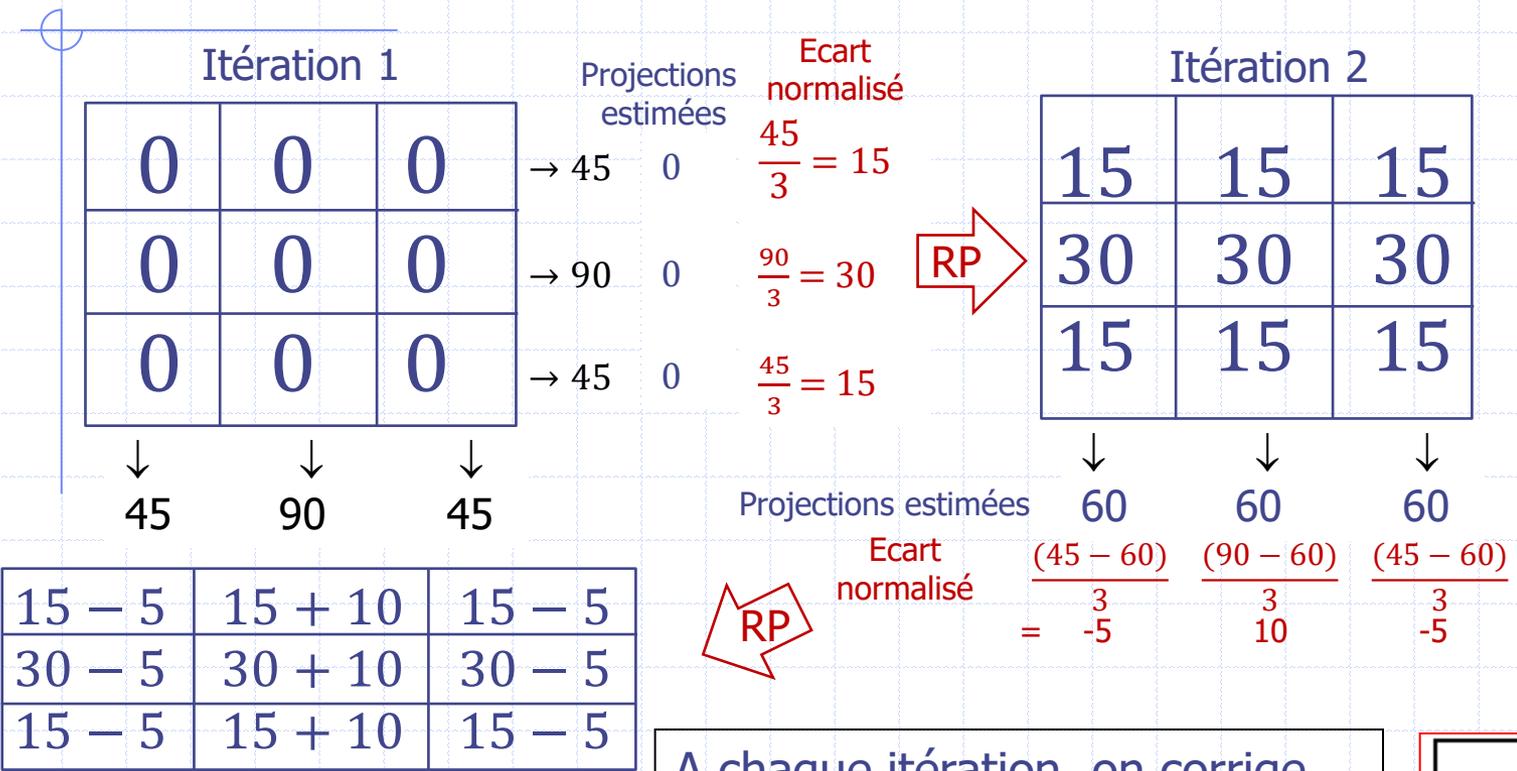


RETRO PROJECTION

5 + 5	5 + 20	5 + 5
20 + 5	20 + 20	20 + 5
5 + 5	5 + 20	5 + 5

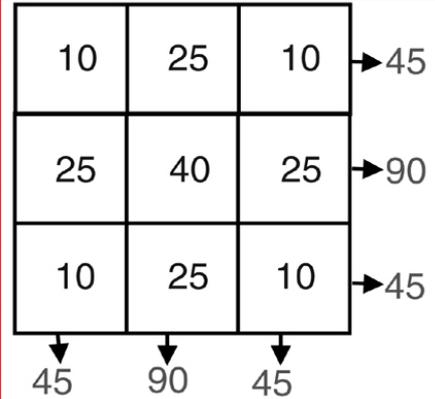
10	25	10	→ 45
25	40	25	→ 90
10	25	10	→ 45
↓	↓	↓	
45	90	45	

# TECHNIQUE DE RECONSTRUCTION ALGEBRIQUE

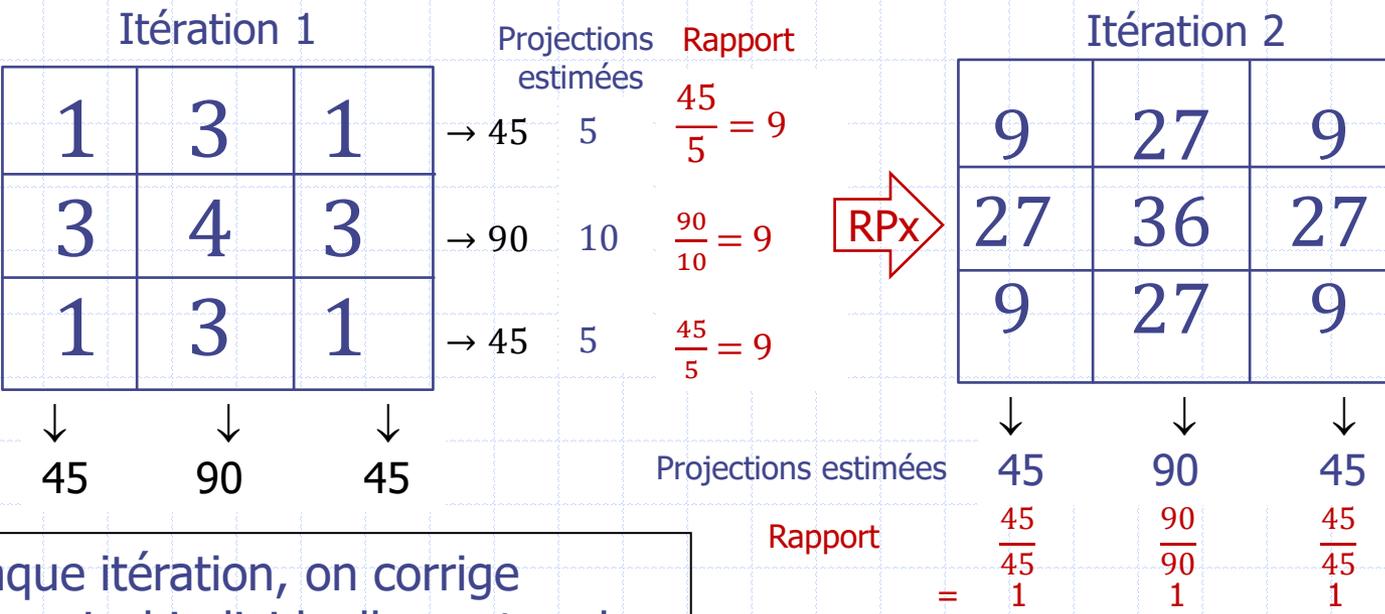


S. Kaczmarz  
1895-1940  
Bull Int Acad Pol  
Sci Lett A  
1937;35:355-7

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.**

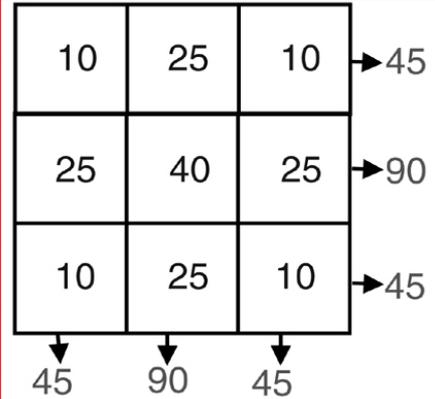


# MLEM (MAXI DE VRAISSEMBLANCE)



S. Kaczmarz  
1895-1940  
Bull Int Acad Pol  
Sci Lett A  
1937;35:355-7

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



MLEM (dans sa version accélérée OSEM) est l'algorithme universellement utilisé en tomodynamométrie (scanner X) et en tomoscintigraphie (TEMP et TEP)

Vous ne pouvez plus voter



1<sup>o</sup> session 2020-2021 : 302 candidats, moyennes 6/20 à Montpellier et 9/20 à Nîmes....



Le paramètre physique principal qui détermine le contraste en tomodensitométrie est le/la **1** .  
Les deux images en coupes ont été **2** à partir d'images de **3** acquises sous différents **4** .  
L'opération mathématique qui est réalisée par une ou plusieurs rétroprojections dans les  
algorithmes de tomographie pour reconstruire des coupes axiales est la **5** d'un grand **6**  
d'équations **7** .

**Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question**

Le signal TEP associé à l'opacité n°2 est plus faible que celui associé à l'opacité n°1. L'opacité n°1 est suspecte de **8** . L'opacité n°2 est **9** à caractériser car sa dimension est **10** à deux fois la **11** du système d'imagerie.



 Vous ne pouvez plus voter



Une image tomographique,



est une image de **1** qui n'est pas **2** directement mais **3** pixel par pixel à partir de **4** acquisitions **5** enregistrées sous différents **6** autour du patient. Cela se fait généralement par approximations successives jusqu'à trouver une **7** dont les projections coïncident au mieux avec les projections effectivement **8** par l'appareil de tomographie.



# 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

<https://www.cnp-mn.fr/les-fondamentaux-de-limagerie-medicale-acces-public/>  
<https://scinti.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/>