



# BASES D'IMAGERIE MEDICALE

## Formation Générale en Sciences Médicales – 2° 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

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---



---

---

---

---

---

---

---

---

---

---



---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

# MODALITES



ECHO  
GRAPHIE



SCANNER  
(CT)



IRM



SCINTI  
GRAPHIE  
(SPECT  
PET)

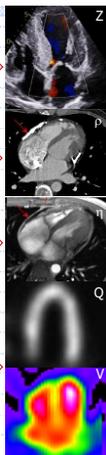


Image = mesure physique 2D/3D + déformations

---

---

---

---

---

---

---

---

# 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

---

---

---

---

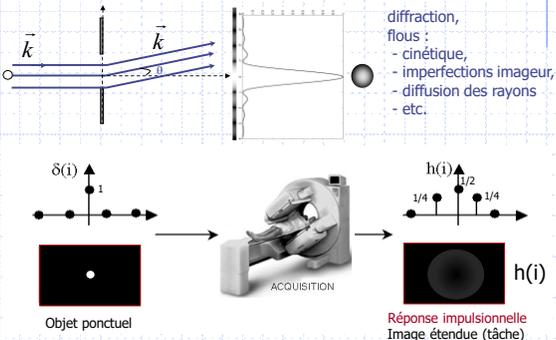
---

---

---

---

## REPONSE D'UN IMAGEUR




---

---

---

---

---

---

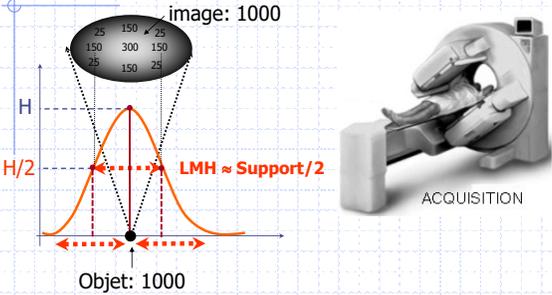
---

---

---

---

## LARGEUR A MI-HAUTEUR



La **L**argeur à **M**i-**H**auteur caractérise l'**i**mageur  
 LMH = FWHM = Full Width at Half Maximum

---

---

---

---

---

---

---

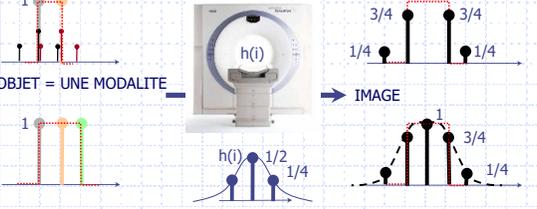
---

---

---

## CONSTRUCTION DE L'IMAGE

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



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

---

---

---

---

---

---

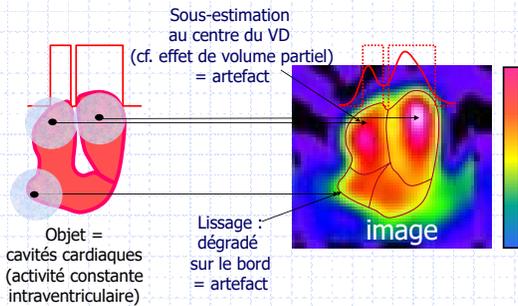
---

---

---

---

### 1° Cq : LISSAGE



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

---

---

---

---

---

---

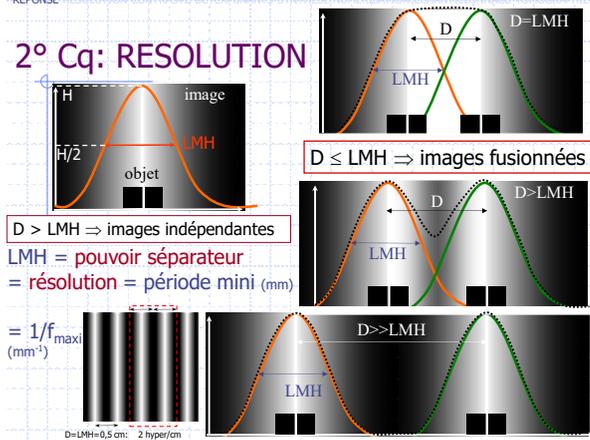
---

---

---

---

### 2° Cq: RESOLUTION




---

---

---

---

---

---

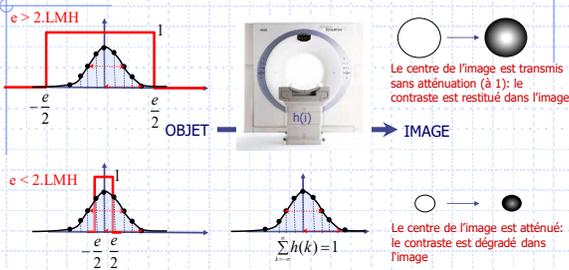
---

---

---

---

### 3° Cq: EFFET DE VOLUME PARTIEL



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

---

---

---

---

---

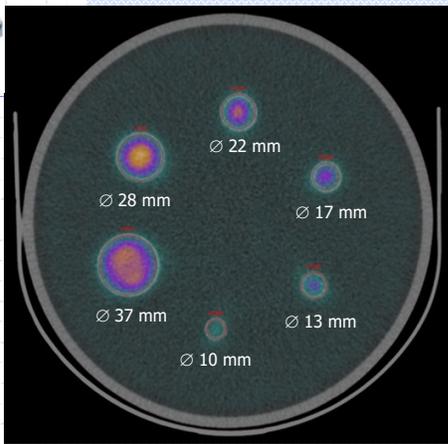
---

---

---

---

---



SPECT/CT

LMH = 14 MM

---

---

---

---

---

---

---

---

REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHESE NUMERISATION ECHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

## RESOLUTIONS EN MEDECINE

0.1 mm      1 mm      5 mm      10 mm      15 mm

Mammo-graphie      Radiographie  
IRM et TDM X      Scintigraphie  $\gamma$   
Echographie      TEP      SPECT  
CZT



---

---

---

---

---

---

---

---

Allez sur [wooclap.com](https://www.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
- 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

wooclap

100%

0 / 0

---

---

---

---

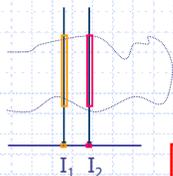
---

---

---

---

## DEFINITION DU CONTRASTE



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

---

---

---

---

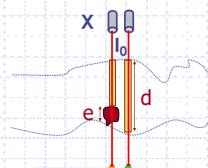
---

---

---

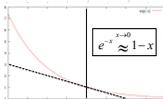
---

## CONTRASTE EN RADIOLOGIE



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

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



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

Energie des photons      différence de densité sur e

---

---

---

---

---

---

---

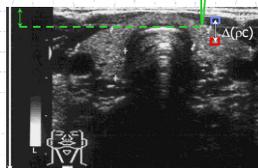
---

## CONTRASTE EN ECHOGRAPHIE



US

$y \propto \Delta t$



- les US se réfléchissent sur les frontières séparant deux tissus de  $Z = \rho \cdot c$  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

---

---

---

---

---

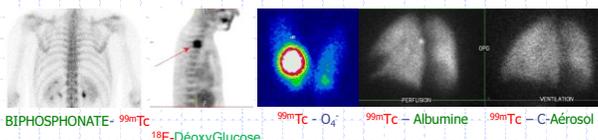
---

---

---

## 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**.



---

---

---

---

---

---

---

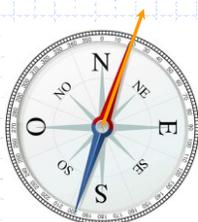
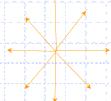
---

---

---

## CONTRASTE EN IRM

$M_x = M_y = 0$



---

---

---

---

---

---

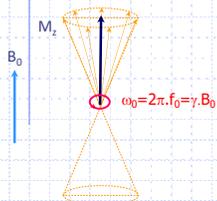
---

---

---

---

## CONTRASTE EN IRM



---

---

---

---

---

---

---

---

---

---



REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHÈSE NUMÉRISEATION ÉCHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

## 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  $\text{dim}(\text{objet}) < 2 \cdot \text{LMH}$

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHÈSE NUMÉRISEATION ÉCHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

## CONTRASTES EN IMAGERIE MEDICALE

**ANATOMIQUE**  
Images de  $\rho$  ou  $\eta$   
 $C \propto \Delta(\rho, \epsilon)$

**FONCTIONNELLE**  
images =  $f(t)$   
 $C(t) = \eta(t) \propto P(t)$

**METABOLIQUE**  
images du métabolisme d'un traceur  
 $C(t) = A(t) \propto V(t)$

Graphique:  $T_1$ ,  $T_2$ , eau, graisse, os.  $S = \text{ostéoblastes}$

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHÈSE NUMÉRISEATION ÉCHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

## POURQUOI NUMÉRISER ?

- Pour traiter les images
  - $\uparrow S/B, \uparrow$  contrastes
  - Reconstruction d'image
  - Tomographie
  - Multimodalité
  - Angiographie numérisée
  - Ostéodensitométrie
- Pour analyser des images
- Pour archiver et transmettre

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHÈSE NUMERISATION ÉCHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

## Image = signal 2D ou 3D continu

0	12	15	15	13	15	23	24
9	15	19	18	16	16	22	24
5	16	25	22	18	18	22	25
4	15	28	32	23	21	25	32
7	7	21	23	25	22	22	24
1	5	15	21	22	21	19	19
2	6	13	16	18	18	18	18
3	9	10	15	16	15	16	16

IMAGE ANALOGIQUE                      IMAGE NUMERIQUE

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHÈSE NUMERISATION ÉCHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

## PALETTES ET FENETRES

Palette de couleurs

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHÈSE NUMERISATION ÉCHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

## PALETTES ET FENETRES

Palette de couleurs

Saturation des valeurs de pixels hors d'une fenêtre

---

---

---

---

---

---

---

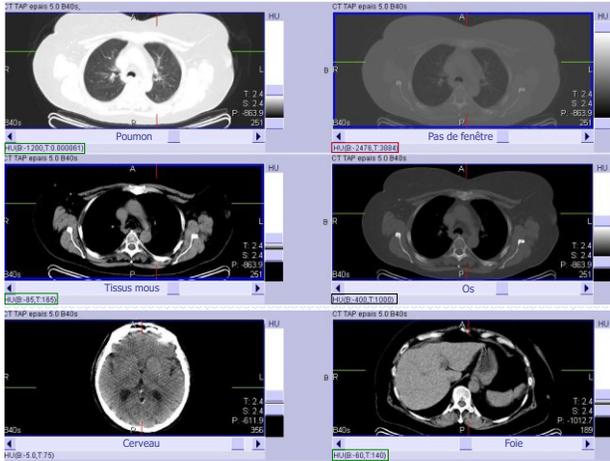
---

---

---

---

---




---

---

---

---

---

---

---

---

REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHÈSE NUMÉRISEATION ECHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

## 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 :

- 128 x 128 pixels
- 256 x 256 pixels
- 512 x 512 pixels
- 1000 x 1000 pixels
- 1024 x 1024 pixels
- 2048 x 2048 pixels

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

wooclap

---

---

---

---

---

---

---

---



## TOMOGRAPHIE DE TRANSMISSION (Scanner X)

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

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

1 équation à n inconnues

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## TOMOGRAPHIE D'ÉMISSION (SPECT-PET)

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

1 équation à n inconnues

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## TOMOGRAPHIE = SYST. LINEAIRE

$r_{1,1}\mu_1 + r_{1,2}\mu_2 + \dots + r_{1,n}\mu_n = p_1$   
 $r_{2,1}\mu_1 + \dots = p_2$   
 $\dots$   
 $\dots + r_{n',n'}\mu_{n'} = p_{n'}$

Grand système linéaire de  $n^2$  équations à  $n^2$  inconnues.  
 $n = 64, 128, 256, 512$  ou  $1024$

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

Vous ne pouvez plus voter

1<sup>o</sup> 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/a **1** pour les images de gauche et le/a **2** pour les images de droite.

Les images de gauche ont une résolution de **1** mm (unité).

Les images de droite ont une résolution de **2** mm (unité).

L'algorithme MLEM est utilisé pour reconstruire les coupes à partir des données acquises sous différents angles **3**.

Le nodule parenchymateux hyperdense de 4,2 mm ciblé sur la figure 2 n'est pas hypermétabolique. Cette dimension est **3** à la **1** de la TEP ce qui rend cet examen peu **1** et ne permet pas d'exclure un **1**.

wooclap

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

Vous ne pouvez plus voter

2<sup>o</sup> session 2023-2024 : 73 candidats. 4/20 à Montpellier ; 3/20 à Nîmes.

Toutes choses égales par ailleurs :

- une angiographie numérisée est **1** irréaliste car elle nécessite l'acquisition de **1** radiographies anatomiques car elle nécessite l'acquisition de **1** radiographies sous différents angles **3**.
- une tomographie numérisée est **1** irréaliste car elle nécessite l'acquisition de **1** radiographies anatomiques car elle nécessite l'acquisition de **1** radiographies sous différents angles **3**.

wooclap

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHÈSE NUMÉRISATION ÉCHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE

### DIFFICULTE

$\Delta_1: p_1 = r_{1,1} f_1 + r_{1,2} f_2$   
 $\Delta_2: p_2 = r_{2,1} f_1 + r_{2,2} f_2$

$\Delta_1: p_1 = r_{1,1} f_1 + r_{1,2} f_2$   
 $\Delta_2: p_2 = r_{2,1} f_1 + r_{2,2} f_2$

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

---

---

---

---

---

---

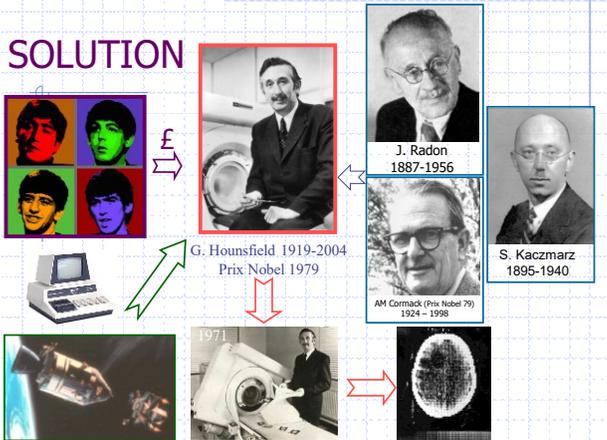
---

---

---

---

# SOLUTION




---

---

---

---

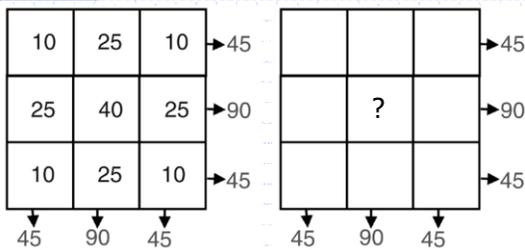
---

---

---

---

# RECHERCHE D'UN ALGORITHME




---

---

---

---

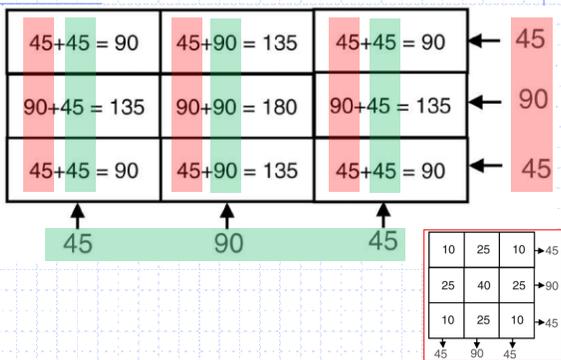
---

---

---

---

# RETRO-PROJECTION




---

---

---

---

---

---

---

---





## 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/>

---

---

---

---

---

---

---

---