

BASES D'IMAGERIE MEDICALE

Formation Générale en Sciences Médicales – 2^o 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

wooclap



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 comme si on l'observait en dissection ?



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

1

Oui

0%

0 

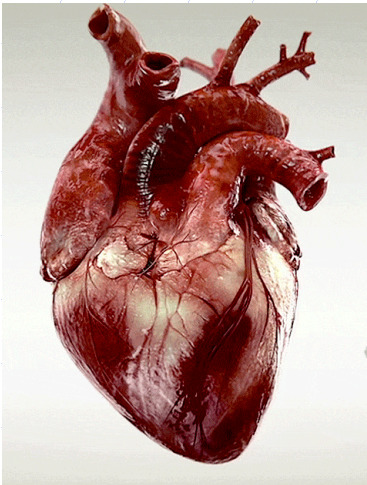
2

Non

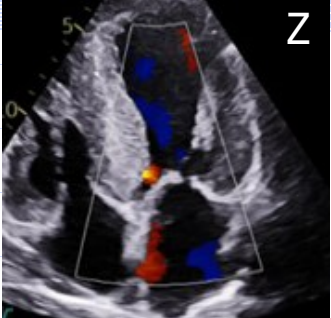
0%

0 

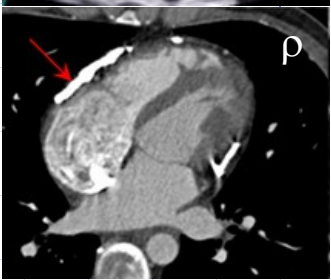
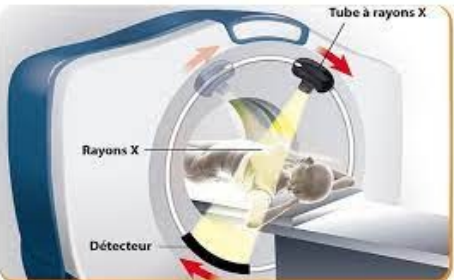
MODALITES



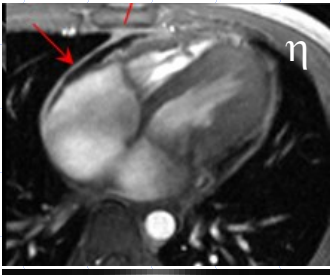
ECHO
GRAPHIE



SCANNER
(CT)



IRM



SCINTI
GRAPHIE
(SPECT
PET)

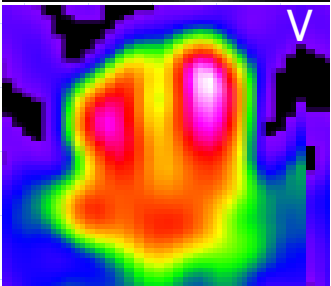
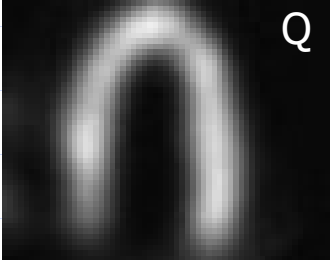
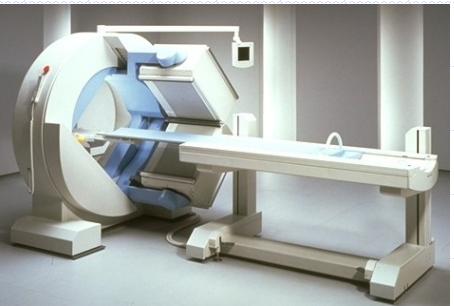


Image = mesure physique 2D/3D + déformations

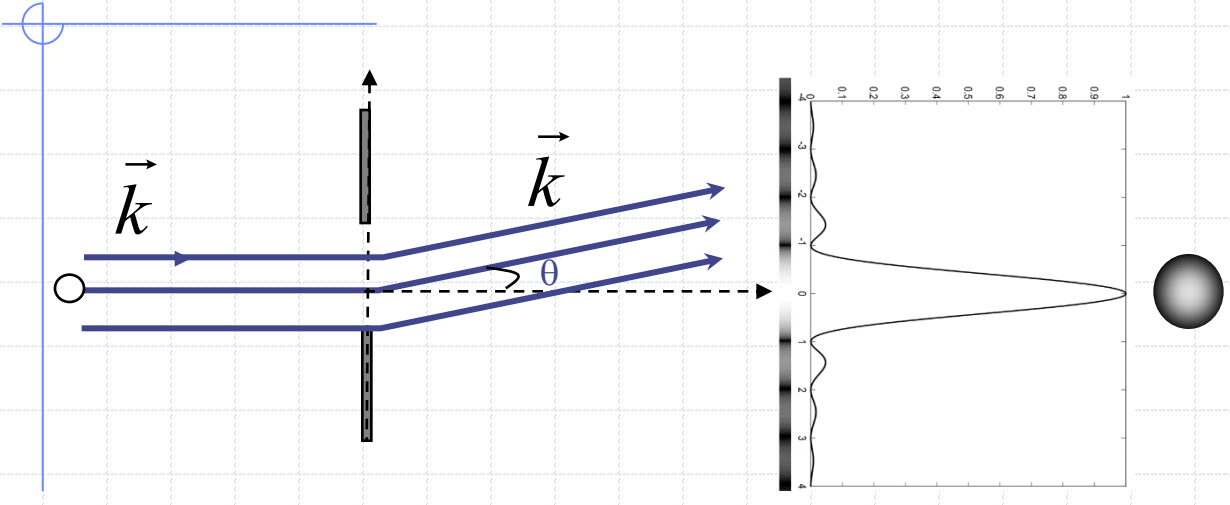
OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

- **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**

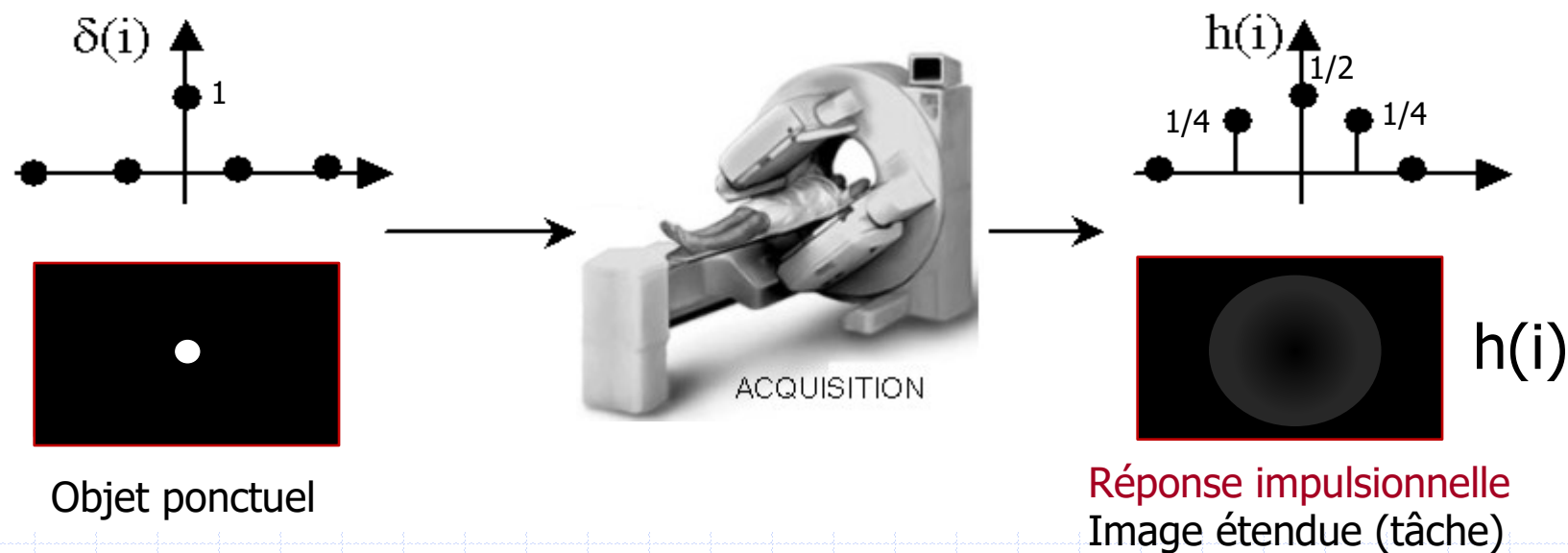
REPONSE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE

REPONSE IMPULSIONNELLE
RESOLUTION
CONTRASTE

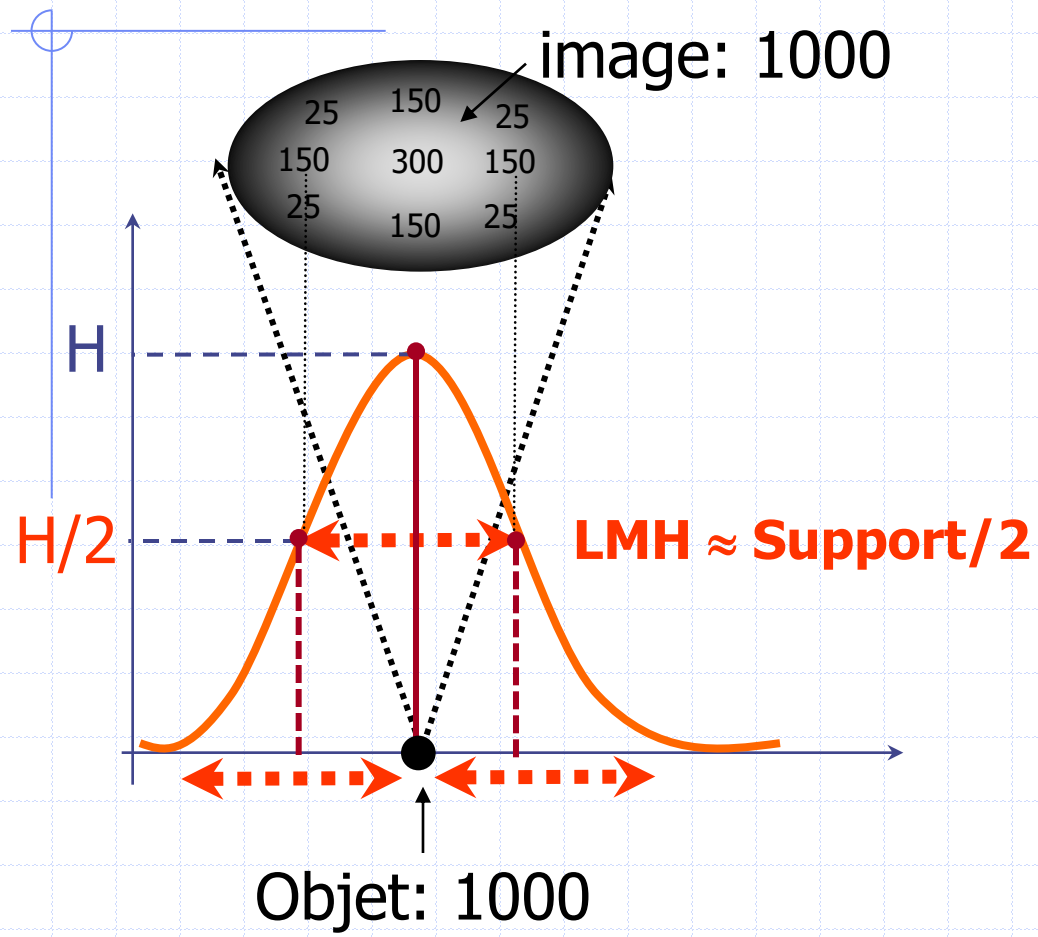
REPONSE D'UN IMAGEUR



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



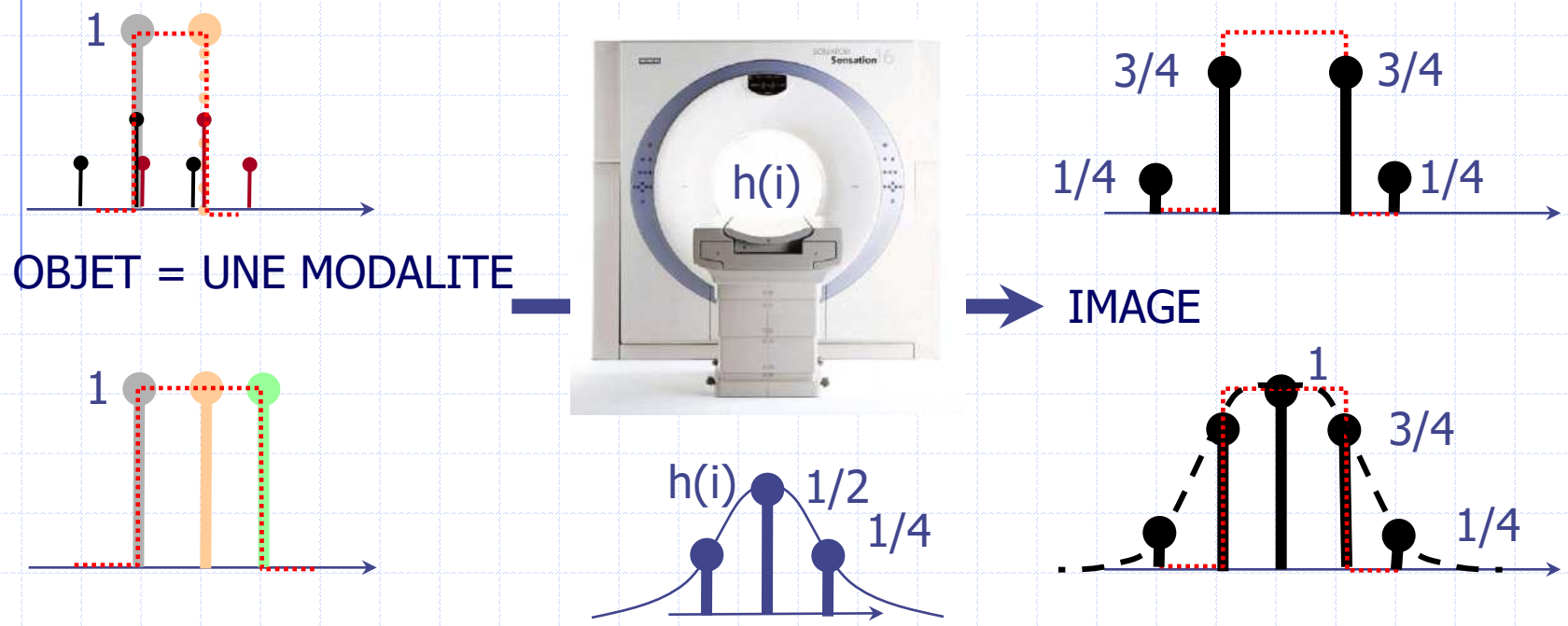
LARGEUR A MI-HAUTEUR



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

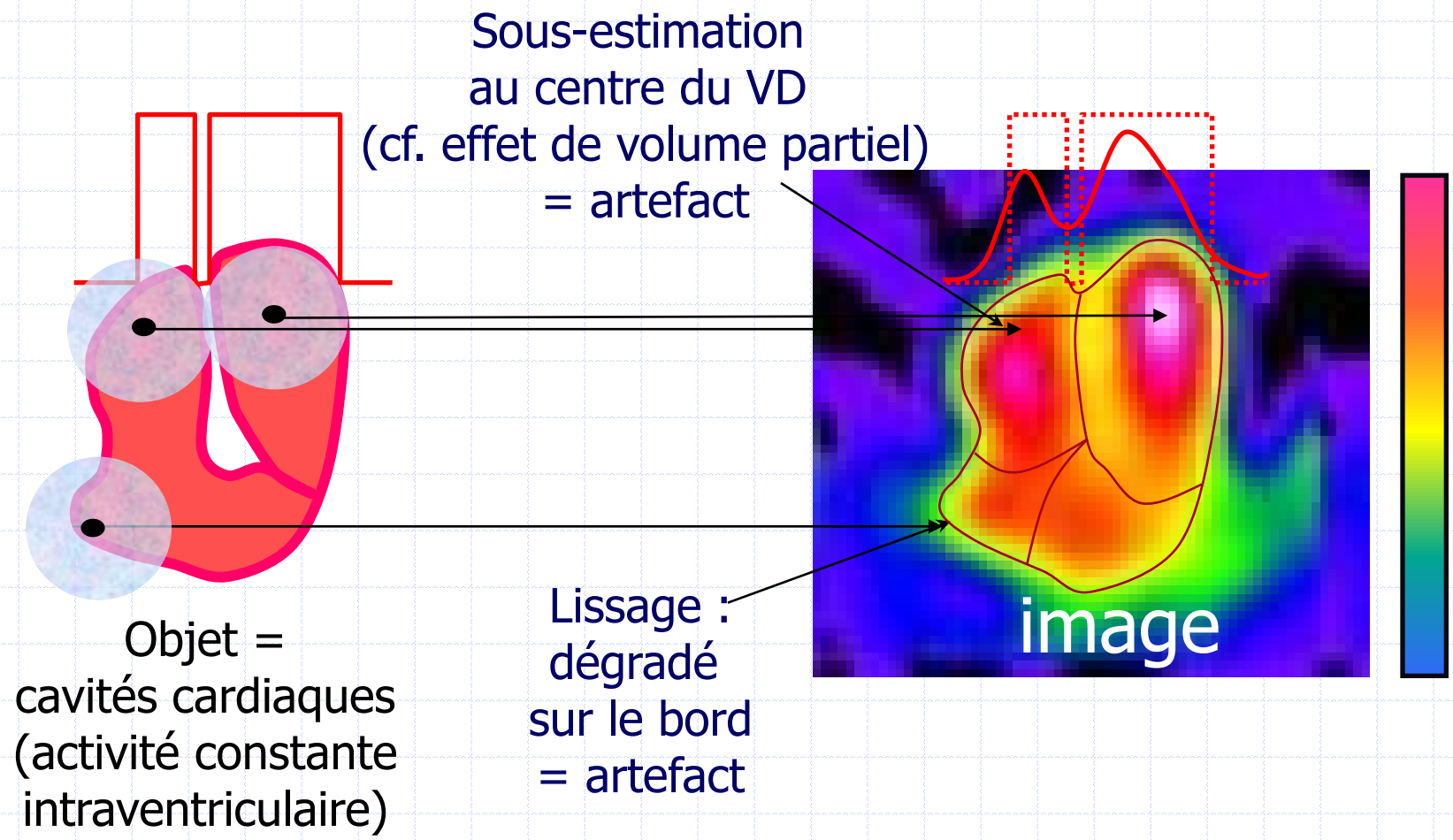
CONSTRUCTION DE L'IMAGE

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



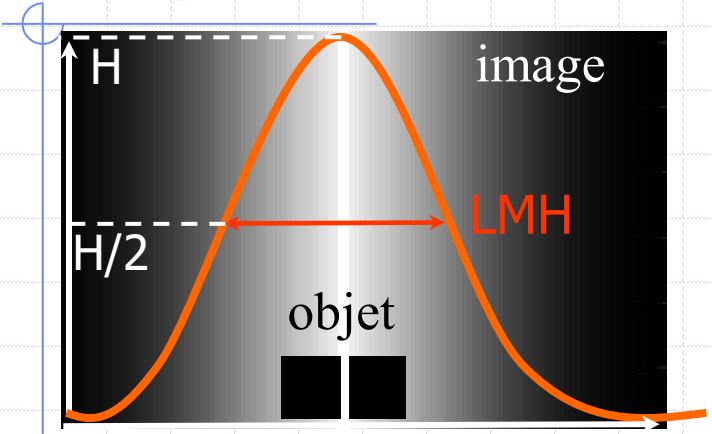
L'IMAGE EST LA MOYENNE DE L'OBJET, PONDEREE PAR LES VALEURS DE LA REPONSE IMPULSIONNELLE (CONVOLUTION)

1° Cq : LISSAGE



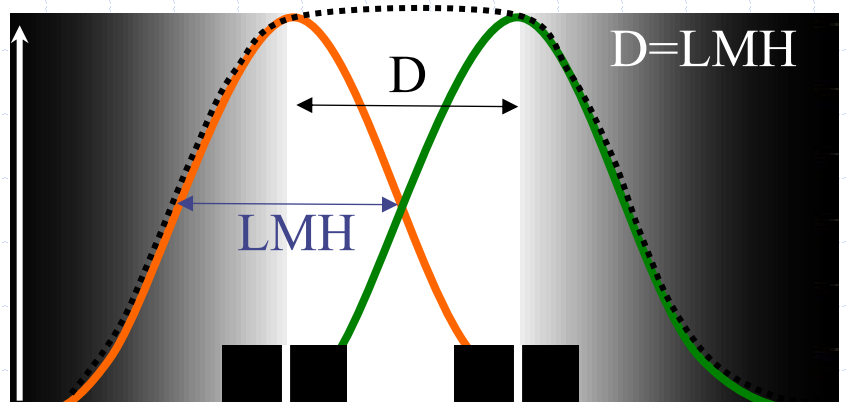
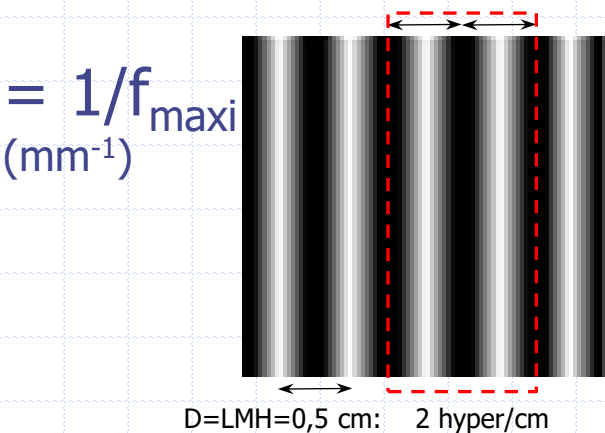
Sous-estimation du bord des objets et du centre des petits objets

2° Cq: RESOLUTION

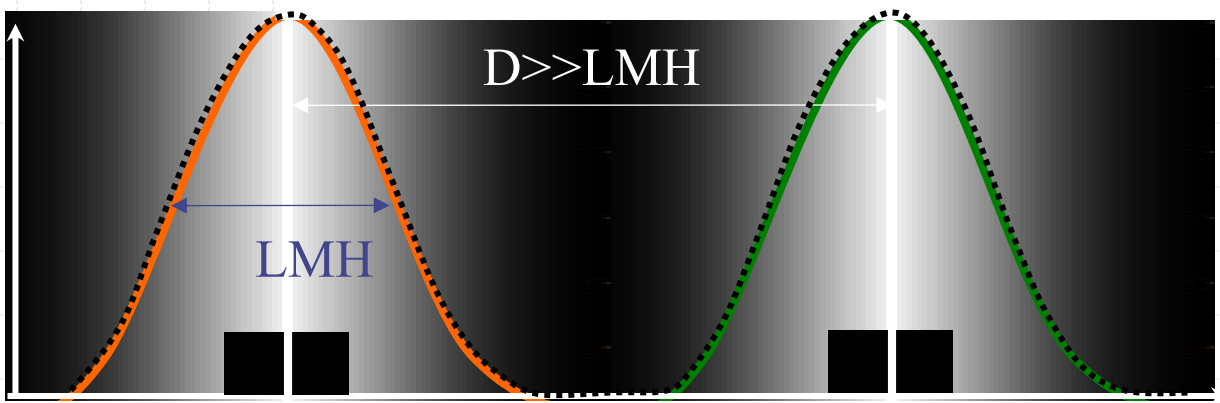
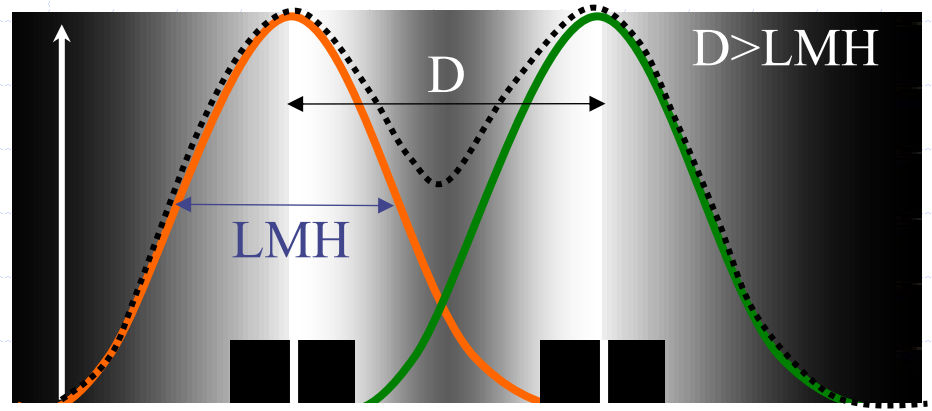


$D > LMH \Rightarrow$ images indépendantes

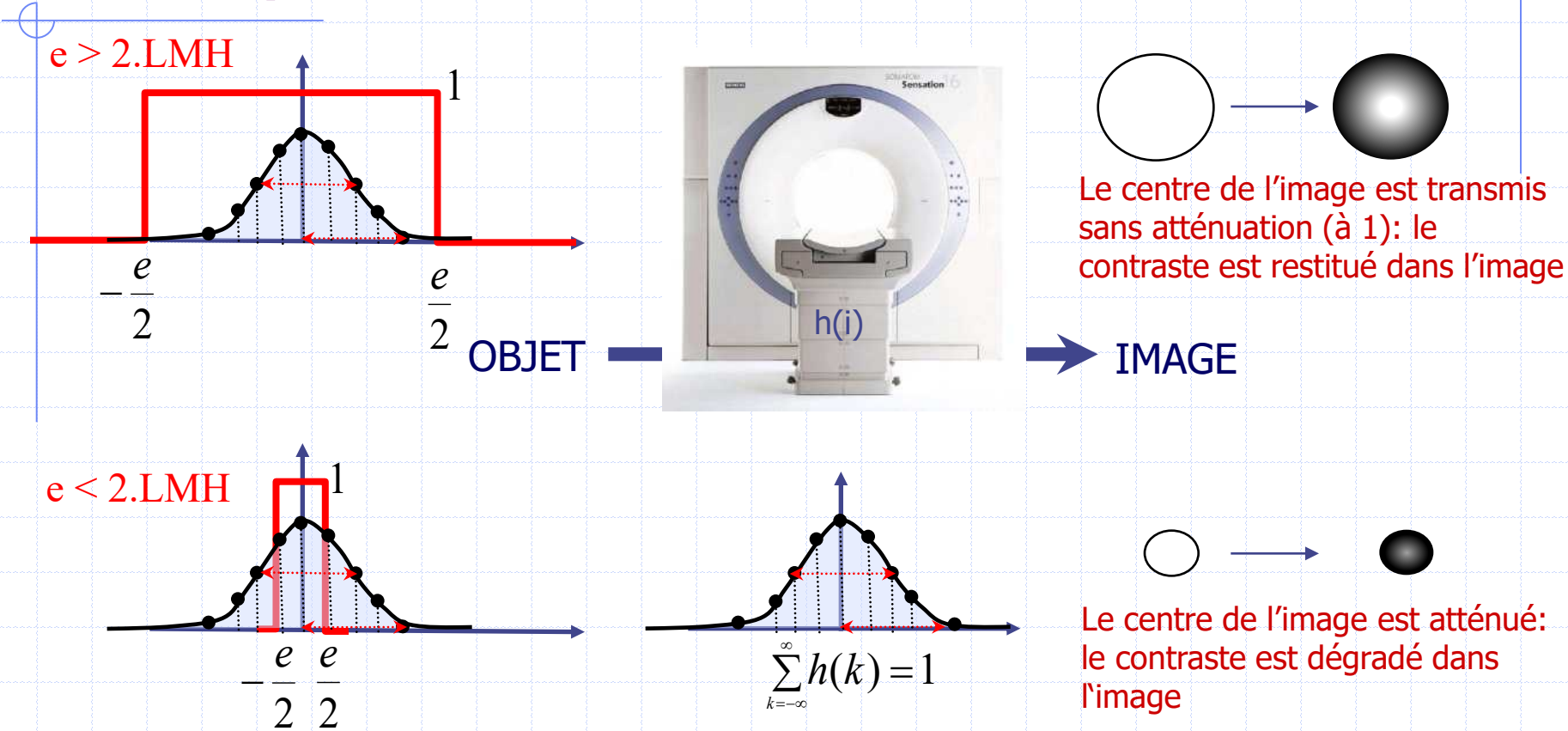
LMH = pouvoir séparateur
= résolution = période mini (mm)



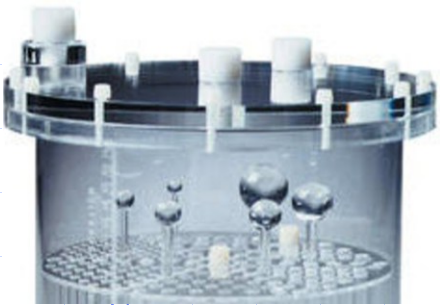
$D \leq LMH \Rightarrow$ images fusionnées



3° Cq: EFFET DE VOLUME PARTIEL

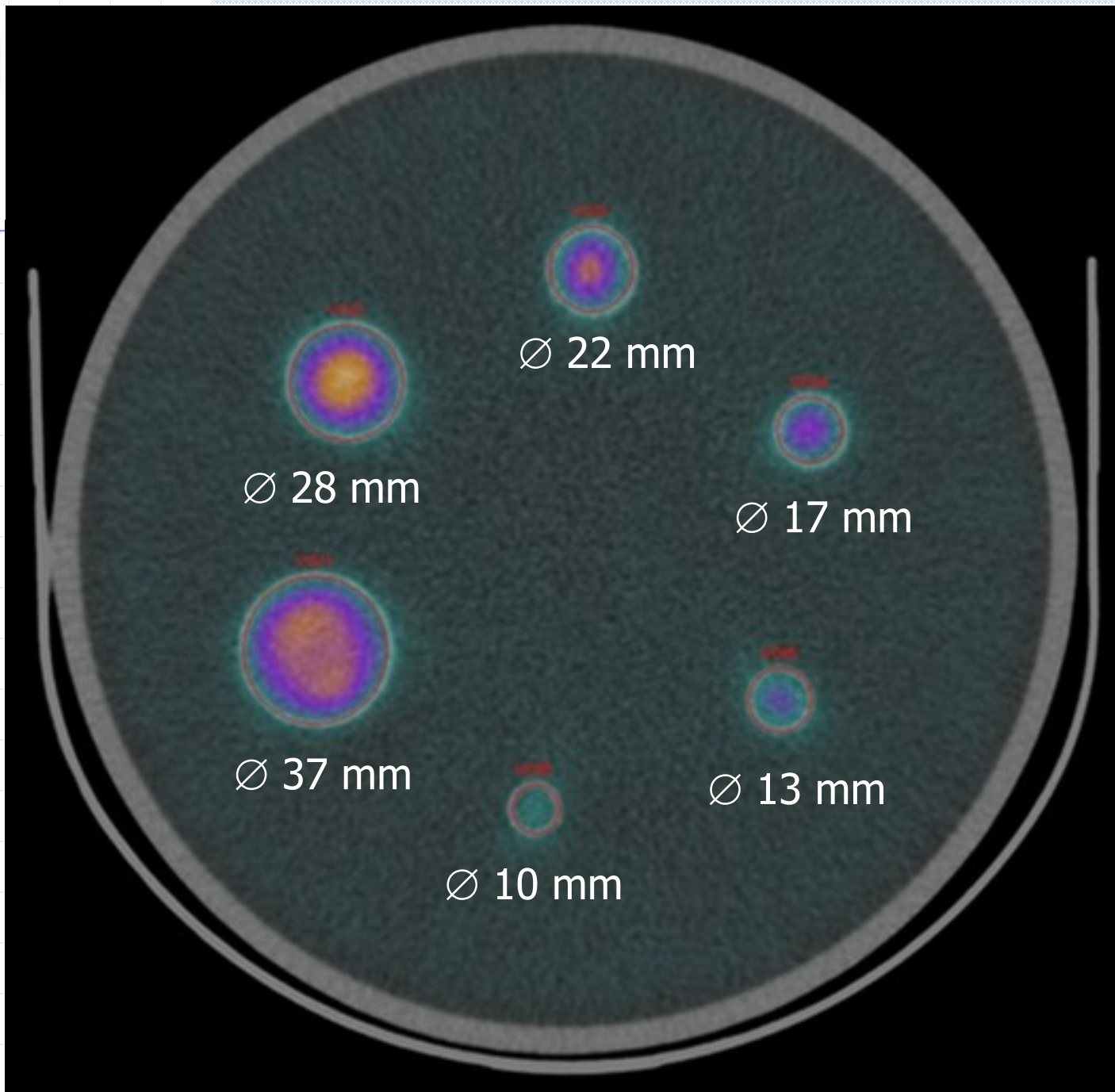


$e > 2.LMH \Rightarrow$ contraste au centre restitué à 100%

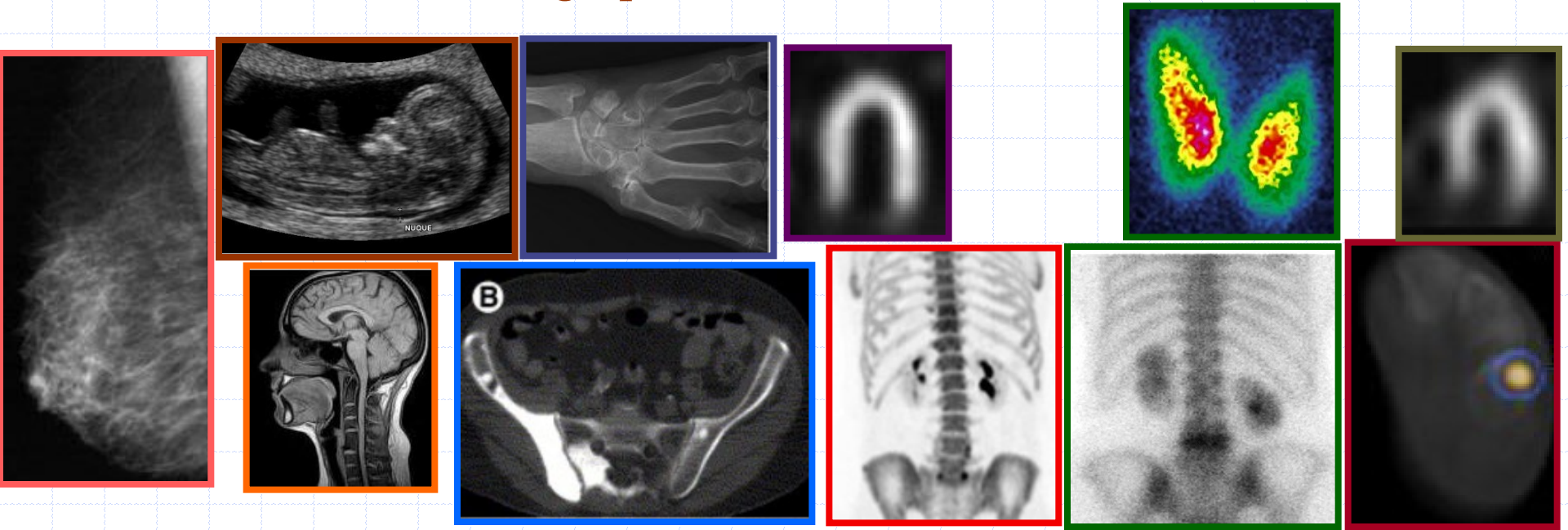
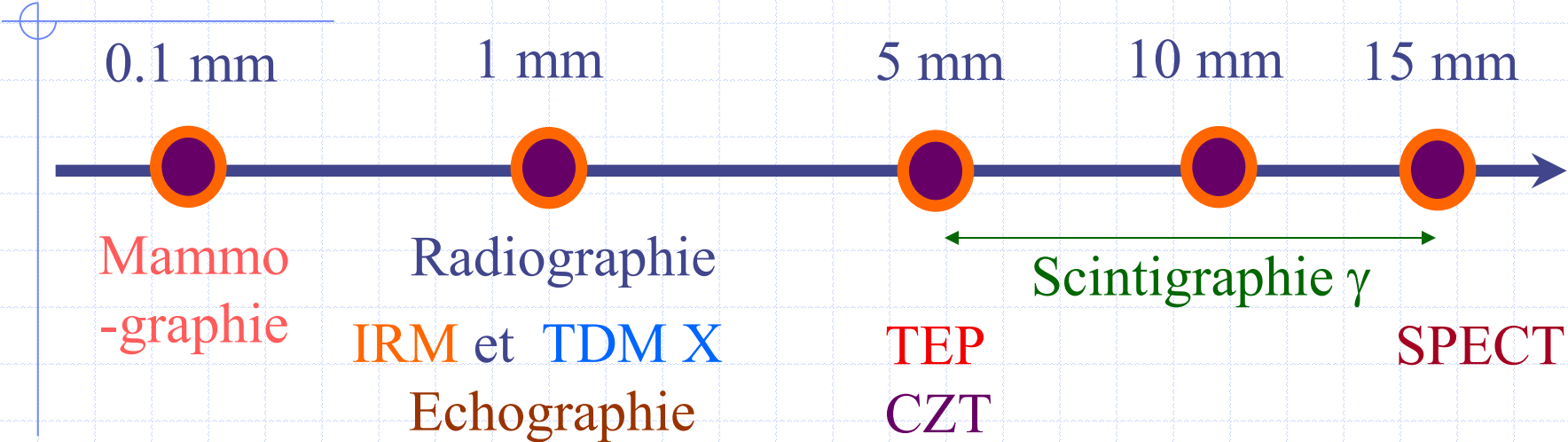


SPECT/CT

LMH
= 14 MM



RESOLUTIONS EN MEDECINE



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

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

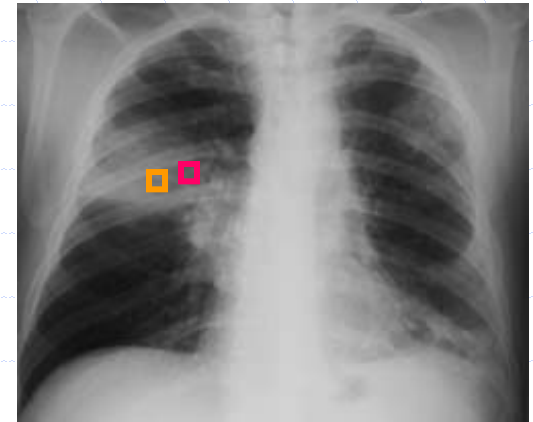
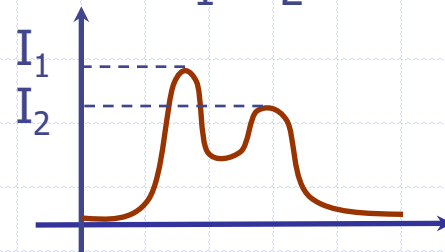
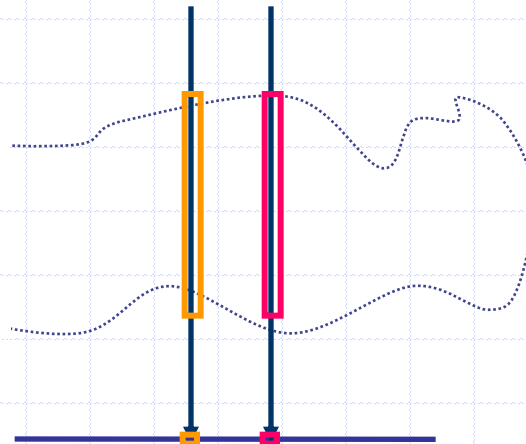


Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

- 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

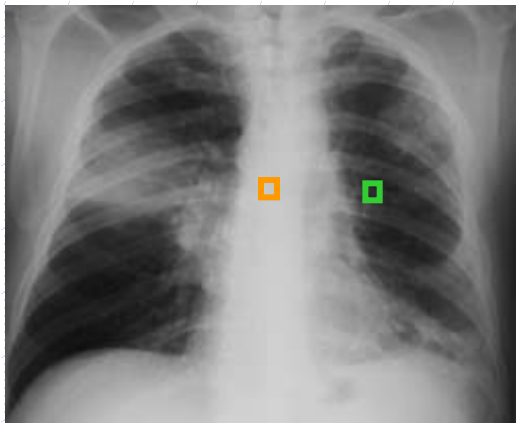
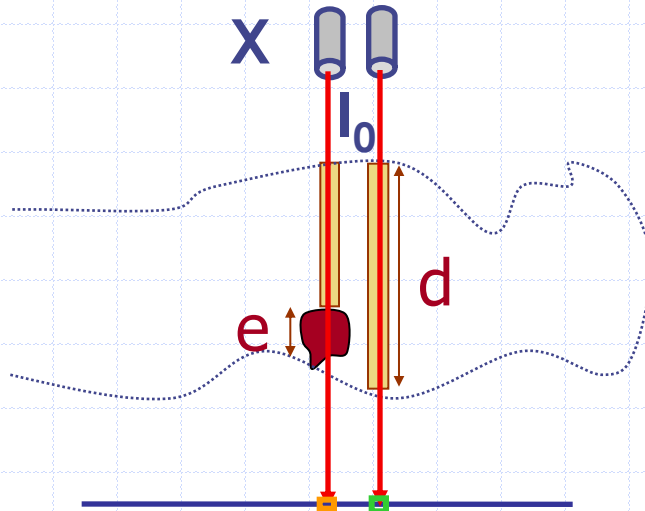


DEFINITION DU CONTRASTE



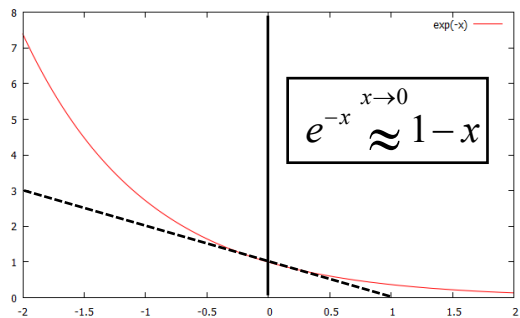
$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \in [0,1]$$

CONTRASTE EN RADIOLOGIE



$$I_1 = I_0 e^{-\mu(d-e)-\mu'e}$$
$$\approx I_0(1 - \mu(d-e) - \mu'e)$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu d}$$
$$\approx I_0(1 - \mu d)$$

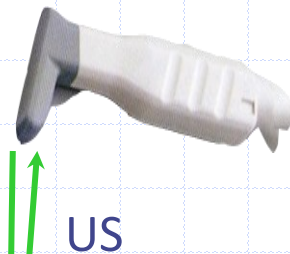


$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = \frac{|\mu' - \mu| \cdot e}{2} \Rightarrow C = \frac{k \cdot e}{2E^3} |\rho' \cdot Z'^3 - \rho \cdot Z^3|$$

Energie des photons

différence de densité sur e

CONTRASTE EN ECHOGRAPHIE

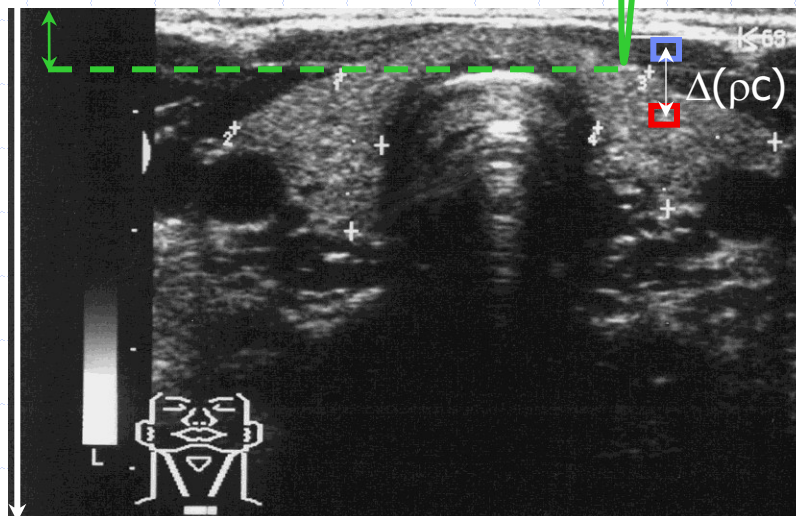


US

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

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

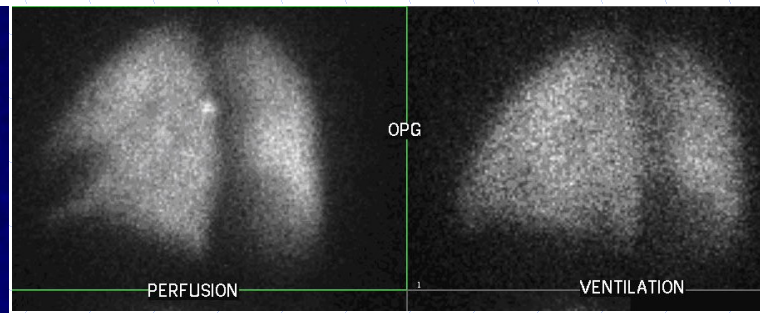
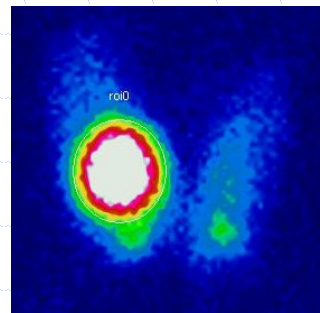
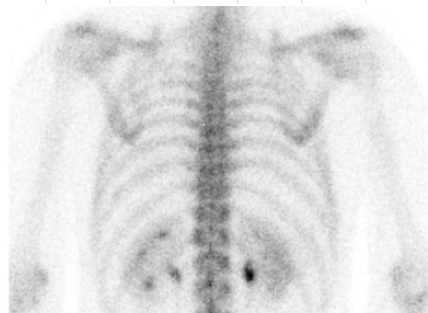
$y \propto \Delta t$



- Image d'interfaces entre tissus de densités différentes

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}Tc

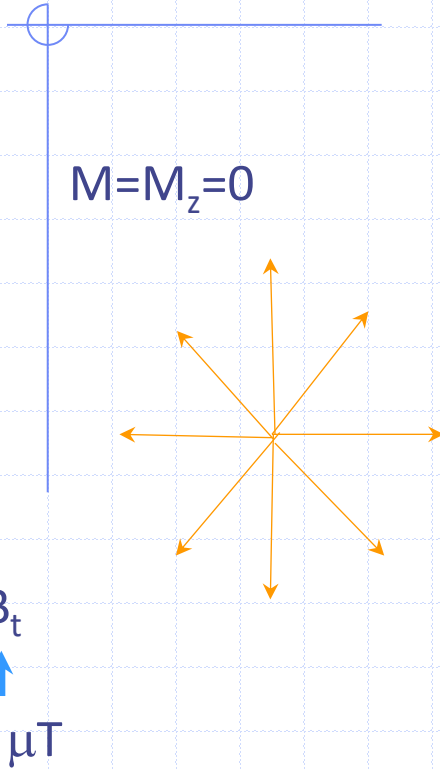
^{18}F -DéoxyGlucose

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

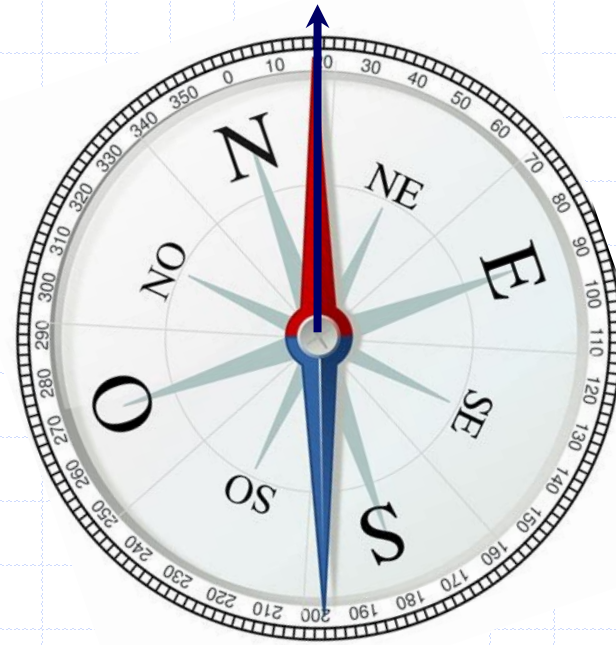
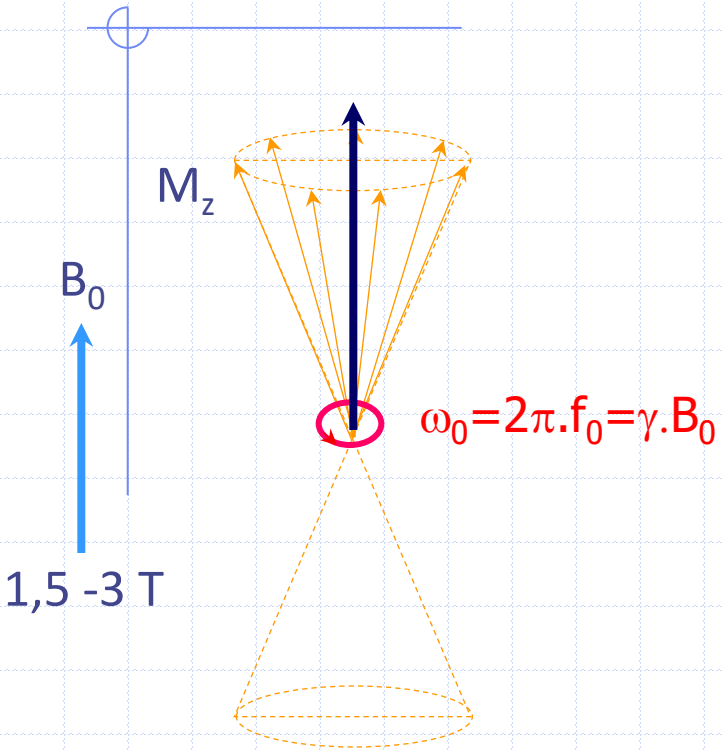
$^{99m}\text{Tc} - \text{Albumine}$

$^{99m}\text{Tc} - \text{C-Aérosol}$

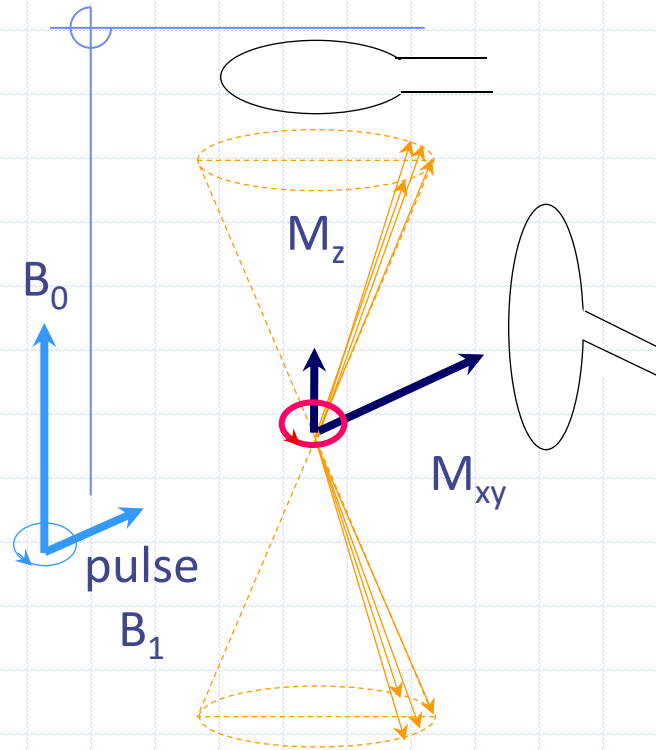
CONTRASTE EN IRM



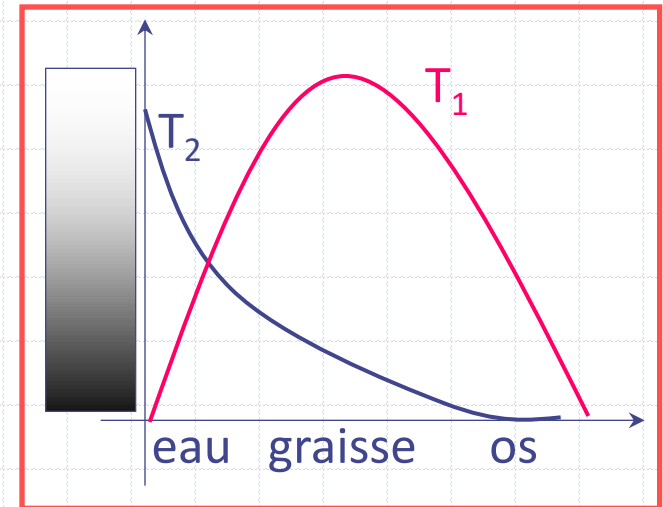
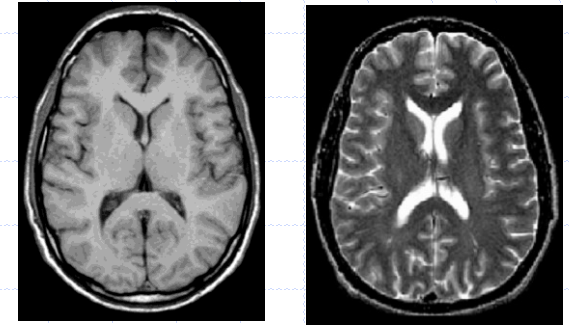
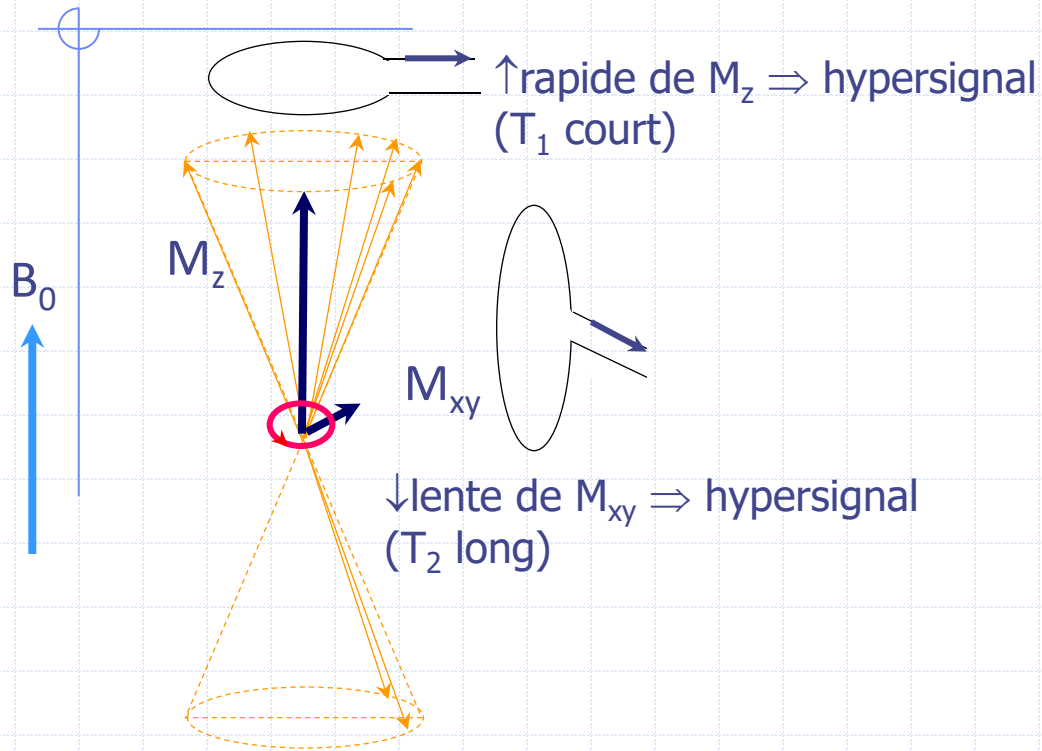
CONTRASTE EN IRM



CONTRASTE EN IRM



CONTRASTE EN IRM



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

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

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.
- 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.

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question



RESOLUTION & CONTRASTE

- RESOLUTION

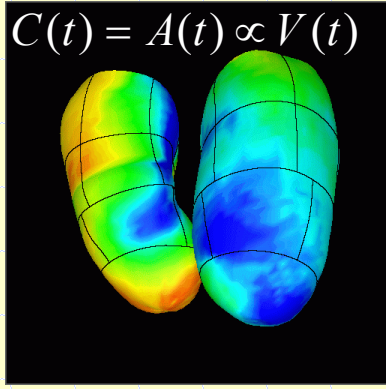
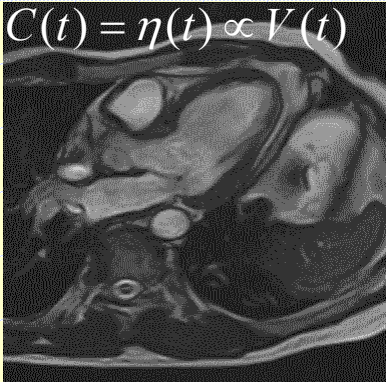
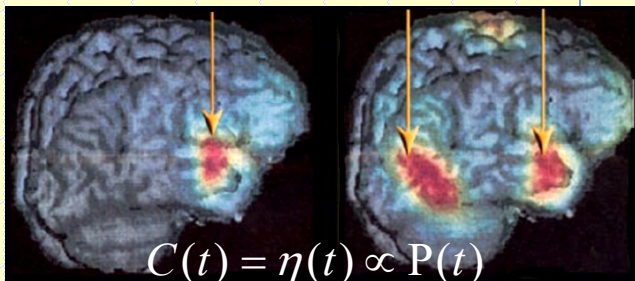
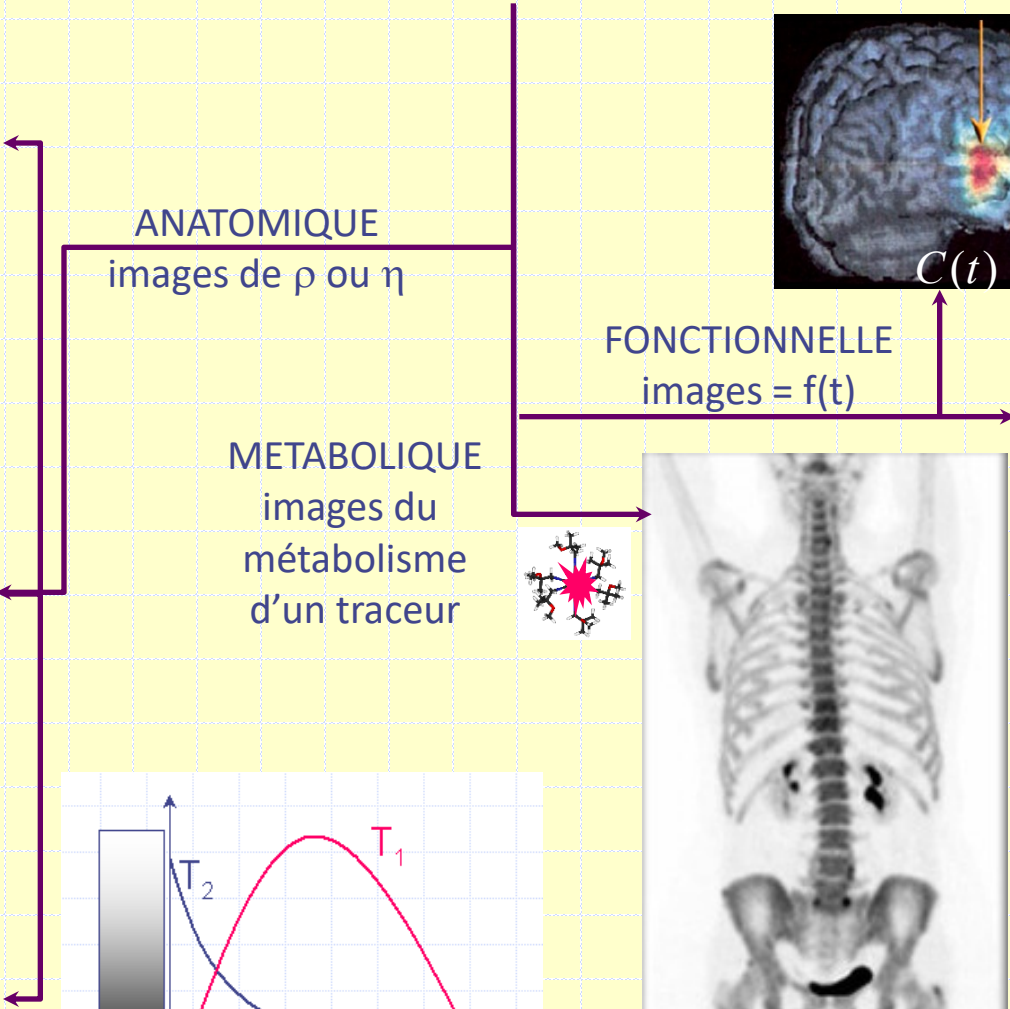
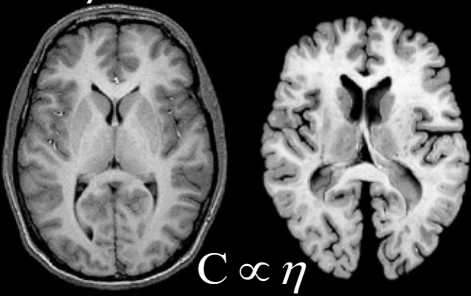
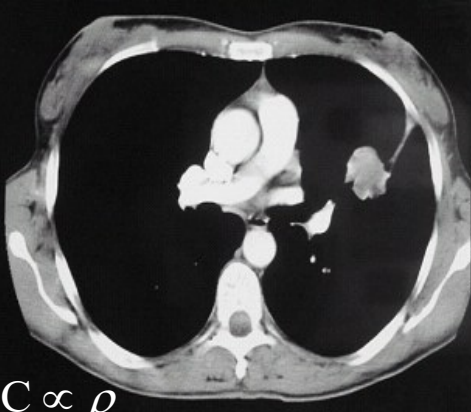
- Limitée pour tout appareil d'imagerie (flous)
- Une image est une superposition de réponses impulsionnelles
- LMH = largeur à mi-hauteur de l'image d'un objet ponctuel
- LMH = pouvoir séparateur = résolution de l'imageur
- LMH = période minimale observable sur l'image

- 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



POURQUOI NUMERISER ?

- Pour traiter les images

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

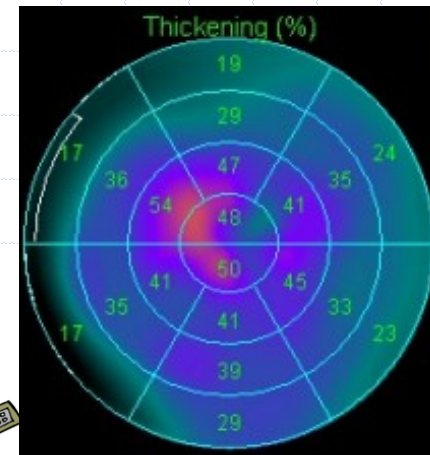
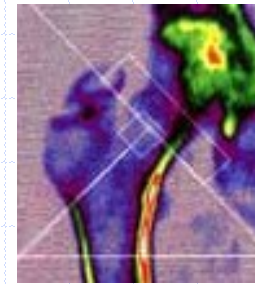
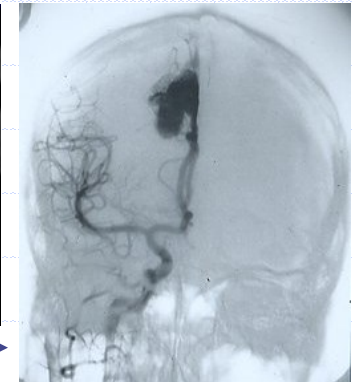
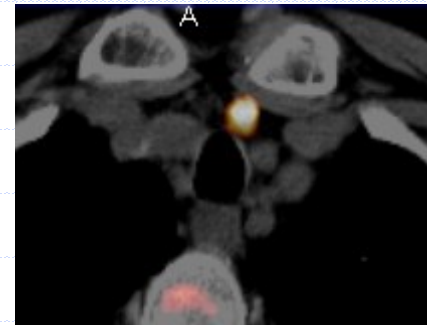


- Tomographie $\longrightarrow$

- Multimodalité $\longrightarrow$

- Angiographie numérisée $\longrightarrow$

- Ostéodensitométrie $\longrightarrow$



- Pour analyser des images $\longrightarrow$

- Pour archiver et transmettre $\longrightarrow$



Image = signal 2D ou 3D continu

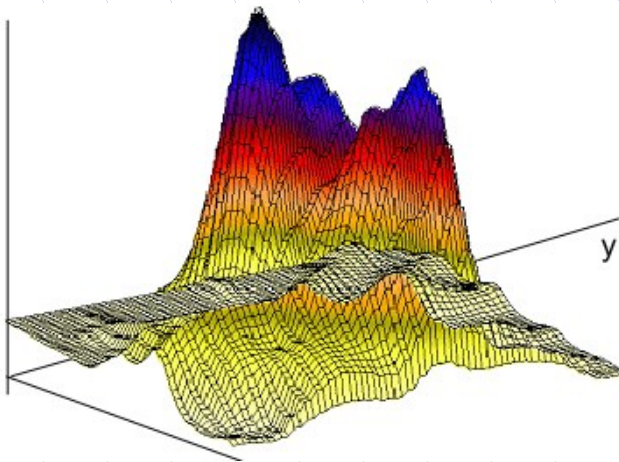
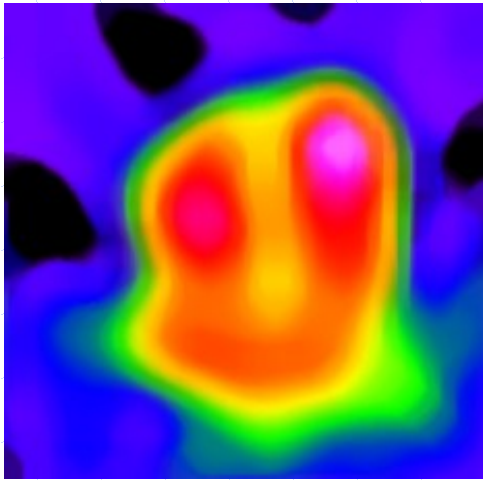


IMAGE ANALOGIQUE

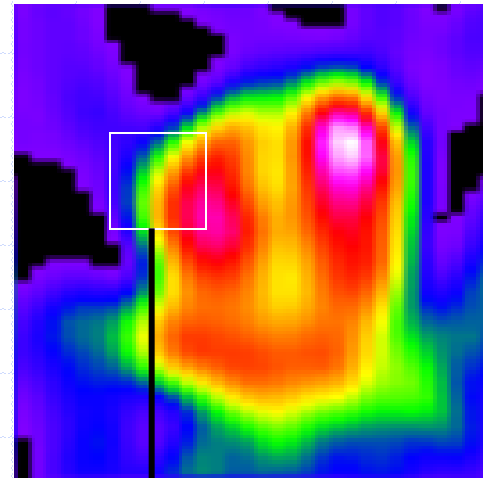
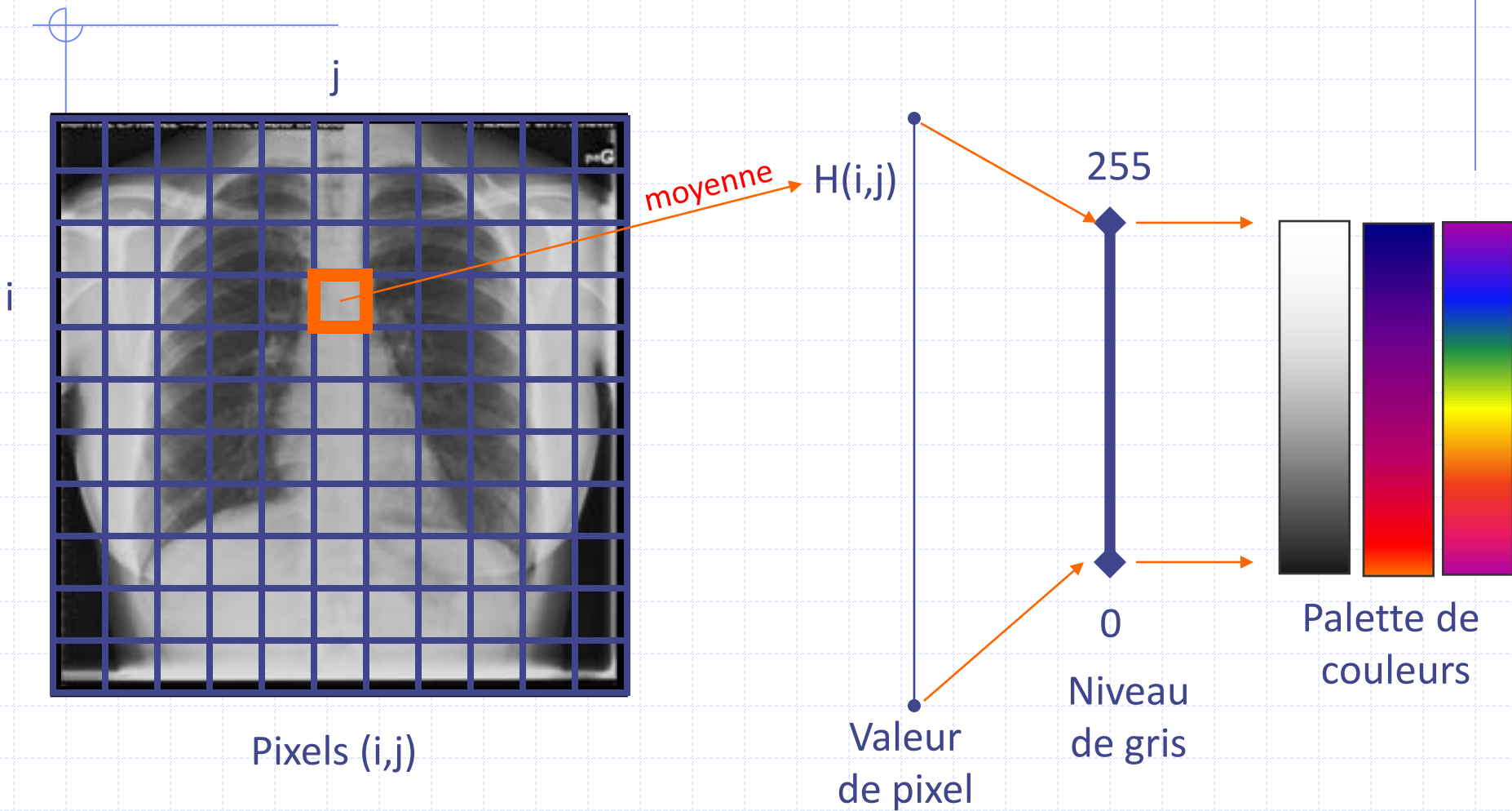
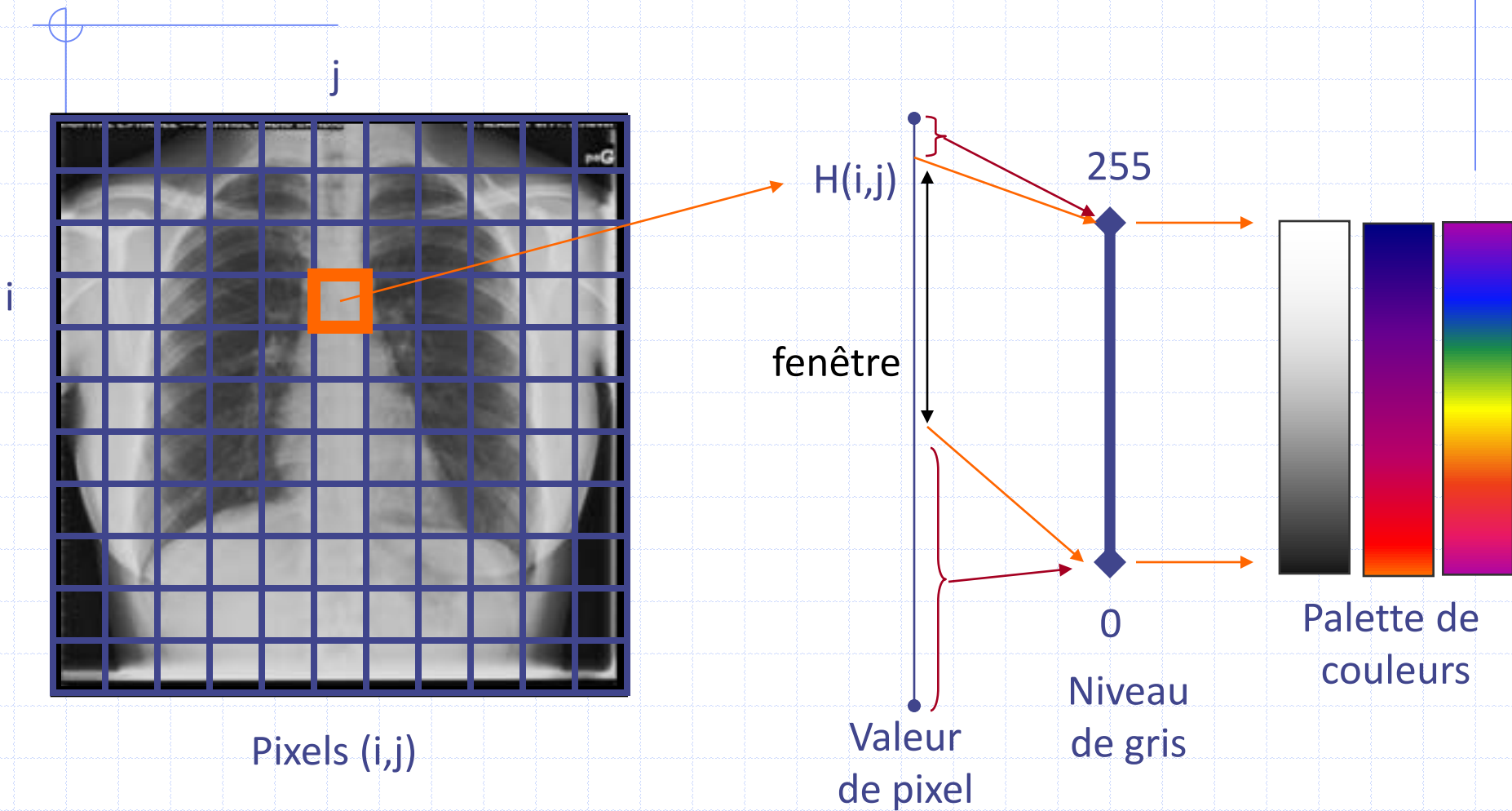


IMAGE NUMERIQUE

PALETTES ET FENETRES



PALETTES ET FENETRES



Saturation des valeurs de pixels hors d'une fenêtre

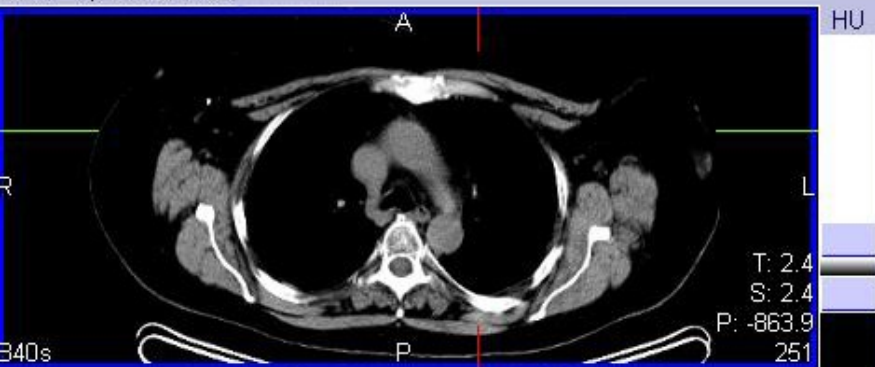
CT TAP epais 5.0 B40s,



Poumon

HU(B:-1200,T:0.000061)

CT TAP epais 5.0 B40s



Tissus mous

HU(B:-85,T:165)

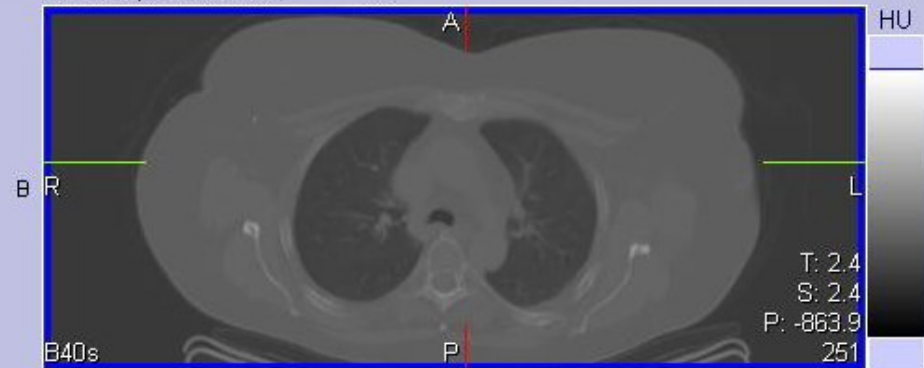
CT TAP epais 5.0 B40s



Cerveau

HU(B:-5.0,T:75)

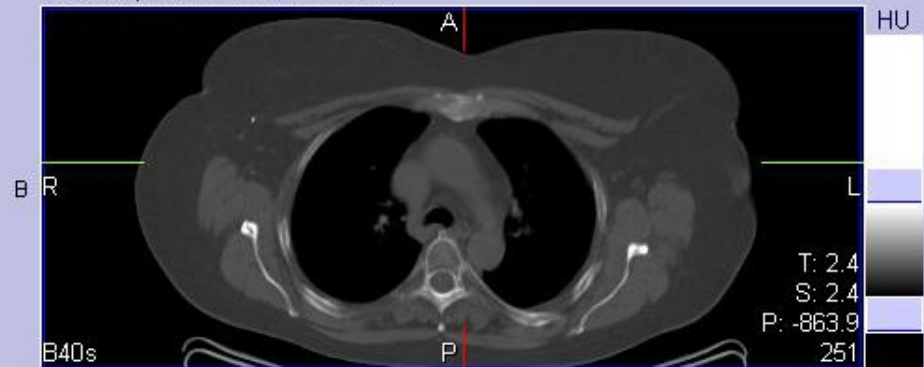
CT TAP epais 5.0 B40s



Pas de fenetre

HU(B:-2476,T:3884)

CT TAP epais 5.0 B40s



Os

HU(B:-400,T:1000)

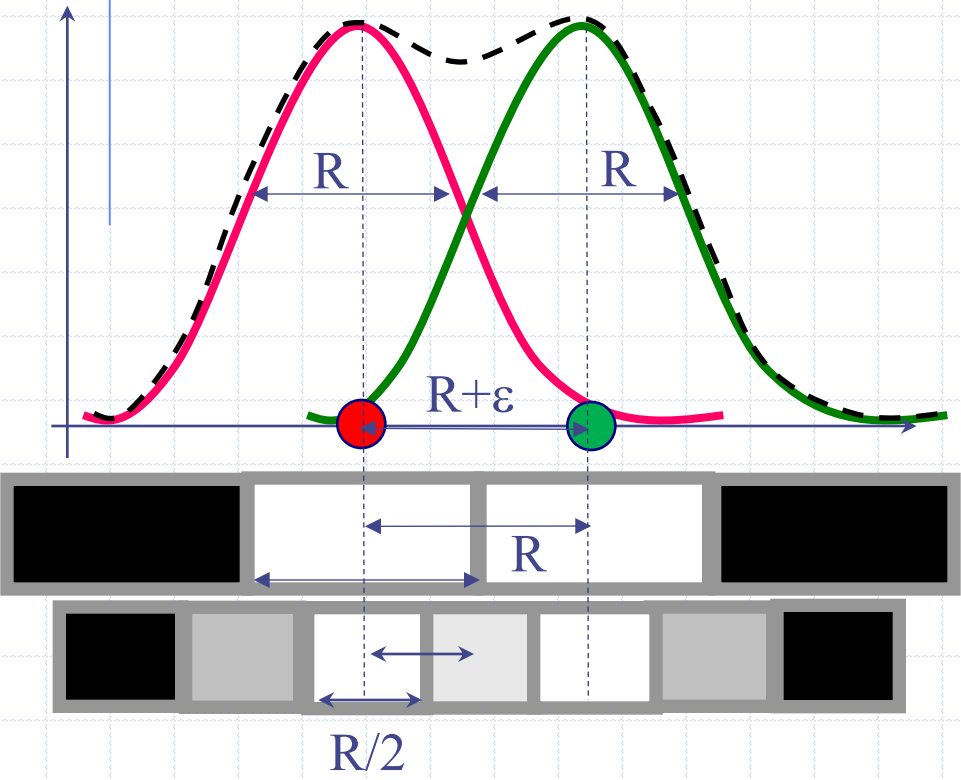
CT TAP epais 5.0 B40s



Foie

HU(B:-60,T:140)

TAILLE DES PIXELS



Théorème d'échantillonnage de Shannon:

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

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

00
20

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


- 4

1000 x 1000 pixels

0%

0


- 5

1024 x 1024 pixels

0%

0


- 6

2048 x 2048 pixels

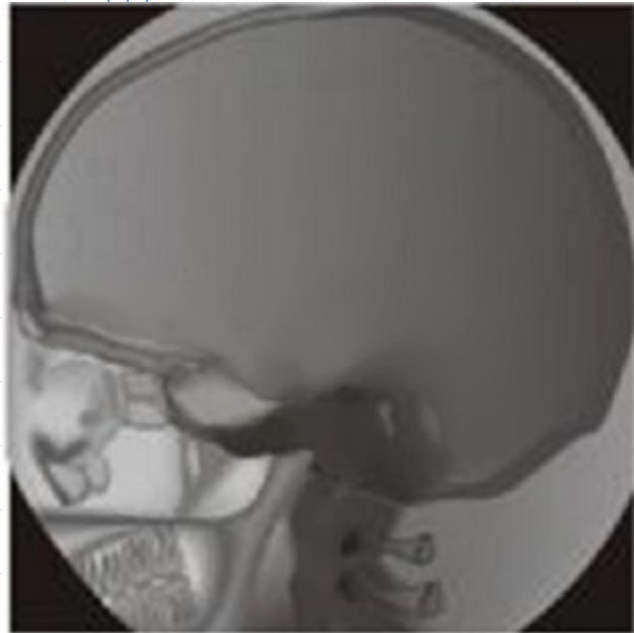
0%

0



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

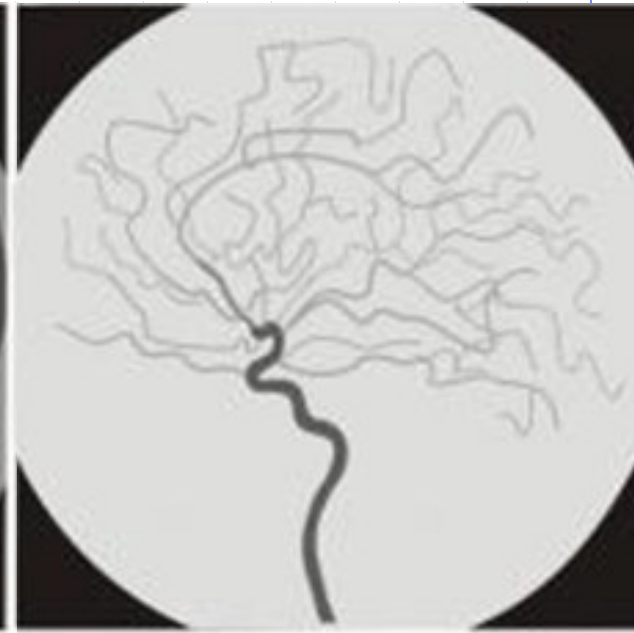
ANGIOGRAPHIE NUMÉRISÉE



A : sans PDC



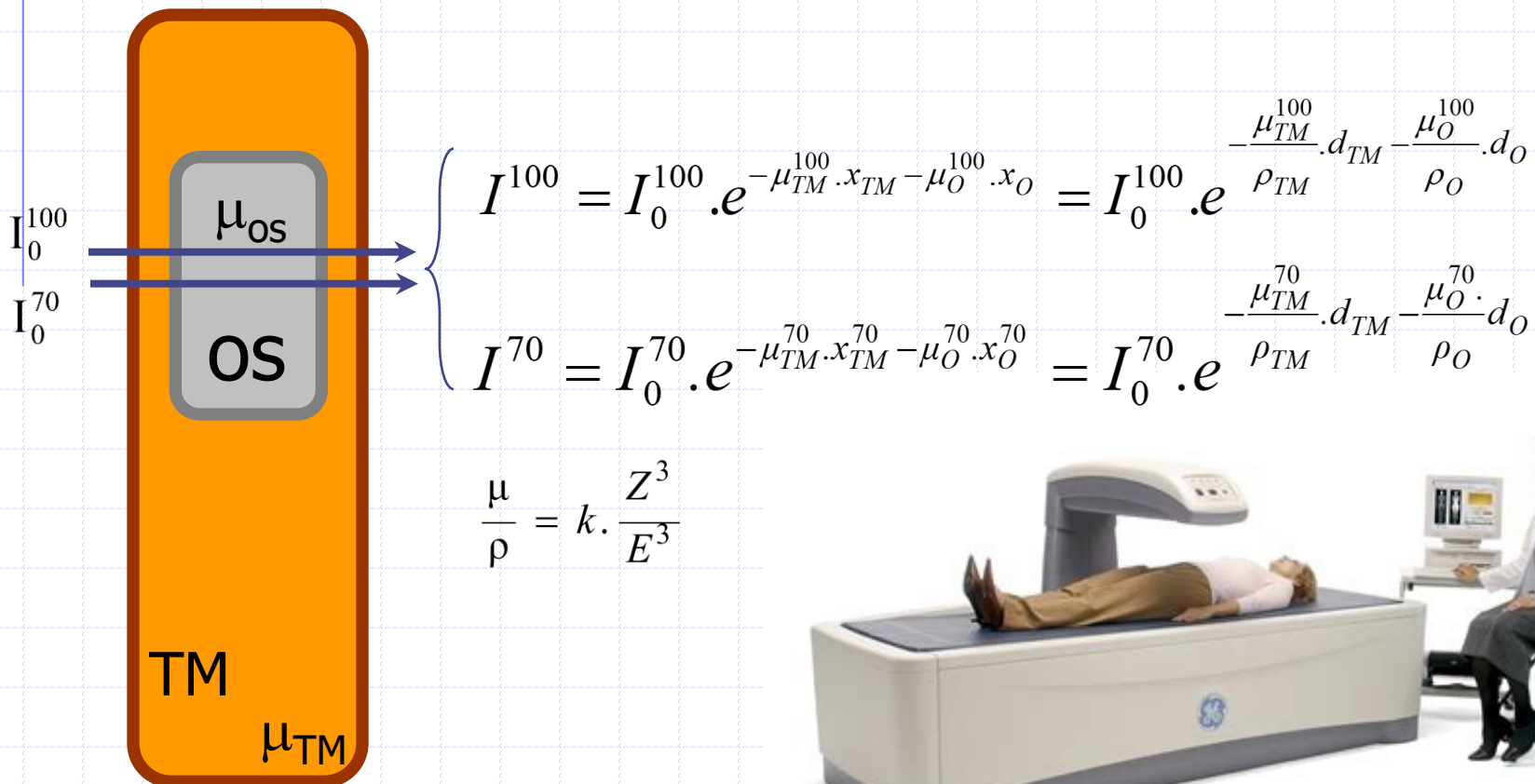
B : avec PDC



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

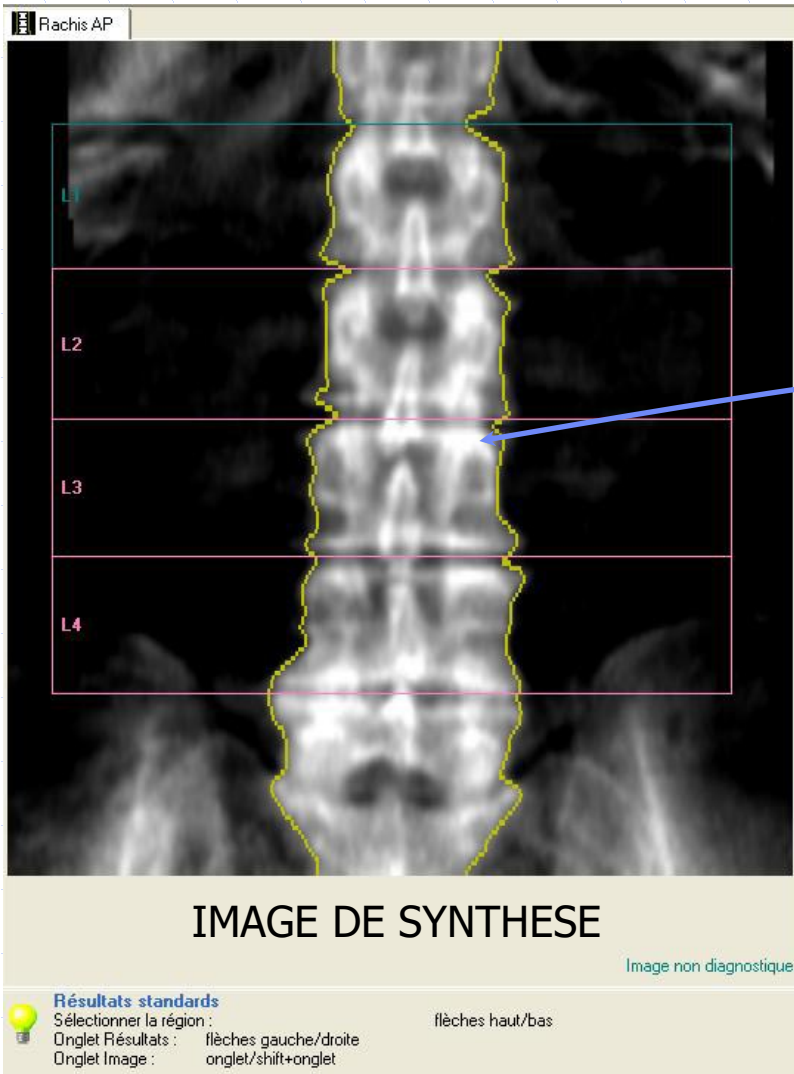


OSTEODENSITOMETRIE



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

OSTEODENSITOMETRIE (DEXA)

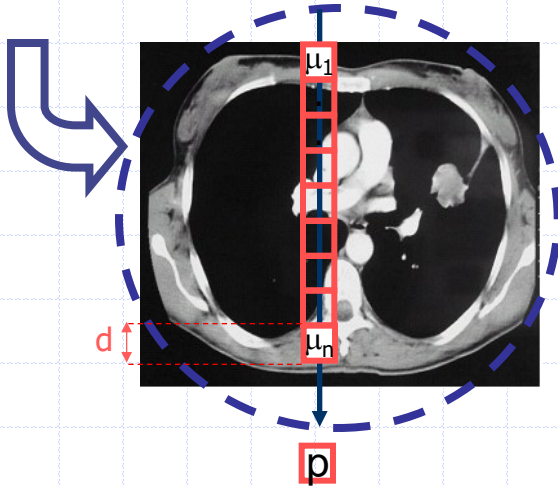
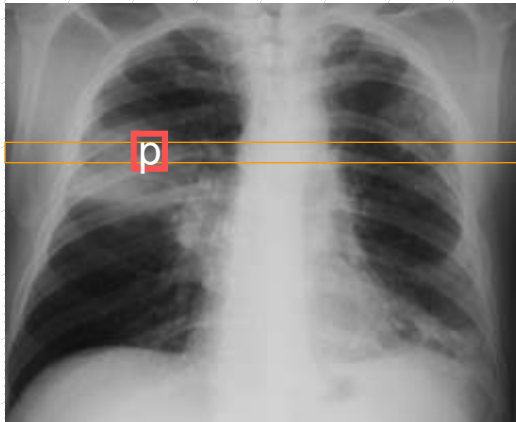
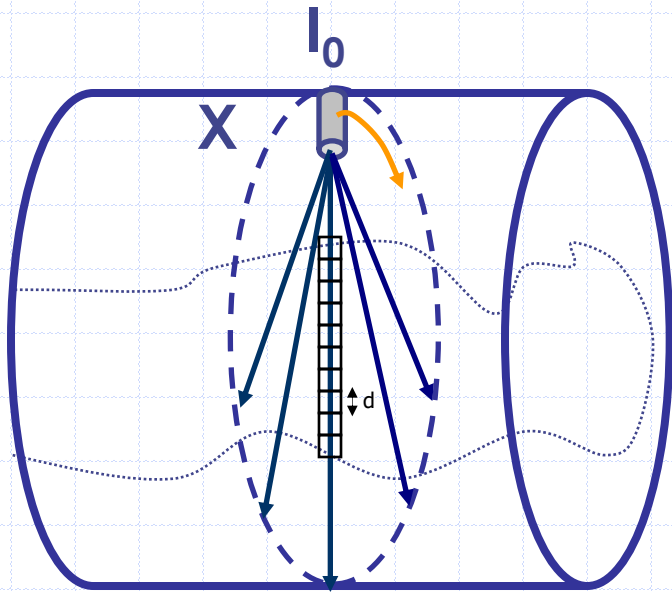


Densitométrie			
Référence			
Tendance			
Informations			
Densitométrie			
Région	DMO (g/cm²)	CMO (g)	Surface (cm²)
L1	0,979	12,41	12,68
L2	1,075	14,71	13,68
L3	1,080	14,58	13,49
L4	1,035	15,90	15,36
L1-L2	1,029	27,11	26,36
L1-L3	1,046	41,69	39,85
L1-L4	1,043	57,59	55,21
L2-L3	1,077	29,28	27,18
L2-L4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

TOMOGRAPHIE DE TRANSMISSION (Scanner X)



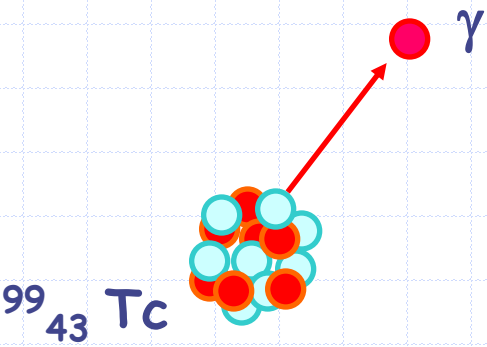
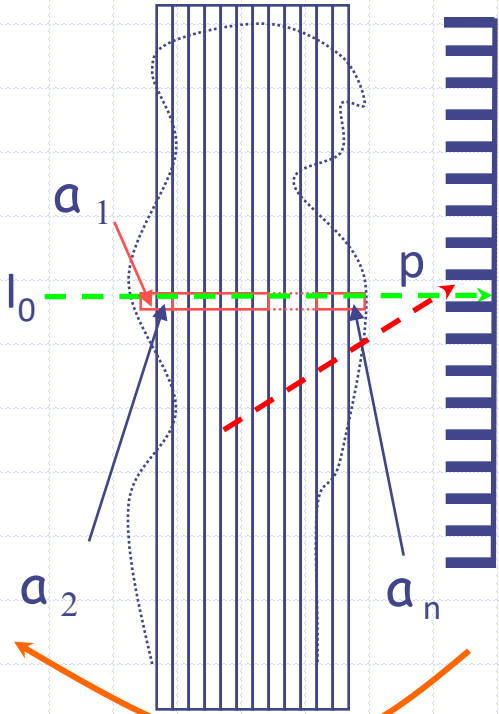
$$I = I_0 \cdot e^{-d \sum \mu_i}$$

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

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

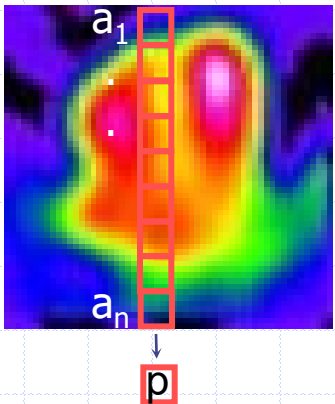
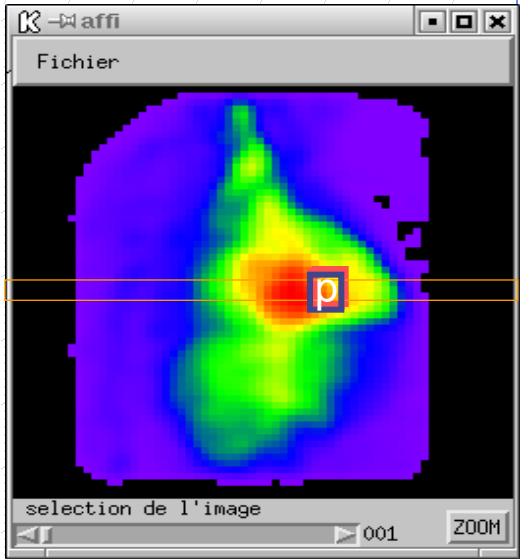
1 équation à n inconnues

TOMOGRAPHIE D'EMISSION (SPECT-PET)

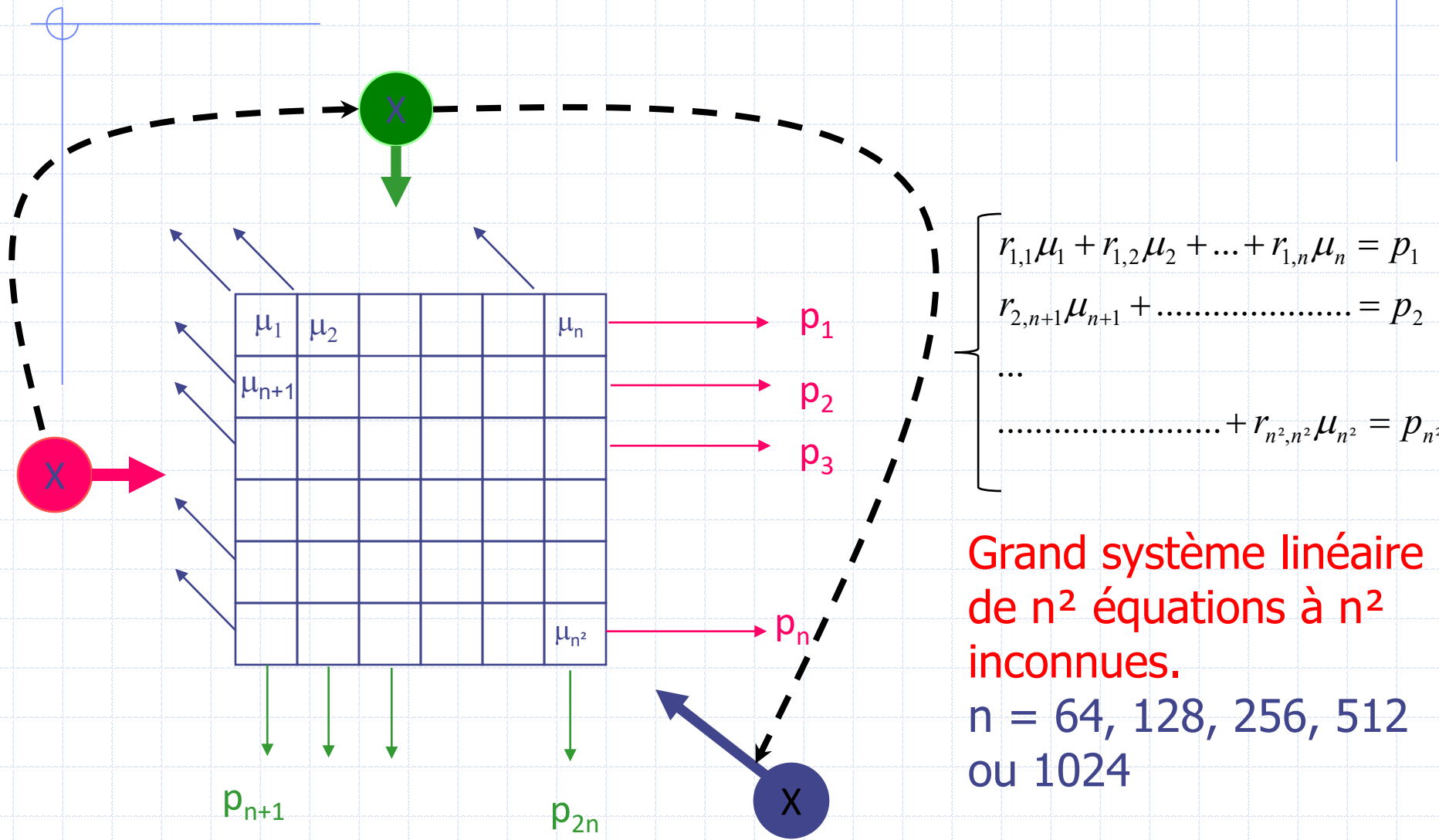


$$p = a_1 + a_2 + \dots + a_n$$

1 équation à n inconnues



TOMOGRAPHIE = SYST. LINEAIRE



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



1° session 2021-2022 : 353 candidats, moyenne 9/20 à Montpellier et Nîmes. Une tomographie par émission de...

Les réponses correctes sont

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

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

Le nodule parenchymateux hypermétabolique mesurait **3** cm de diamètre. Ce n'est pas hypermétabolique. Cette dimension est **9 inférieure** à la **10 FWHM** de la TEP ce qui

1 densité

✓ 0%

2 métabolisme du glucose

✓ 0%

3 1

✓ 0%

4 mm

✓ 0%

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



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

Les réponses correctes sont

Toutes choses égales par ailleurs :

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

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

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

1 plus

✓ 0%

2 2

✓ 0%

3 plus

✓ 0%

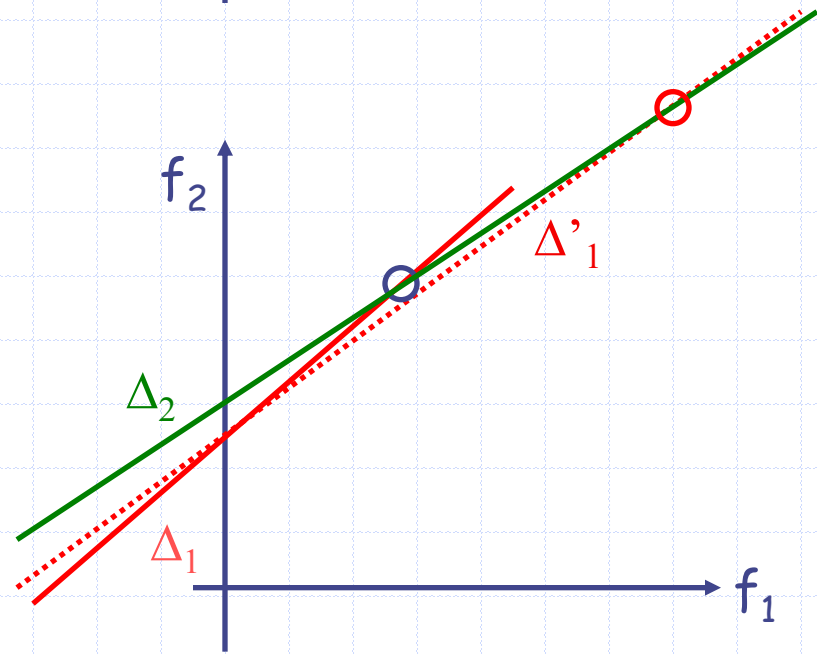
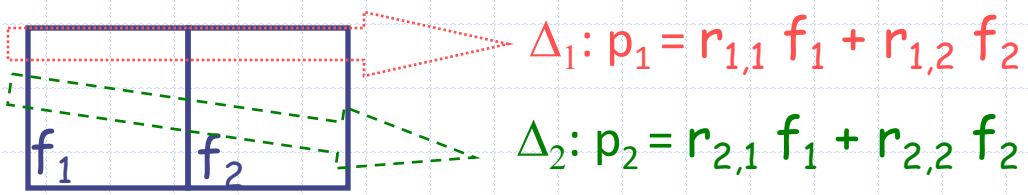
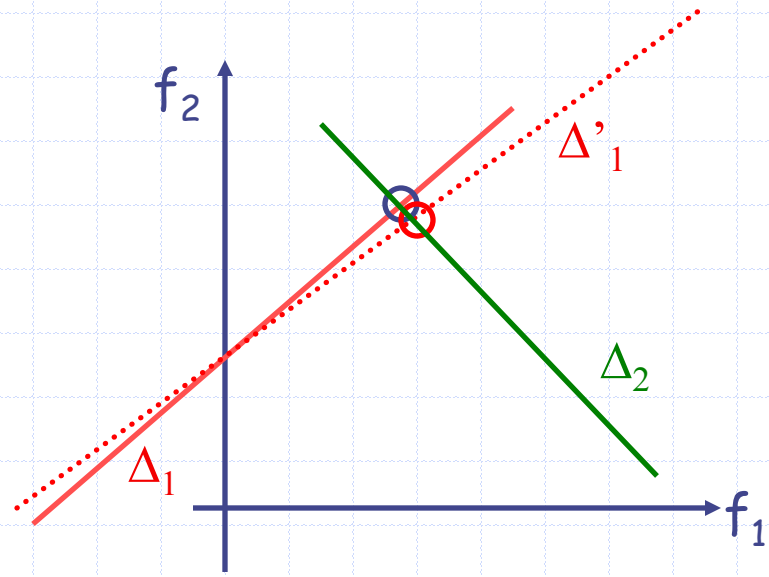
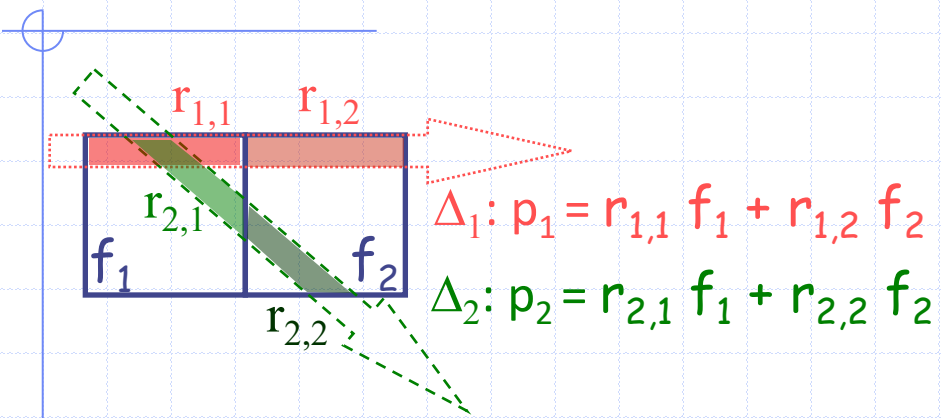
4 multiples

✓ 0%

5 angle

✓ 0%

DIFFICULTE

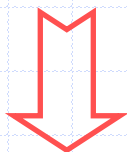


$512^2 = 262\,144$
Problème « instable »

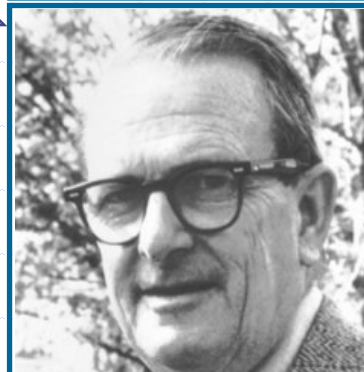
SOLUTION



G. Hounsfield 1919-2004
Prix Nobel 1979



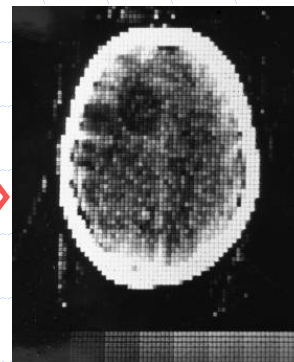
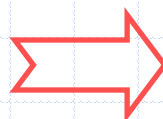
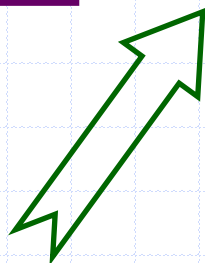
J. Radon
1887-1956



AM Cormack (Prix Nobel 79)
1924 - 1998



S. Kaczmarz
1895-1940

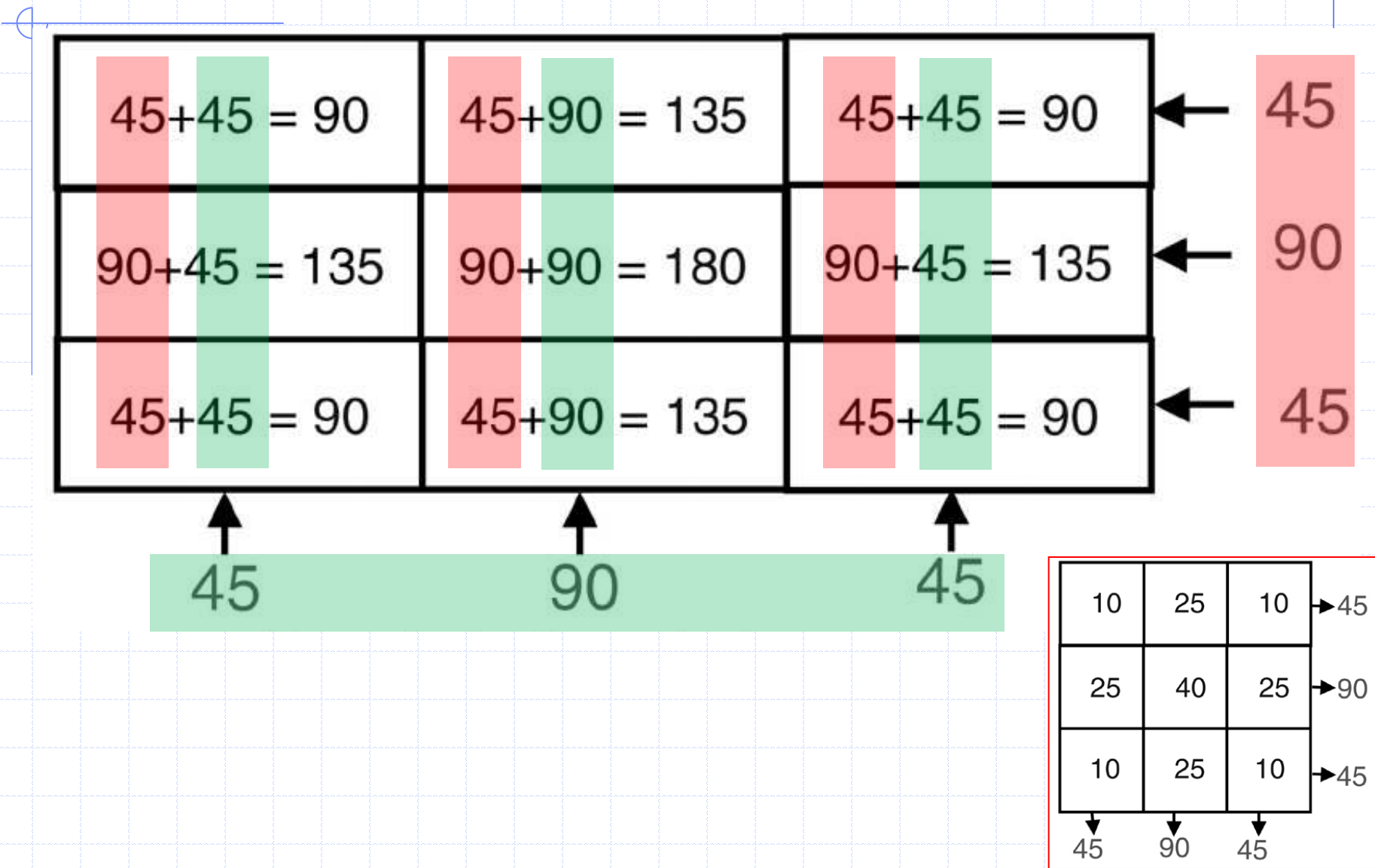


RECHERCHE D'UN ALGORITHME

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

2 3

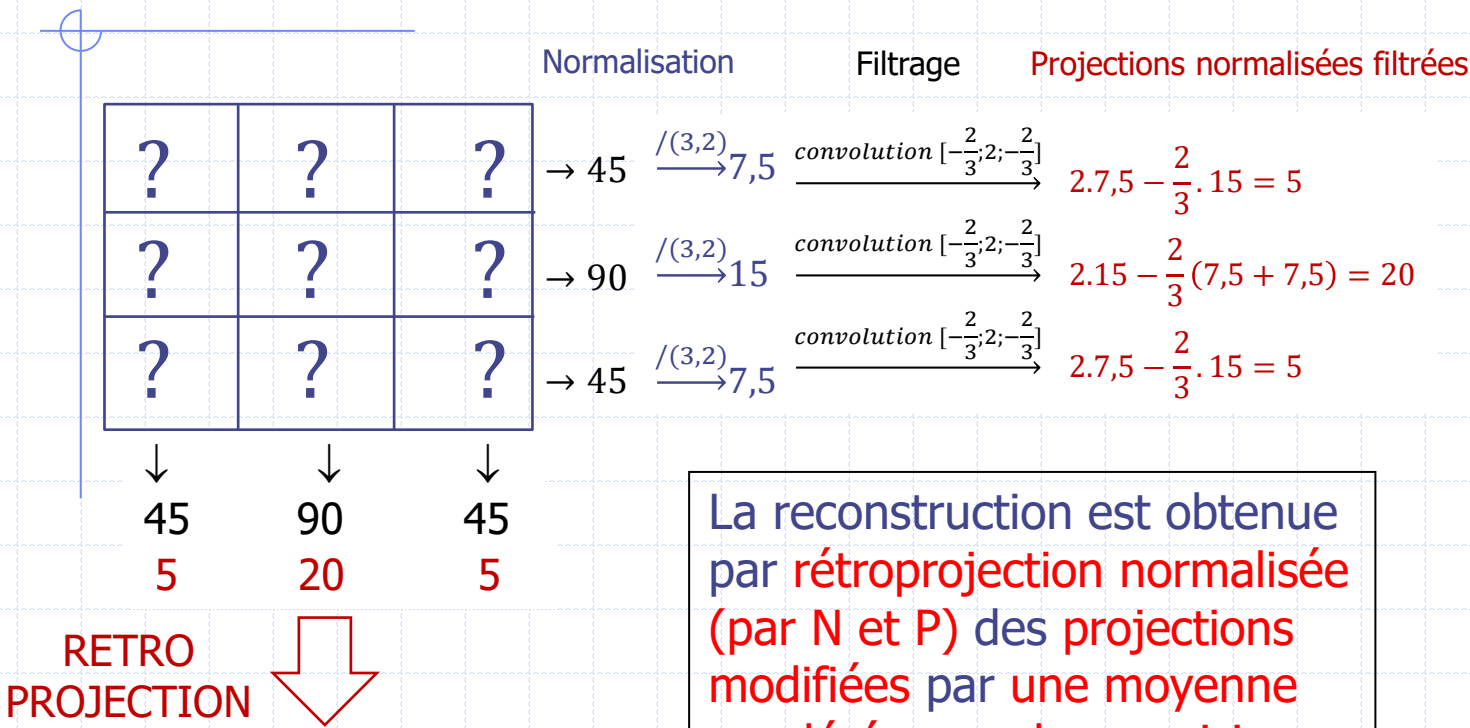
45 90 45

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

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	



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

TECHNIQUE DE RECONSTRUCTION ALGEBRIQUE

Itération 1

0	0	0
0	0	0
0	0	0

→ 45

0

$\frac{45}{3} = 15$

→ 90

0

$\frac{90}{3} = 30$

→ 45

0

$\frac{45}{3} = 15$

↓

45

↓

90

↓

45

Itération 2

15	15	15
30	30	30
15	15	15

↓

60

↓

60

↓

60

15 - 5	15 + 10	15 - 5
30 - 5	30 + 10	30 - 5
15 - 5	15 + 10	15 - 5

Ecart normalisé

$\frac{(45 - 60)}{3} = -5$

Ecart normalisé

$\frac{(90 - 60)}{3} = 10$

Ecart normalisé

$\frac{(45 - 60)}{3} = -5$

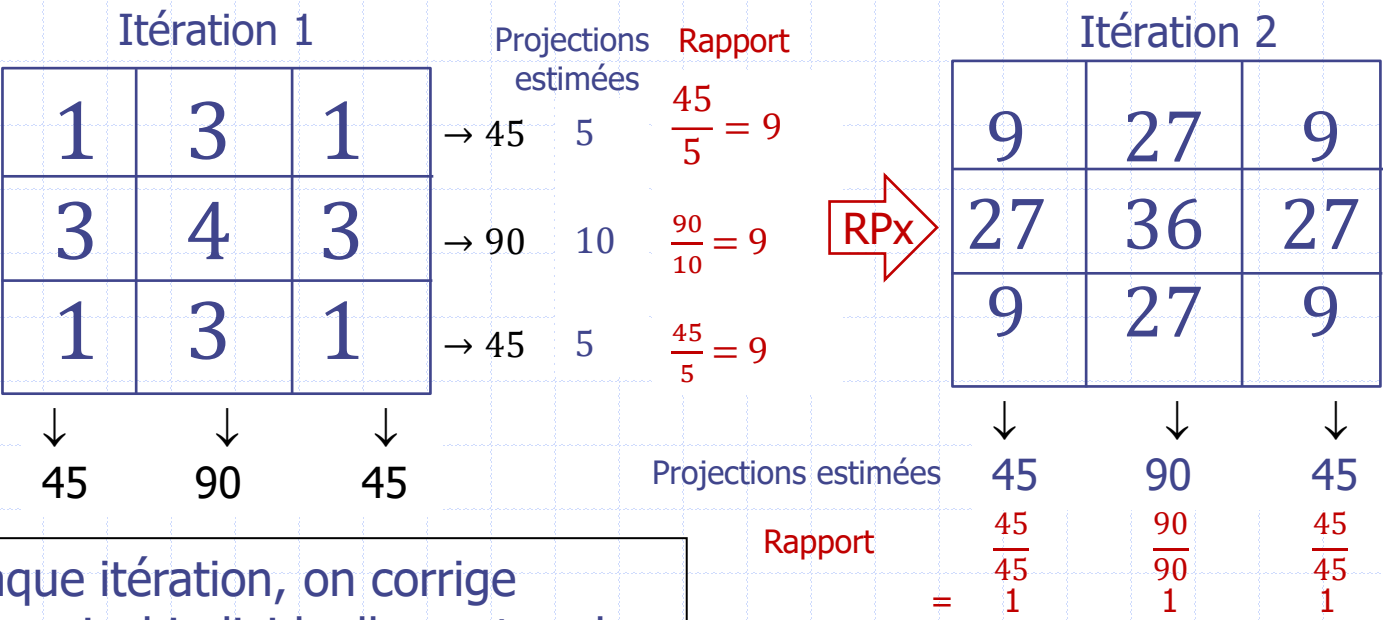


S. Kaczmarz
1895-1940
Bull Int Acad Pol
Sci Lett A
1937;35:355-7

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.**

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

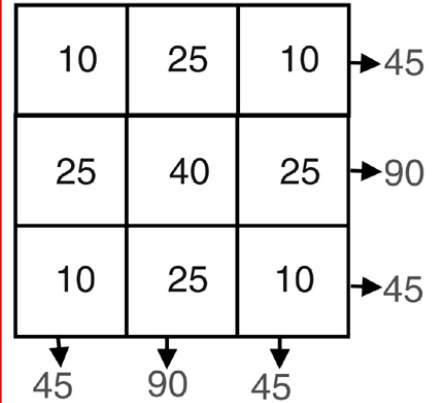
MLEM (MAXI DE VRAISSEMBLANCE)



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 tomodensitométrie (scanner X) et en tomoscintigraphie (TEMP et TEP)



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



1^o session 2020-2021 : 302 candidats, moyennes 6/20 à Montpellier et 9/20 à Nîmes. Une tomographie par émission...

Les réponses correctes sont

algorithmes de tomographie...

d'un grand **6 système** d'équations **7 linéaires**.

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 suspectée de **8 cancer**. L'opacité n°2 est **9 impossible** à

caractériser car sa dimension est **10 inférieure** à deux fois la **11 LMH** du système

1 densité

✓ 0%

2 calculées

✓ 0%

3 projections

✓ 0%

4 angles

✓ 0%

Une image tomographique,

Les réponses correctes sont

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

1 synthèse

✓ 0%

2 acquise

✓ 0%

3 calculée

✓ 0%

4 multiples

✓ 0%

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 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/>