FACULTÉ DE MÉDECINE MONTPELLIER-NÎMES DEPUIS 1220

BASES D'IMAGERIE MEDICALE

Formation Générale en Sciences Médicales – 2° année

Module biophysique & bases de l'imagerie

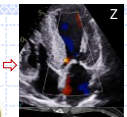
https://www.cnp-mn.fr/les-fondamentaux-de-limagerie-medicale-acces-public/
https://scinti.edu.umontpellier.fr/enseignements/cours/

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

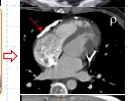
wooclap

MODALITES

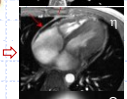
ECHO GRAPHIE



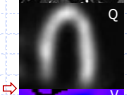
SCANNER (CT)



IRM



SCINTI GRAPHIE (SPECT PET)



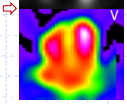


Image = mesure physique 2D/3D + déformations

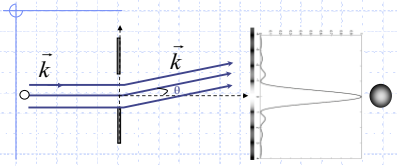
OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

- 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

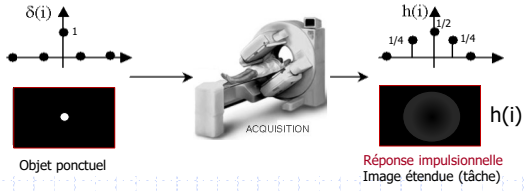
REPONSE D'UN APPAREIL D'IMAGERIE

REPONSE IMPULSIONNELLE
RESOLUTION
CONTRASTE

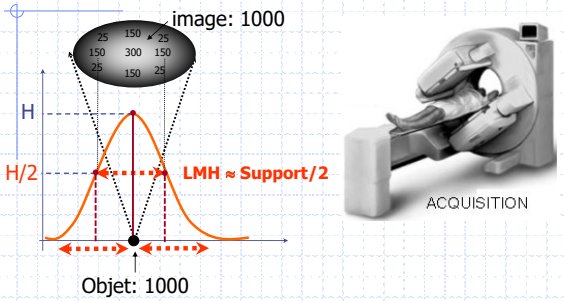
REPONSE D'UN IMAGEUR



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



LARGEUR A MI-HAUTEUR



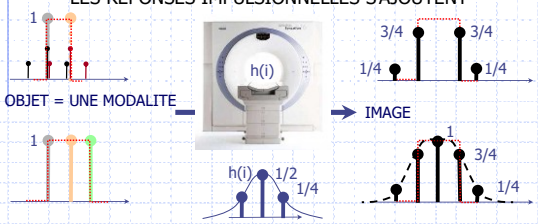
La Largeur à Mi-Hauteur caractérise l'imageur

LMH = FWHM = Full Width at Half Maximum

CONSTRUCTION DE L'IMAGE

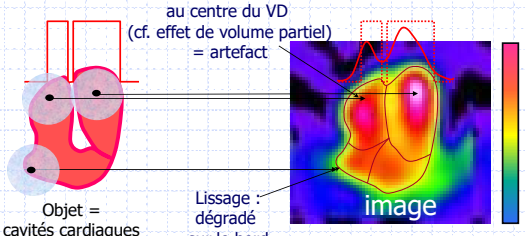
IMAGEURS LINEAIRES ET INVARIANTS DANS LA TRANSLATION:

LES REPONSES IMPULSIONNELLES S'AJOUTENT



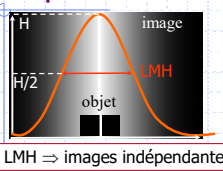
L'IMAGE EST LA MOYENNE DE L'OBJET, PONDEREE PAR LES VALEURS DE LA REPONSE IMPULSIONNELLE (CONVOLUTION)

1° Cq : LISSAGE



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

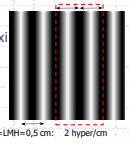
2° Cq: RESOLUTION

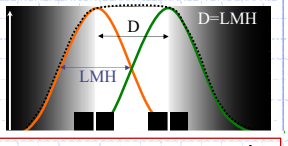


D > LMH ⇒ images indépendantes

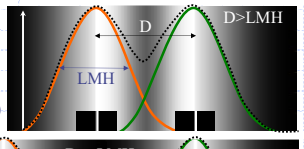
LMH = pouvoir séparateur
= résolution = période mini (mm)

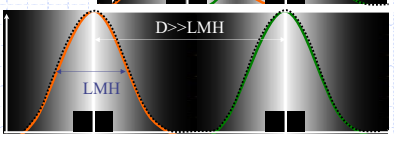
= $1/f_{maxi}$
(mm^{-1})



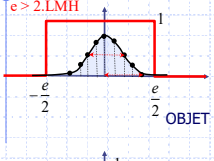


D ≤ LMH ⇒ images fusionnées

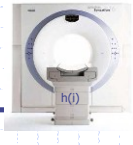




3° Cq: EFFET DE VOLUME PARTIEL

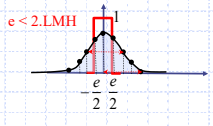


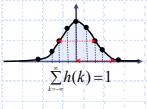
OBJET



IMAGE

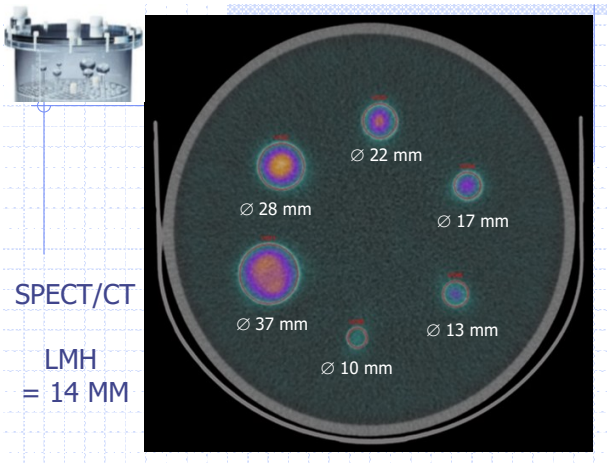
Le centre de l'image est transmis sans atténuation (à 1): le contraste est restitué dans l'image

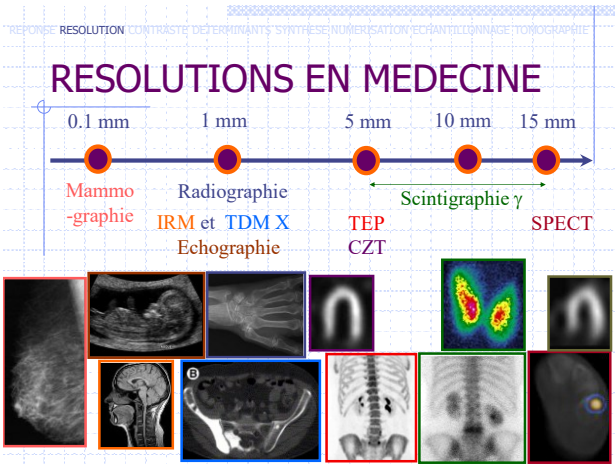




Le centre de l'image est atténué: le contraste est dégradé dans l'image

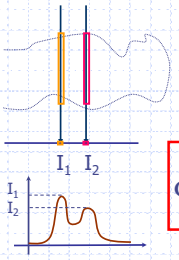
e > 2.LMH ⇒ contraste au centre restitué à 100%

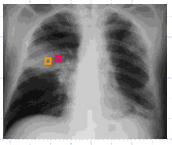

∅ 22 mm
∅ 28 mm
∅ 17 mm
∅ 37 mm
∅ 13 mm
∅ 10 mm
SPECT/CT
LMH
= 14 MM


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
Echographie
Scintigraphie γ
TEP
CZT
SPECT

Sélectionner une autre question
Modifier la question
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 0% 0
2 des objets périodiques qui se répètent 5 fois par cm 0% 0
3 des objets périodiques qui se répètent 20 fois par cm 0% 0
4 donne une image plus fidèle à la modalité objet qu'un imageur de résolution 4 mm 0% 0
Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question
wooclap
100%

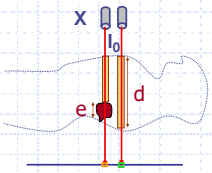
DEFINITION DU CONTRASTE





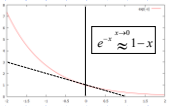
$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \in [0,1]$$

CONTRASTE EN RADIOLOGIE



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

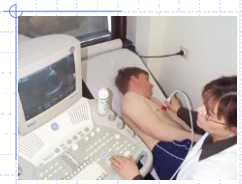
$$I_2 = I_0\, e^{-\mu d} \approx I_0\left(1-\mu d\right)$$

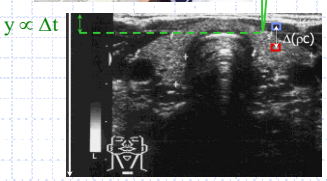


$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = \frac{|\mu' - \mu|.e}{2} \Rightarrow \boxed{C = \frac{k.e}{2E^3}\left|\rho'.Z'^3 - \rho.Z^3\right|}$$

Energie des photons — différence de densité sur e

CONTRASTE EN ECHOGRAPHIE





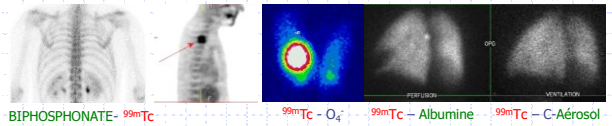
- les US se réfléchissent sur les frontières séparant deux tissus de Z=ρ.c différentes (cf. cours de DFGSM2)

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

- Image d'interfaces entre tissus de densités différentes

CONTRASTE EN SCINTIGRAPHIE

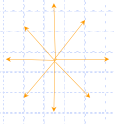
- Cartographie de la distribution d'un vecteur (atome, molécule, cellule) marqué par un isotope radioactif artificiel.
- Le contraste traduit donc une différence de métabolisation du vecteur.



BIPHOSPHONATE- ^{99m}Tc ^{18}F-DéoxyGlucose ^{99m}Tc - O_4^- ^{99m}Tc – Albumine ^{99m}Tc – C-Aérosol

CONTRASTE EN IRM

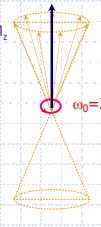
$M=M_z=0$



B_t

50 µT

CONTRASTE EN IRM



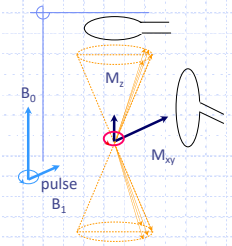
M_z

B_0

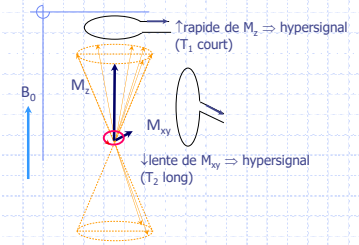
$\omega_0=2\pi.f_0=\gamma.B_0$

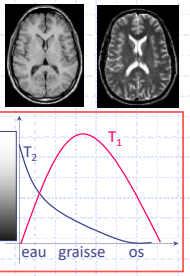
1,5 -3 T

CONTRASTE EN IRM

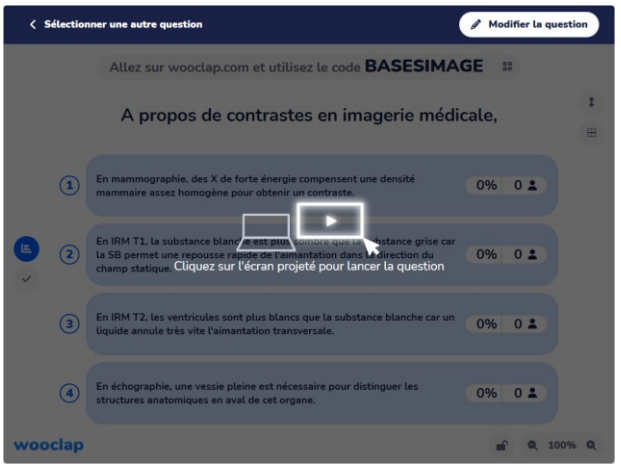


CONTRASTE EN IRM





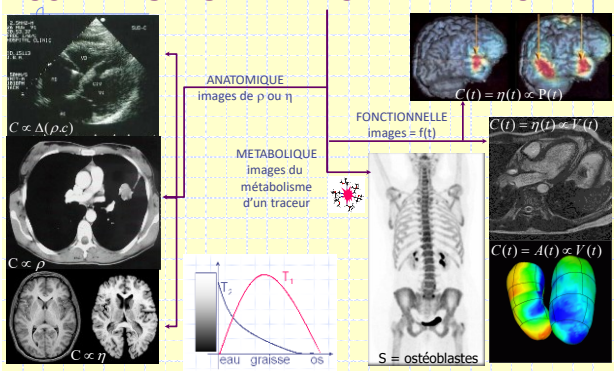
T_1: restitution de M_z, rapide si émission stimulée par REM locaux de graisse à ω_0
T_2: disparition de M_{xy}, longue si REM locaux très variables dans le temps (eau)



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(objet) < 2.LMH

CONTRASTES EN IMAGERIE MEDICALE



POURQUOI NUMERISER ?

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

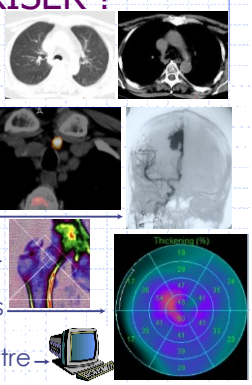
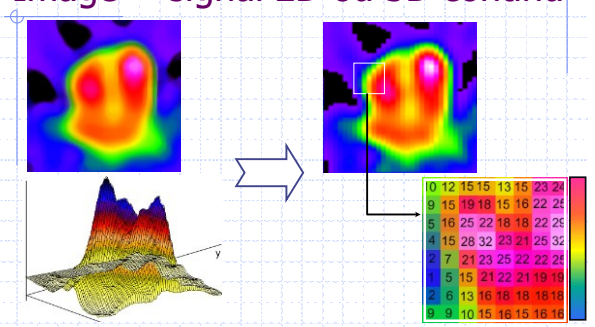
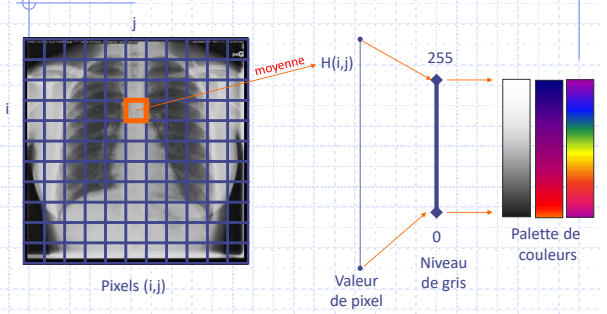


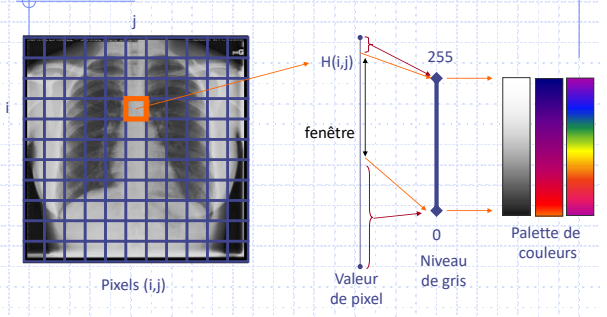
Image = signal 2D ou 3D continu



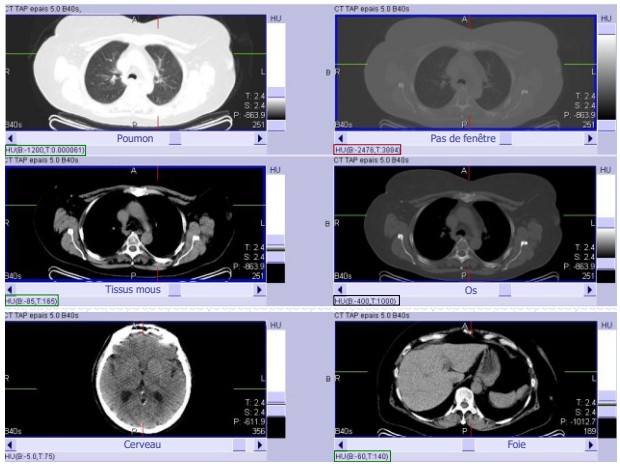
PALETTES ET FENETRES

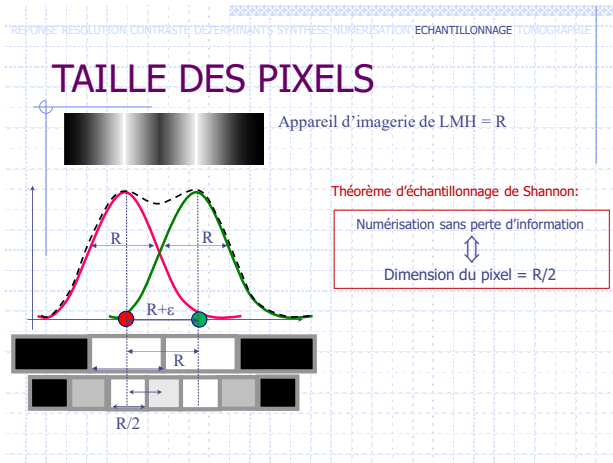


PALETTES ET FENETRES



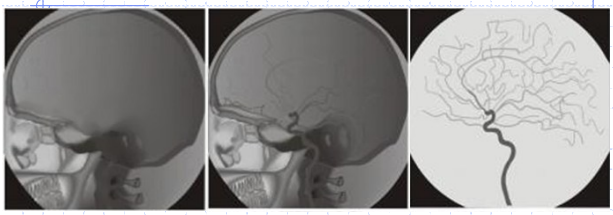
Saturation des valeurs de pixels hors d'une fenêtre


Poumon
Pas de fenêtre
Tissus mous
Os
Cerveau
Foie


REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHESE NUMERISATION ECHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE
TAILLE DES PIXELS
Appareil d'imagerie de LMH = R
R
R
R+ε
R
R/2
Théorème d'échantillonnage de Shannon:
Numérisation sans perte d'information
⇕
Dimension du pixel = R/2

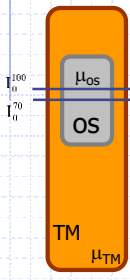
Sélectionner une autre question
Modifier la question
Allez sur wooclap.com et utilisez le code BASESIMAGE
Pour numériser une radiographie de 50 x 50 cm, vous utiliserez une grille de :
1 128 x 128 pixels 0% 0
2 256 x 256 pixels 0% 0
3 512 x 512 pixels 0% 0
4 1000 x 1000 pixels 0% 0
5 1024 x 1024 pixels 0% 0
6 2048 x 2048 pixels 0% 0
Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question
wooclap
100%

ANGIOGRAPHIE NUMERISEE



A : sans PDC B : avec PDC C(i,j)=B(i,j)-A(i,j)

OSTEODENSITOMETRIE



$$\begin{cases} I^{100} = I_0^{100}.e^{-\mu_{TM}^{100}.x_{TM}-\mu_O^{100}.x_O} = I_0^{100}.e^{-\frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}}.d_{TM}-\frac{\mu_O^{100}}{\rho_O}.d_O} \\ I^{70} = I_0^{70}.e^{-\mu_{TM}^{70}.x_{TM}^{70}-\mu_O^{70}.x_O^{70}} = I_0^{70}.e^{-\frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}}.d_{TM}-\frac{\mu_O^{70}}{\rho_O}.d_O} \end{cases}$$

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

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

OSTEODENSITOMETRIE (DEXA)

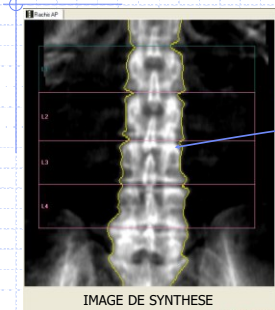
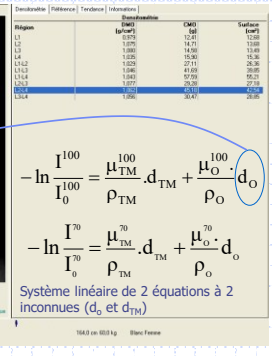


IMAGE DE SYNTHESE

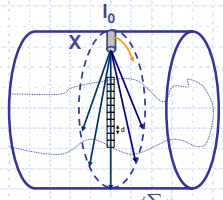


$$-\ln\frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}}.d_{TM} + \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O}.d_O$$

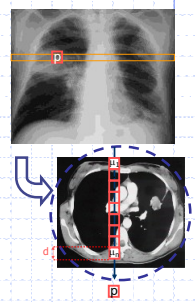
$$-\ln\frac{I^{70}}{I_0^{70}} = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}}.d_{TM} + \frac{\mu_O^{70}}{\rho_O}.d_O$$

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

TOMOGRAPHIE DE TRANSMISSION (Scanner X)



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

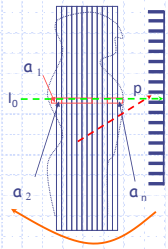


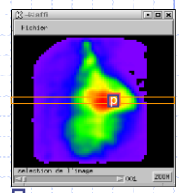
$$-\frac{1}{d} \ln \frac{I}{I_0} = p = \sum \mu_i \Rightarrow$$

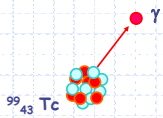
$$\boxed{p = \mu_1 + \mu_2 + \ldots + \mu_n}$$

1 équation à n inconnues

TOMOGRAPHIE D'EMISSION (SPECT-PET)

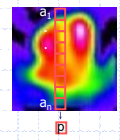




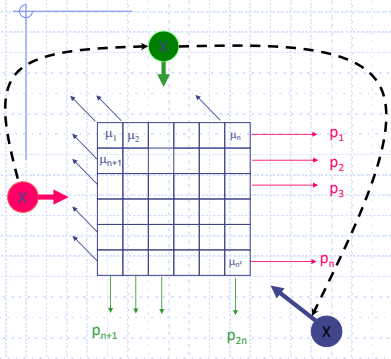


$$\boxed{p = a_1 + a_2 + \ldots + a_n}$$

1 équation à n inconnues



TOMOGRAPHIE = SYST. LINEAIRE



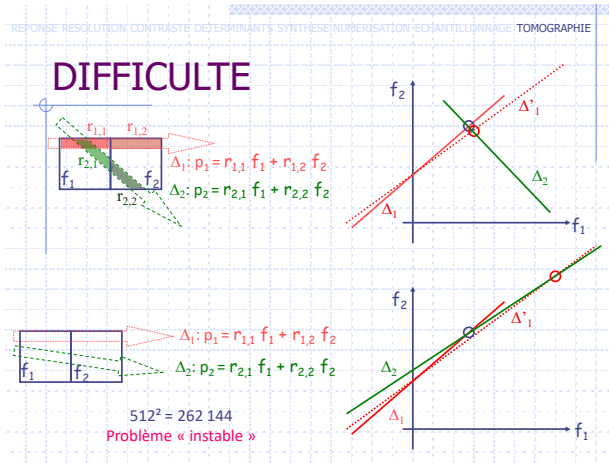
$$\begin{cases} r_{1,1}\mu_1 + r_{1,2}\mu_2 + \ldots + r_{1,n}\mu_n = p_1 \\ r_{2,n+1}\mu_{n+1} + \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots = p_2 \\ \ldots \\ \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots + r_{n^2,n^2}\mu_{n^2} = p_{n^2} \end{cases}$$

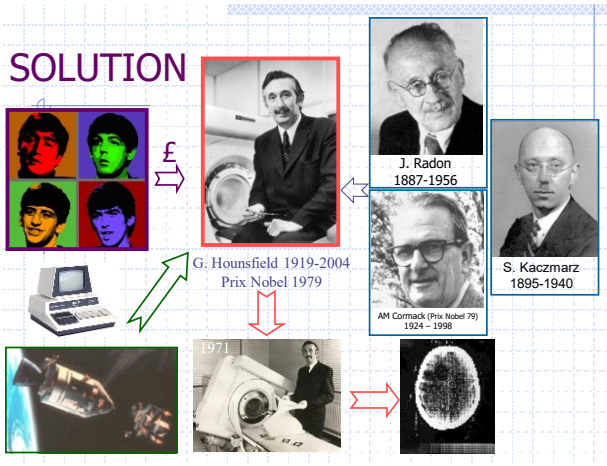
Grand système linéaire de n^2 équations à n^2 inconnues.

n = 64, 128, 256, 512 ou 1024

Sélectionner une autre question
Modifier la question
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...
Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question
En attente des réponses
wooclap
100%

Sélectionner une autre question
Modifier la question
Allez sur wooclap.com et utilisez le code BASESIMAGE
2° session 2023-2024 : 73 candidats.
4/20 à Montpellier ; 3/20 à Nîmes.
Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question
En attente des réponses
wooclap
100%


REPONSE RESOLUTION CONTRASTE DETERMINANTS SYNTHESE NUMERISATION ECHANTILLONNAGE TOMOGRAPHIE
DIFFICULTE
$r_{1,1}$ $r_{1,2}$ $r_{2,1}$ $r_{2,2}$ f_1 f_2
$\Delta_1 : p_1 = r_{1,1} f_1 + r_{1,2} f_2$
$\Delta_2 : p_2 = r_{2,1} f_1 + r_{2,2} f_2$
f_2 f_1 Δ'_1 Δ_2 Δ_1
$\Delta_1 : p_1 = r_{1,1} f_1 + r_{1,2} f_2$
$\Delta_2 : p_2 = r_{2,1} f_1 + r_{2,2} f_2$
$512^2 = 262\,144$
Problème « instable »
f_2 f_1 Δ'_1 Δ_2 Δ_1



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

45+45 = 90	45+90 = 135	45+45 = 90	45
90+45 = 135	90+90 = 180	90+45 = 135	90
45+45 = 90	45+90 = 135	45+45 = 90	45
45	90	45	

10	25	10	45
25	40	25	90
10	25	10	45
45	90	45	

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
↑ 45	↑ 90	↑ 45	

N = Nombre de pixels sur lesquels a lieu la rétroprojection

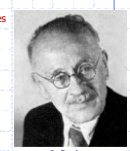
P = Nombre de projections rétroprojetées dans le pixel

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

RETRO-PROJECTION FILTREE

Normalisation — Filtrage — Projections normalisées filtrées

?	?	?	→ 45	$\xrightarrow{/(3,2)} 7{,}5$	$\xrightarrow{convolution\ [-\frac{2}{3}, 2, -\frac{2}{3}]} 2.7{,}5-\frac{2}{3}\cdot 15=5$
?	?	?	→ 90	$\xrightarrow{/(3,2)} 15$	$\xrightarrow{convolution\ [-\frac{2}{3}, 2, -\frac{2}{3}]} 2.15-\frac{2}{3}(7{,}5+7{,}5)=20$
?	?	?	→ 45	$\xrightarrow{/(3,2)} 7{,}5$	$\xrightarrow{convolution\ [-\frac{2}{3}, 2, -\frac{2}{3}]} 2.7{,}5-\frac{2}{3}\cdot 15=5$
↓ 45	↓ 90	↓ 45			
5	20	5			



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

RETRO PROJECTION

$5+5$	$5+20$	$5+5$
$20+5$	$20+20$	$20+5$
$5+5$	$5+20$	$5+5$

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

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

TECHNIQUE DE RECONSTRUCTION ALGEBRIQUE

Itération 1

0	0	0	→ 45	0	$\frac{45}{3}=15$
0	0	0	→ 90	0	$\frac{90}{3}=30$
0	0	0	→ 45	0	$\frac{45}{3}=15$
↓ 45	↓ 90	↓ 45			

Projections estimées — Ecart normalisé

RP

Itération 2

15	15	15
30	30	30
15	15	15
↓ 60	↓ 60	↓ 60

Projections estimées

Ecart normalisé: $\frac{(45-60)}{3} = -5$, $\frac{(90-60)}{3} = 10$, $\frac{(45-60)}{3} = -5$

RP

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

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

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)

Itération 1

1	3	1
3	4	3
1	3	1

	Projections estimées	Rapport
→ 45	5	$\frac{45}{5} = 9$
→ 90	10	$\frac{90}{10} = 9$
→ 45	5	$\frac{45}{5} = 9$

↓ 45 ↓ 90 ↓ 45

RPx

Itération 2

9	27	9
27	36	27
9	27	9

↓ 45 ↓ 90 ↓ 45

Projections estimées 45 90 45

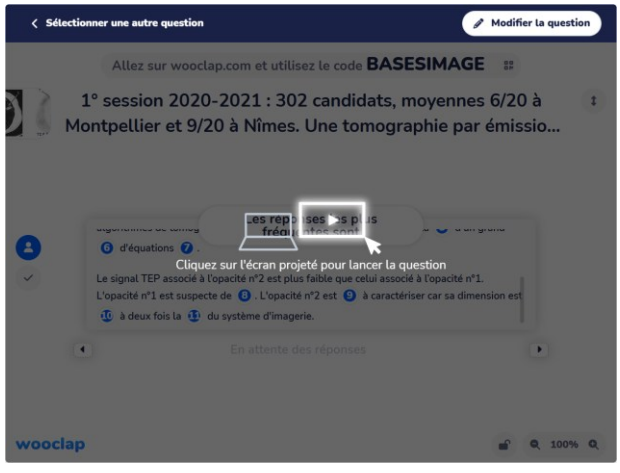
Rapport $\frac{45}{45} = 1$ $\frac{90}{90}$ 1 $\frac{45}{45}$ 1

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.

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

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



SYNTHESE

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

Merci pour votre attention…

Les cours suivants vont détailler les 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/