

IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE



Denis MARIANO-GOULART
Département de médecine nucléaire
CHRU de Montpellier
<http://scinti.edu.umontpellier.fr>

- Le symbole  marque des points particulièrement importants à comprendre et connaître
- Le symbole  marque des points un peu délicats qui ne sont pas exigibles à l'examen
- Le symbole  concerne un exercice ou une réflexion à mener ensemble
- Le symbole  désigne une diapositive masquée lors du cours, donnée en complément.

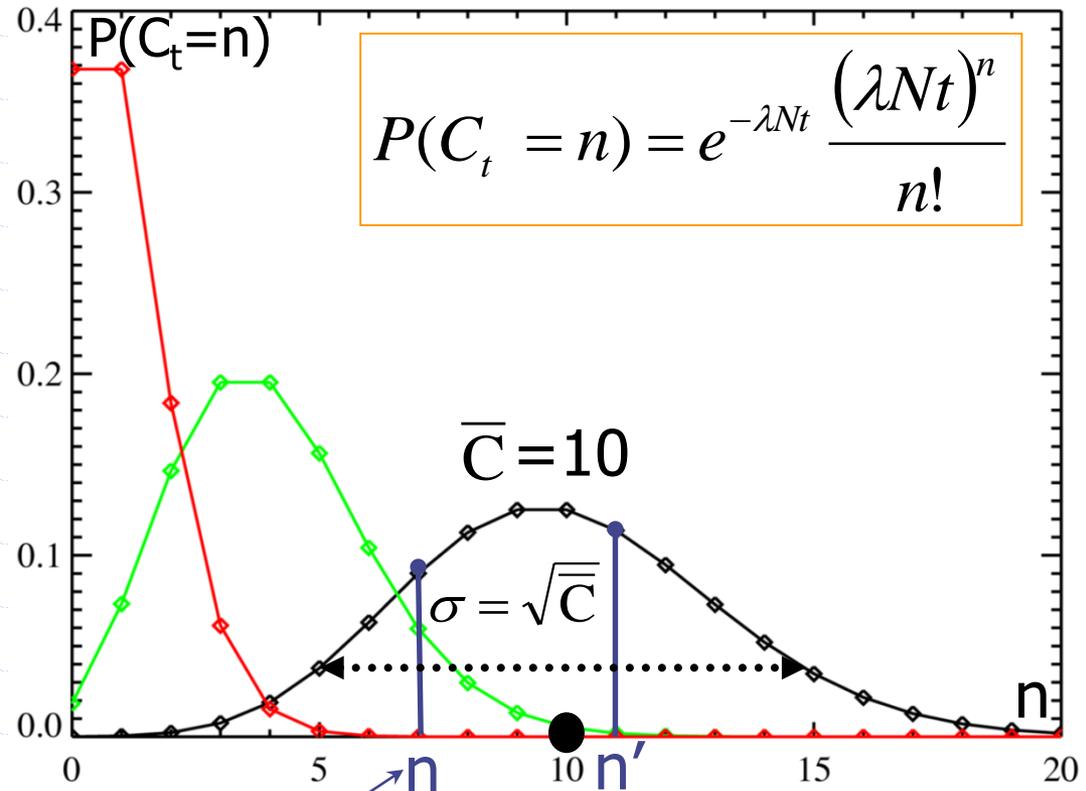
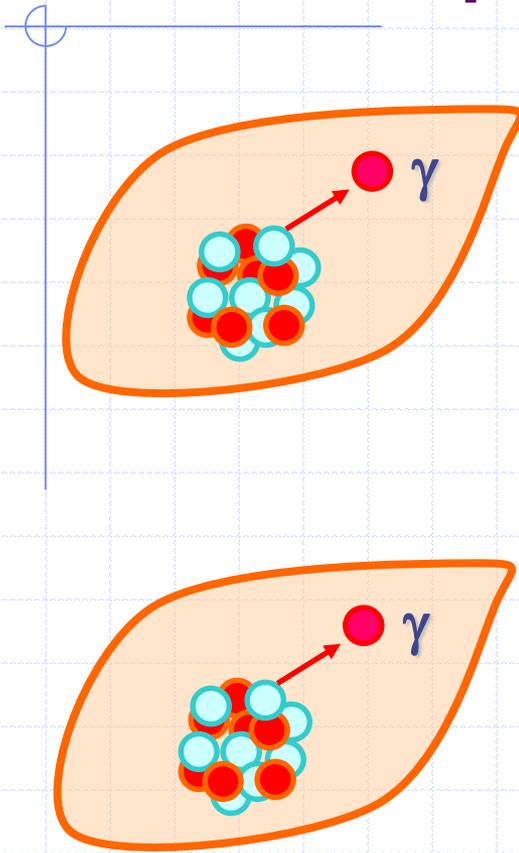
IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE

EXTRACTION D'INFORMATIONS MEDICALES PERTINENTES

- ① **Comparaison de comptages 2D et 3D (1h)**
- ② **Imagerie cavitaire (1h30)**
 - ◆ TAC, phase et amplitudes, FES, V, Q, SD(TES)
- ③ **Imagerie myocardique (3h)**
 - ◆ Perfusion, épaisseur systolique, cinétique, FES
- ④ **Imagerie paramétrique statistique (1h)**
 - ◆ Applications en neurologie
- ⑤ **Imagerie rénale (0h30)**
 - ◆ Index vasculaires, tubulaires, temps de transit
- ⑥ **Quantification absolue (1h30)**
- ⑦ **Ostéodensitométrie (0h30)**

① COMPARAISON DE COMPTAGES

Statistique de Poisson

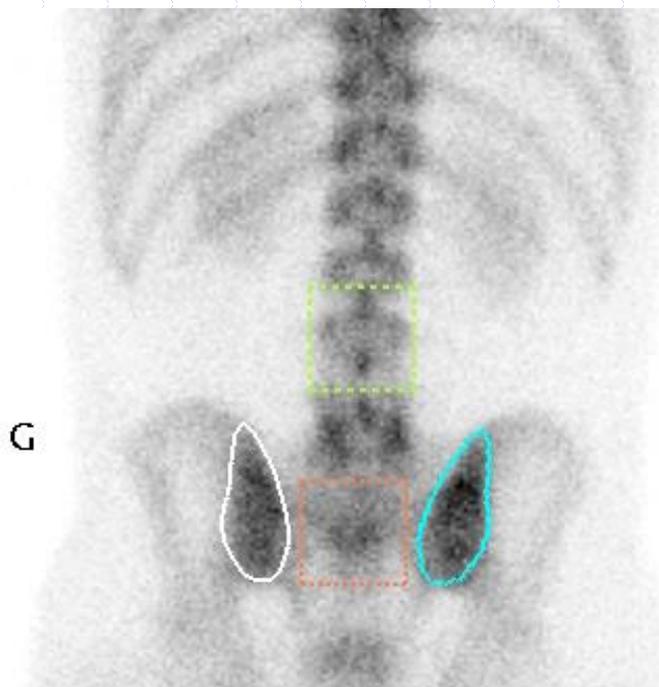


$$C \in [\bar{C} - k \cdot \sqrt{\bar{C}}, \bar{C} + k \cdot \sqrt{\bar{C}}]$$

$p_1 \approx 68\%$; $p_2 \approx 95\%$; $p_3 \approx 100\%$

« tirage au sort »
suivant P

EXEMPLE : SACROILEITE ?



Comparaison de ROIs :
SIG = SID ?

GAUCHE Total: 46474.00

DROITE Total: 50278.25

Sacrum Total: 55411.00

Lombaire Total: 51640.75

GAUCHE Mean: 52.57

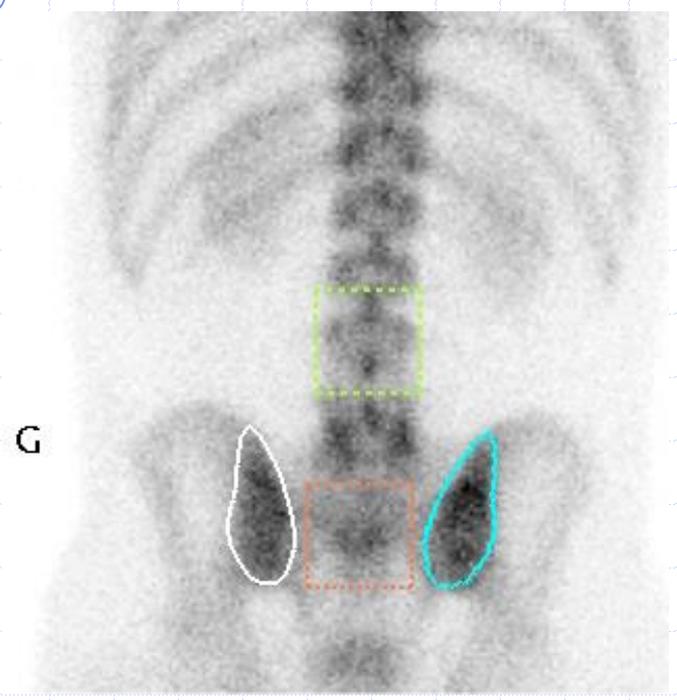
DROITE Mean: 56.88

Sacrum Mean: 42.61

Lombaire Mean: 39.71



EXEMPLE : SACROILEITE ?



Comparaison de ROIs :
SIG = SID ?

GAUCHE Total: 46474.00

DROITE Total: 50278.25

Sacrum Total: 55411.00

Lombaire Total: 51640.75

Comptage : Stat de Poisson

Moyenne = C_{total} et $SD = \sqrt{C_{total}}$

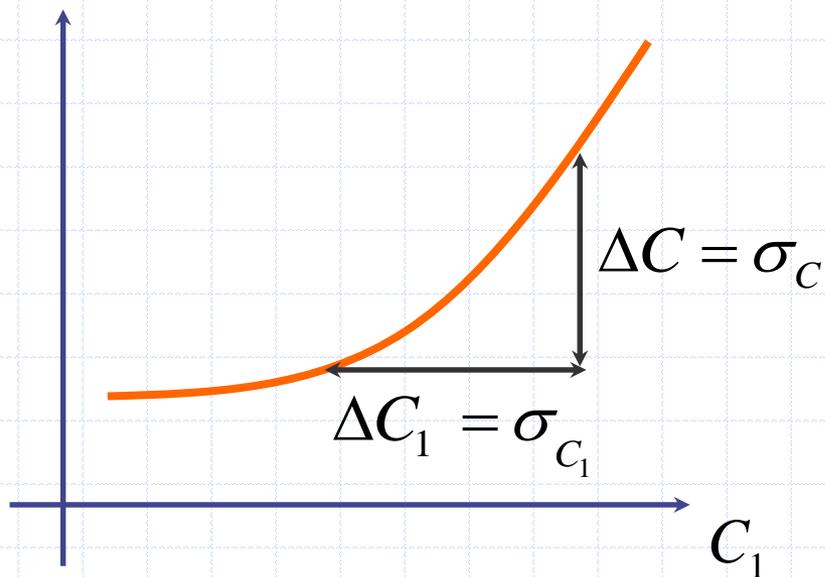
$\sqrt{50278} = 224$ $\sqrt{46474} = 216$

$50278 - 46474 = 3804 = 17 \times 224$

SIG < SID (si CQ image correct)

Somme ou rapport de comptages

$$C = f(C_1)$$



$$\frac{\partial f}{\partial C_1} \Big|_{\Delta C_1 \rightarrow 0} = \frac{\Delta C}{\Delta C_1}$$

$$\Delta C \Big|_{\Delta C_1 \rightarrow 0} = \frac{\partial f}{\partial C_1} \cdot \Delta C_1$$

$$\sigma_C \approx \frac{\partial f}{\partial C_1} \cdot \sigma_{C_1}$$

$$C = f(C_1, C_2) \Rightarrow (\sigma_C)^2 \approx \left(\frac{\partial f}{\partial C_1} \sigma_{C_1} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial C_2} \sigma_{C_2} \right)^2$$

Deux exemples importants :

$$C = f(C_1, C_2) \Rightarrow (\sigma_C)^2 \approx \left(\frac{\partial f}{\partial C_1} \sigma_{C_1} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial C_2} \sigma_{C_2} \right)^2$$

$$C = C_1 \pm C_2 \Rightarrow (\sigma_C)^2 \approx \left((1) \cdot \sigma_{C_1} \right)^2 + \left((\pm 1) \cdot \sigma_{C_2} \right)^2 = \sigma_{C_1}^2 + \sigma_{C_2}^2$$

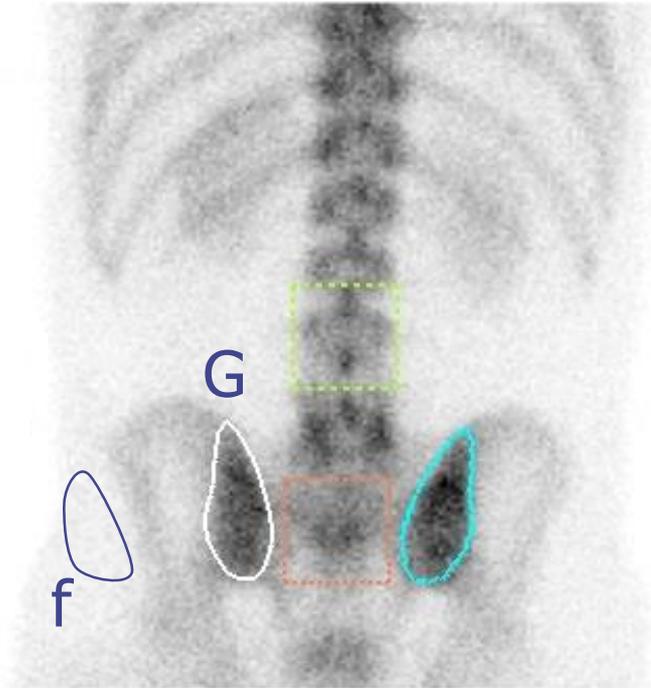
$$C = \ln C_1 \Rightarrow (\sigma_C) \approx \left(\frac{1}{C_1} \sigma_{C_1} \right) \Rightarrow \sigma_C = \frac{\sigma_{C_1}}{C_1}$$

$$C = C_1 \pm C_2 \Rightarrow \sigma_C = \sqrt{\sigma_{C_1}^2 + \sigma_{C_2}^2}$$

$$C = \ln C_1 \Rightarrow \sigma_C = \frac{\sigma_{C_1}}{C_1}$$

En cas de soustraction du BDF

$$C = C_G - C_f \Rightarrow \sigma_C = \sqrt{\sigma_{C_G}^2 + \sigma_{C_f}^2}$$



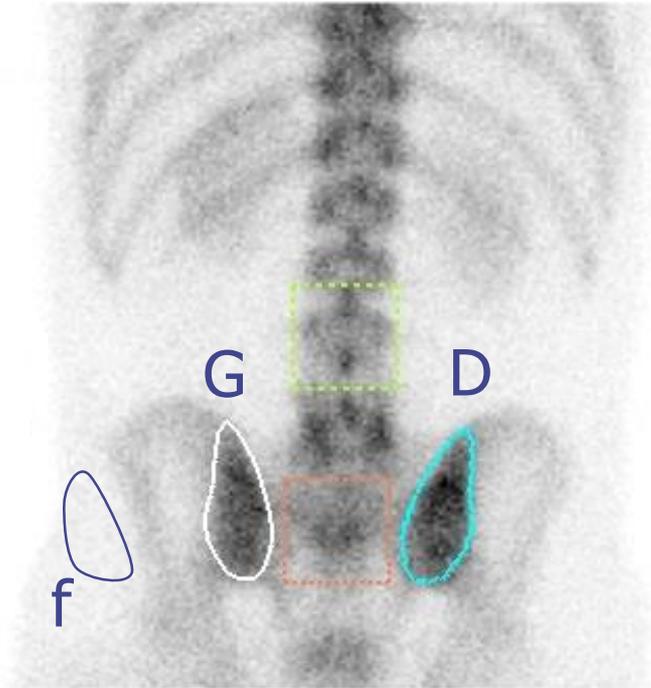
$$\sigma_{G-f} \approx \sqrt{C_G + C_f}$$

$$\frac{S}{B} \approx \frac{C_G - C_f}{\sqrt{C_G + C_f}} < \frac{C_G}{\sqrt{C_G}}$$

Erreur sur un rapport



$$C = \ln C_D \Rightarrow \sigma_C = \frac{\sigma_{C_D}}{C_D}$$



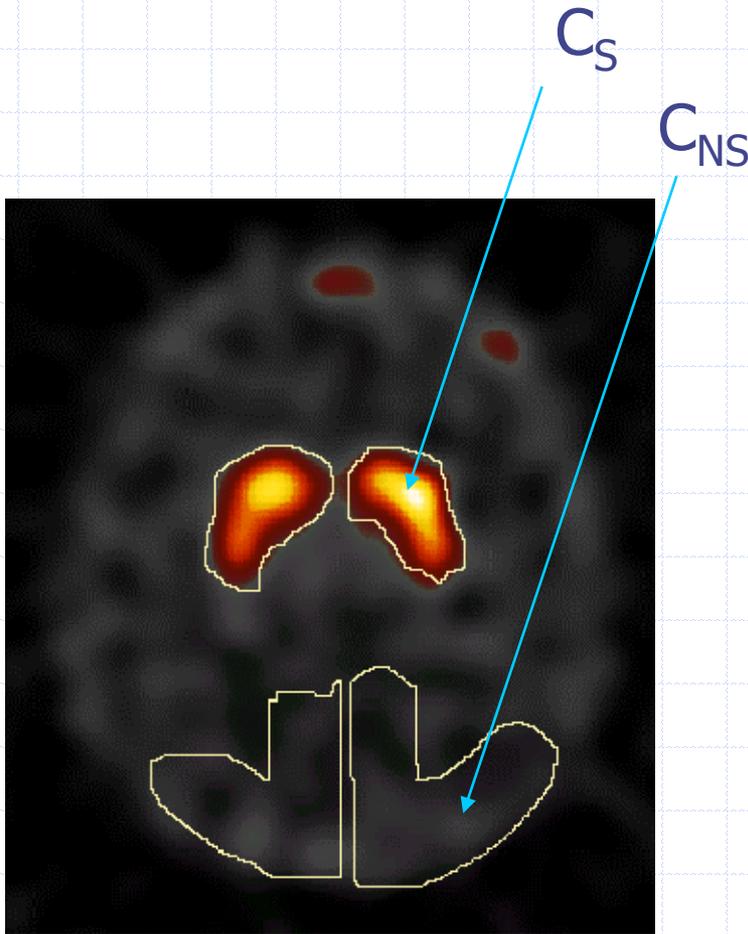
$$r = \frac{C_D}{C_G} \Rightarrow \ln r = \ln C_D - \ln C_G$$

$$\left(\frac{\sigma_r}{r}\right)^2 \approx \left(\frac{\sqrt{C_D}}{C_D}\right)^2 + \left(\frac{\sqrt{C_G}}{C_G}\right)^2$$

$$\sigma_r \approx r \cdot \sqrt{\frac{1}{C_D} + \frac{1}{C_G}}$$

Exemple précédent : $r=1.08$ et $\sigma_r = 0.007$

Comparaison de ROIs en TEMP

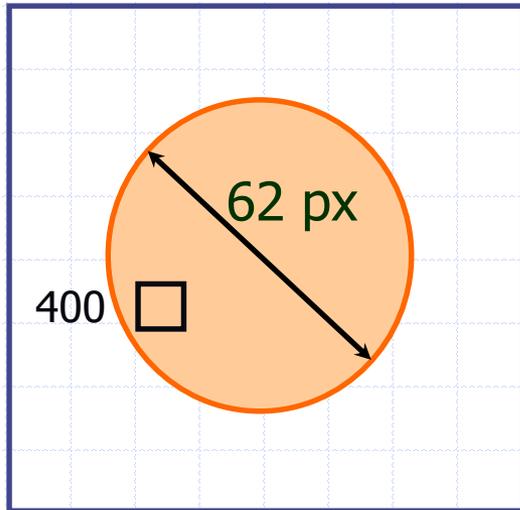


$$BP = \frac{C_S - C_{NS}}{C_{NS}} = \frac{C_S}{C_{NS}} - 1$$

$$\left(\frac{\sigma_{BP}}{BP} \right)^2 = \left(\frac{\sigma_{C_S}}{C_S} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{C_{NS}}}{C_{NS}} \right)^2$$

inconnus car la statistique ne suit plus une loi de Poisson. Celle-ci est elle malgré tout une approximation acceptable ?

Approche empirique



Disque de \varnothing 62 pixels
contenant $n=3000$ pixels,
activité moyenne dans un pixel $C = 400$

Image planaire, au sein d'un pixel :
 $S/B = \sqrt{C} = \sqrt{400} = 20$

Image tomographique, au sein d'un pixel :

$$\frac{S}{B} \approx 0,83 \cdot \frac{\sqrt{C}}{\sqrt{\sqrt{n}}} = 0,833 \cdot \frac{\sqrt{400}}{\sqrt{\sqrt{3000}}} = 2.2$$

Conséquence en TEMP & TEP



- **Quantifier** les comptages plutôt en TEP ± SPECT
 - ◆ Correction des fortuits, normalisation, temps mort, atténuation
 - ◆ Standardized Uptake Value :

$$SUV = \frac{C(\text{kBq/mL})}{A_{\text{injectée}}(\text{kBq})/V(\text{mL})} \approx \frac{C(\text{kBq/mL})}{A_{\text{injectée}}(\text{kBq})/P(\text{g})}$$

- ◆ Modèles pharmacocinétiques : coups → moles/min/mL
- **Comparer** : Définition empirique des seuils
 - ◆ Approche empirique (ROC): $\Delta SUV > 30\%$, $BP > 1.6$
 - Attention à l'effet de **volume partiel** & aux conditions d'acquisition
 - ◆ Développements en cours
 - Transports de variance, tomographie par intervalle...

COMPARAISONS DE COMPTAGES

- A faire de façon rigoureuse en planaire

$$\sigma_{ROI-fond} \approx \sqrt{C_{ROI} + C_{fond}} \Rightarrow \frac{\text{Signal}}{\text{Bruit}} \approx \frac{C_{ROI} - C_{fond}}{\sqrt{C_{ROI} + C_{fond}}} < \frac{C_{ROI}}{\sqrt{C_{ROI}}}$$

$$r = \frac{C_D}{C_G} \Rightarrow \sigma_r \approx r \cdot \sqrt{\frac{1}{C_D} + \frac{1}{C_G}}$$

- Être conscient des difficultés en SPECT
 - Quantifier, mais comparaisons délicates, empiriques.

② IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE CAVITAIRE

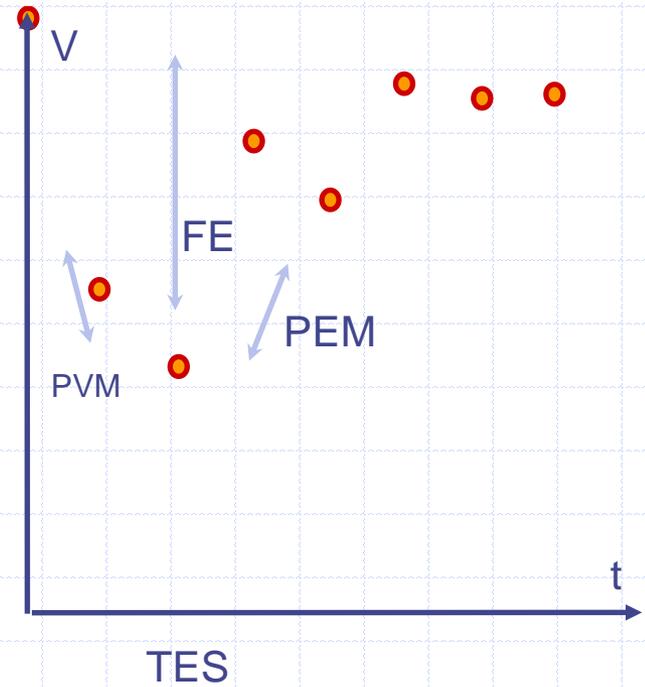
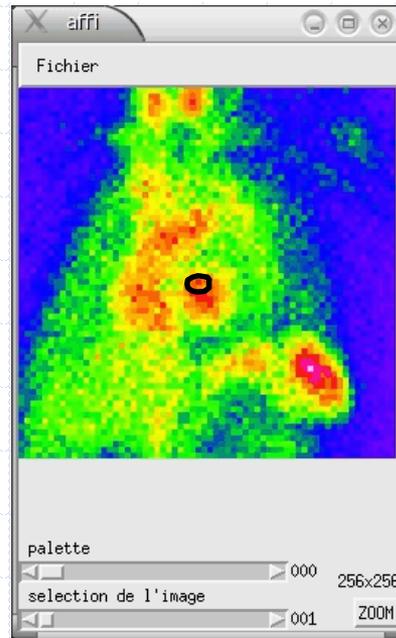
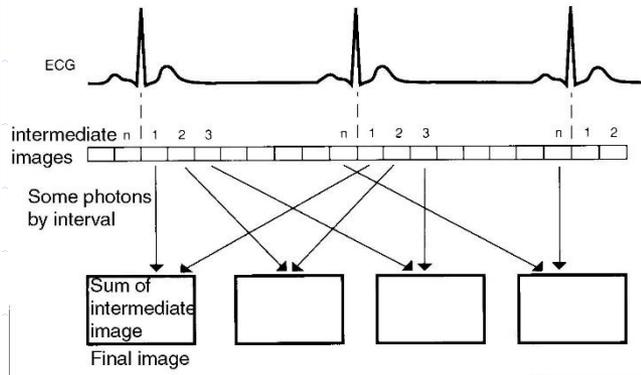
EXTRACTION DE COURBES TEMPS-ACTIVITE (CTA)

IMAGES D'AMPLITUDE

IMAGES DE PHASE

Ventriculographie isotopique

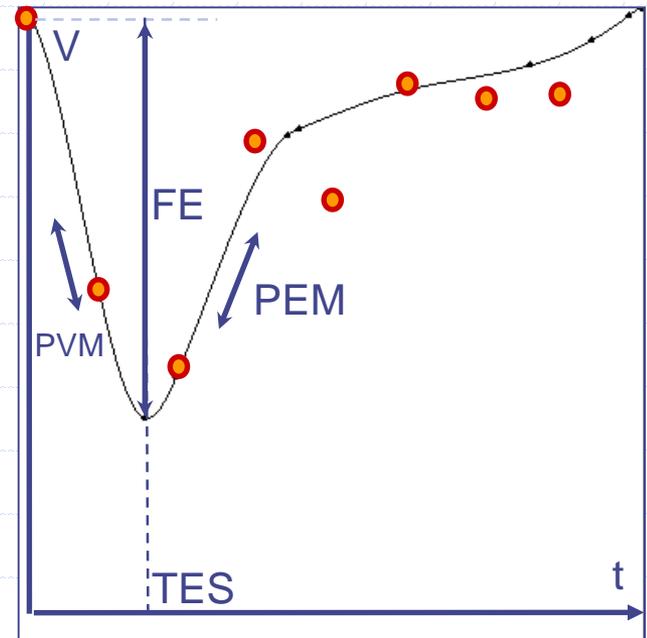
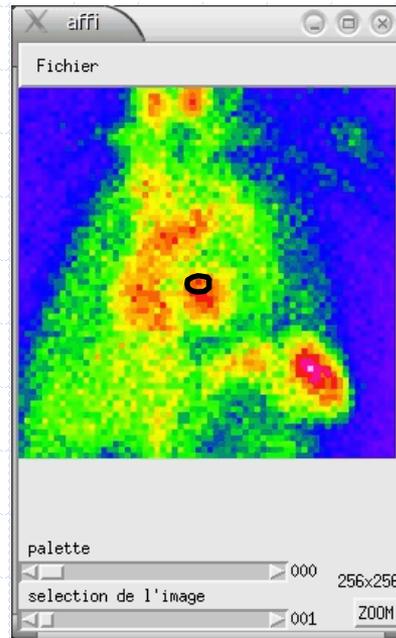
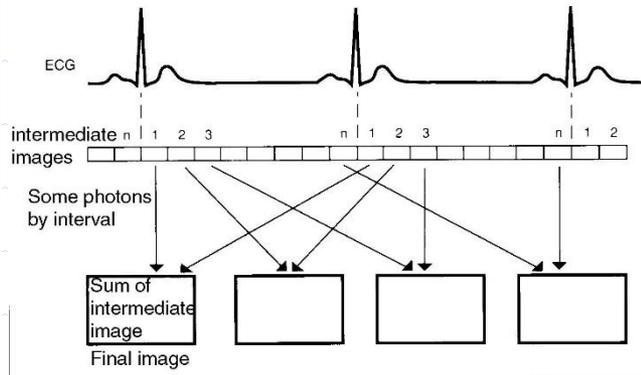
- Marquage des GR au ^{99m}Tc : Contraste
- Synchronisation ECG



- Analyse de CTA
 - Activité \propto Volume
 - Globale ou locale

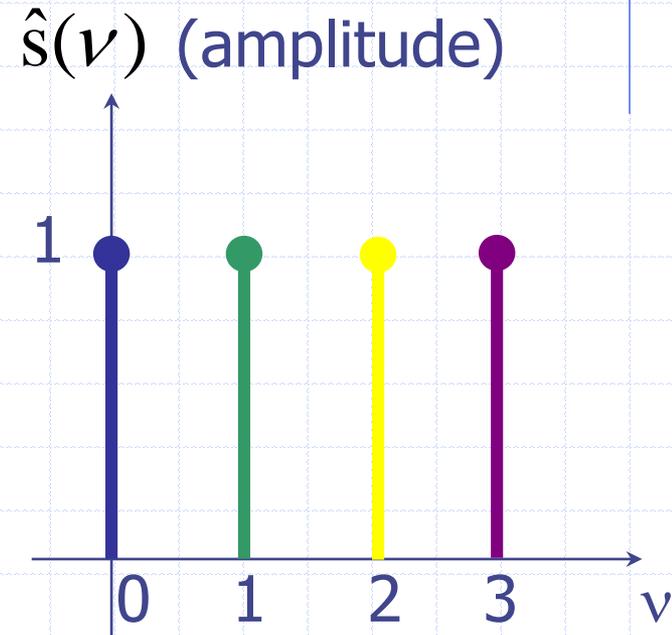
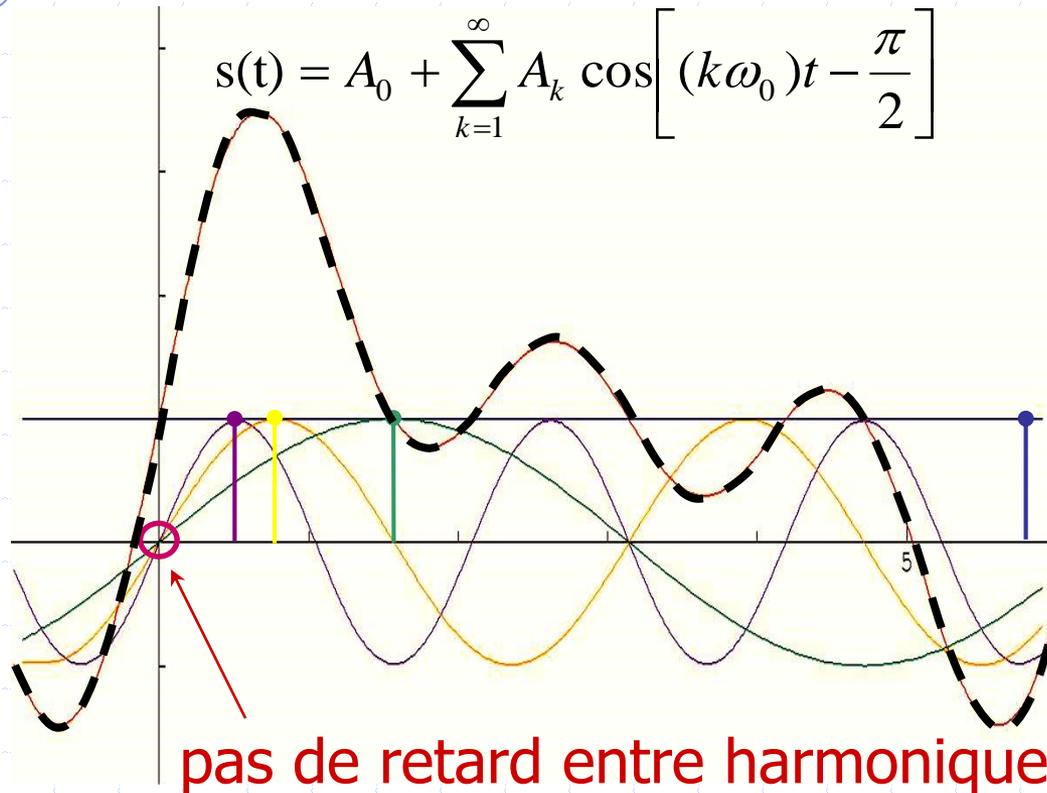
Ventriculographie isotopique

- Marquage des GR au ^{99m}Tc : Contraste
- Synchronisation ECG



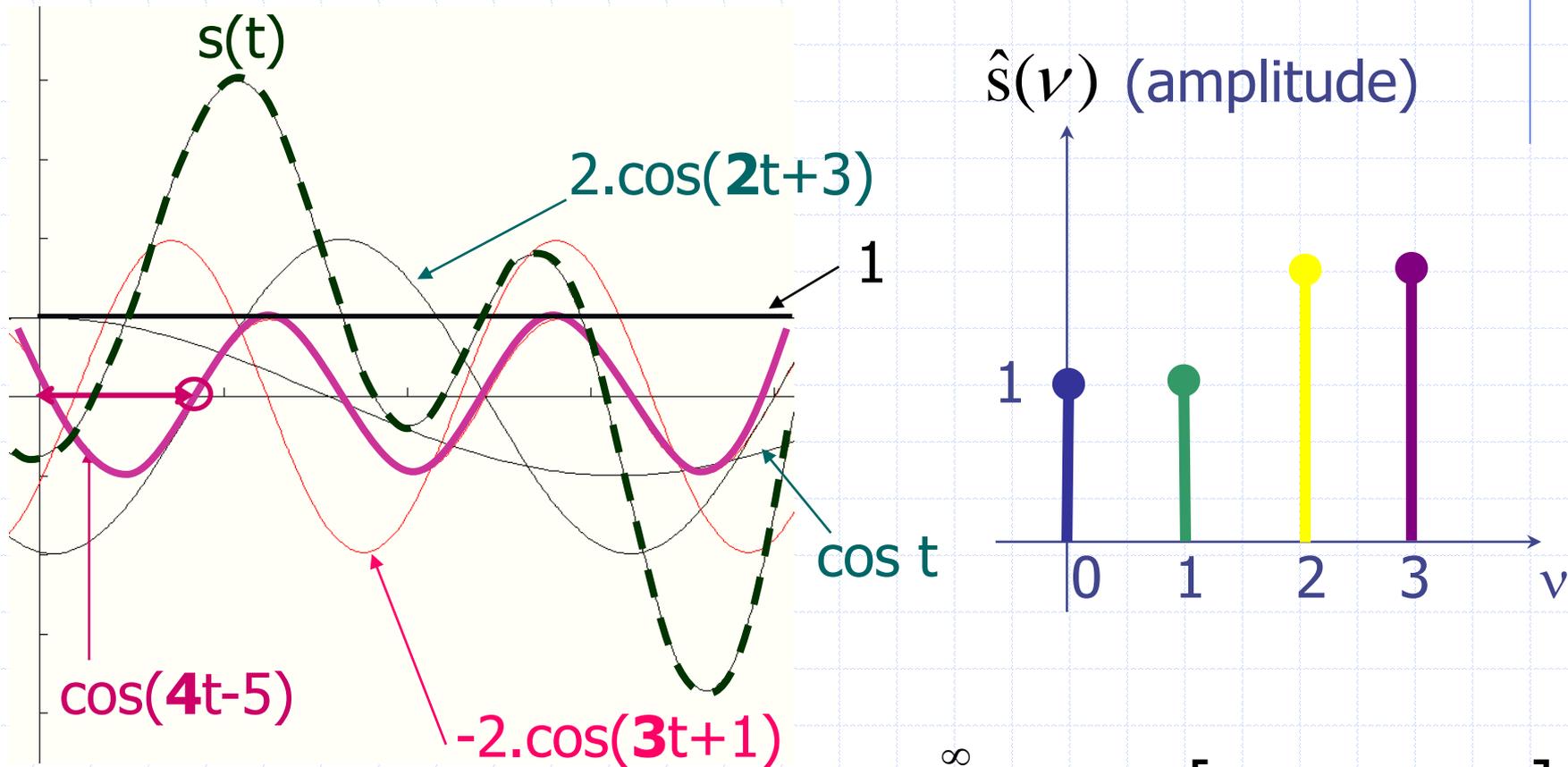
- Analyse de CTA
 - Activité \propto Volume
 - Globale ou locale

Représentation fréquentielle



Dans ce cas particulier, toutes les harmoniques sont en phase ($-\pi/2$)
 (elles ont même ici toutes la même amplitude $A_k=1$)

Cas général: Harmoniques \pm retardées



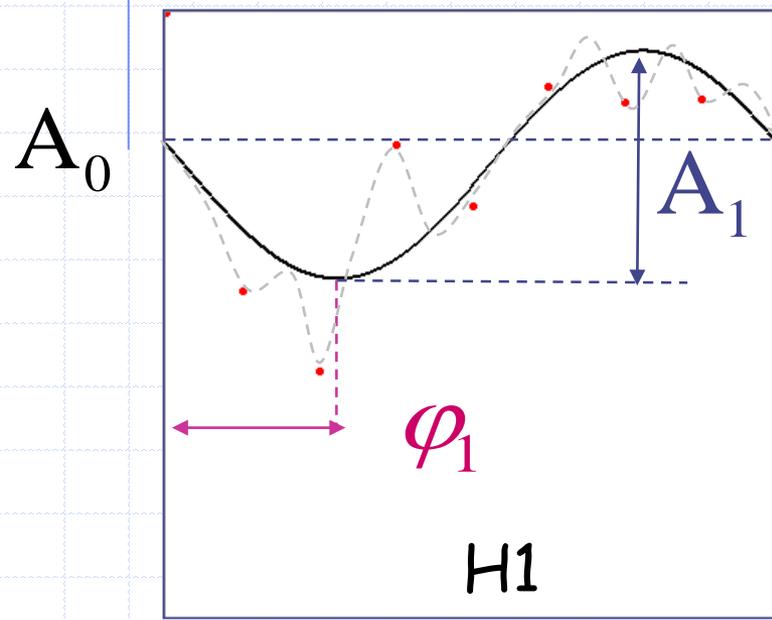
$$s(t) = A_0 + \sum_{k=1}^{\infty} A_k \cos\left[(k\omega_0)t + \varphi_k\right]$$

Amplitude
Retard



Approximation à 1 harmonique

- filtrage passe-bas du bruit
- isolement de A_1 et φ_1



H1 = fit cosinus

$$s(t) = A_0 + \sum_{k=1}^{\infty} A_k \cos[(k\omega_0)t + \varphi_k]$$

$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega_0 t + \varphi_1)$$

fond

Ampitude du fit

↪ FES

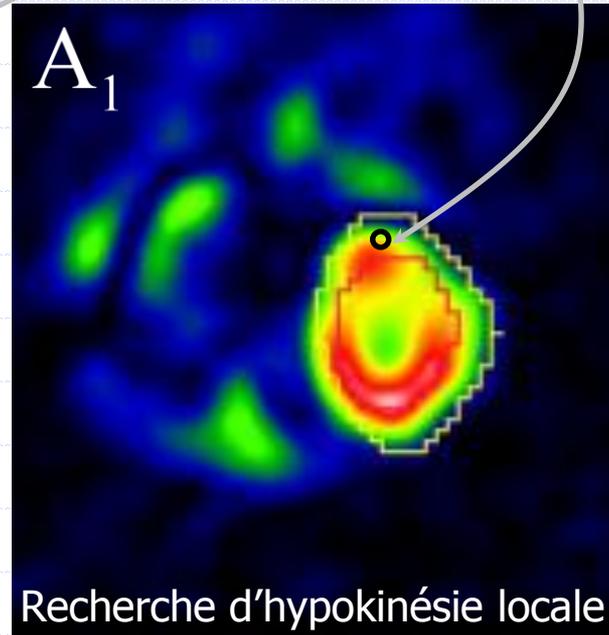
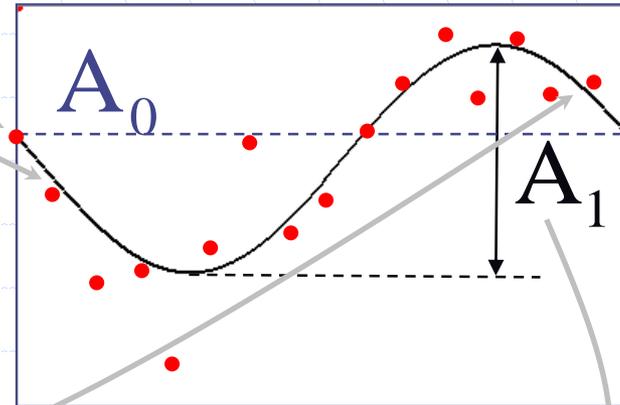
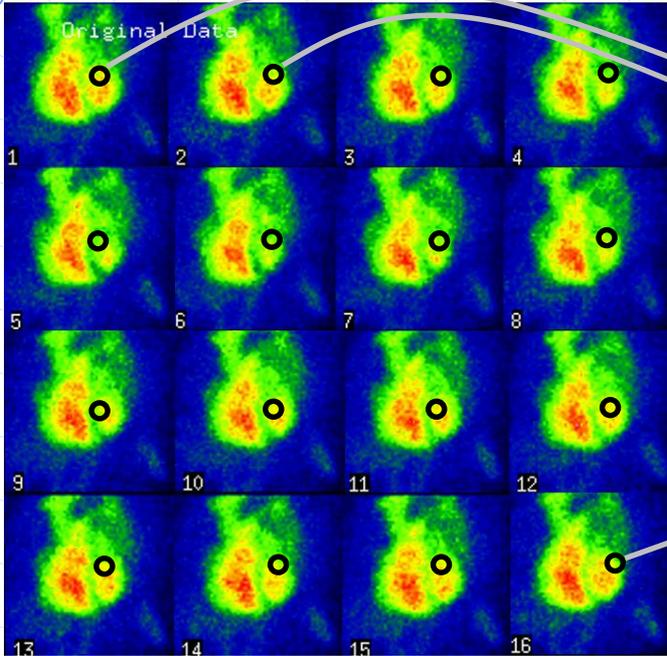
↪ hypokinésies
locales ?

Phase du fit

↪ TES

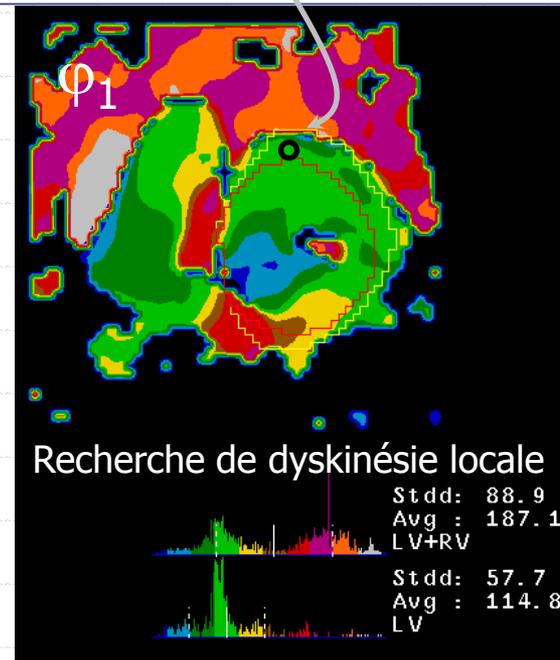
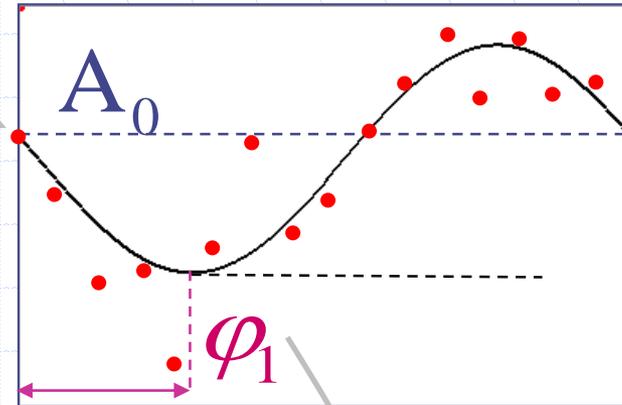
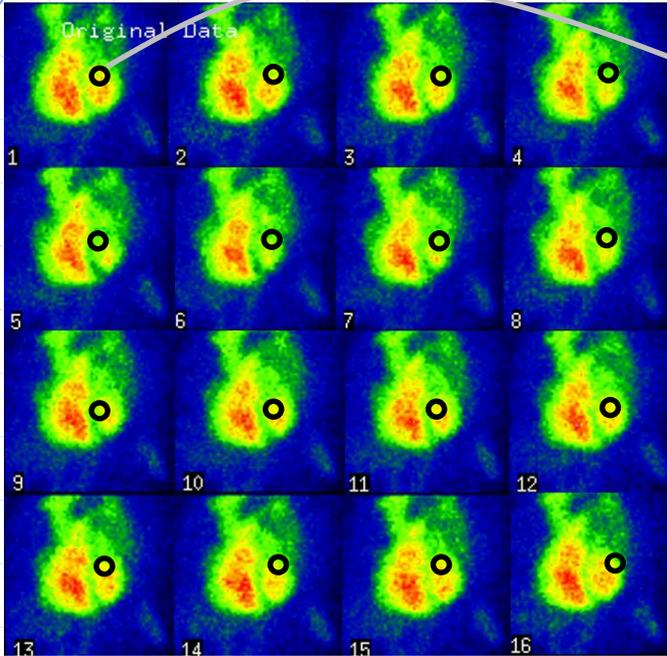
↪ dyskinésies
locales ?

1° harmonique: image d'amplitude



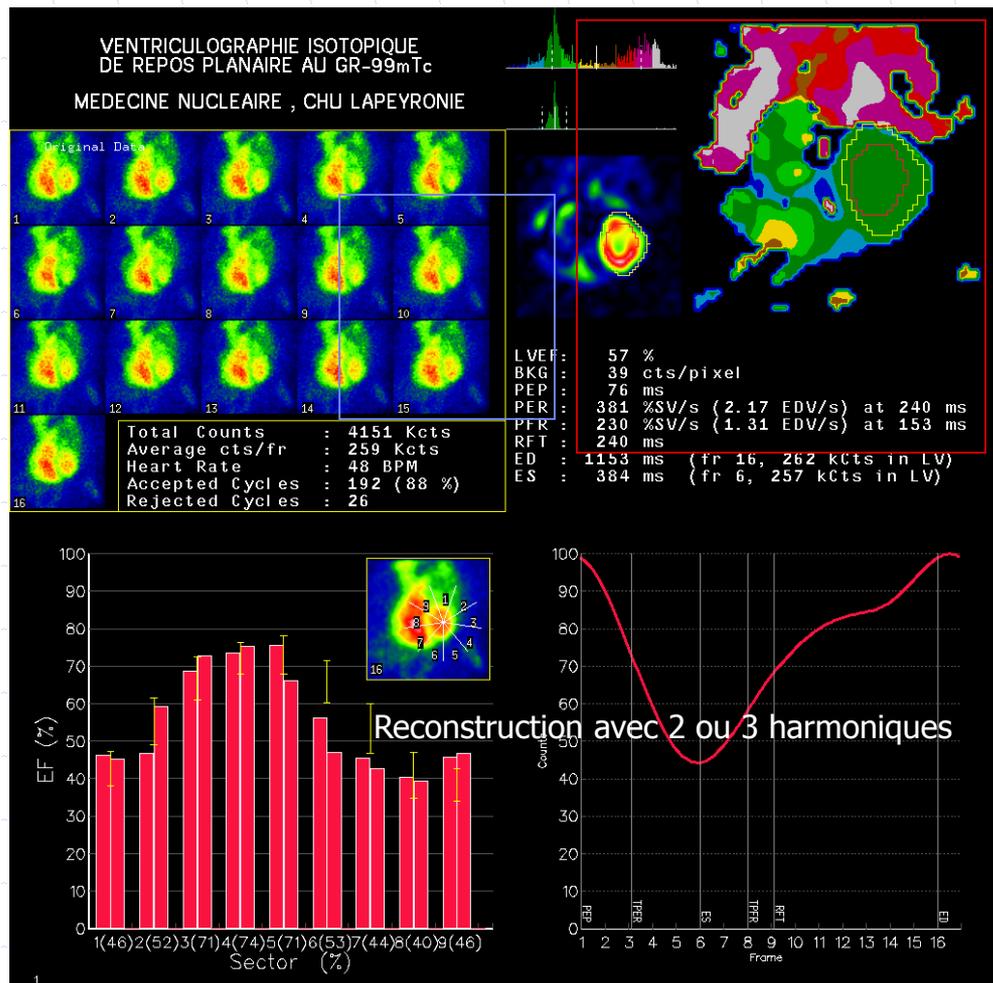
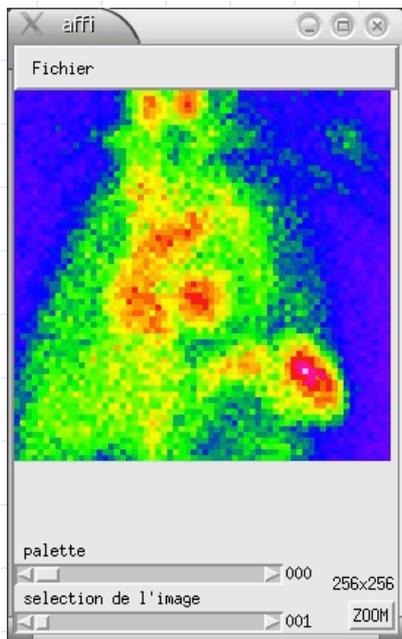
$$s(t) \approx A_0 + \boxed{A_1} \cos(\omega_0 t + \varphi_1)$$

1° harmonique: image de phase



$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega_0 t + \varphi_1)$$

PMUGA

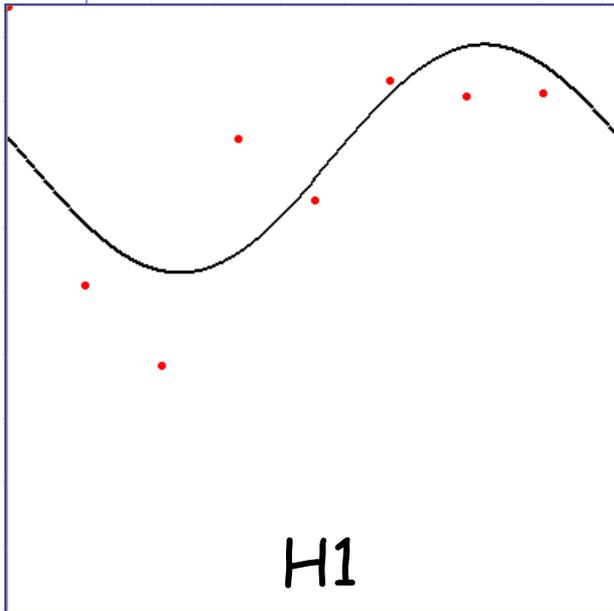
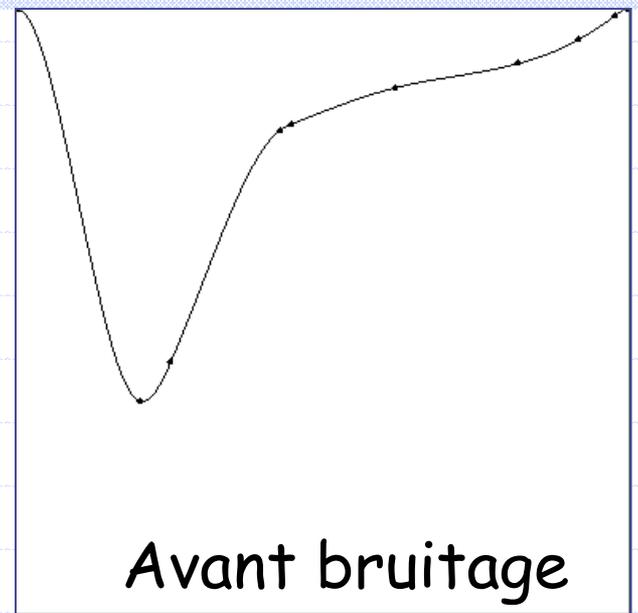


Etalon or pour le suivi de FEVG

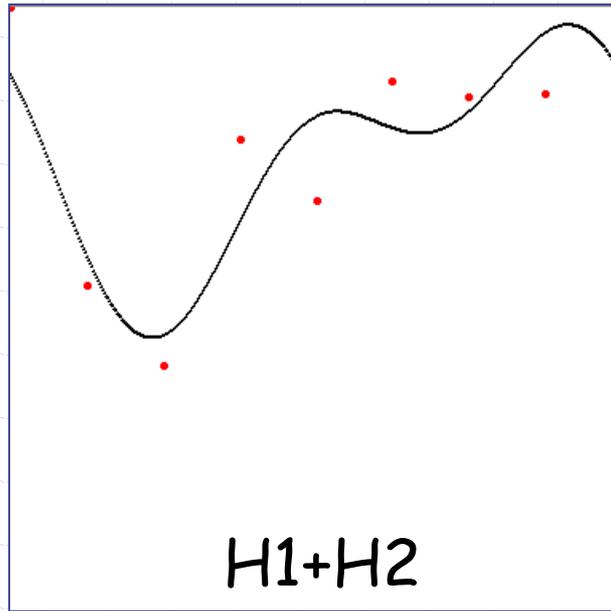
- Simple et automatique : H1 en OAG
- Variabilité inter-op. = 2-3%
- Analyse sectorielle possible

Multi-harmoniques

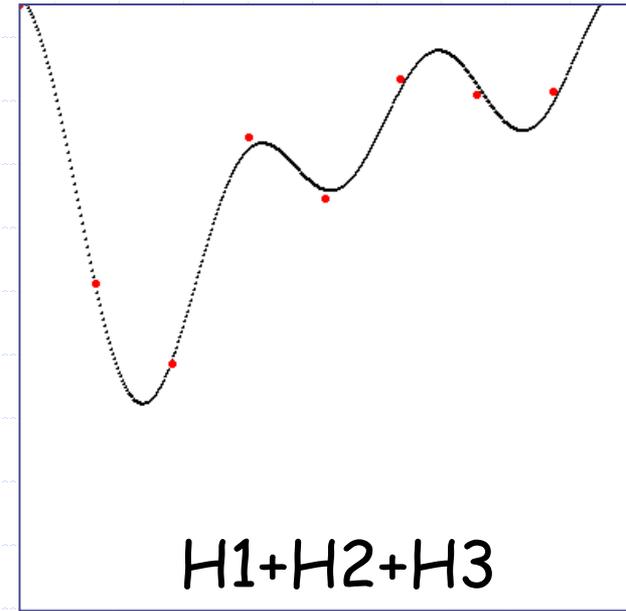
$$s(t) = A_0 + \sum_{k=1}^N A_k \cos[(k\omega_0)t + \varphi_k]$$



$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega_0 t + \varphi_1)$$



$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega_0 t + \varphi_1) + A_2 \cos(2\omega_0 t + \varphi_2)$$

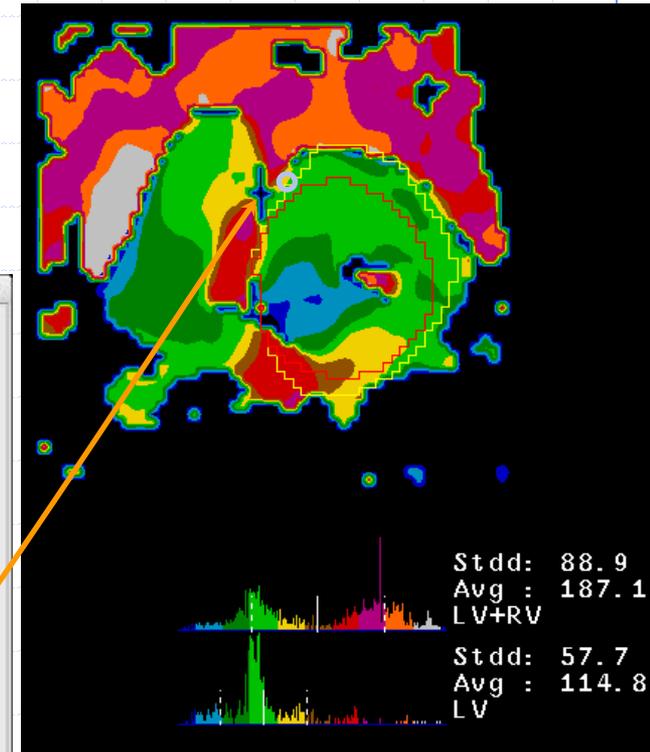
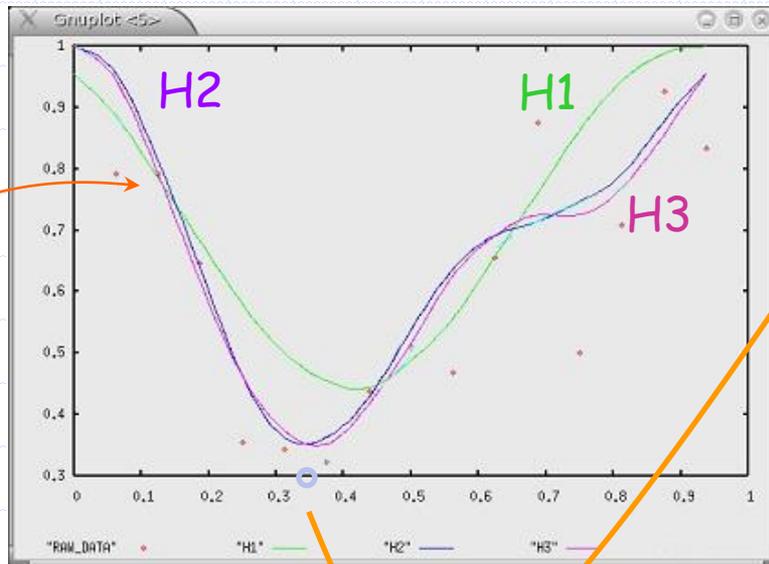
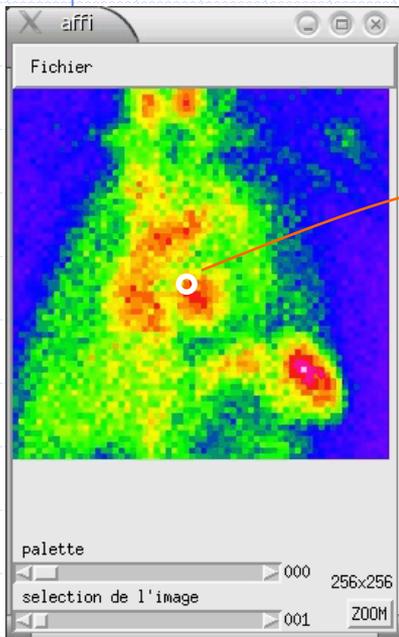


$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega_0 t + \varphi_1) + A_2 \cos(2\omega_0 t + \varphi_2) + A_3 \cos(3\omega_0 t + \varphi_3)$$

Analyse multi-harmonique

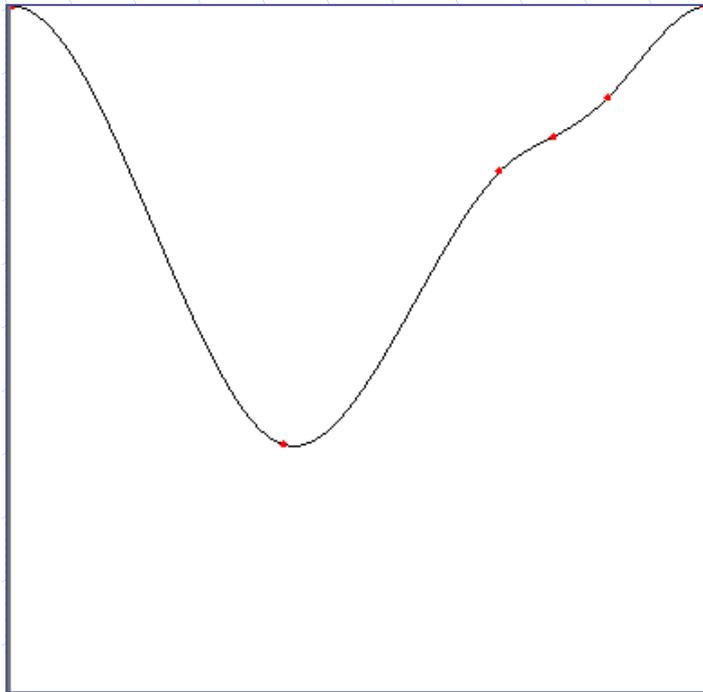
Rythmologie :

- ◆ Analyse locales et mesure de σ_{TES}
- ◆ Pb : Superposition \Rightarrow OAG, OAD, PG
- ◆ Pb : bruit \Rightarrow \uparrow stat, H3 et filtrages...

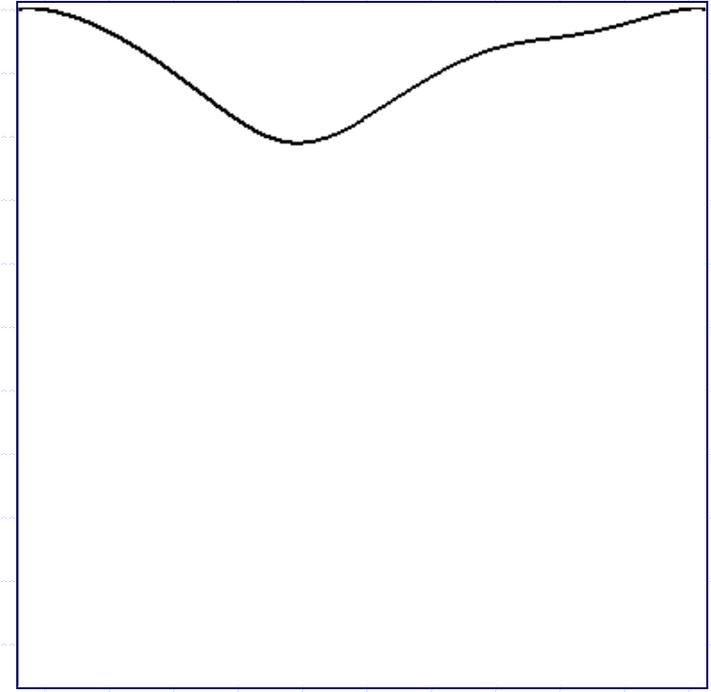
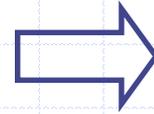


(Le Guludec, JACC 95)

Ajustement de CTA en amplitude

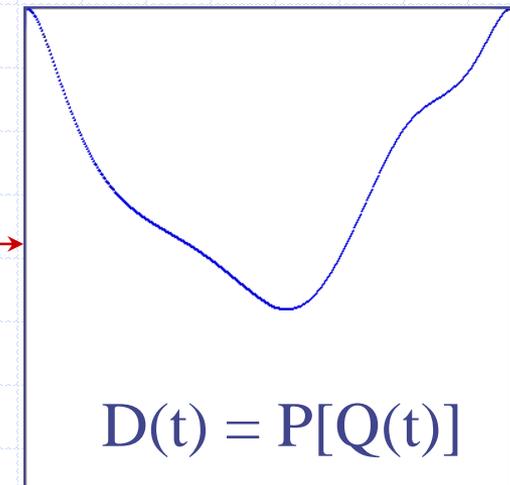
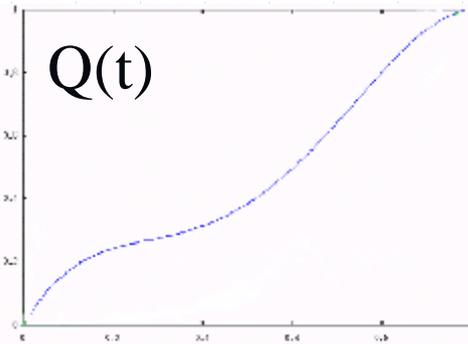
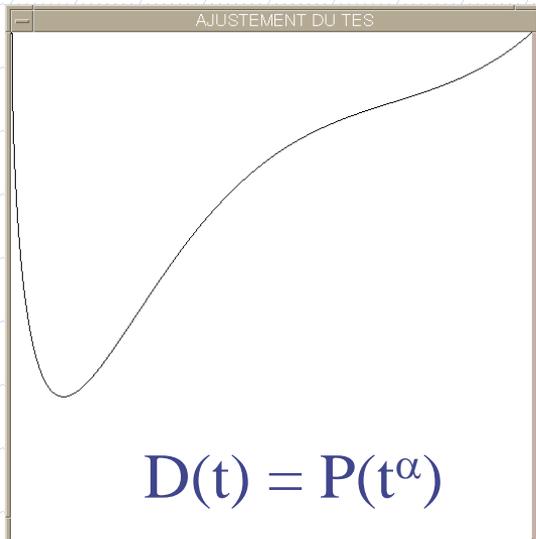
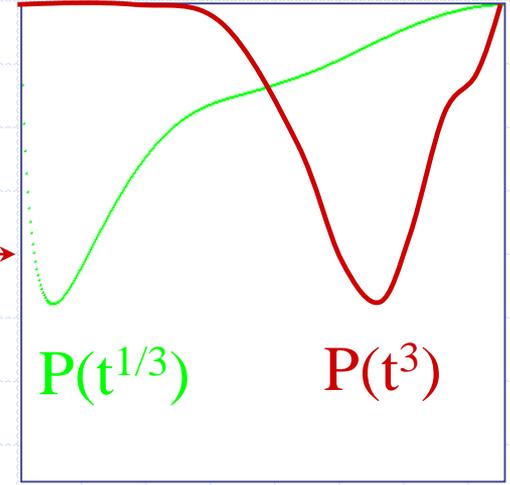
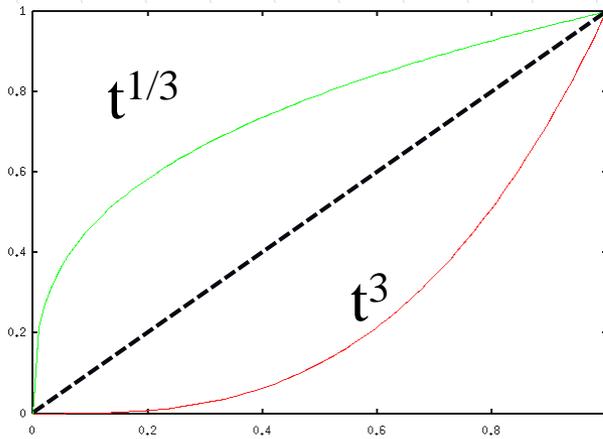
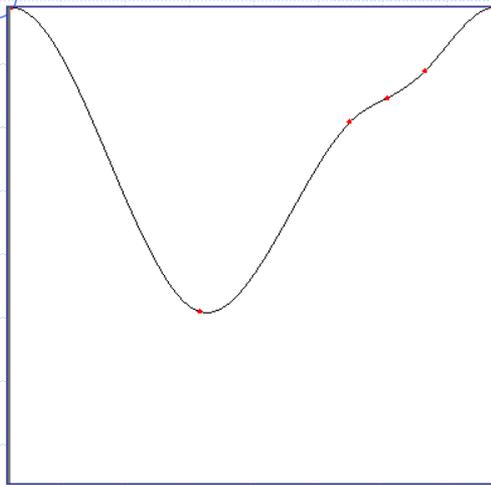


$P(t)$

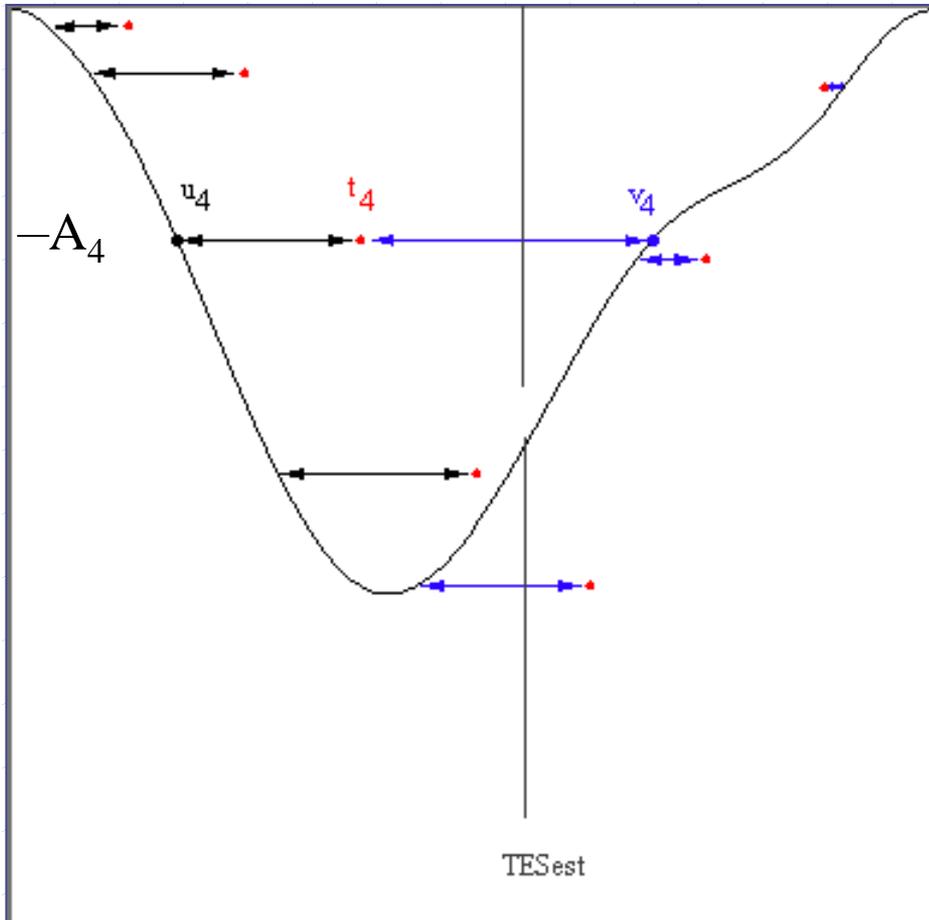


$D(t) = P(t)^\beta$

Ajustement de CTA en temps



Restauration du signal

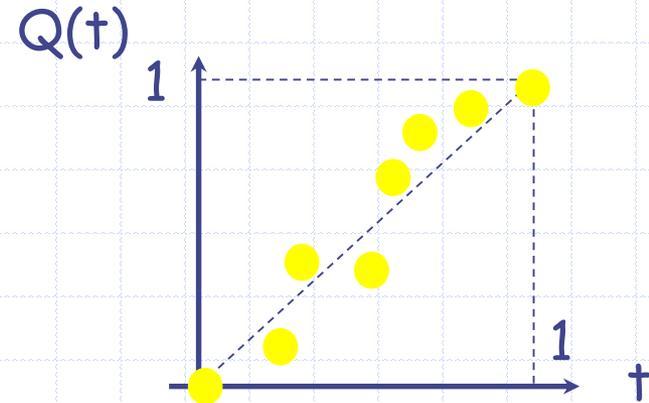


Acquisition bruitée (t_4, A_4)

$$A_4 = P(u_4)$$

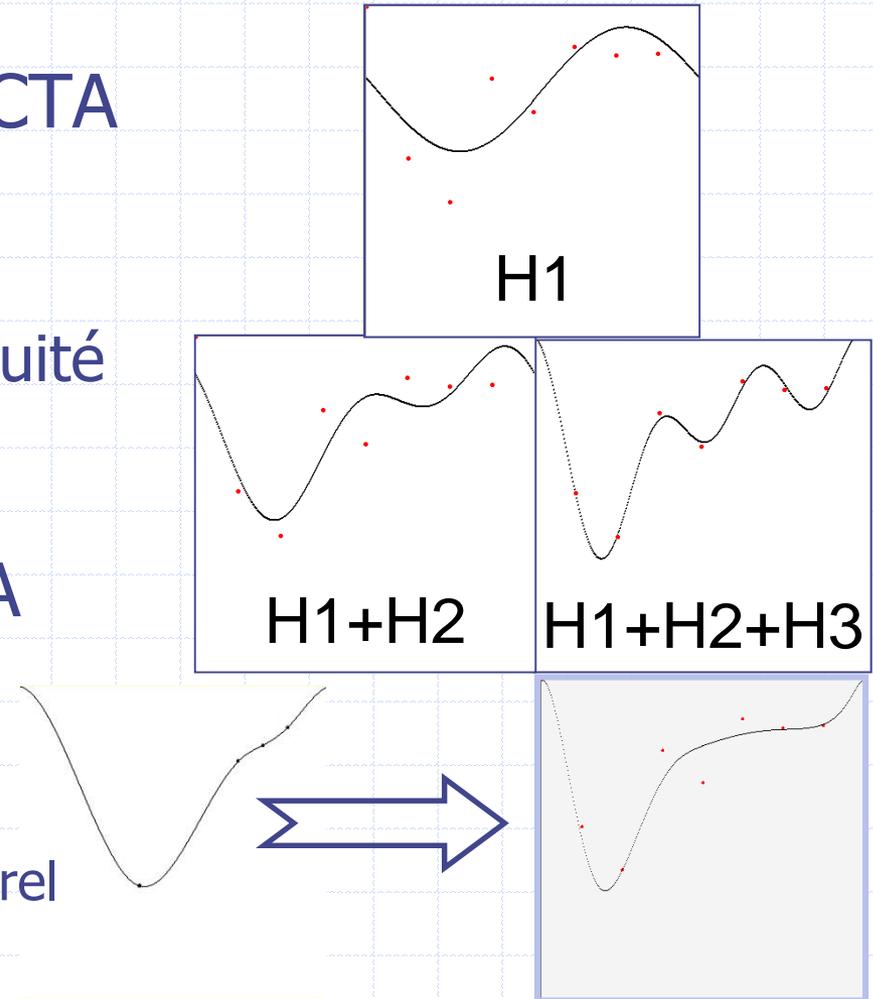
$$A_4 = D(t_4) = P[Q(t_4)]$$

$$Q(t_4) = u_4$$



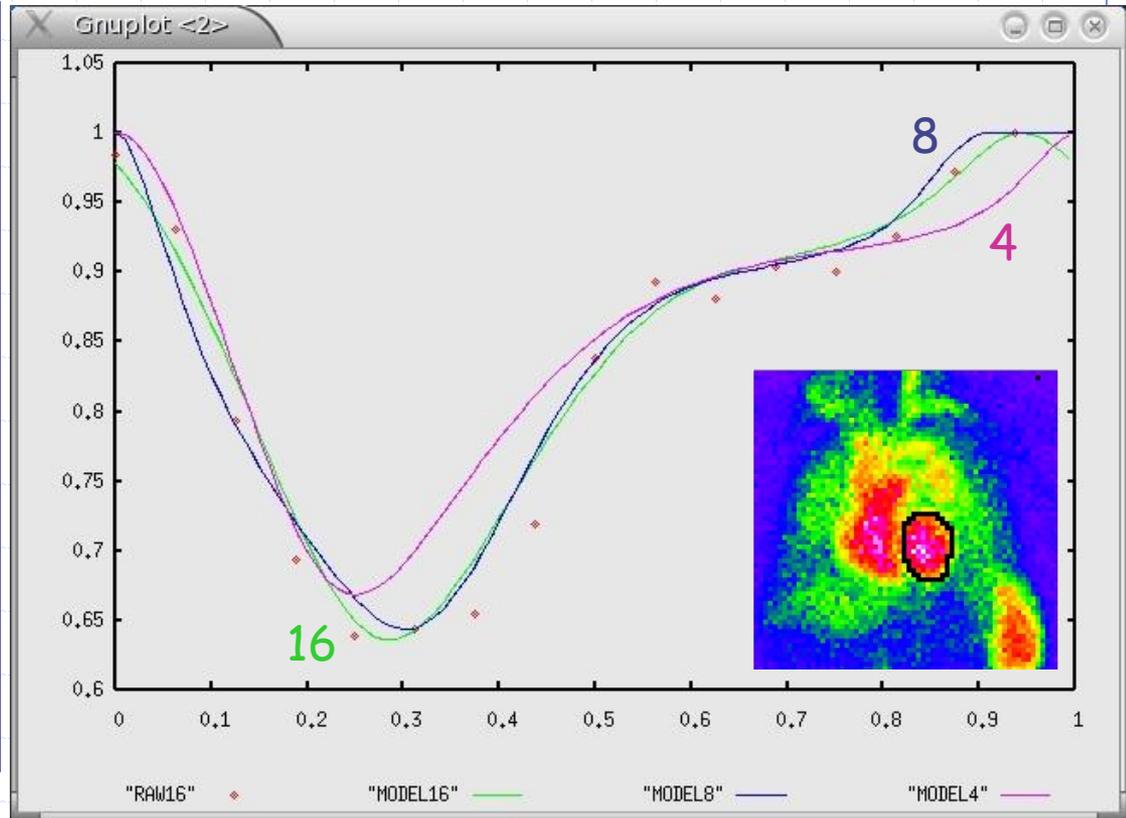
Résultats

- Filtrage linéaire de la CTA
 - H1 : imprécis
 - Multi-harmoniques : bruité
- Modélisation de la CTA
 - contraint
 - peu sensible au bruit
 - peu sensible à la l'échantillonnage temporel



Sensibilité à l'échantillonnage

Erreur 16 ➤ 8	20 %	65 %
TES (ms)	3	6
FE (%)	0.3	2.9
PVM (ATD/s)	0.06	0.3
PEM (ATD/s)	0.04	0.19

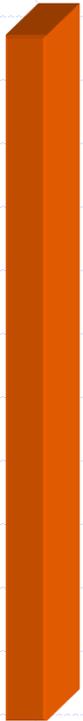
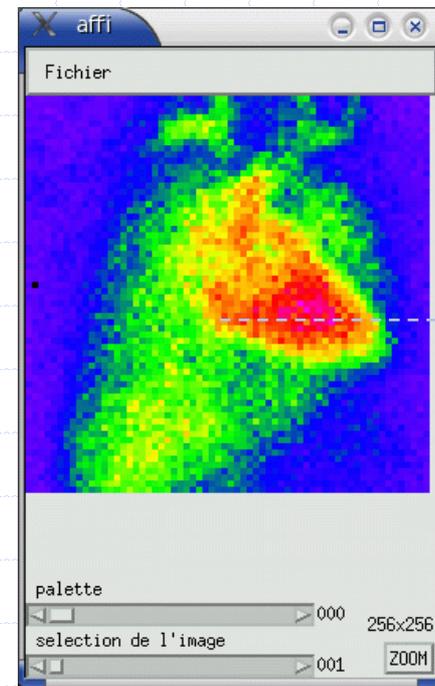
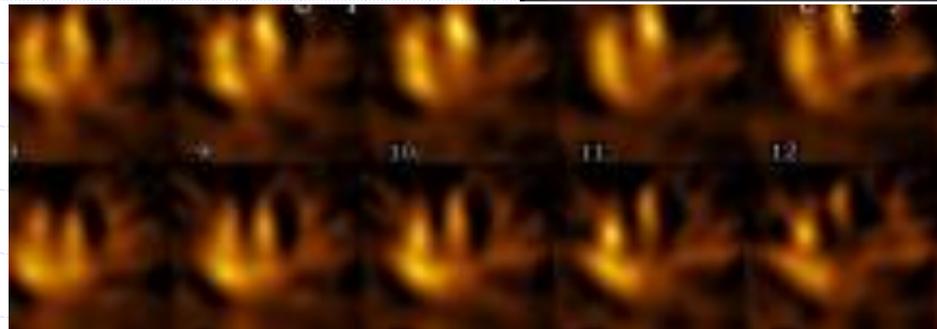
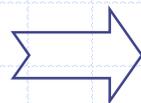
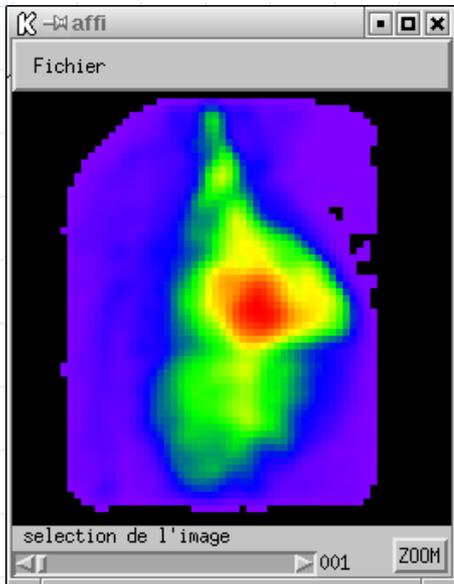


Limites de la ventriculographie 2D

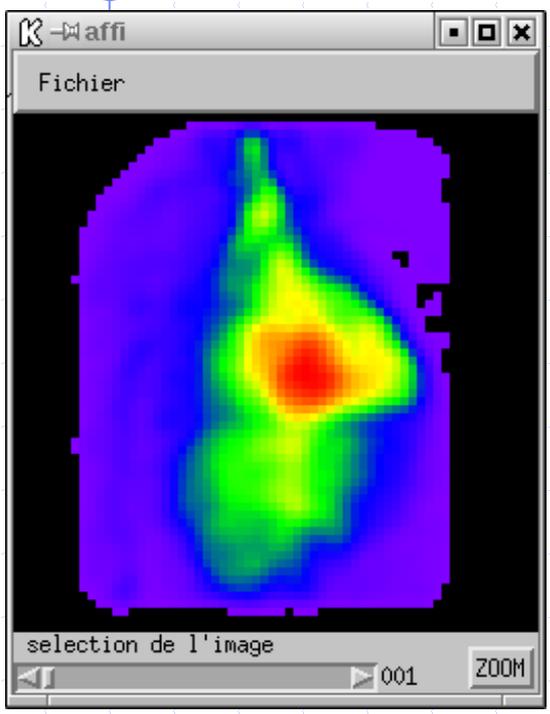
Superposition des plans :

- FEVD planaire au 1^o passage, Pb bolus
- FEVG planaire sous estimée
- Ni volumes ni débits ?

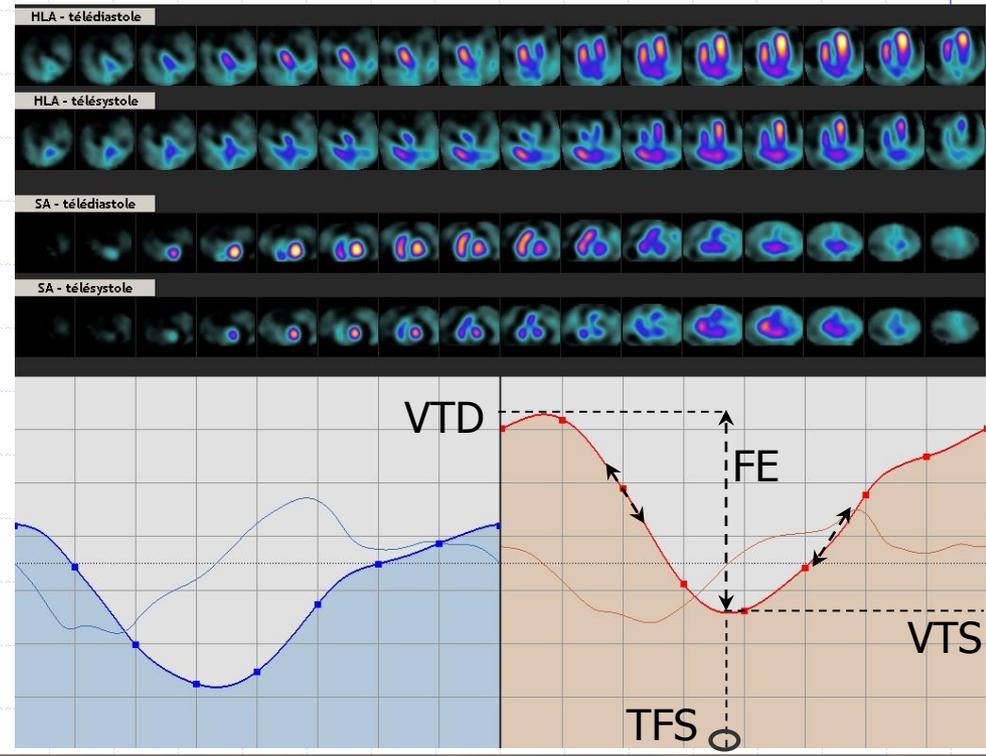
↪ **Mode tomographique:**
QBS, BP-SPECT,
QBE, TOMPOOL...



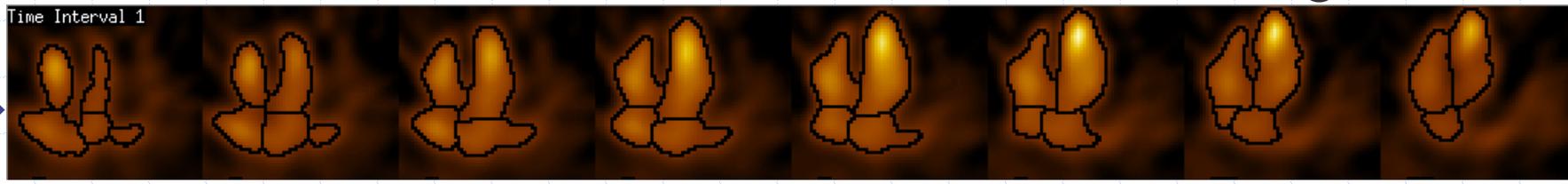
Tomo-ventriculographie (TMUGA)



ANALYSE
CTA



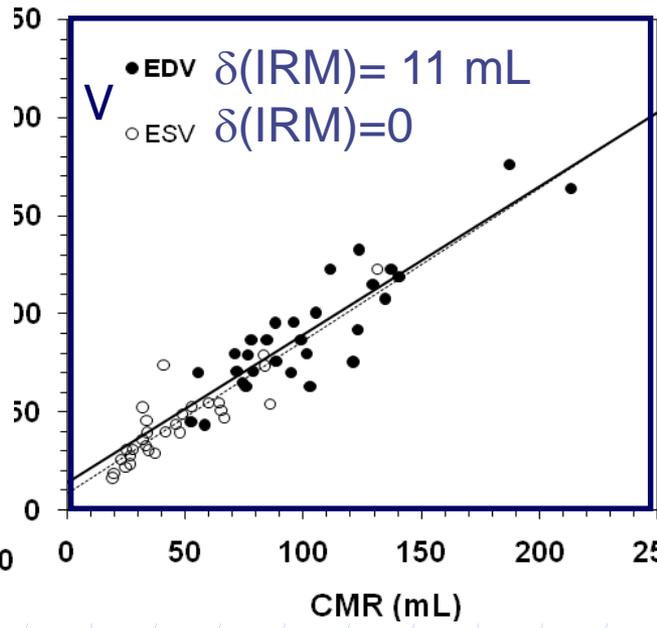
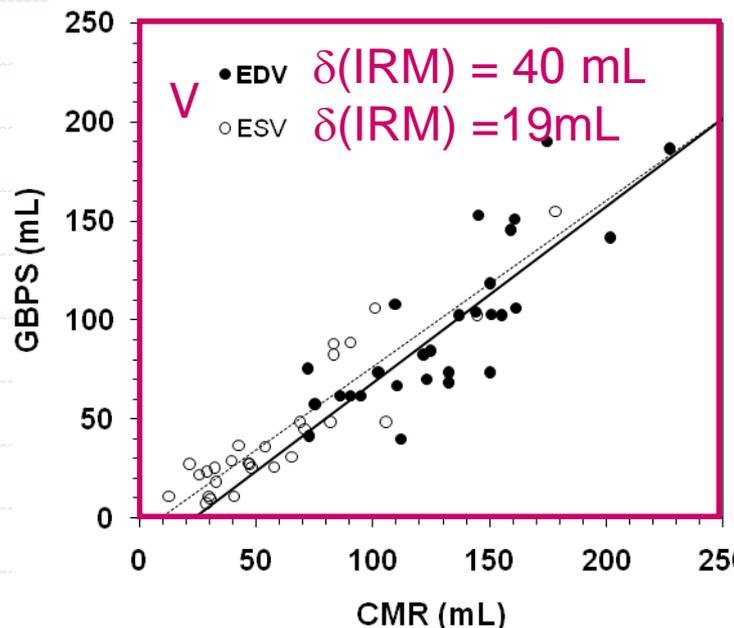
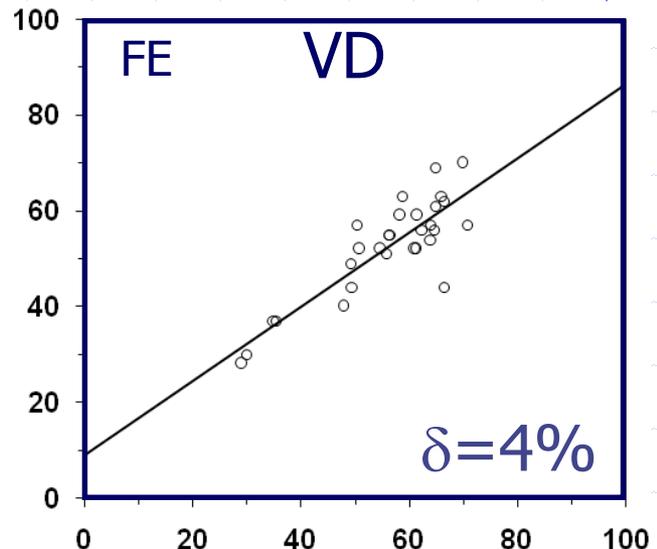
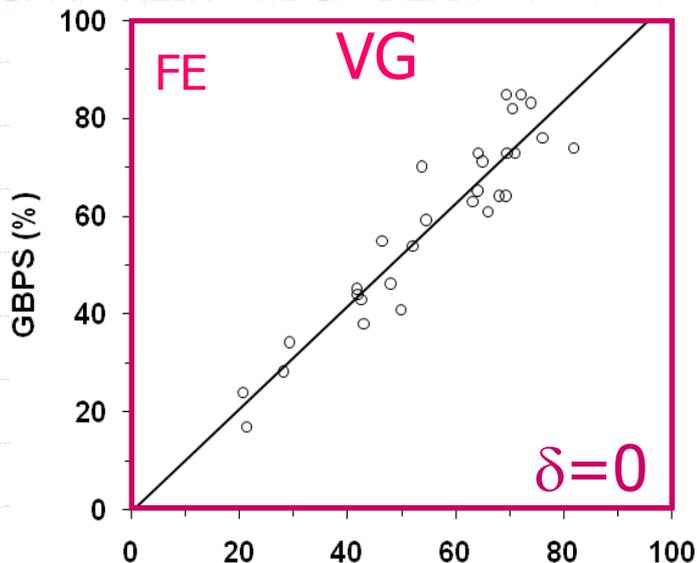
LPE



2 logiciels disponibles: GBPS® et TOMPOOL®

Validation

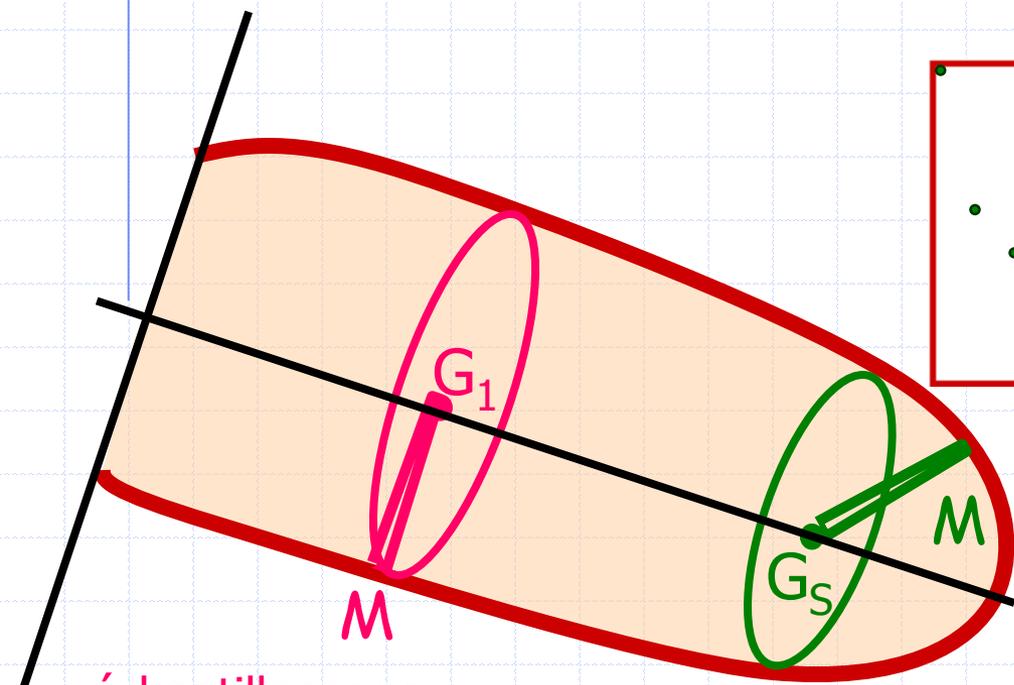
TVI (tompool®) versus IRM



VES(G-D): 9 ± 14 (TVI) versus 18 ± 13 (IRM)

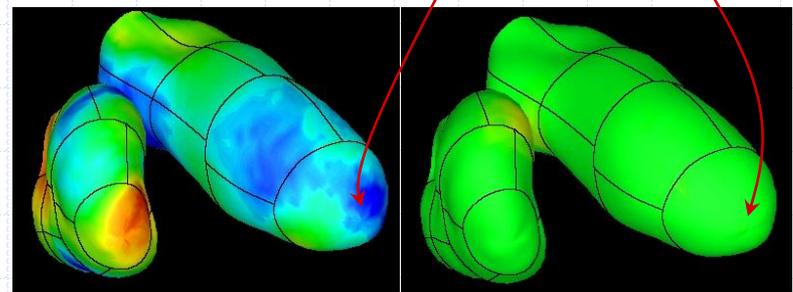
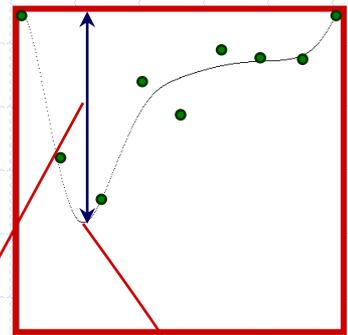
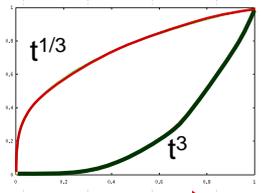
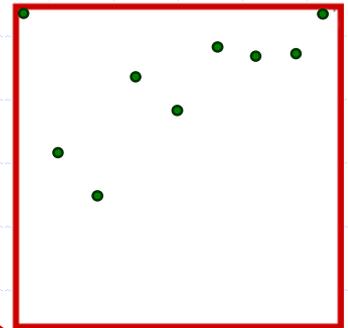
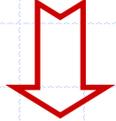
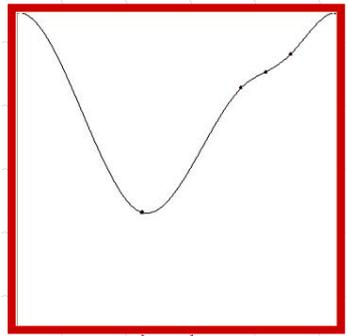
Analyse locale

(Tompool®)

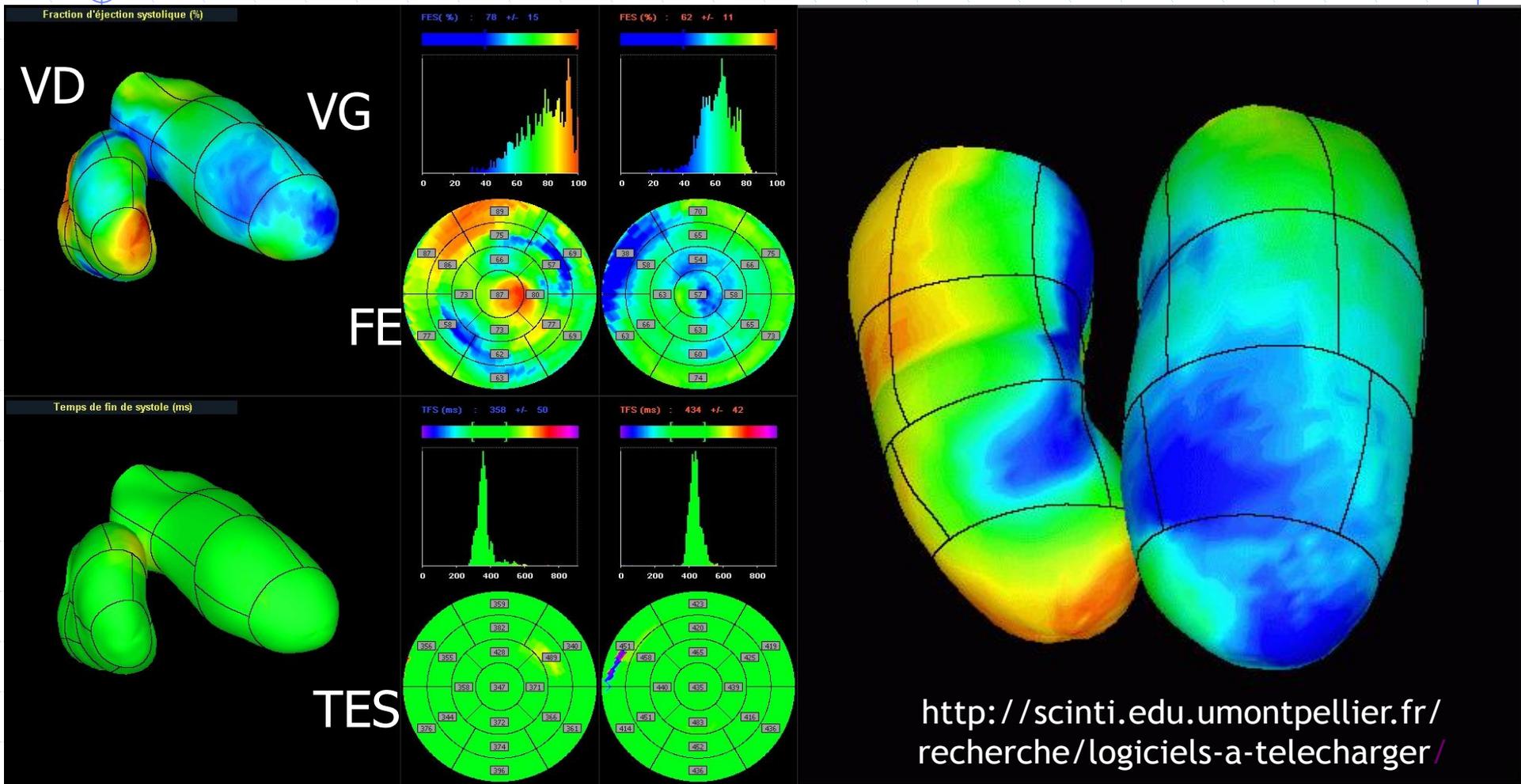


échantillonnage cylindrique

échantillonnage sphérique : apex

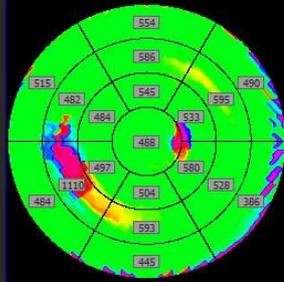
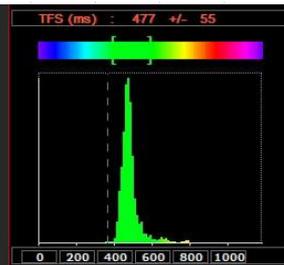
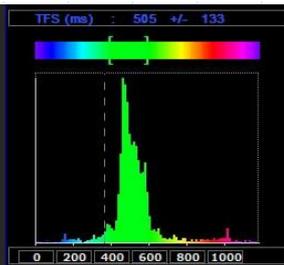
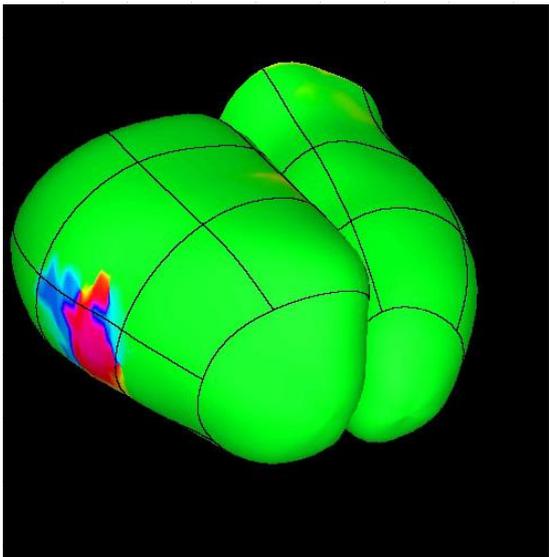
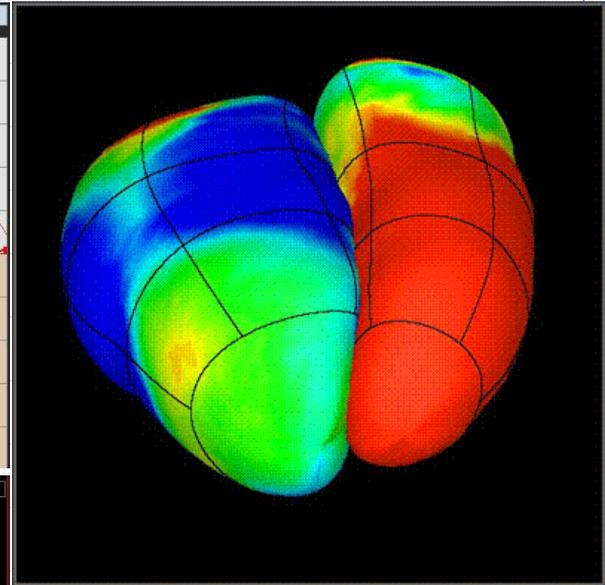
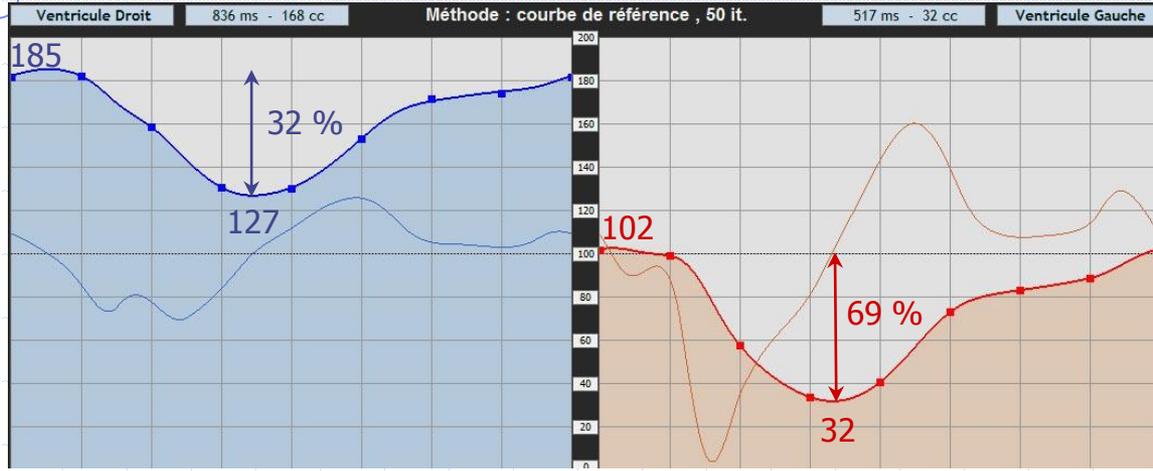


Analyse 3D de CTA locales



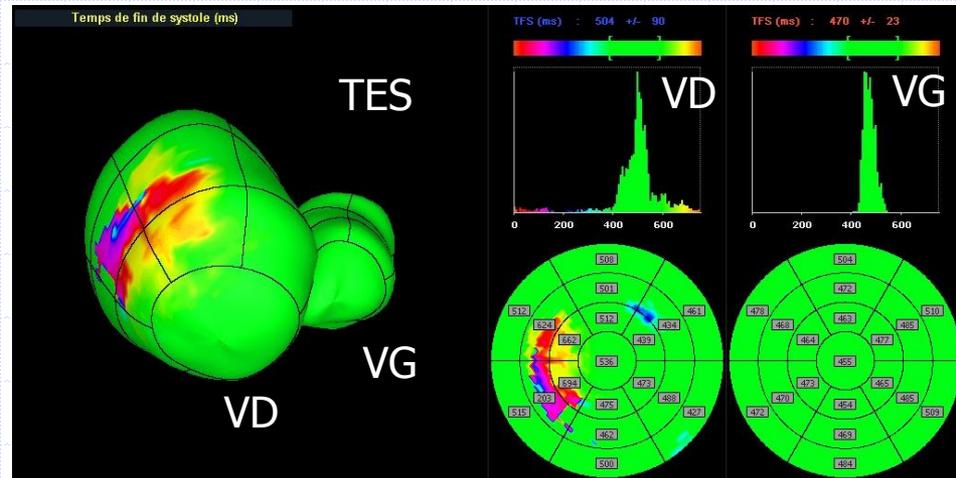
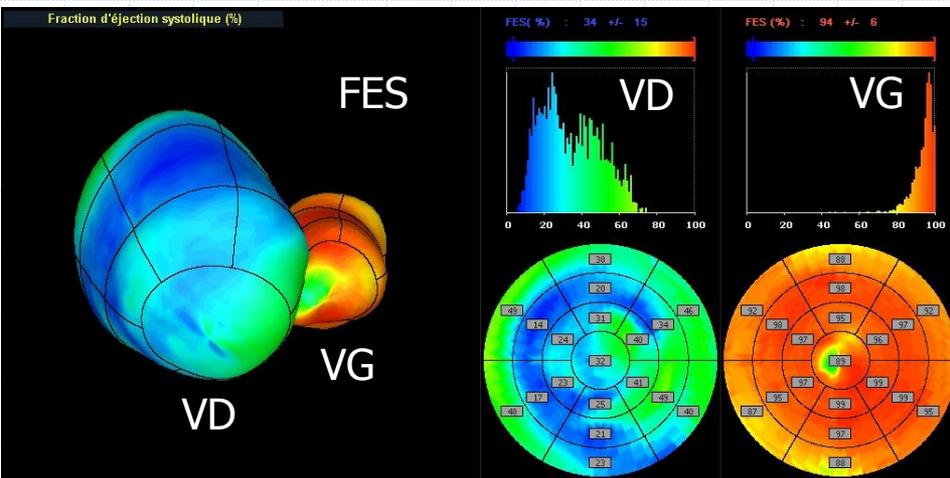
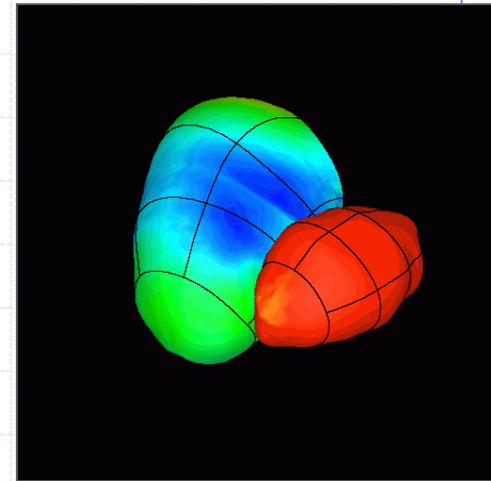
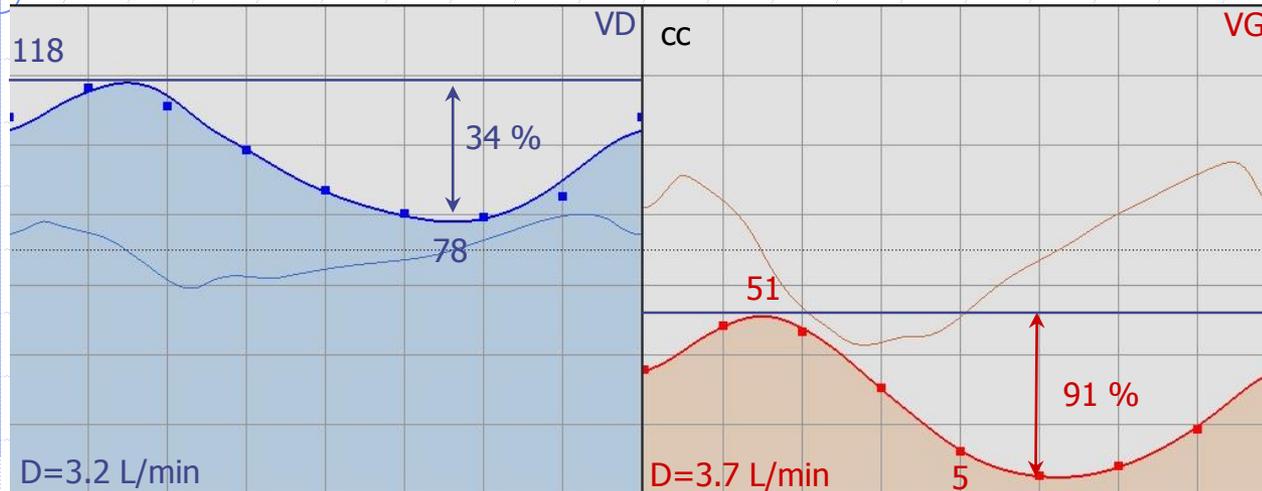
Applications: IVG, IVD, HTAP, DVDA, DYSKINESIES, HYPOKINESIES...

Ex: DYSPLASIE ARYTHMOGENE VD



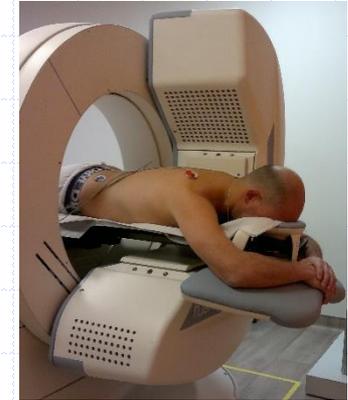
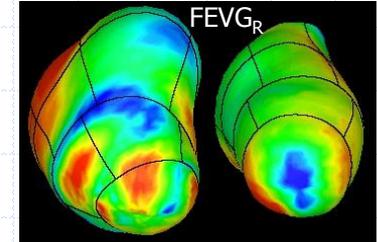
DVDA locales:
 $\sigma_{TES} > 80 \text{ ms}$
 Se = VPN = 100%
 Sp = VPP = 80%

Ex: HTAP

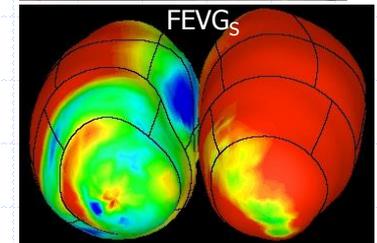


Ex: RESERVE SYSTOLIQUE VG

fc = 88/min FED=71% (VTS=16 cc) FEG = 66% (VTS =18 cc)

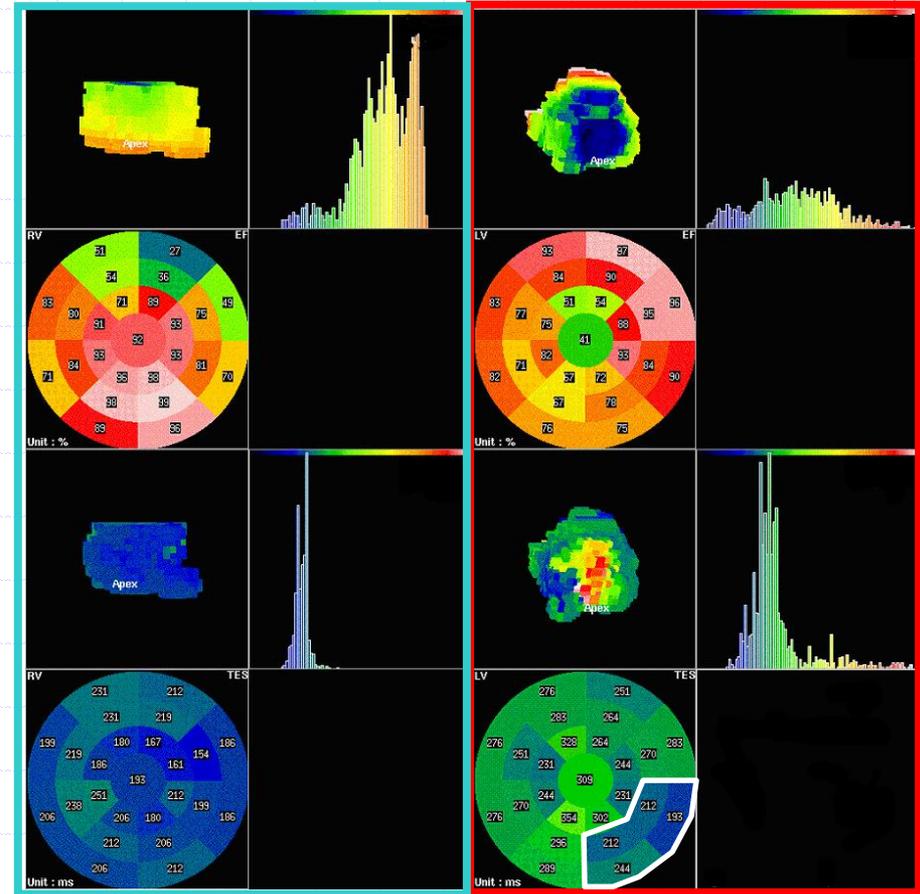
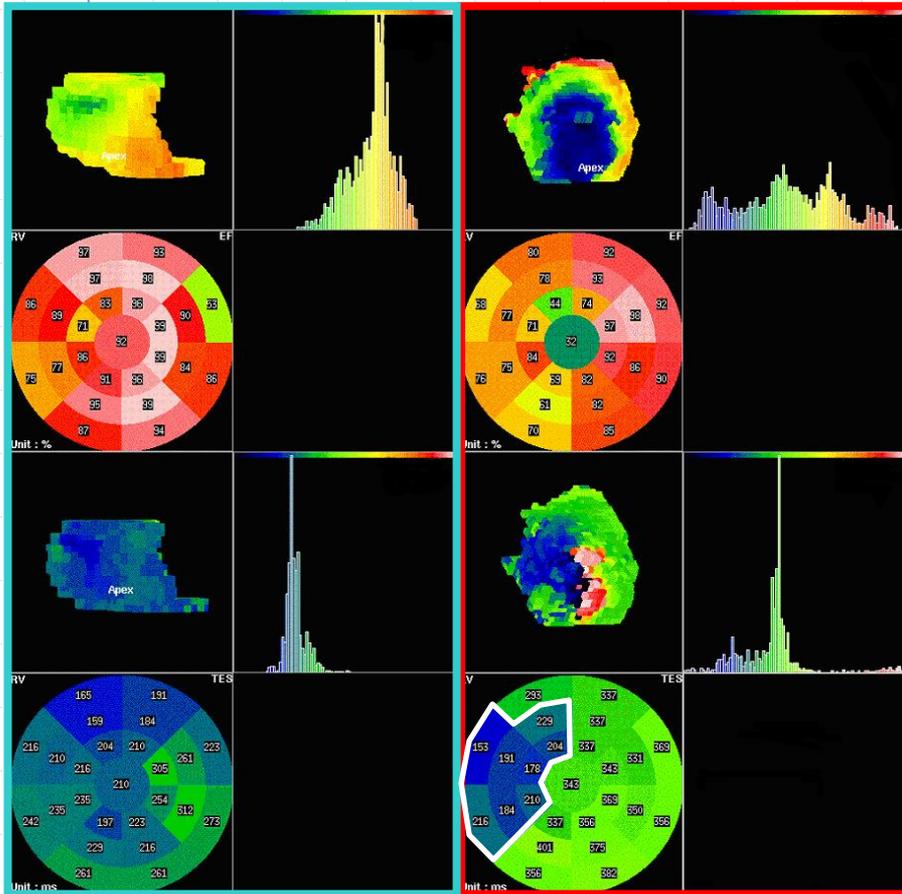


fc = 116/min FED=75% (VTS=13 cc) FEG = 85% (VTS =7 cc)



Bilans préopératoires de scolioses dans la myopathie de Duchenne

Stimulation VG: DIV , Δt , σ_{TES} ...



Non stimulé

Stimulé

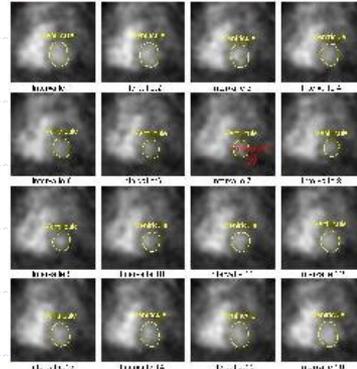
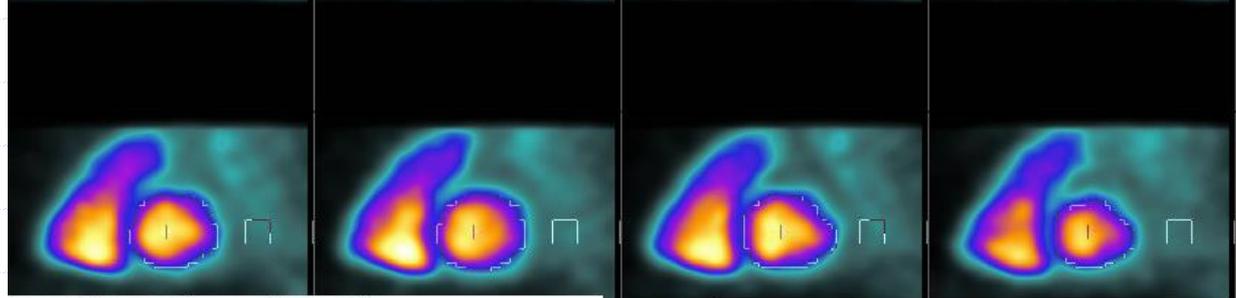
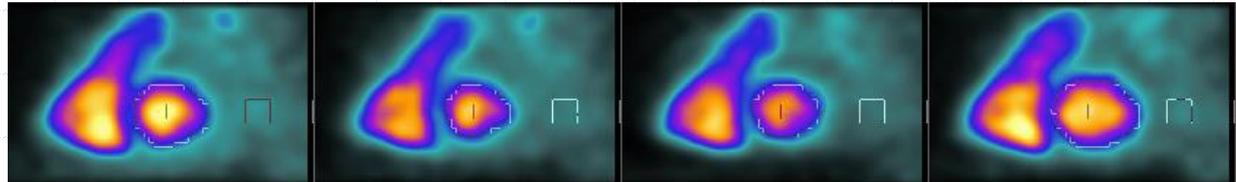
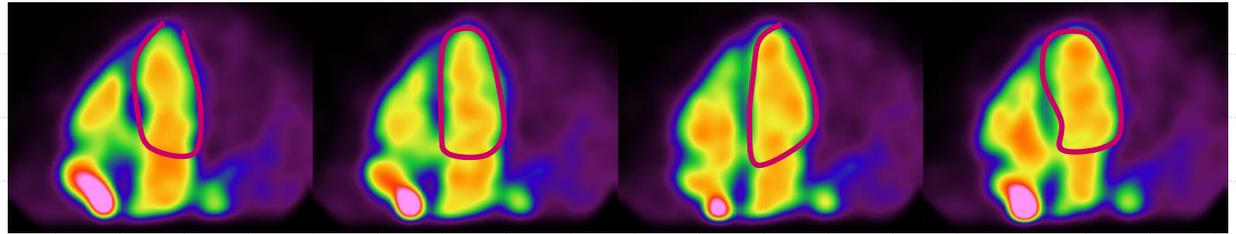
RECONSTRUCTION PMUGA EN TEP

Suivi chimiothérapie:

TEP FDG
1'-2' post IV

Segmentation VG
par tompool

Projection → PMUGA



Fraction d'éjection % = 64,9



Travail en cours, F Ben Bouallègue, Montpellier

VENTRICULOGRAPHIE

- Décomposition harmonique du signal
 - $s(t) \approx A_0 + A_1 \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi_1) + A_2 \cdot \cos(2\omega_0 t + \varphi_2) + A_3 \cdot \cos(3\omega_0 t + \varphi_3) + \dots$
 - Équivalente à un filtre passe-bas
 - H1 : fit cosinus : Amplitude \rightarrow hypokinésie (FE)
 - H1 : Phase \rightarrow dyskinésie (TES)
- d'autres fits sont possibles, moins sensibles à f_e
- PMUGA \rightarrow reproductibilité FE VG (mais sous estimée)
- TMUGA* \rightarrow fonctions VG et VD, volumes, débits.

③ IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE MYOCARDIQUE

Quantification de la perfusion coronaire

- ✓ subjective, Myoquant, Perfit, Cequal, QPS...

Analyse de la fonction ventriculaire G.

- ✓ épaisseur systolique, cinétique, FE

Objectifs

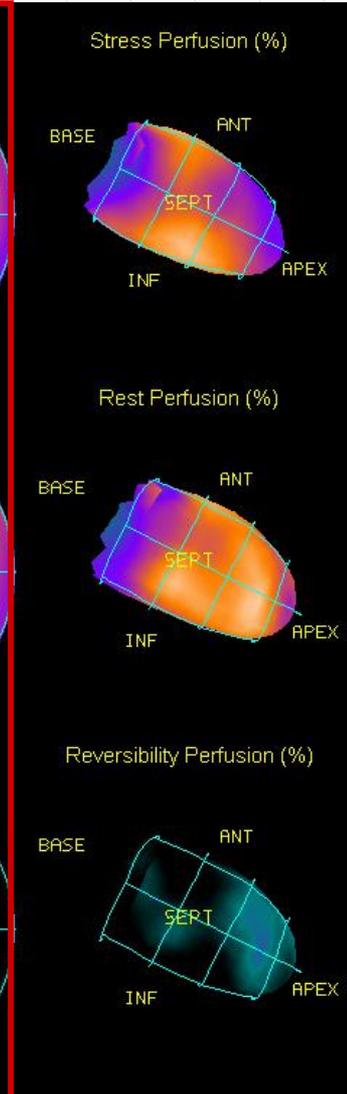
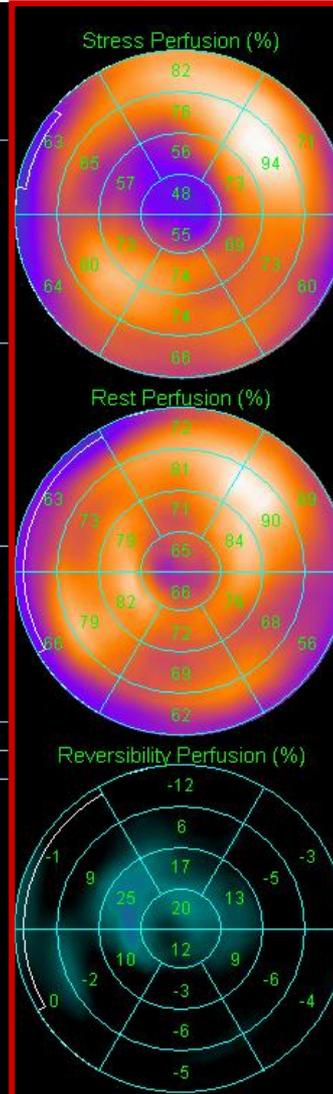
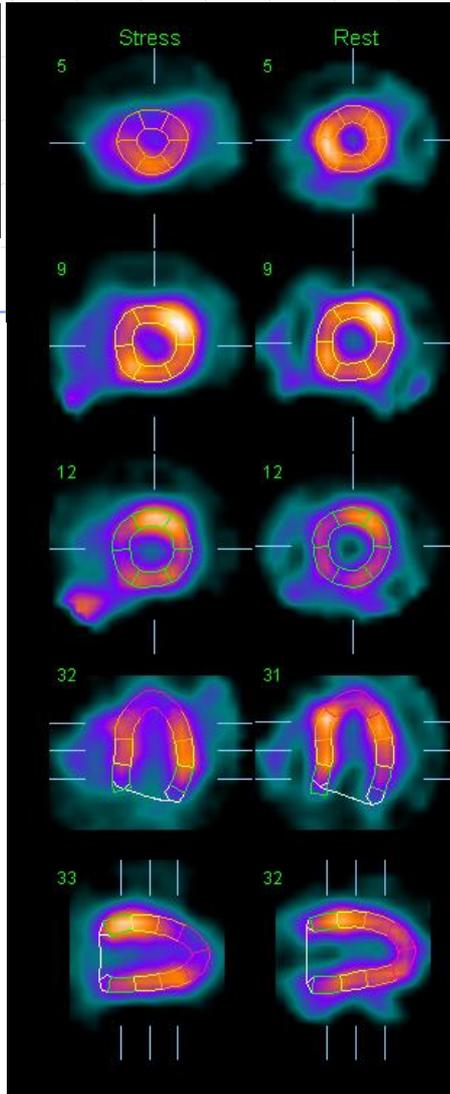


Reproductibilité

Comparaisons
effort - repos
avec BDD
normale

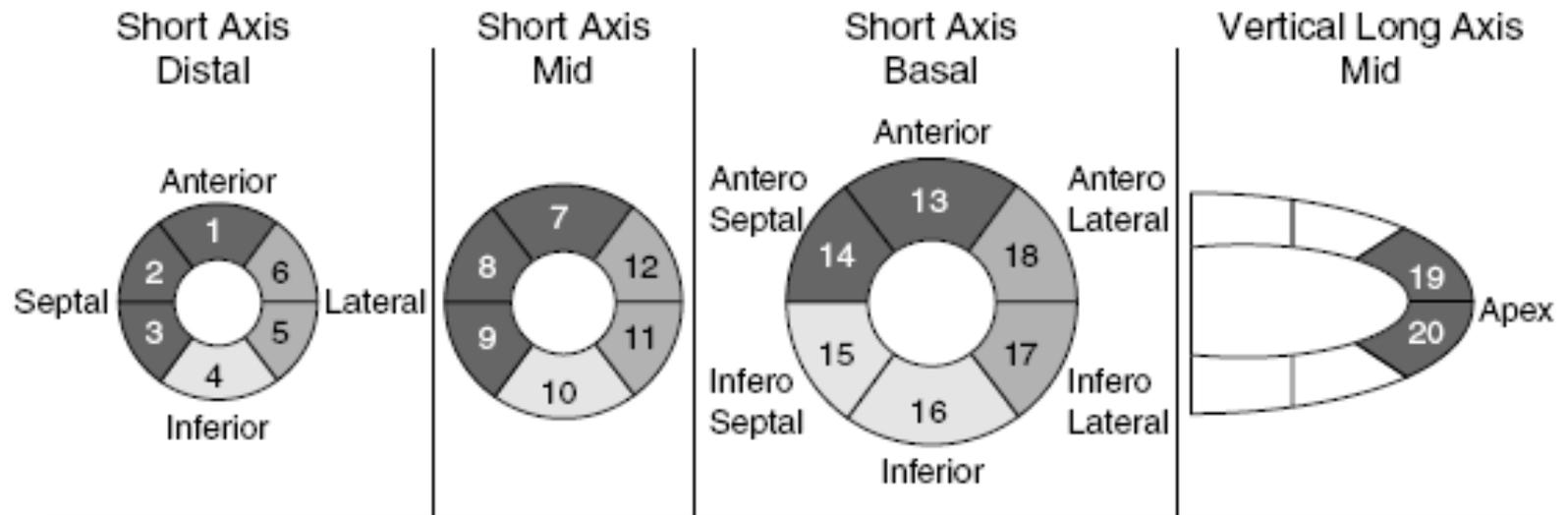
pronostique

→ fonction



SSS	11	SR8	0	SD8	11
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	STRESS_FBPC				
Date					
Volume	52ml				
Area	103cm ²				
Defect	17cm ²				
Extent	17%				
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	REST_FBPC				
Date					
Volume	57ml				
Area	104cm ²				
Defect	1cm ²				
Extent	1%				
Reu	Auto 0 - Grid Accept Reject				

Evaluation subjective: 20 segments

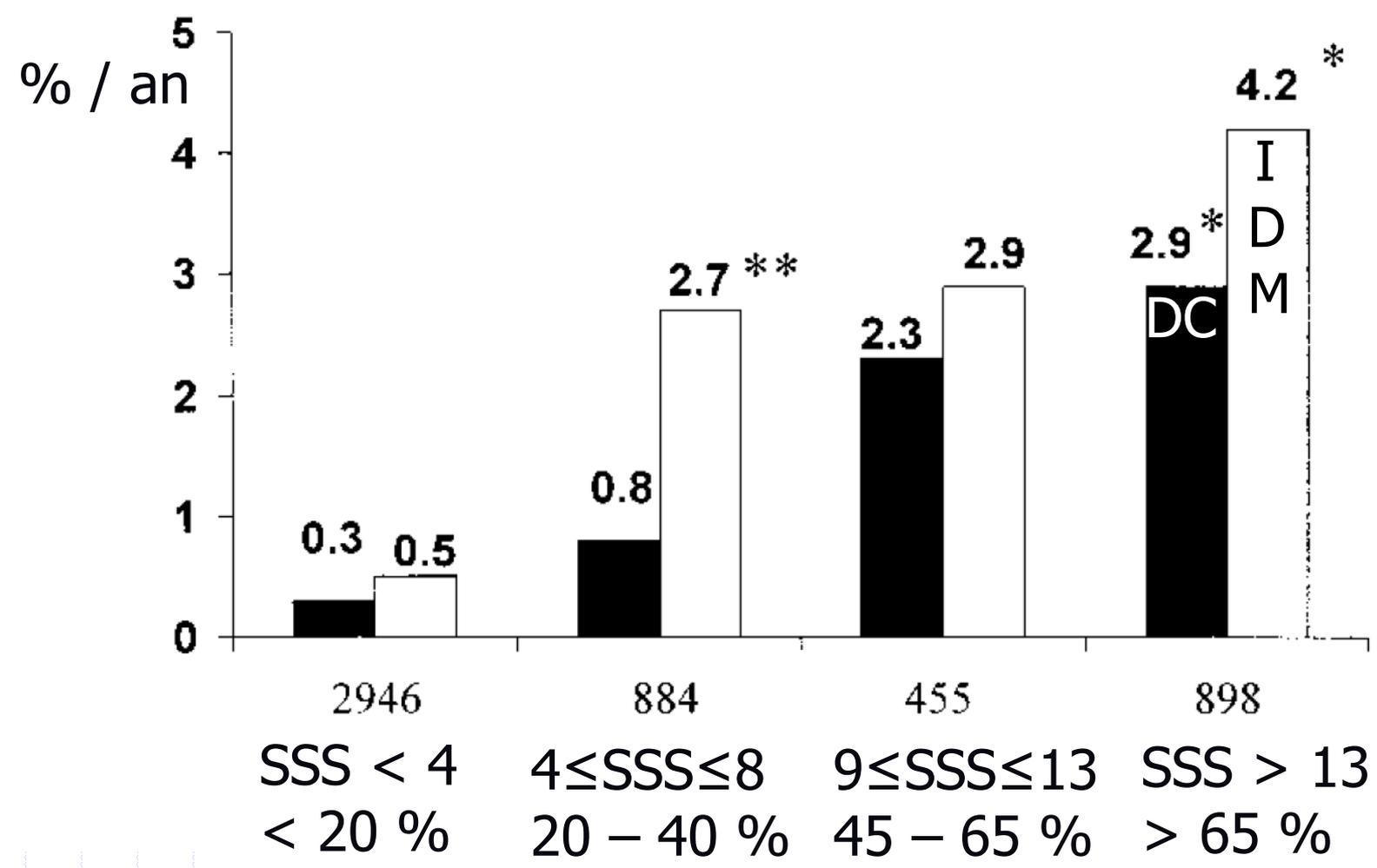


- 0 = Normal
- 1 = Slight reduction of uptake
- 2 = Moderate reduction of uptake
- 3 = Severe reduction of uptake
- 4 = Absent radioactive uptake

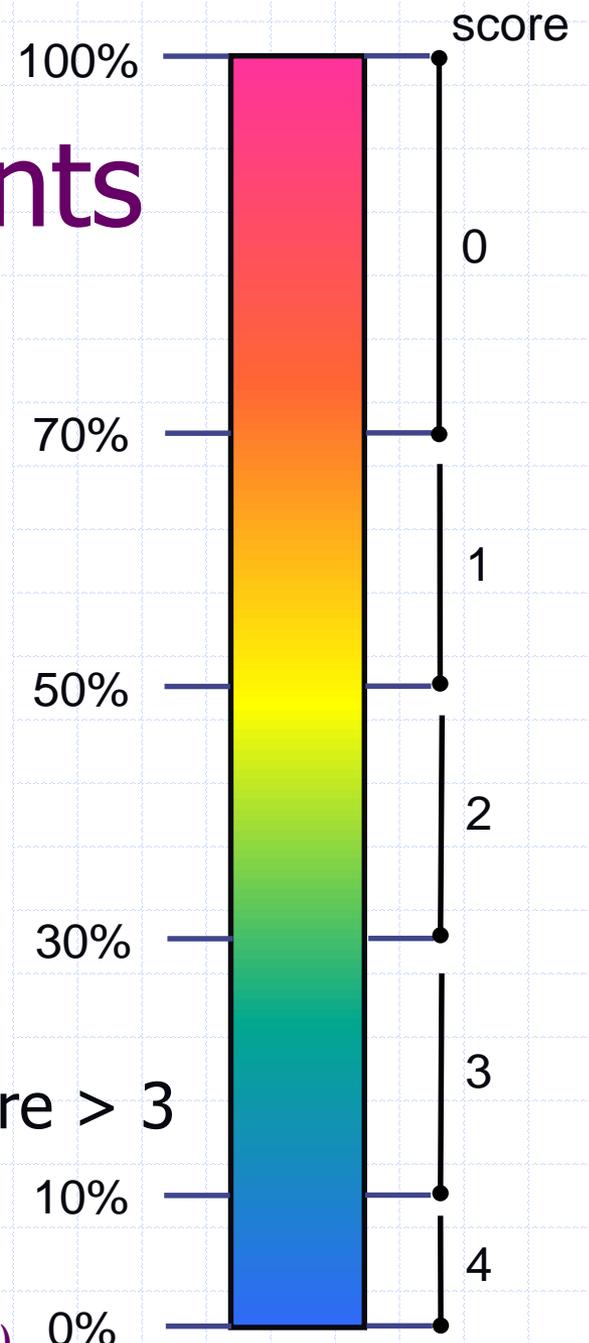
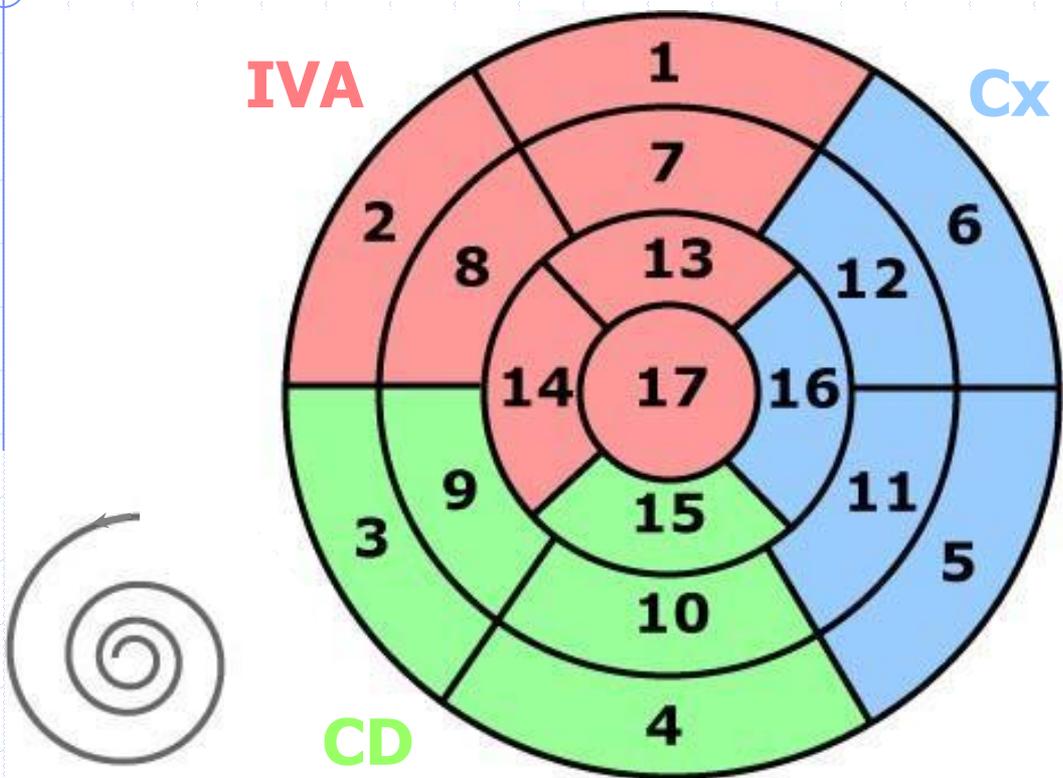
LAD
 LCX
 RCA

Un segment \approx 5% du VG

Quantification → Pronostic



Standard à 17 segments



hypo-perfusion si score > 3

☺ diagnostic/pronostic, idem en écho

☹ reproductibilité

Nombreux algorithmes fondés sur :

- Segmentation de l'activité myocardique
- Maxima des profils d'activité (coupes SA ou 3D)
- Estimation des surfaces endo et épocardiques
- Estimation des volumes ventriculaires
- Estimation de la cinétique segmentaire

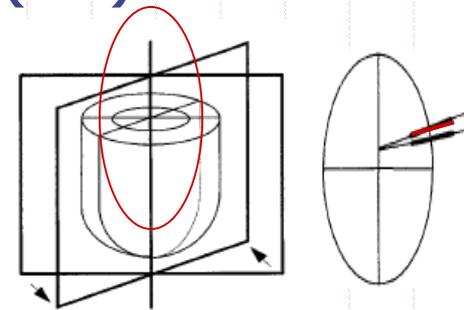
- Génération de cartes polaires (bullseye)
- Génération de cartes normales moyennes
- Détection des anomalies d'un patient donné
 - Étendue = % pixels anormaux
 - Sévérité = Σ nombre de σ sous la moyenne

De nombreux programmes...

- **PERFIT** : approche 3D avec 2 recalages
 - (T,H) sur axes d'inertie
 - SIMPLEX sur somme différences des voxels à une BDD

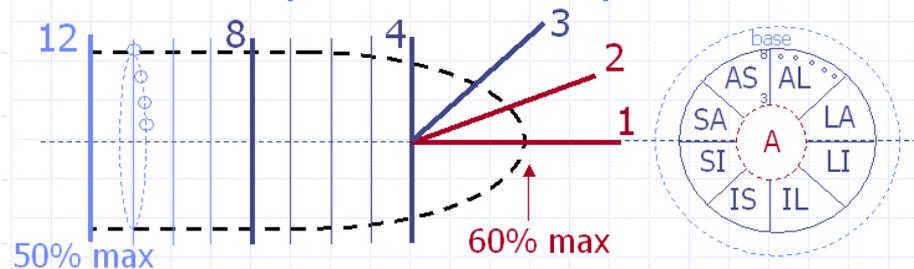
- **MYOQUANT** : sur coupes grand axe (LA)

- Somme LA \rightarrow maxima \rightarrow ellipse
- Σ maxi sur segment de 5 pixels



- **CEQUAL** sur coupes petit axe (SA)

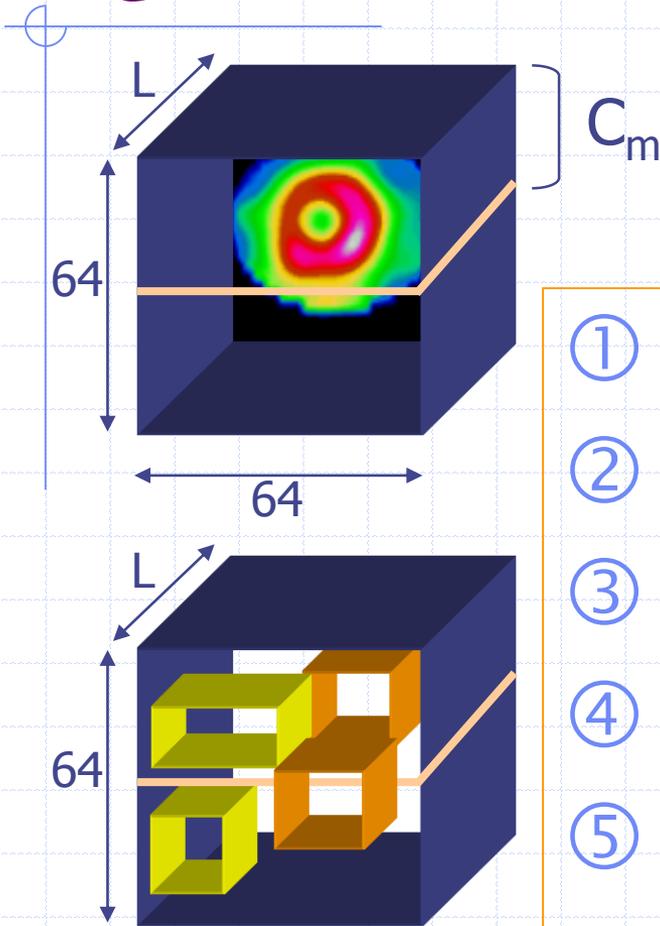
- Profils circonférenciels d'activité max,
- Regroupement par zones et comparaison des profils à une BDD



QPS[®], étude détaillée car :

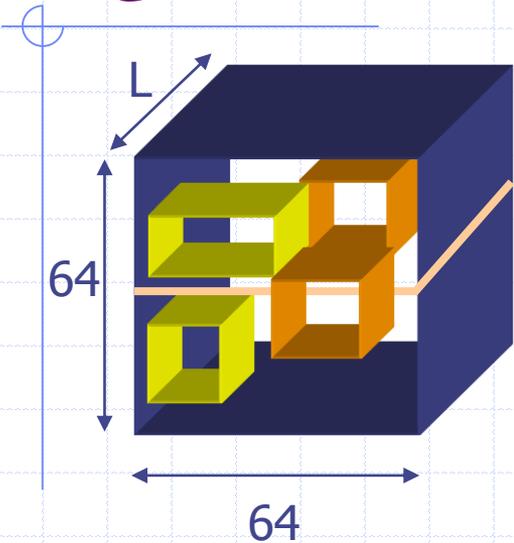
- relativement empirique, mais...
- très utilisée pour la quantification de la perfusion myocardique
- interfacée comme première étape à une analyse de la fonction VG :
 - volumes ventriculaires
 - mouvement pariétal et épaissement
 - fraction d'éjection

QPS[®] : binarisation (données non synchronisées)



- ① ? maximum $C_m \Rightarrow S = C_m / 2$
- ② $C < S \Rightarrow C \leftarrow 0$, sinon $C \leftarrow 1$
- ③ amas $< 50 \text{ mL} \leftarrow 0$
- ④ rectangle (l, l') min \supset amas
- ⑤ ? Nombre d'amas = N_a

QPS[®] : activité extra-cardiaque



Masque
du VG

$N_a = 1$ et $||-l' || < 1$ cm

vrai faux

$||-l' || > 1$ cm

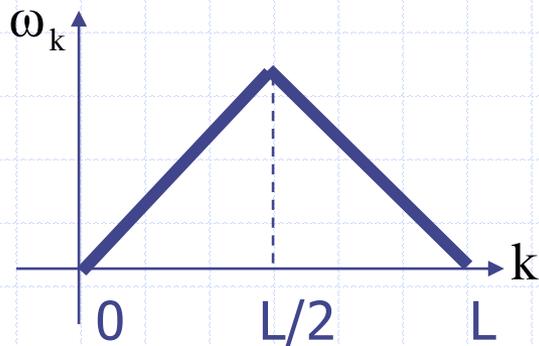
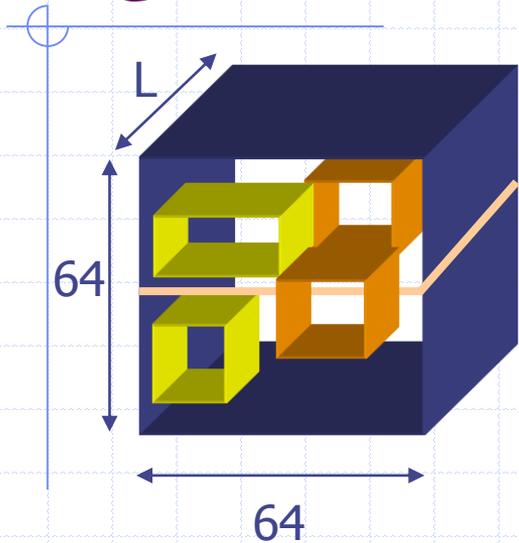
vrai faux

$S \leftarrow S + 5\% \Rightarrow$ fragmentation
 2 plus gros amas : foie et VG
 VG \in 1/4 supérieur G
 + couches tant que $S < C_{max}/2$
 (si $||-l' || < 1$ cm et pas re-connexion)

VG
 \in 1/4
 Sup. G

QPS[®] : en cas d'échec...

Pas d'amas, foie mal positionné, $VG > 1L$



① Somme pondérée des coupes SA

$$S(i, j) = \sum_{k=1}^L \omega_k \cdot SA(i, j, k)$$

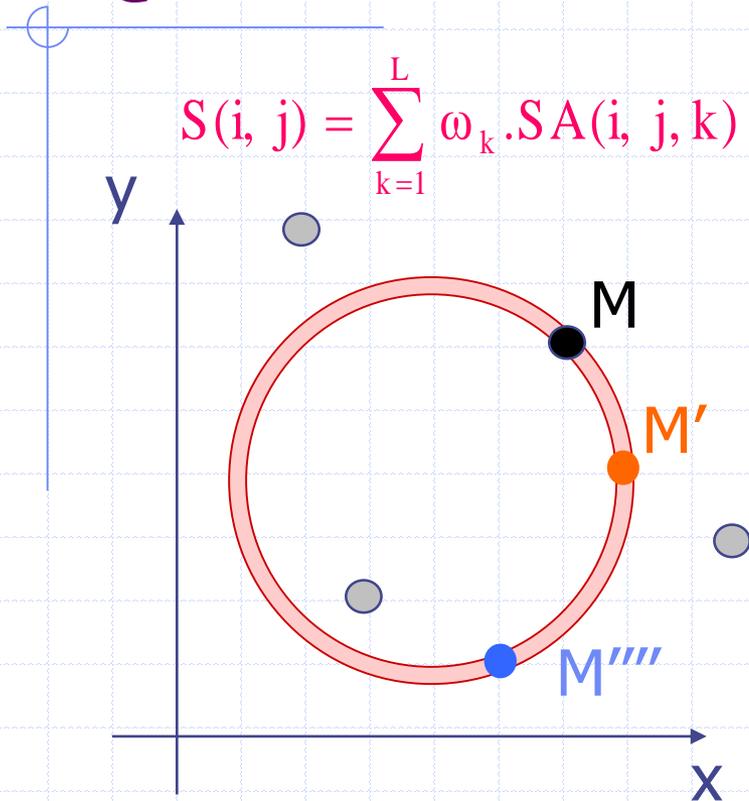
② ? Maxima locaux de $S(i, j)$

- supérieur seuil et au moins 4-connexes

③ Transformée de Hough

- ? cercles dans un nuage de points

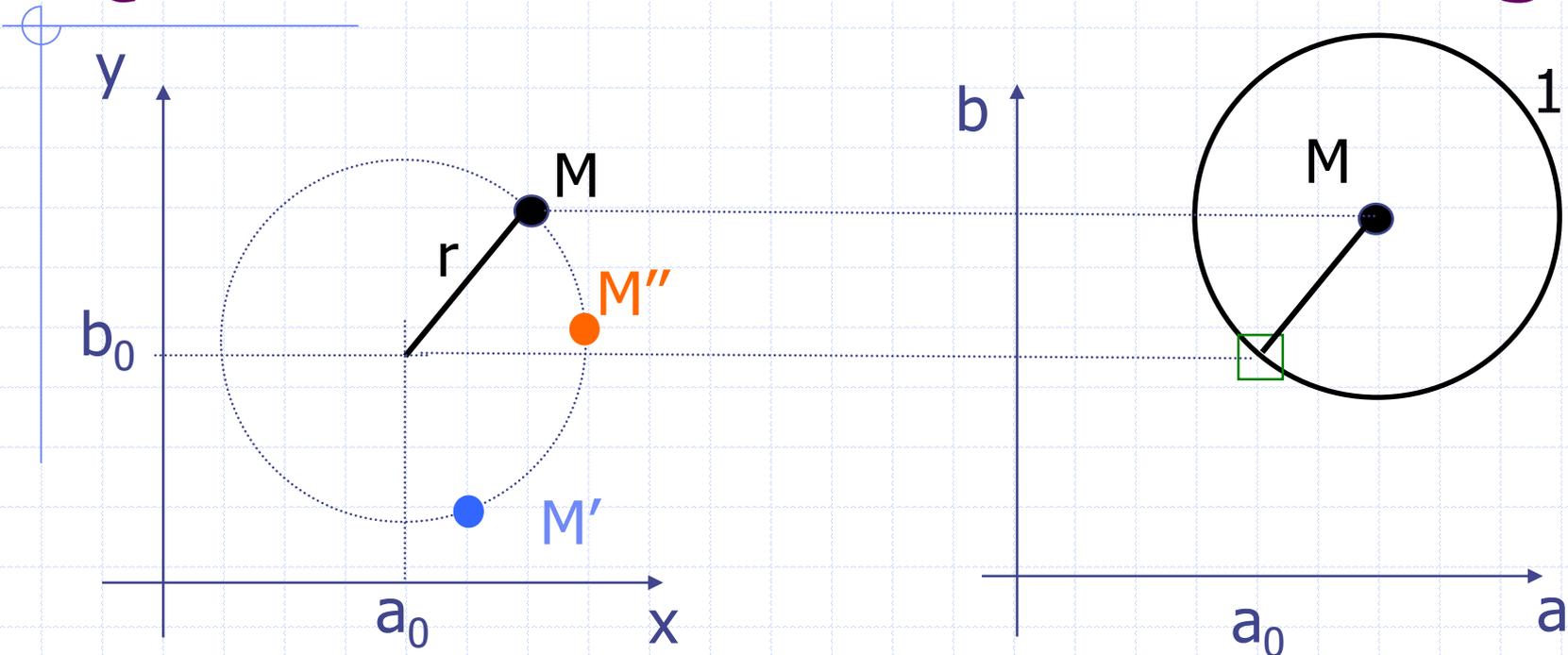
QPS[®] : en cas d'échec...



Le problème est de déterminer (par son centre et son rayon) le cercle qui passe au mieux par les maxima locaux de $S(i,j)$ supposés appartenir au myocarde...

↪ Transformation de Hough

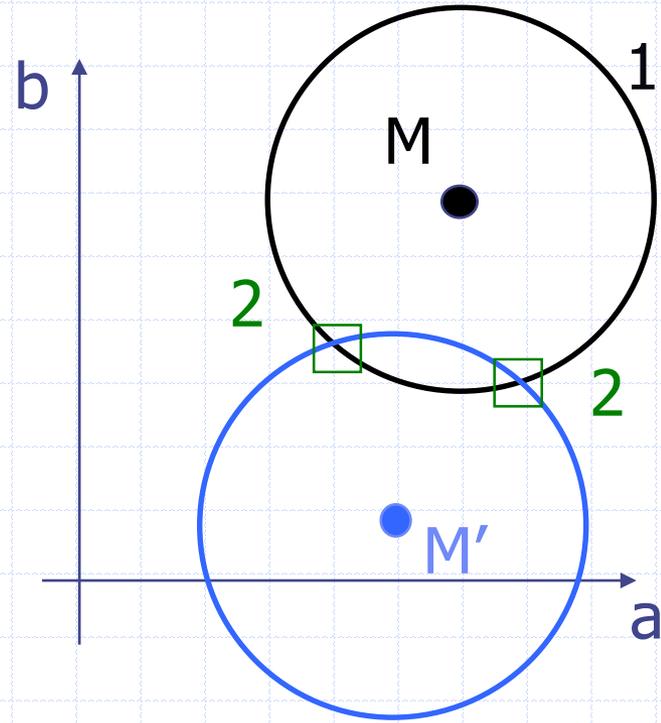
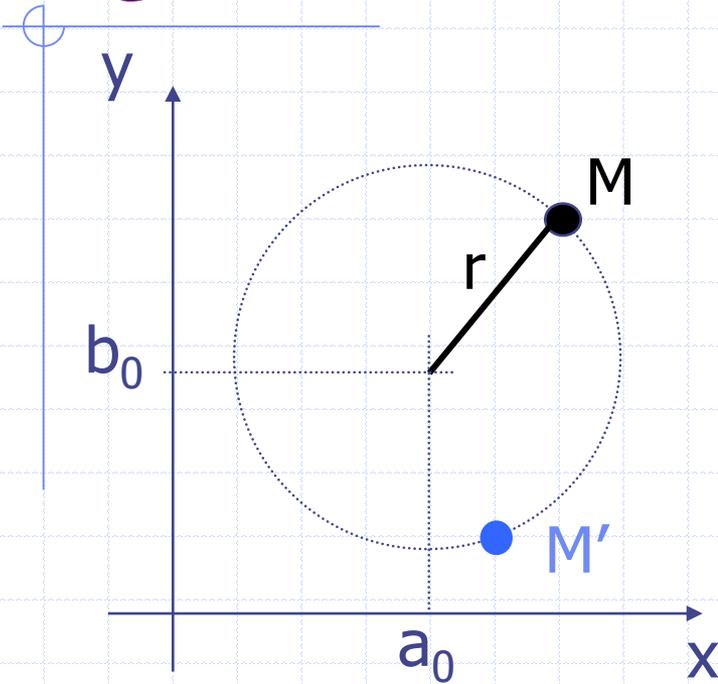
QPS[®] : transformation de Hough



On cherche le centre (a_0, b_0) d'un cercle de rayon r passant par divers points $M, M', M'' \dots$

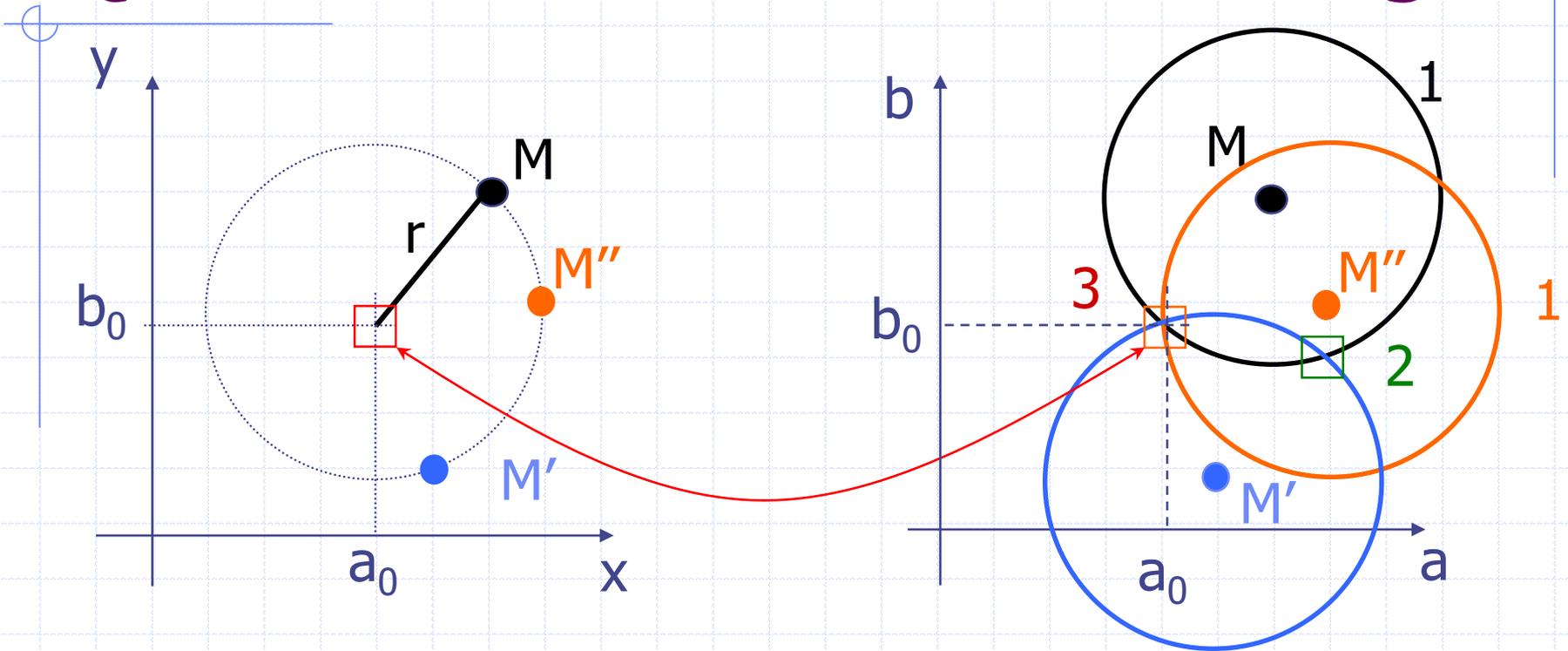
Les centres possibles sont sur un cercle de rayon r centré en M : on met ces points à 1

QPS[®] : transformation de Hough



On incrémente de 1 les centres possibles du cercle passant par M'

QPS[®] : transformation de Hough

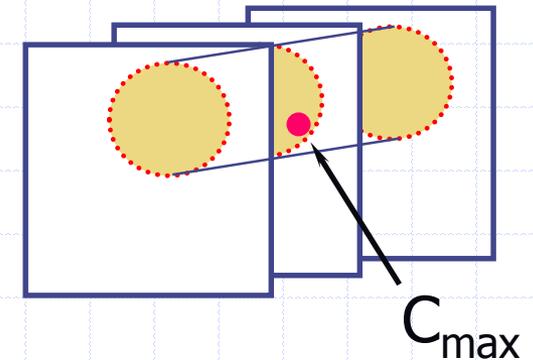
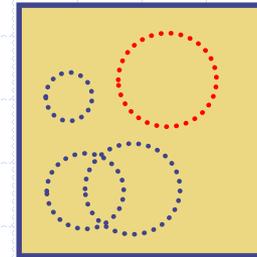


On recommence avec un 3^o point M'' qui identifie le centre cherché

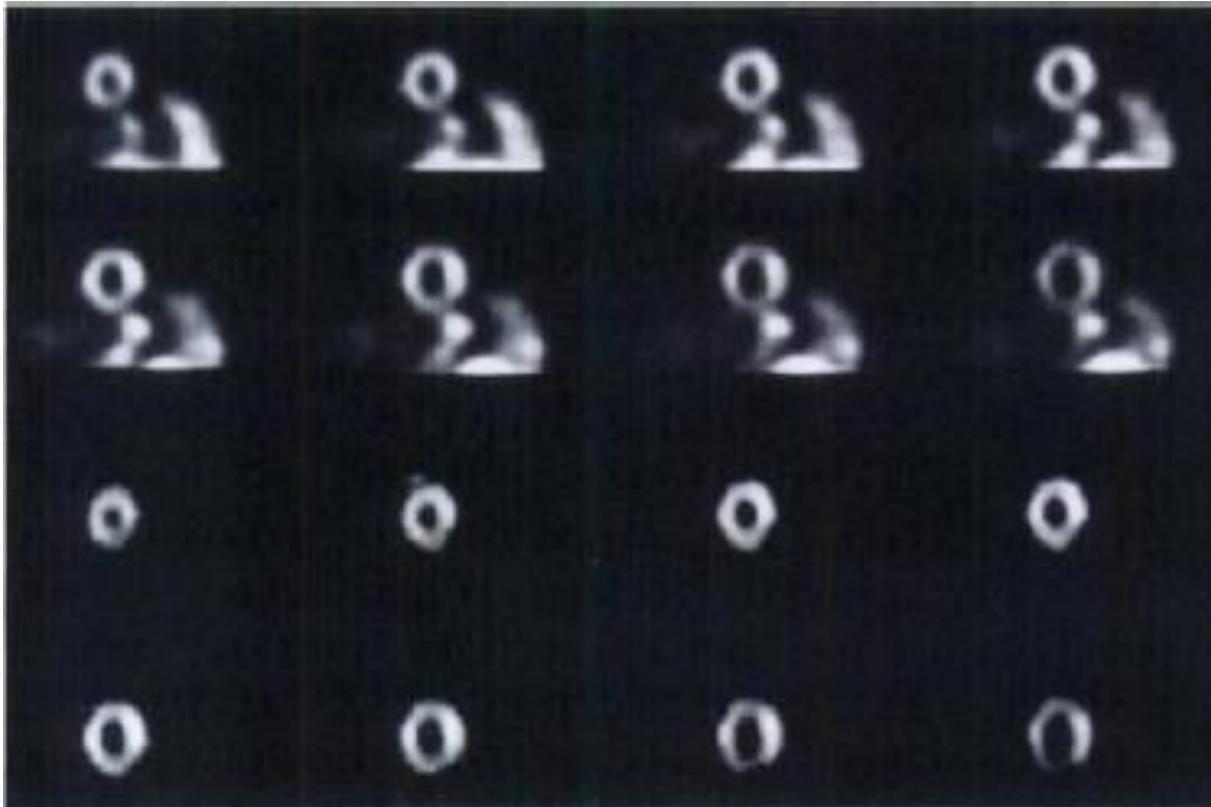
En pratique, on teste plusieurs rayons possibles et on choisit celui qui incrémente le plus un des points

QPS[®] : T. Hough en cas d'échec

- ① Détection du cercle $C \supset VG$
 - activité sur le cercle \gg centre
- ② Majoration du rayon de 2 pixels
- ③ Extension cylindrique du cercle C
- ④ Pixels extérieurs au cylindre $\leftarrow 0$
- ⑤ ? Maximum C_{\max}
- ⑥ Seuillage à $C_{\max}/2 \Rightarrow$ masque VG



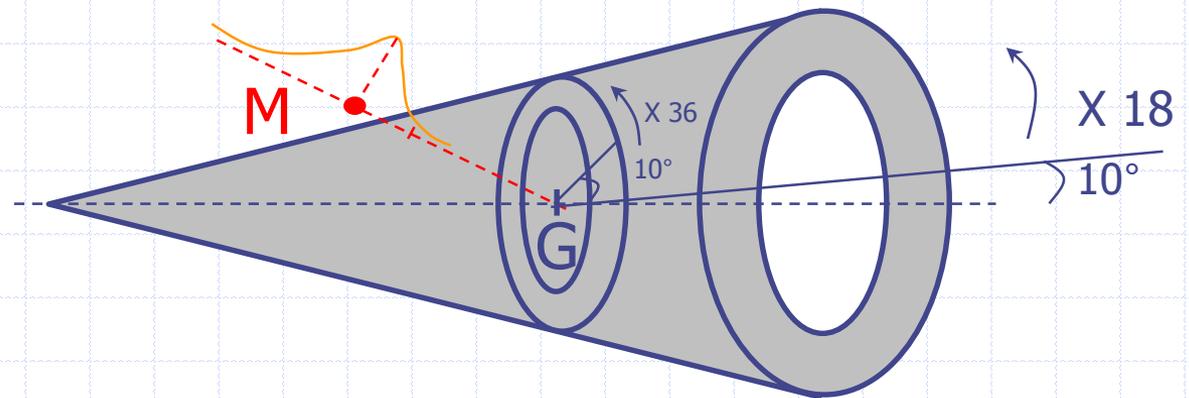
QPS®



On dispose alors d'un masque binaire de VG unique et connexe qui contient les signaux provenant du VG.
Il reste à l'utiliser pour déterminer les parois endo/épicardiques...

QPS[®] : surface myocardique médiane

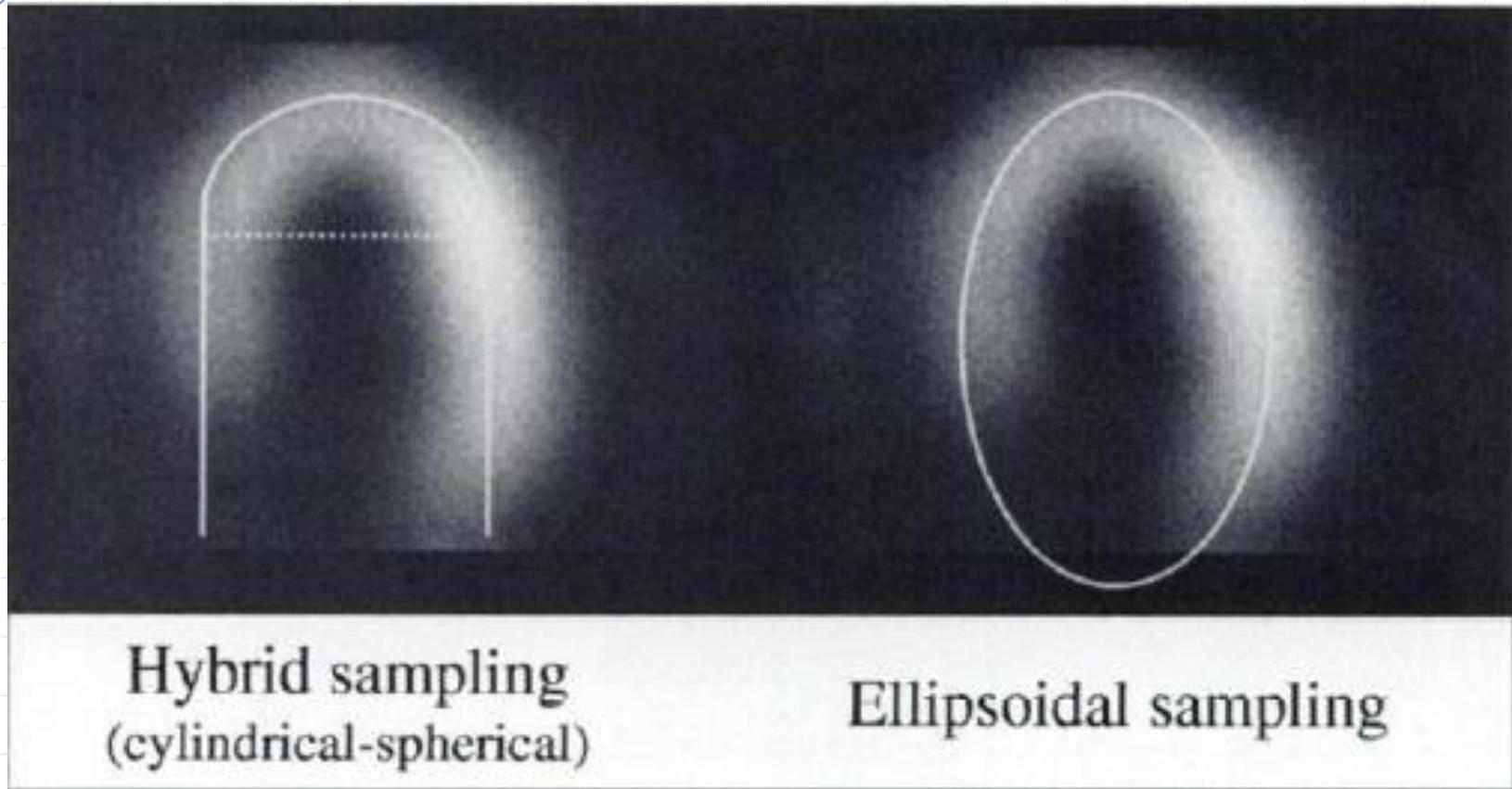
- ① G : Centre de Gravité du masque binaire
- ② Données = Volume SPECT x Masque
- ③ Extraction de 18x36 profils d'activité
- ④ Surface médio VG = maxima des profils M
- ⑤ Fit ellipse 3D → axe VG → proj.(G)/axe → G



JC Cauvin et al. Eur J Nucl med 1992;19:1032-1037

G. Germano et al. JNM 1995;36:1107-14 ; 1995;36:2138-47 et JNM 2000;41:712-19

QPS[®] : surface myocardique médiane

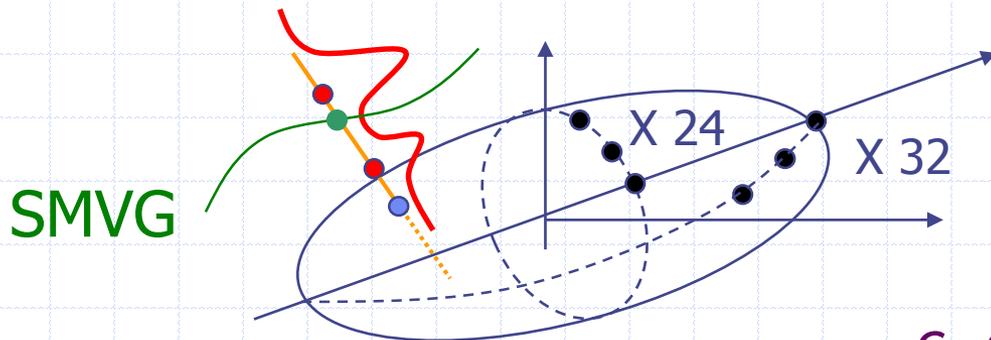


Surface médio-VG (\Rightarrow lacunes de perfusion) + fit ellipsoïde 3D

QPS[®]: gestion des lacunes de perfusion

- ① Échantillonnage 24 x 32 de l'ellipsoïde 3D
- ② Normales à chaque échantillon
- ③ Profils des acquisitions brutes sur ces normales
- ④ Convolution avec une réponse std. de détecteur
- ④ Extraction des maxima locaux sur chaque profil
- ⑤ Sélection d'un maximum local par profil → SMVG'

↘ Minimum de $C(x,y) = C1(x,y) + C2(x,y)$

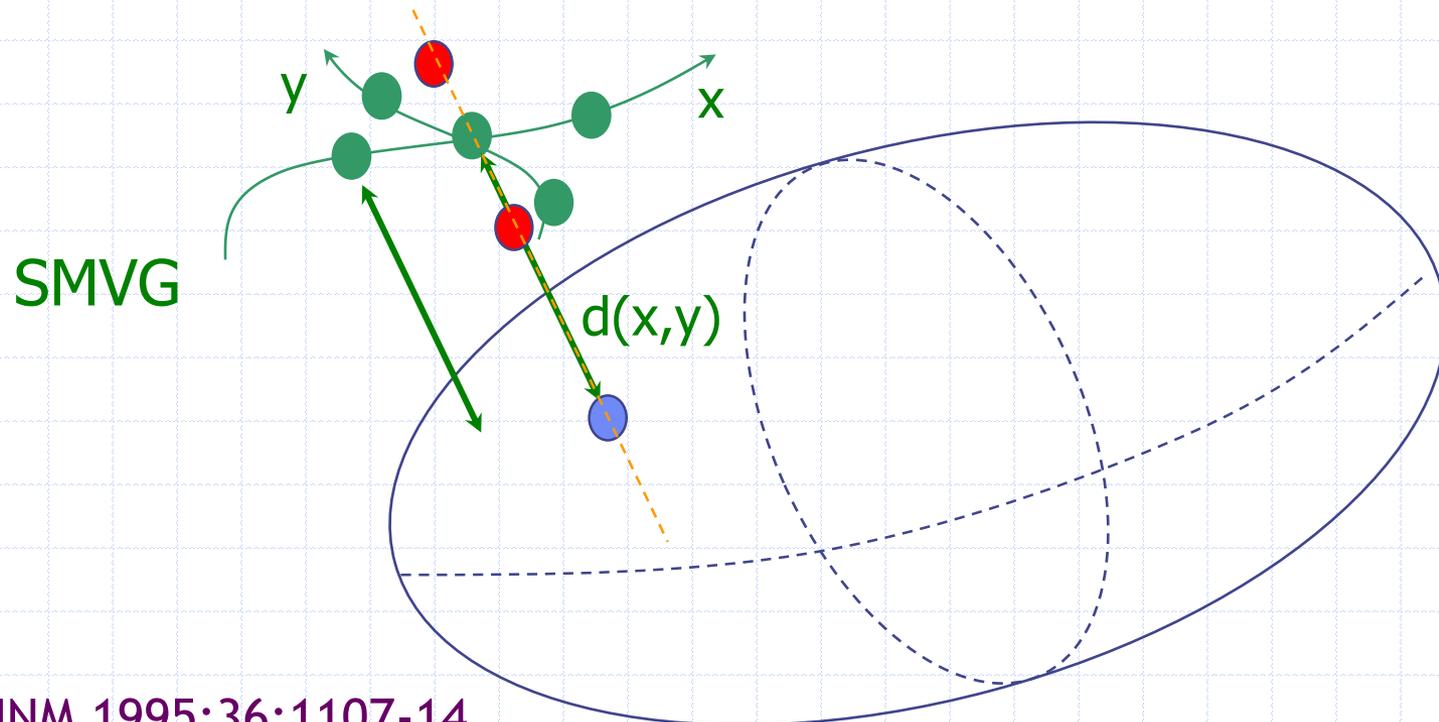


SMVG'//ellipsoïde

SMVG' proche de SMVG

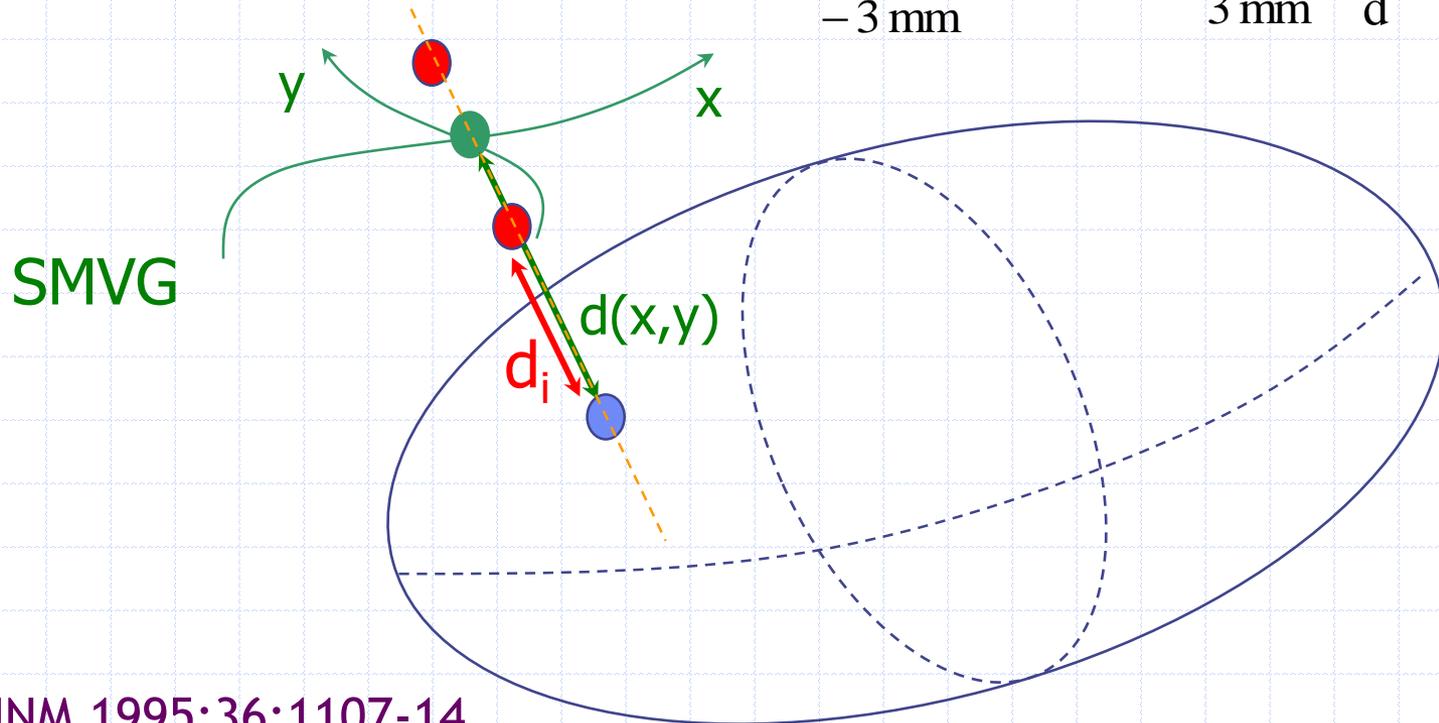
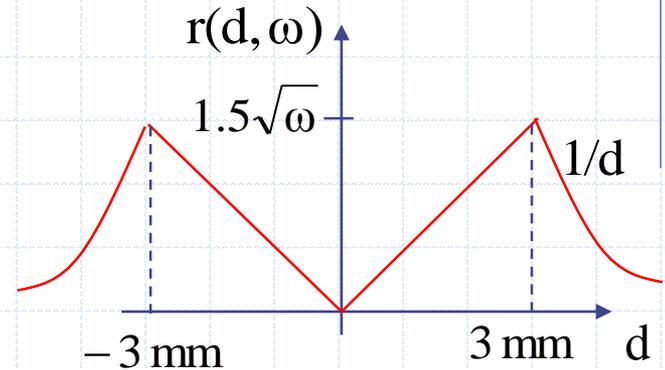
QPS[®]: gestion des lacunes de perfusion

$$C_1(x, y) = 0.55[(d(x+1, y) - d(x, y)) + (d(x-1, y) - d(x, y))] \\ + 0.275[(d(x, y+1) - d(x, y)) + (d(x, y-1) - d(x, y))]$$



QPS[®]: gestion des lacunes de perfusion

$$C_2(x, y) = \sum_{i=1}^{\text{Nb.max. locaux}} r(d(x, y) - d_i, \omega_i)$$



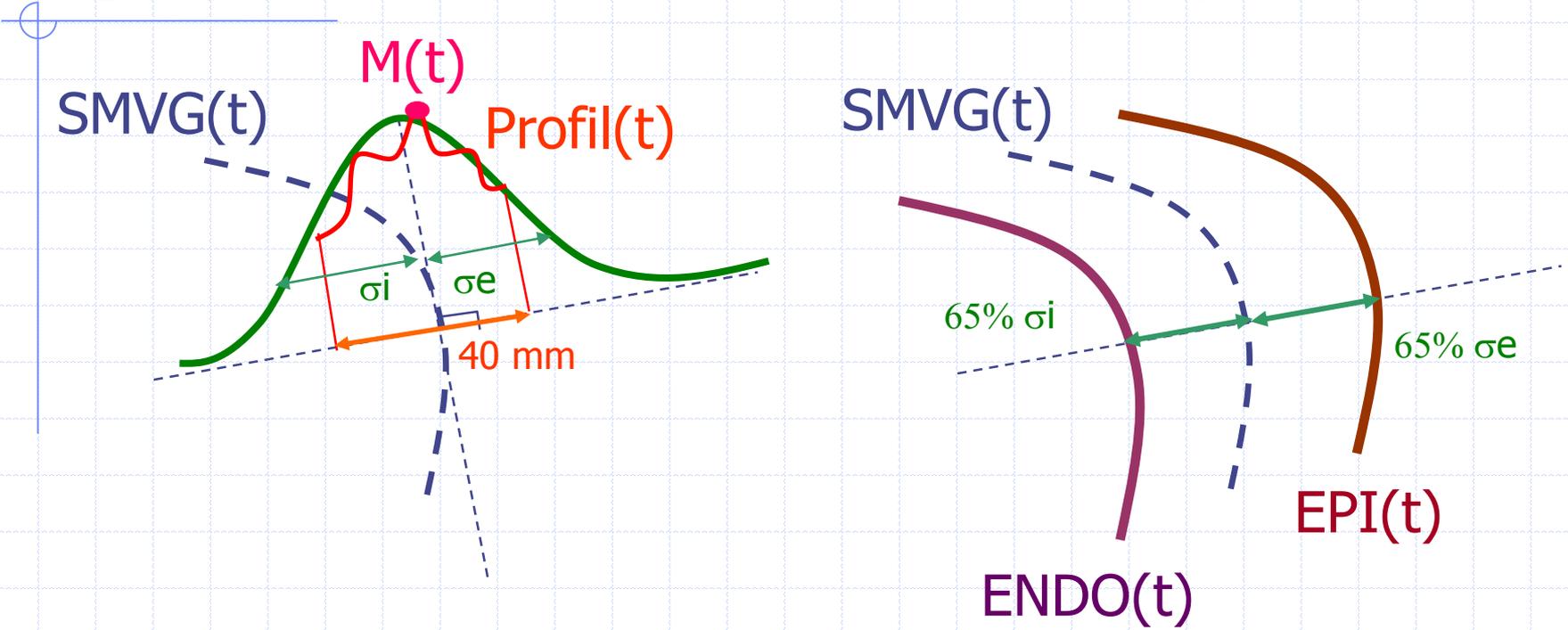
QPS[®]: gestion des lacunes de perfusion

- ① Échantillonnage 24 x 32 de l'ellipsoïde 3D
- ② Normales à chaque échantillon
- ③ Profils des acquisitions brutes sur ces normales
- ④ Convolution avec une réponse std de détecteur
- ④ Extraction des maxima locaux sur chaque profil
- ⑤ Sélection d'un maximum local par profil
 - ↳ surface médio-VG sans lacune de perfusion
- ⑥ Fit d'un dernier ellipsoïde, d'axe = axe du VG

QPS[®] : gestion des instants

- ① Ellipsoïde 3D = grille d'échantillonnage 24 x 32
- ② Normales à chaque échantillon
- ③ Profils des acquisitions (t) sur ces normales
- ④ Même procédure + continuité temporelle
 - ↳ surface médio-VG sans lacune à tout instant
- ⑤ Plan des valves: SMVG(TD) + données sommées

QPS[®] : « endocarde » et « épicarde »

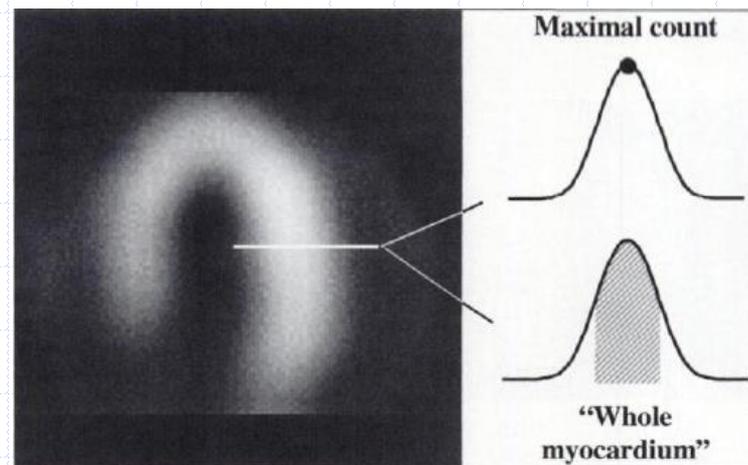


- ① $M(t) < C_m/2 \Rightarrow$ minimiser l'écart aux 4 σ voisins
- ② Affiner/ Volume myocardique = EPI-ENDO = cste(t)

QPS[®]:

On dispose donc :

- d'un ellipsoïde 3D moyen
 - = grille d'échantillonnage surfacique
- pour tout instant :
 - de la surface médio-VG,
 - des surfaces endocardique et épicaudique
 - de l'activité totale sommée entre endocarde et épicarde (le long d'une normale à la surface médio-VG)
 - donc d'une **quantification de l'activité myocardique**



QPS 3.0

Process Reset Manual **Dual** Results Slice Raw Surface Splash Views More Database Limits **Score** Defaults Save Movie About

Exam STRESS_SA 0 100

Label **Contours** Smear Graph Spin Surface Counts Counts Raw Grid Segments Zoom 6 Scale 1.0 Rate 11

Stress

Stress Perfusion (%)

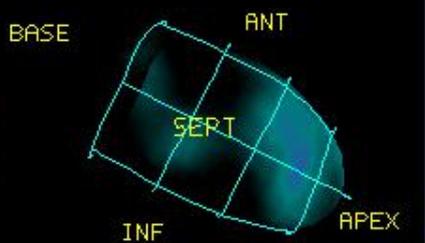
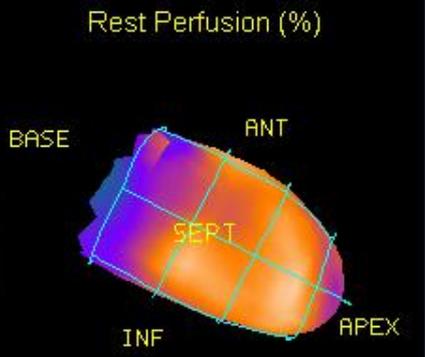
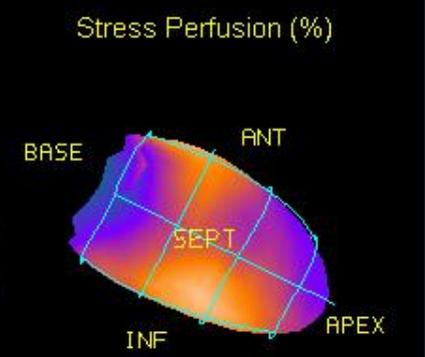
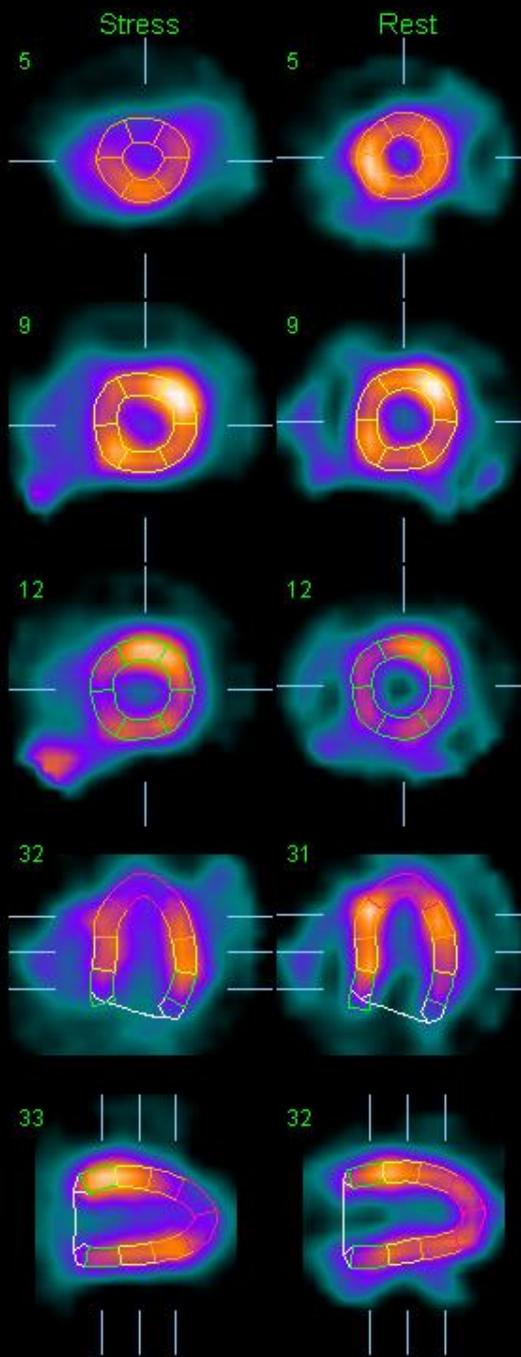
Stress Perfusion (%)

Name
Pat ID
Sex MALE
Limits A:T1201male
SSS 4 S-S -- SDS --

Study
Dataset STRESS_SA
Date
Volume 57ml
Area 95cm²
Defect 3cm²
Extent 3%

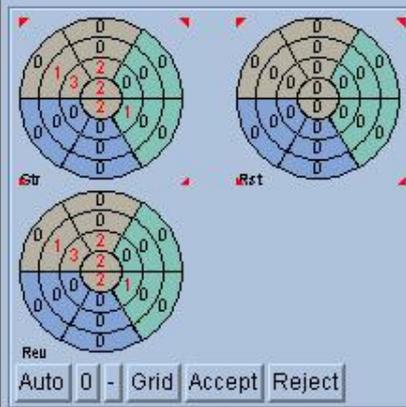
Study --
Dataset --
Date --
Matrix --
Slices --
Mm/Vox --

Auto - 0 Accept Reject G



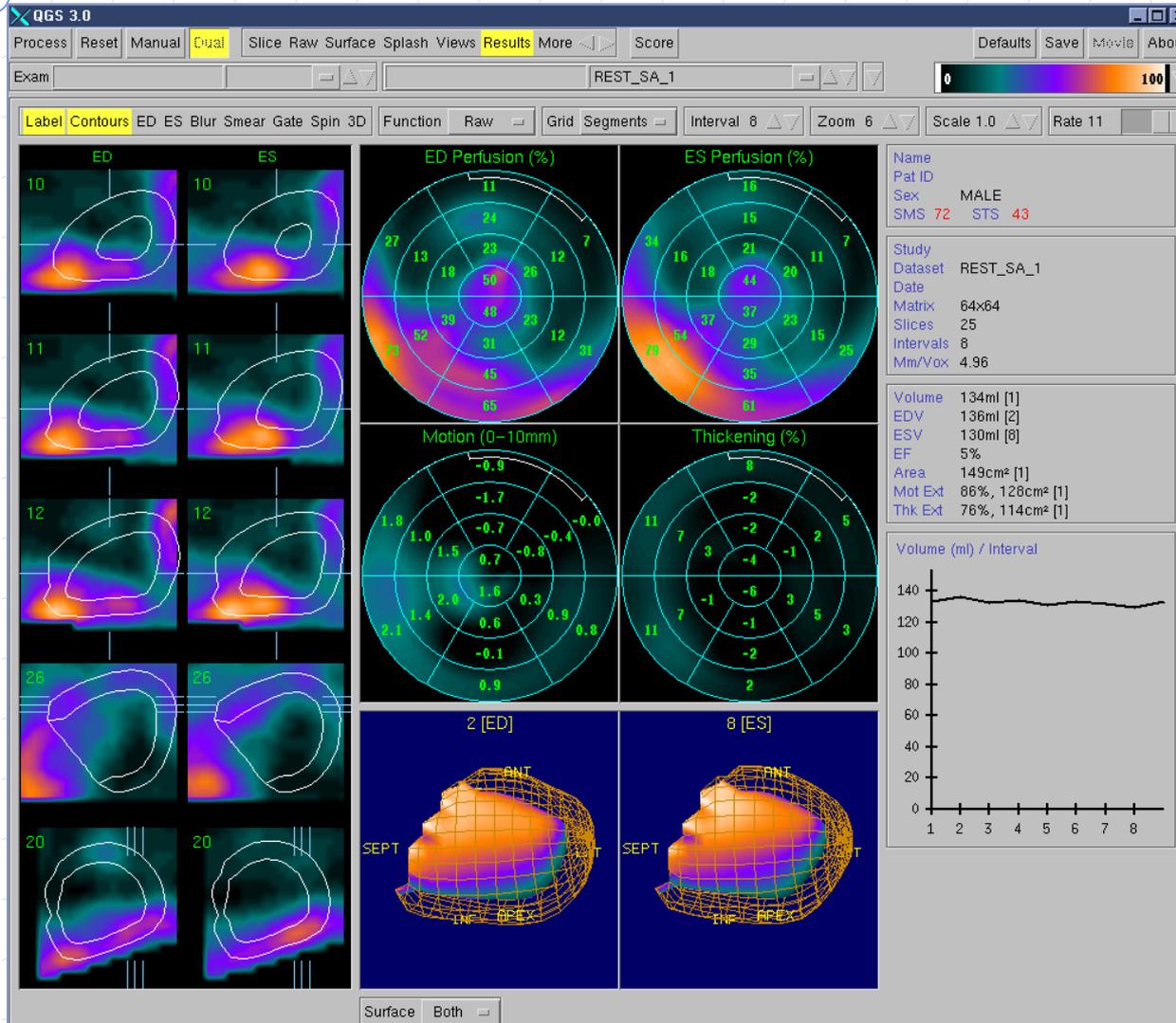
SSS	11	SRS	0	SDS	11
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	STRESS_FBPSC				
Date					
Volume	52ml				
Area	103cm ²				
Defect	17cm ²				
Extent	17%				

Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	REST_FBPSC				
Date					
Volume	57ml				
Area	104cm ²				
Defect	1cm ²				
Extent	1%				



SSS/SRS/SDS
 reproducible
 ⇒ diagnostic
 ⇒ pronostic

QPS[®]: Contrôle médical



QUANTIFICATION DE LA PERFUSION

- Importante en routine clinique
 - Reproductibilité, \uparrow Se et Spé diagnostique, normes
- Principe et étapes
 - Segmentation
 - Profils d'activité maximum \pm Fits de surfaces VG
 - Cartes polaires du patient versus normes
 - Scores pathologiques (étendue, sévérité : $0-4 \times 17$)
- 1° étage de l'analyse fonctionnelle VG

QUANTIFICATION DE LA FONCTION MYOCARDIQUE

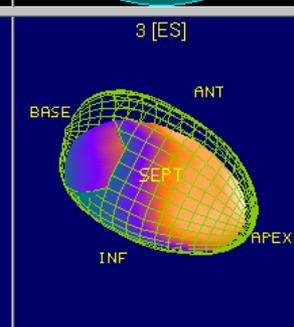
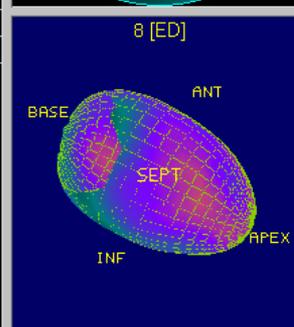
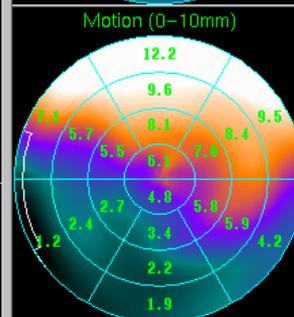
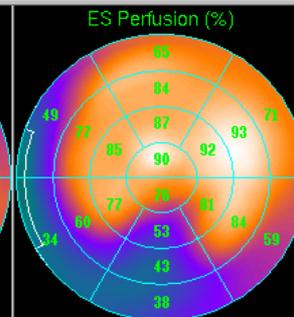
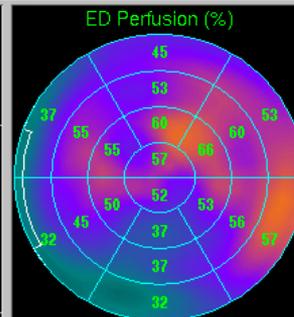
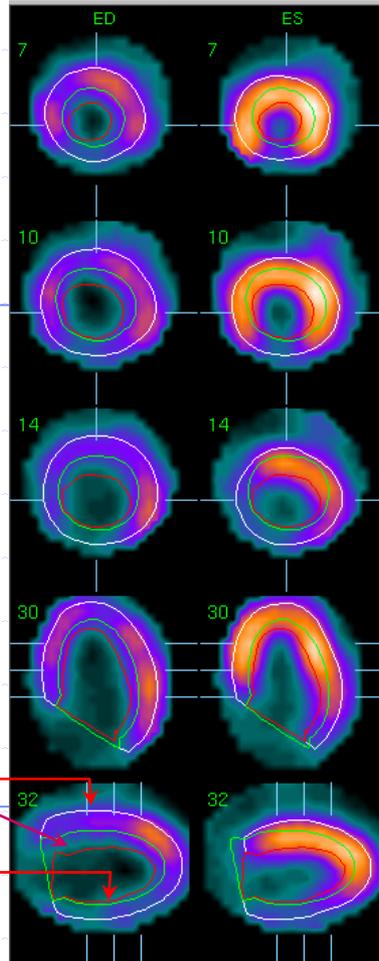
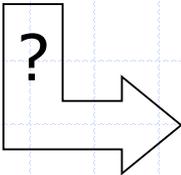
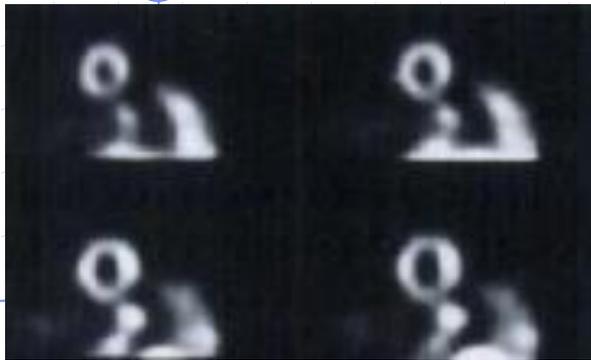
Volumes télé-diastolique et systolique

Fraction d'éjection VG

Cinétique pariétale et épaissement

Autres paramètres

Objectifs



Name	
Pat ID	
Sex	MALE
SMS	15 STS 7
Study	
Dataset	REST_SA_1
Date	
Matrix	64x64
Slices	25
Intervals	8
Mm/Vox	4.96
Volume	94ml [1]
EDV	97ml [8]
ESV	49ml [3]
EF	50%
Area	129cm² [1]
Mot Ext	31%, 39cm² [1]
Thk Ext	8%, 10cm² [1]

Volume (ml) / Interval

épicarde

mouvement

endocarde

épaissement

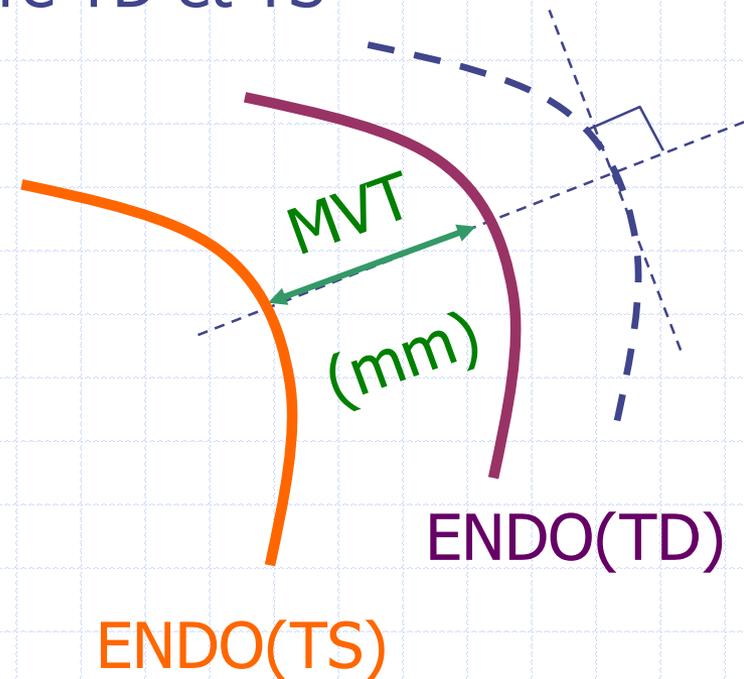
volumes & fraction d'éjection

QGS[®]: Mouvement pariétal et FE



SMVG moyenne
entre TD et TS

$$FEVG = \frac{V_{\text{endo}}^{\text{TD}} - V_{\text{endo}}^{\text{TS}}}{V_{\text{endo}}^{\text{TD}}}$$



QGS 3.0

Process Reset Manual **Qual** Slice Raw Surface Splash Views **Results** More <> Score Defaults Save Movie About

Exam REST_SA_1 0 100

Label Contours ED ES Blur Smear Gate Spin 3D Function Raw Grid Segments Interval 3 Zoom 6 Scale 1.0 Rate 11

ED Perfusion (%)

ES Perfusion (%)

Name
Pat ID
Sex MALE
SMS 15 STS 7

Study
Dataset REST_SA_1
Date
Matrix 64x64
Slices 25
Intervals 8
Mm/Vox 4.96

Volume 94ml [1]
EDV 97ml [8]
ESV 49ml [3]
EF 50%
Area 129cm² [1]
Mot Ext 31%, 39cm² [1]
Thk Ext 8%, 10cm² [1]

Volume (ml) / Interval

Motion (0-10mm)

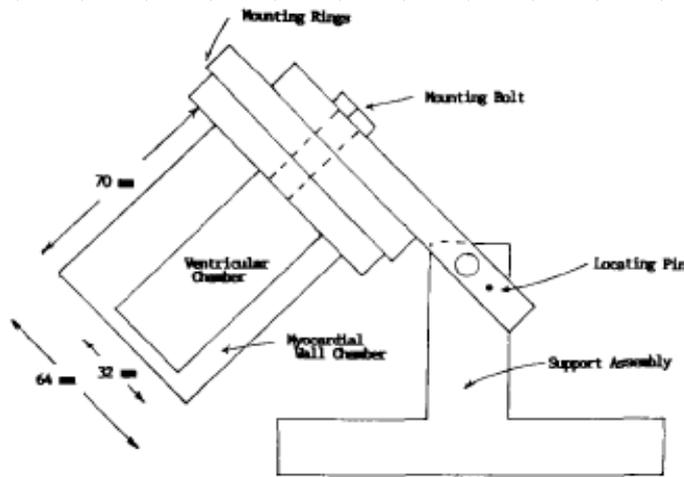
Thickening (%)

8 [ED]

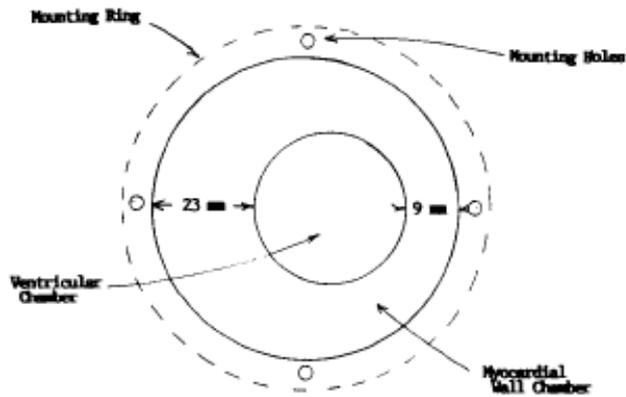
3 [ES]

Surface Counts

QGS[®] : Épaissement systolique

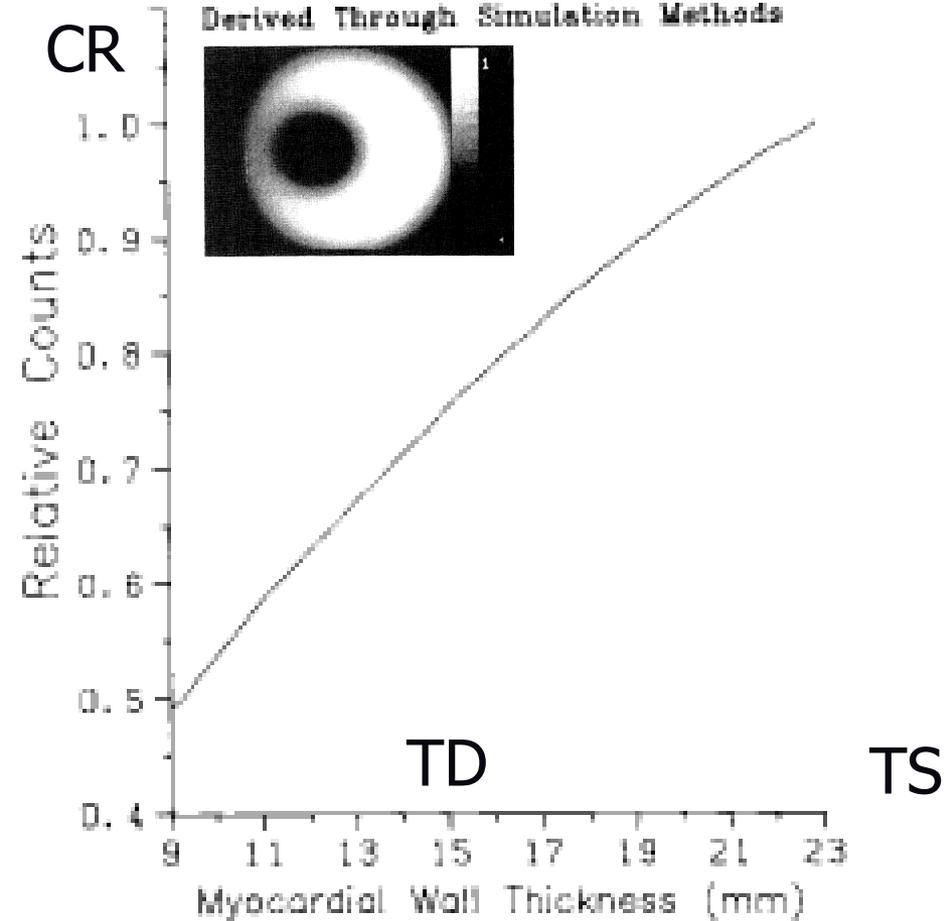


(a)



(b)

Cylindrical Heart Phantom
Derived Through Simulation Methods



TD

TS

QGS[®] : Épaississement systolique



valeur du pixel i de la SMVG à l'instant t
 = comptage maximum sur le profil i à t

$$\frac{C(t, i) - C(1, i)}{\text{Max}_j C(1, j)} = L_0(t, i) - 1$$

comptage maximum en TD sur le profil i

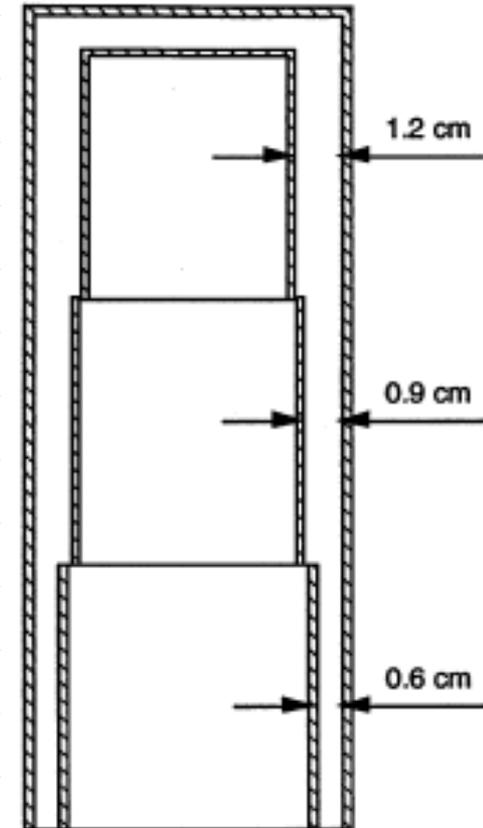
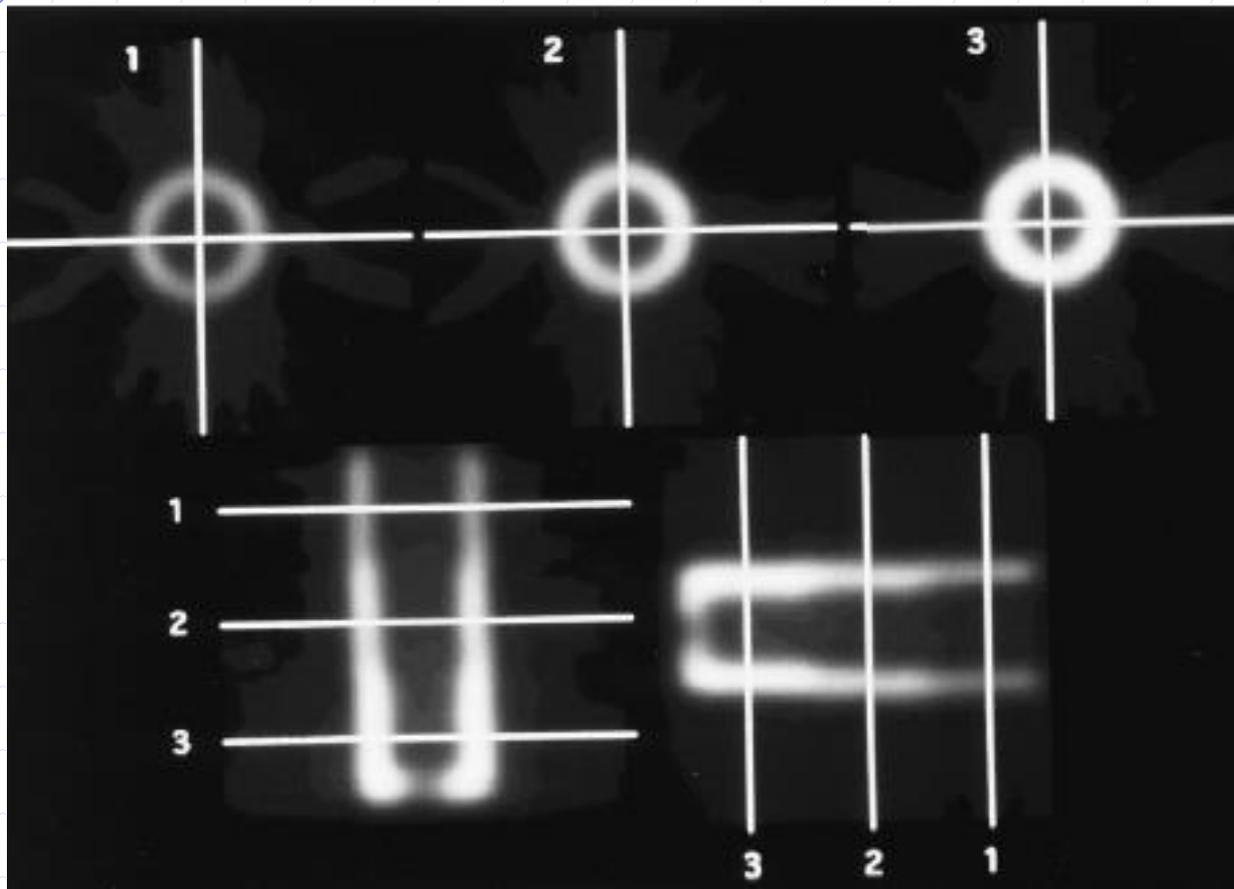
% d'épaississement
 ex: L = 1.5 → 50%

comptage maximum en TD sur toute la SMVG
 → « épaisseur TD maxi »

$$L(t, i) = \gamma(t) \cdot L_0(t, i)$$

Normalisation
 Volume myoc. cst(t)

QGS[®] : validation métrologique



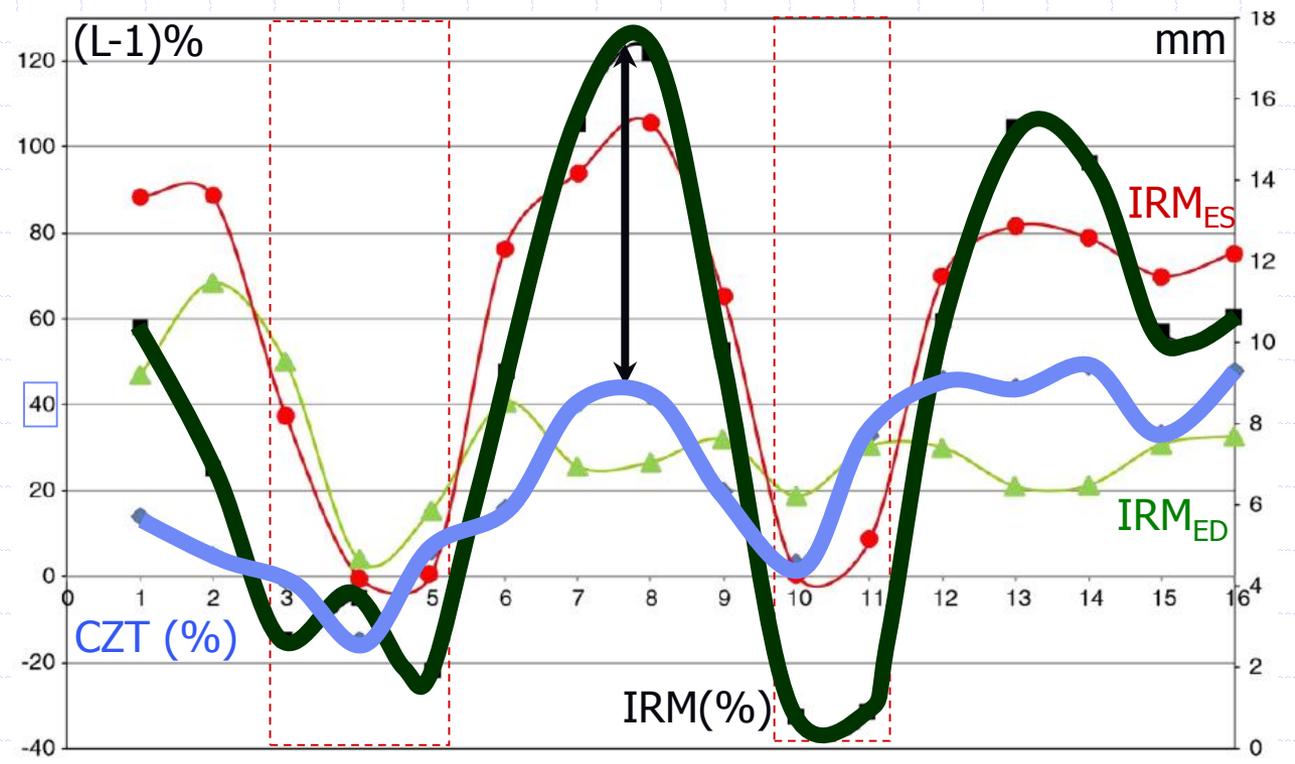
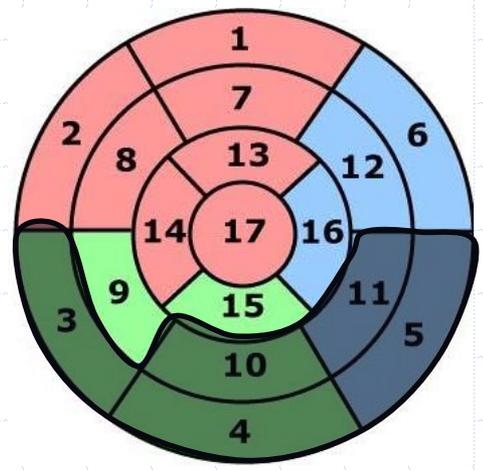
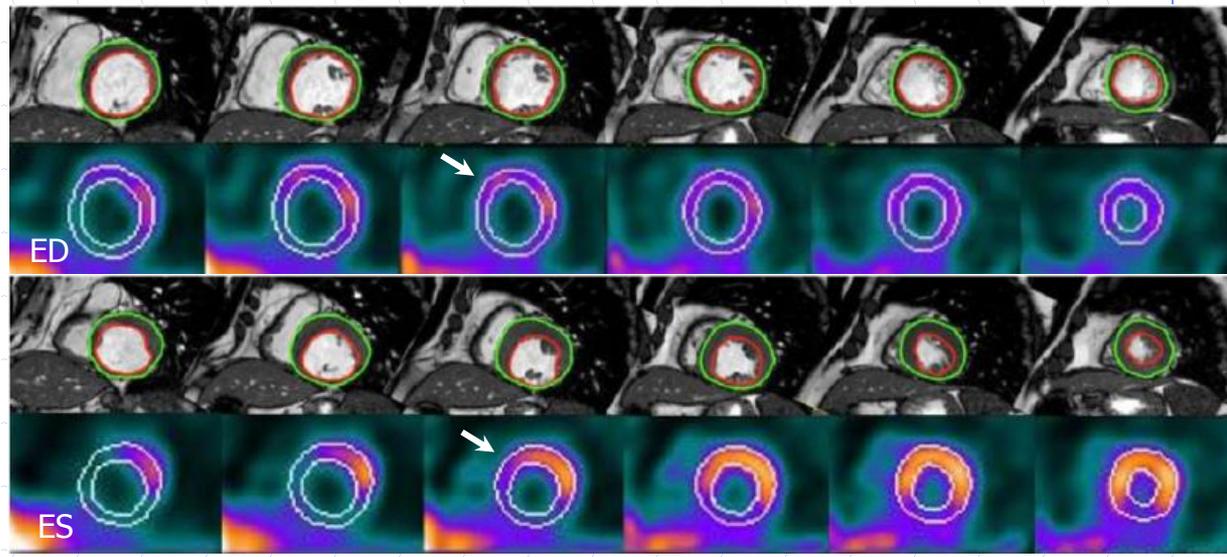
QGS[®] : validation métrologique

	Triple Detector: 360°	Triple Detector: 180°	Dual Detector: 180°	
Thickness				
6 mm	10.66 ± 0.43	10.59 ± 0.71	10.36 ± 0.83	sans $\gamma(t)$
9 mm	10.88 ± 0.42	10.85 ± 0.66	10.61 ± 0.89	
12 mm	11.22 ± 0.37	11.13 ± 0.66	10.81 ± 0.82	
Thickening L(TS,i)				
1.00 (0%)	1.00 ± 0.04	1.01 ± 0.07	1.00 ± 0.09	} 2 ± 2 %
1.33 (33%)	1.32 ± 0.07	1.34 ± 0.12	1.33 ± 0.15	
1.50 (50%)	1.53 ± 0.08	1.52 ± 0.13	1.53 ± 0.17	
2.00 (100%)	2.02 ± 0.10	2.04 ± 0.18	2.03 ± 0.22	
Motion MVT				
0 mm	0.01 ± 0.06	0.02 ± 0.10	0.01 ± 0.21	} 10 ± 1 %
3 mm	2.73 ± 0.14	2.74 ± 0.19	2.66 ± 0.44	
6 mm	5.45 ± 0.22	5.47 ± 0.28	5.32 ± 0.67	

CMPH + IDM inf

ES en CZT :

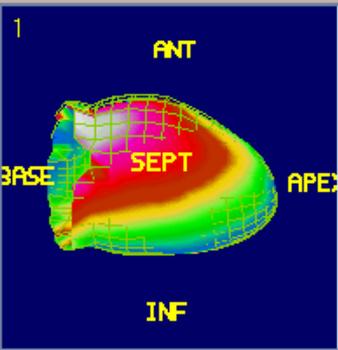
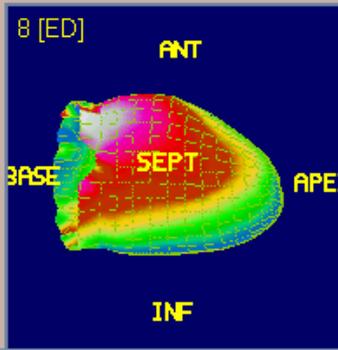
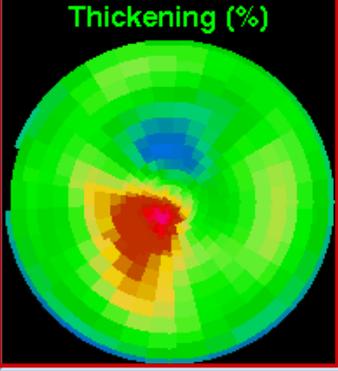
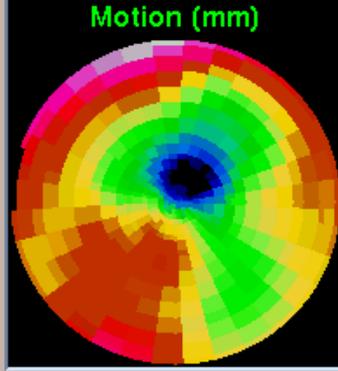
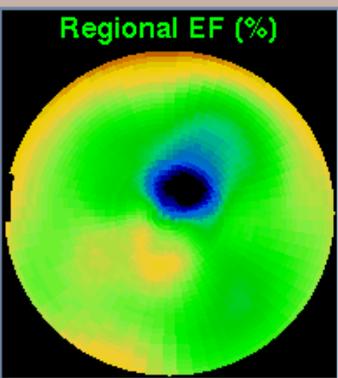
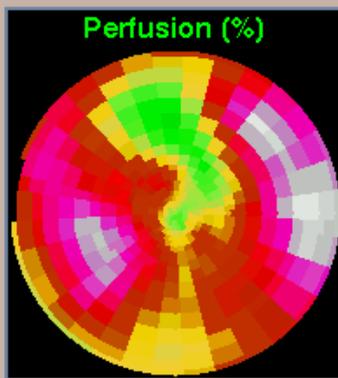
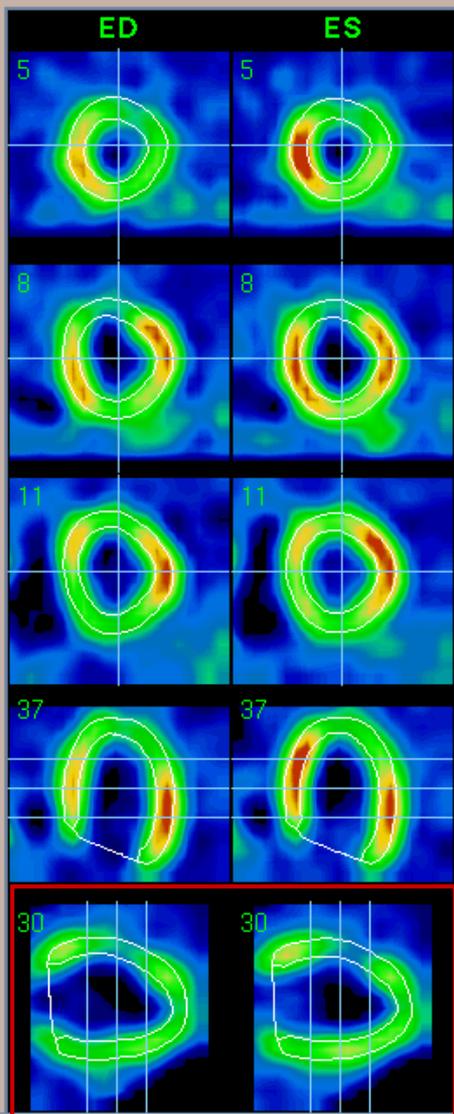
CMPD: CZT > Anger
 CMPH: CZT < Anger



Exit Process Undo Manual Center Print Slices Splash Surfaces Splash3D Results Help 0  100

Dataset /home/vi PalRa (ECToolbox) stress [64x64]x17x8

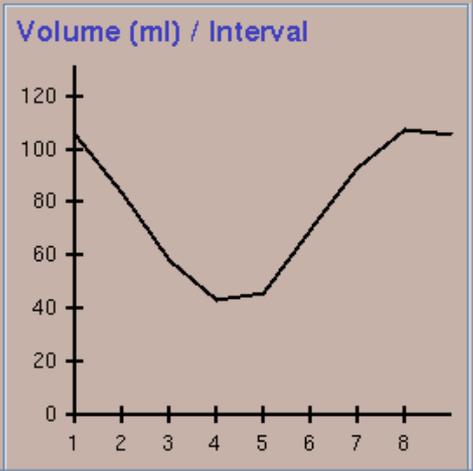
Label Contours Blur ED Cine Spin Inner Outer Both Interval 1 Rate 20 Zoom 6

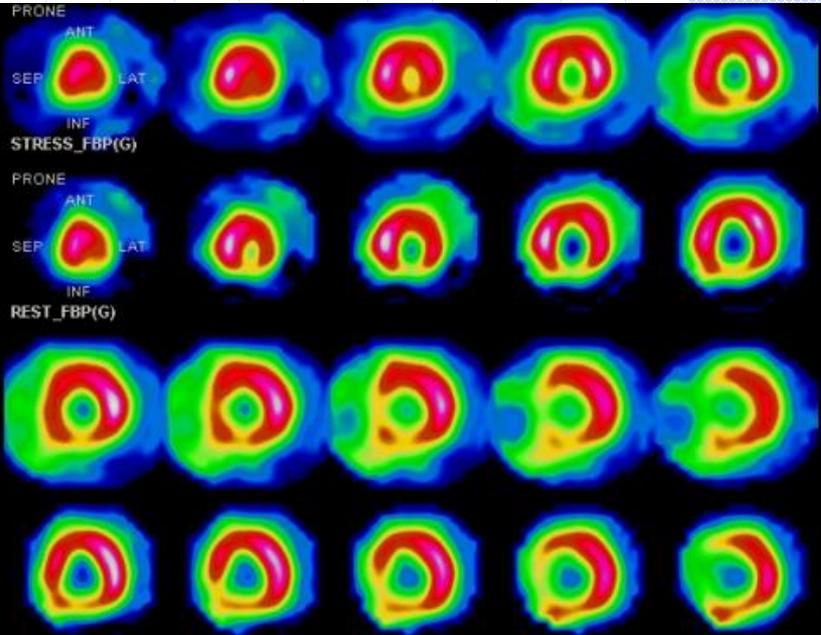


Name PalRa (ECToolbox Abr
 Pat ID 376162
 Study
 Dataset stress
 Date 02/20/1996 15:33:43

Matrix 64x64
 Slices 17
 Intervals 8
 Mm/Vox 6.37
 Counts 386

Volume 105ml [1]
 EDV 108ml [8]
 ESV 43ml [4]
 SV 64ml
 EF 60%



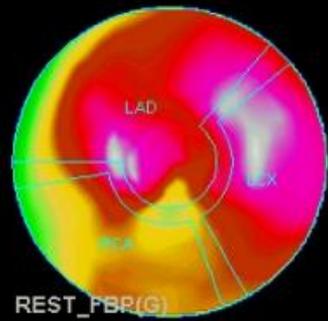
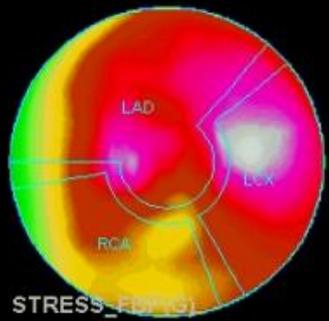


STRESS_FBP(G)

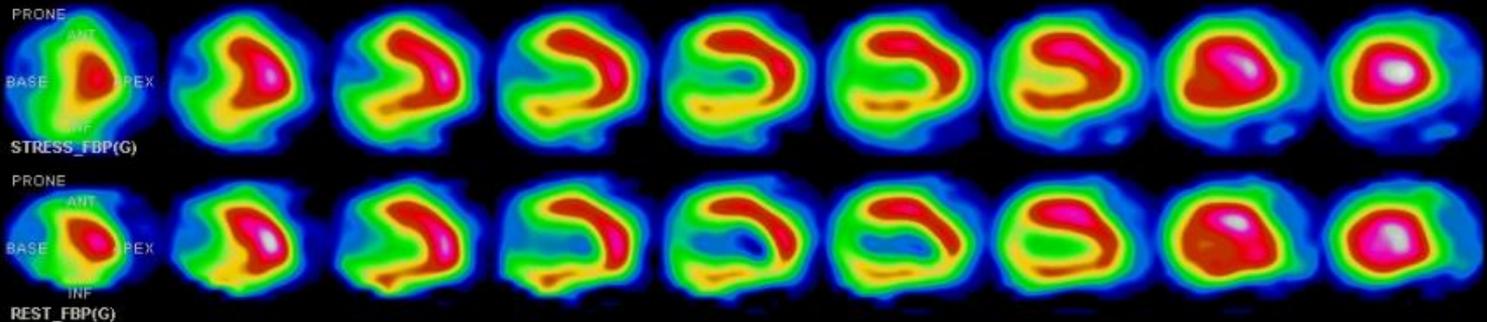
SA Pixel Size: 6.80mm
SA Thickness: 6.80mm
Recon: FBP/Bw/0.25/5

REST_FBP(G)

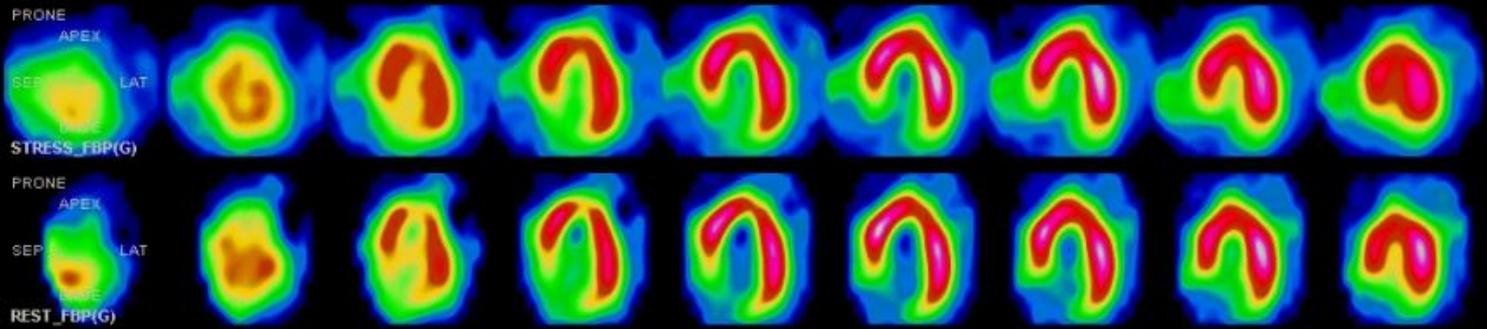
SA Pixel Size: 6.80mm
SA Thickness: 6.80mm
Recon: FBP/Bw/0.4/10



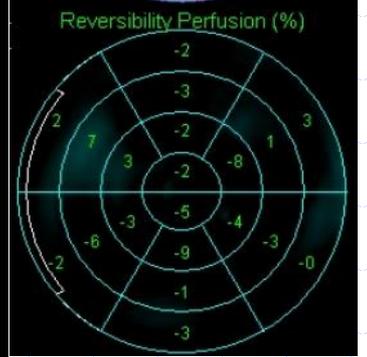
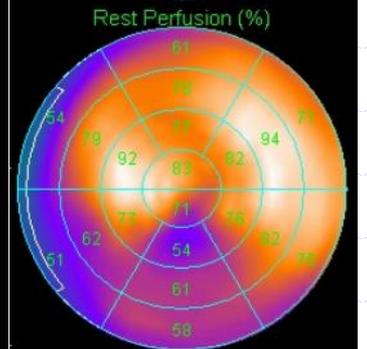
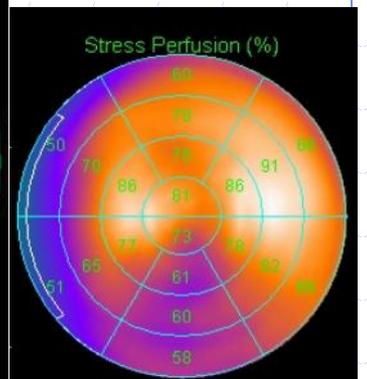
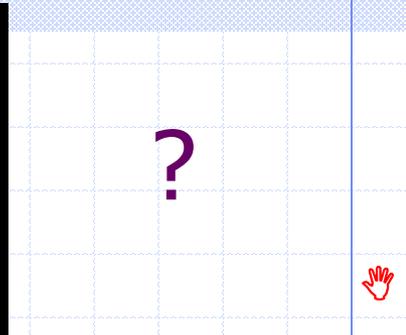
<----- Apical Short Axis Basal ----->

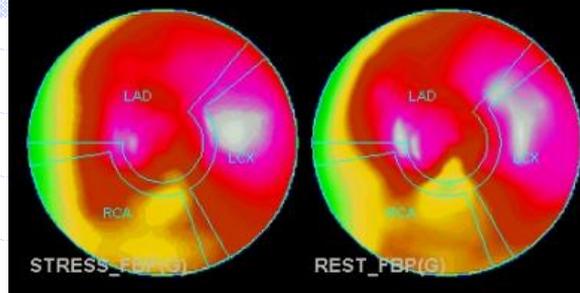


<----- Septal Vertical Axis Lateral ----->

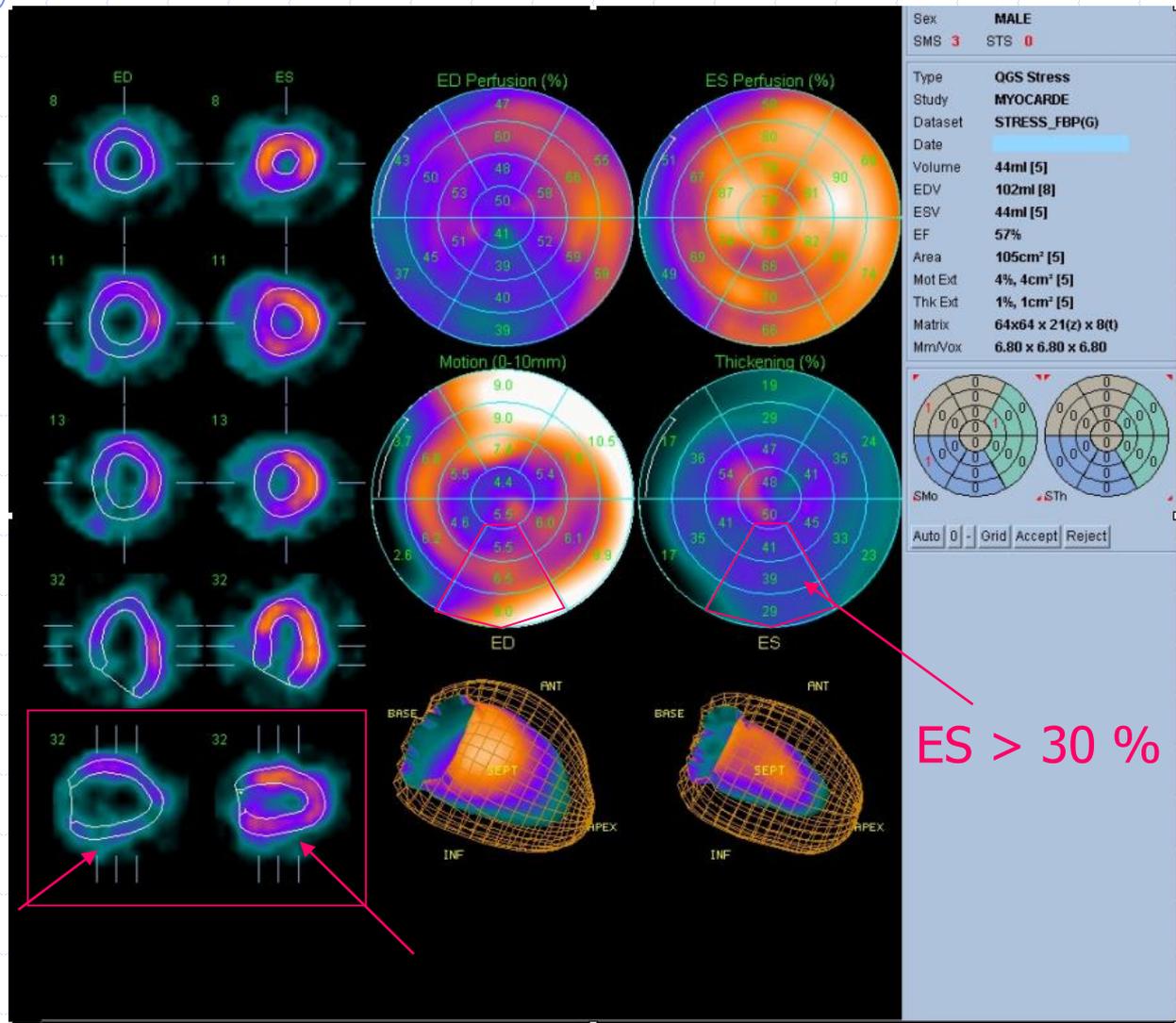


<----- Inferior Horizontal Axis Anterior ----->





Examen normal



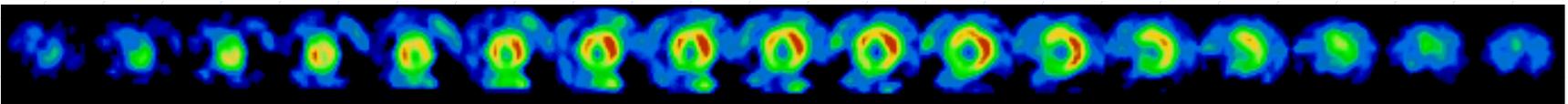
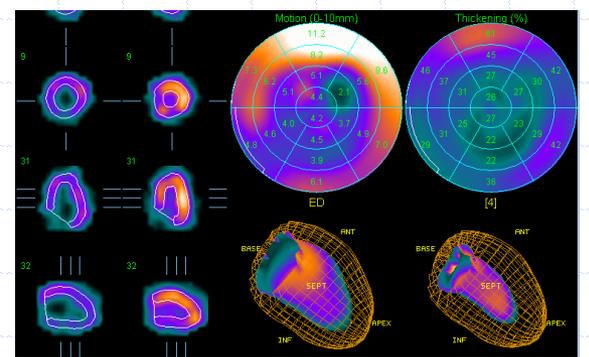
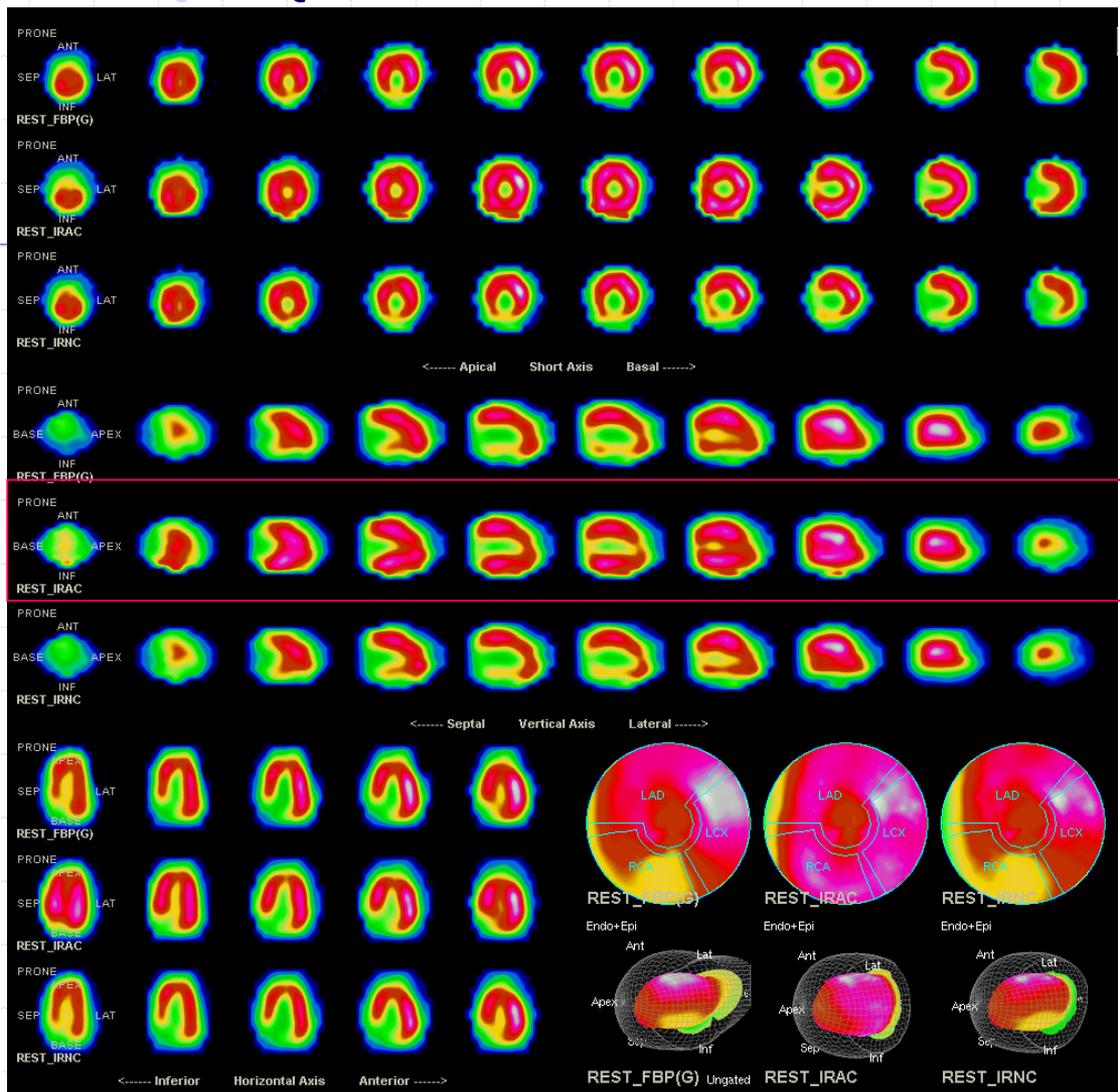
normal



Sans correction

+ scanner X

Sans correction



En pratique, pour des sténoses > 50%

<i>Bateman 2005: N=116 CA</i> <i>Mowatt: N=3032 (méta)</i>		BMI < 30	BMI > 30	Tous patients	ECG d'effort
Sensibilité (%)	NC	90	87	88	64
	CA	90	82	86	
Spécificité (%)	NC	64	41	50	77
	CA	82	76	79	

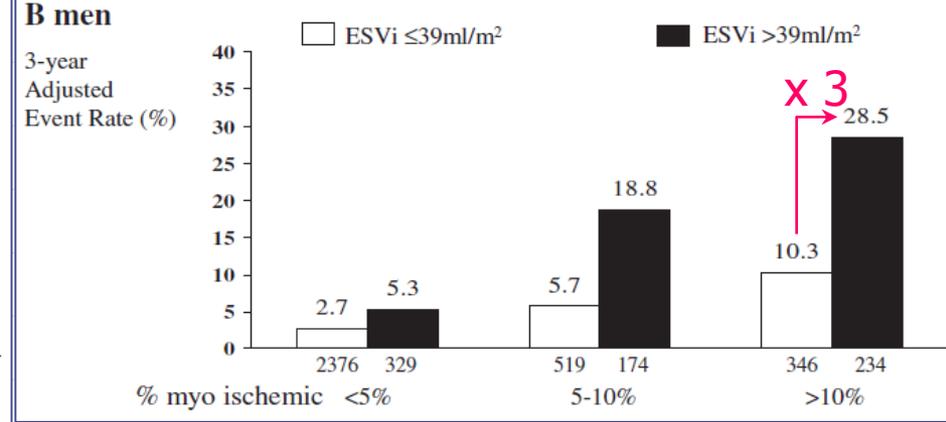
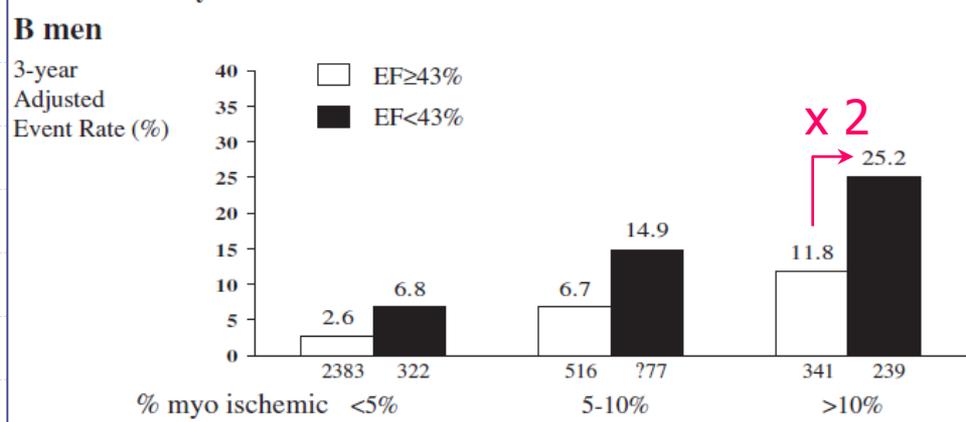
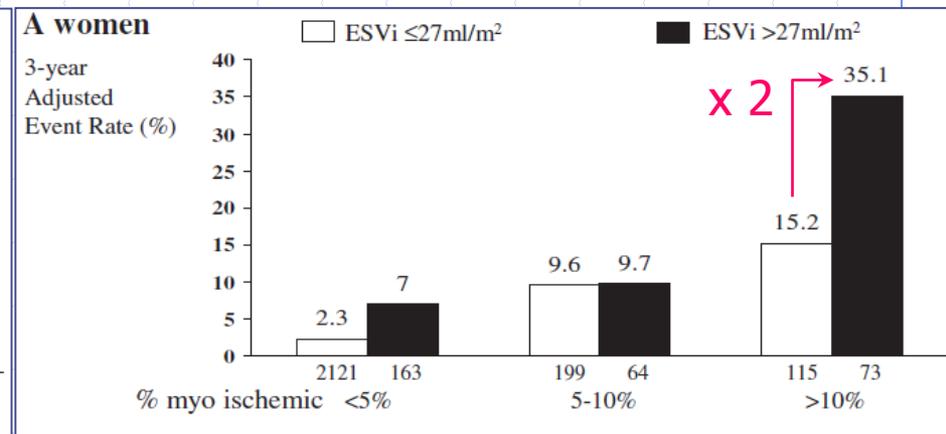
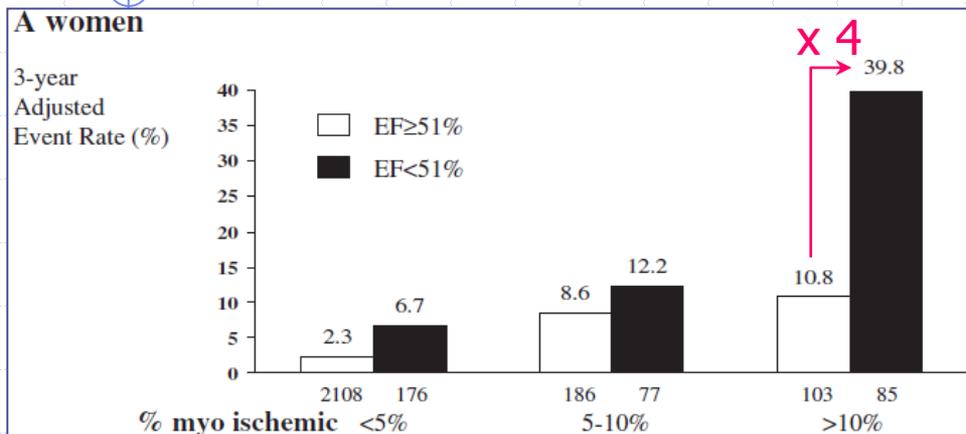
<i>Benkiran 2015 : N=70</i> <i>(suivi 2 ans, 13 CA)</i>	TSM	+ ES	+ TDM
Sensibilité %	77	69	67
Spécificité %	60	98	81
Exactitude %	63	93	79

« Spirale ischémique... »

STRESS	REPOS	REDISTRIBUTION	FONCTION	DIAGNOSTIC
N HYPO	N HYPO	N HYPO	N	Normal
± N	± N	± N	HYPO	REMODELAGE
HYPO	N	N	N	ISCHEMIE
HYPO	± N	± N	HYPO stress	SIDERATION
HYPO	HYPO	N (ou FDG)	HYPO	HIBERNATION
HYPO	HYPO	HYPO	HYPO	NECROSE

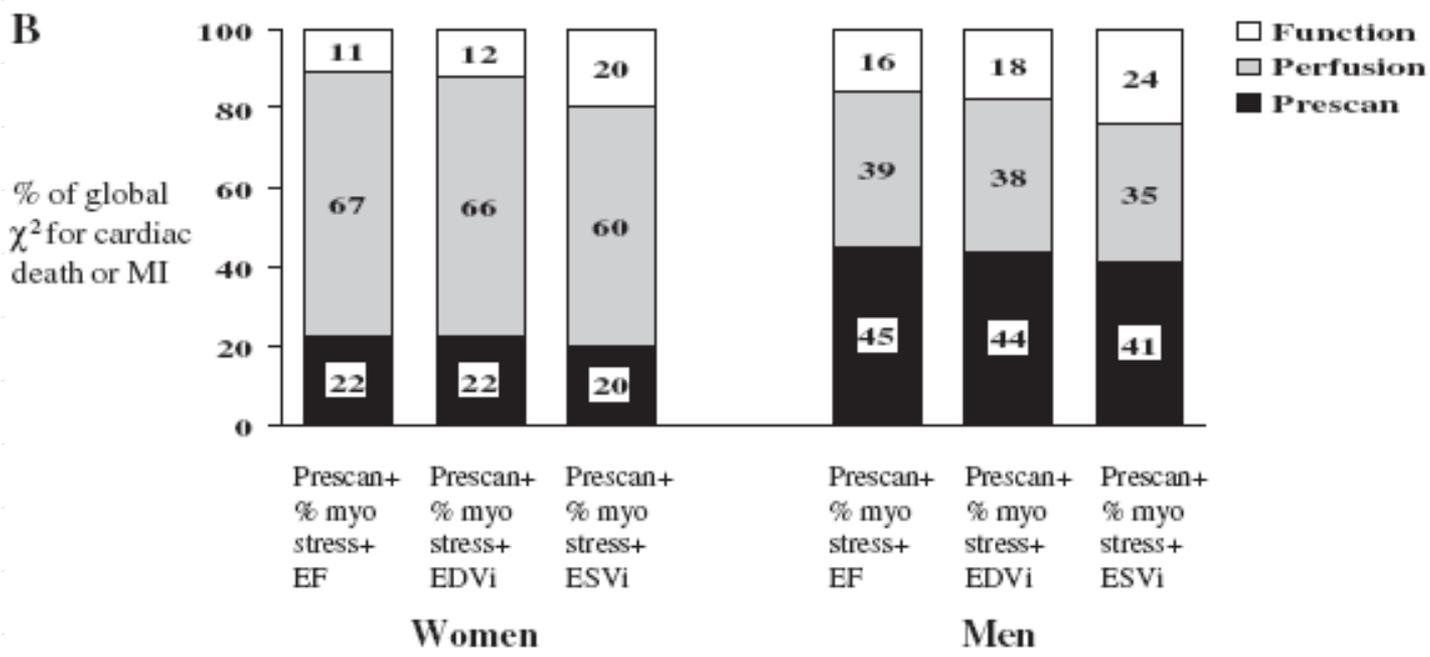
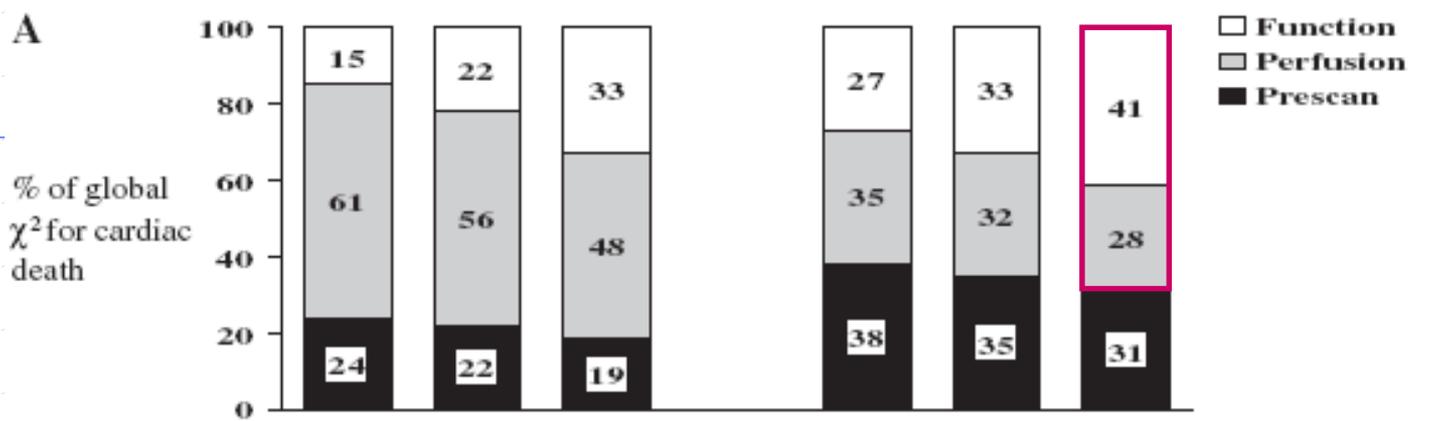
+ Etude possible de la réserve contractile
 (↑ fonction sous 5 µg/kg/min de dobutamine)

QGS[®] : validation clinique



6713 patients = 2735 femmes et 3978 hommes,
suivi 35 ± 14 mois pour IDM ou mort cardiaque

QGS®



QUANTIFICATION EN TSM



● AVANTAGES

- ◆ Reproductibilité et exactitude > analyse visuelle
- ◆ Quantification du risque ischémique: **sidération de stress**
- ◆ Quantification du pronostic cardiaque: **ESV / FE**
- ◆ Prise en compte des **artefacts d'atténuation** (activité/ES)
- ◆ Évaluation de petites anomalies (recherche)

● CAUSES D'ERREURS

- ◆ Pas d'intégration des mesures (Épreuve de stress, A, ES, M, V, FE)
- ◆ Artefacts :
 - cinétique, atténuation, alignement, diffusé du digestif
- ◆ Base de patients normaux parfois inadaptée
- ◆ Repositionnement des limites (VG, Base) incorrecte

FONCTION VG

- Mesures d'activité > mesures géométriques.
- Gain en spécificité (épaississement/atténuations)
- Mesures géométriques de précision limitée mais:
 - Intérêt clinique (pronostique) largement démontré
 - amélioration de la sensibilité
 - évaluation pronostique :
 - gravité des coronaropathies (anomalies fonctionnelles d'effort)
 - survie, probabilité de survenue de coronaropathie
- Logiciels non interchangeables
 - QGS, ECT, 4D-MSPECT: résultats corrélés,
 - mais limites d'accord élevées (Bland-Altman)

IMAGERIE PARAMETRIQUE EN NEUROLOGIE: SPM

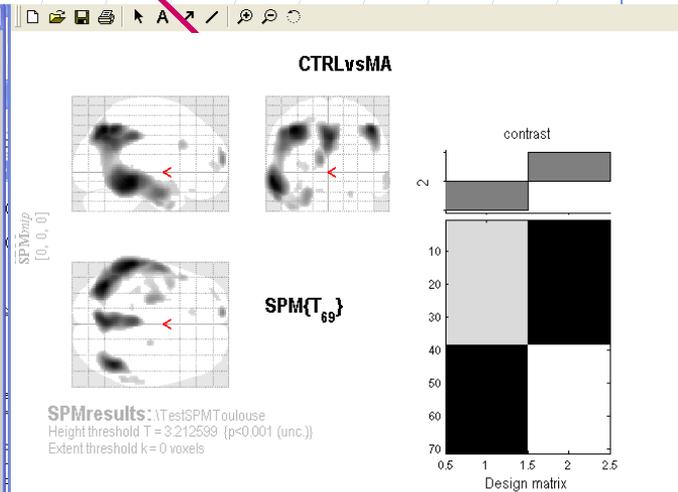
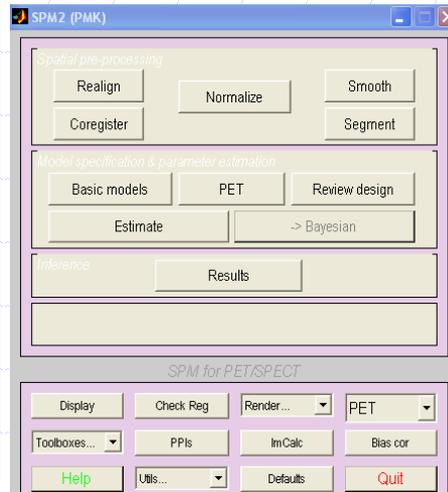
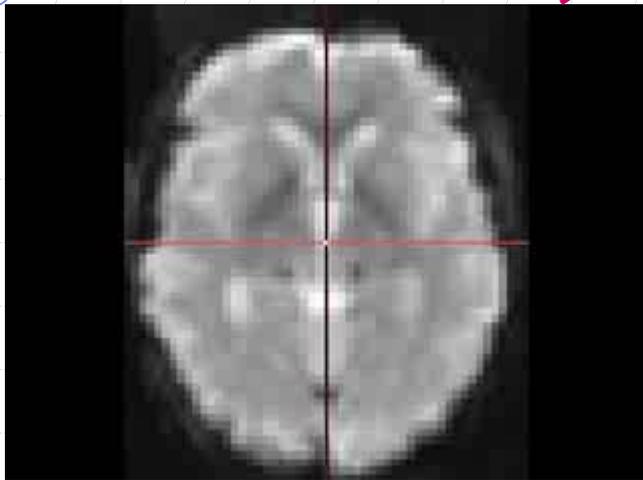
SPM : Statistical Parametric Mapping

Objectifs

- Recalage uni, multi-modal ou sur atlas
 - Permet de disposer de ROI standardisées
- Analyse statistique sur VOI
- Voxels significativement différents entre
 - Plusieurs acquisitions d'un même patient
 - Un patient et une base de données de sujets
 - Deux groupes de patients
- Exemple : SPM (voxel versus voxel), 3D-SSP
 - <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>

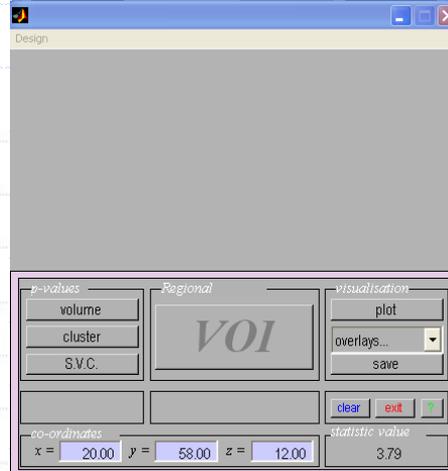
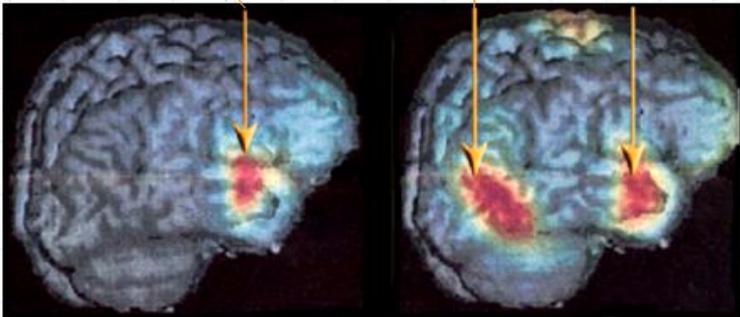


Objectifs



Effet BOLD

Cortex auditif Cortex visuel



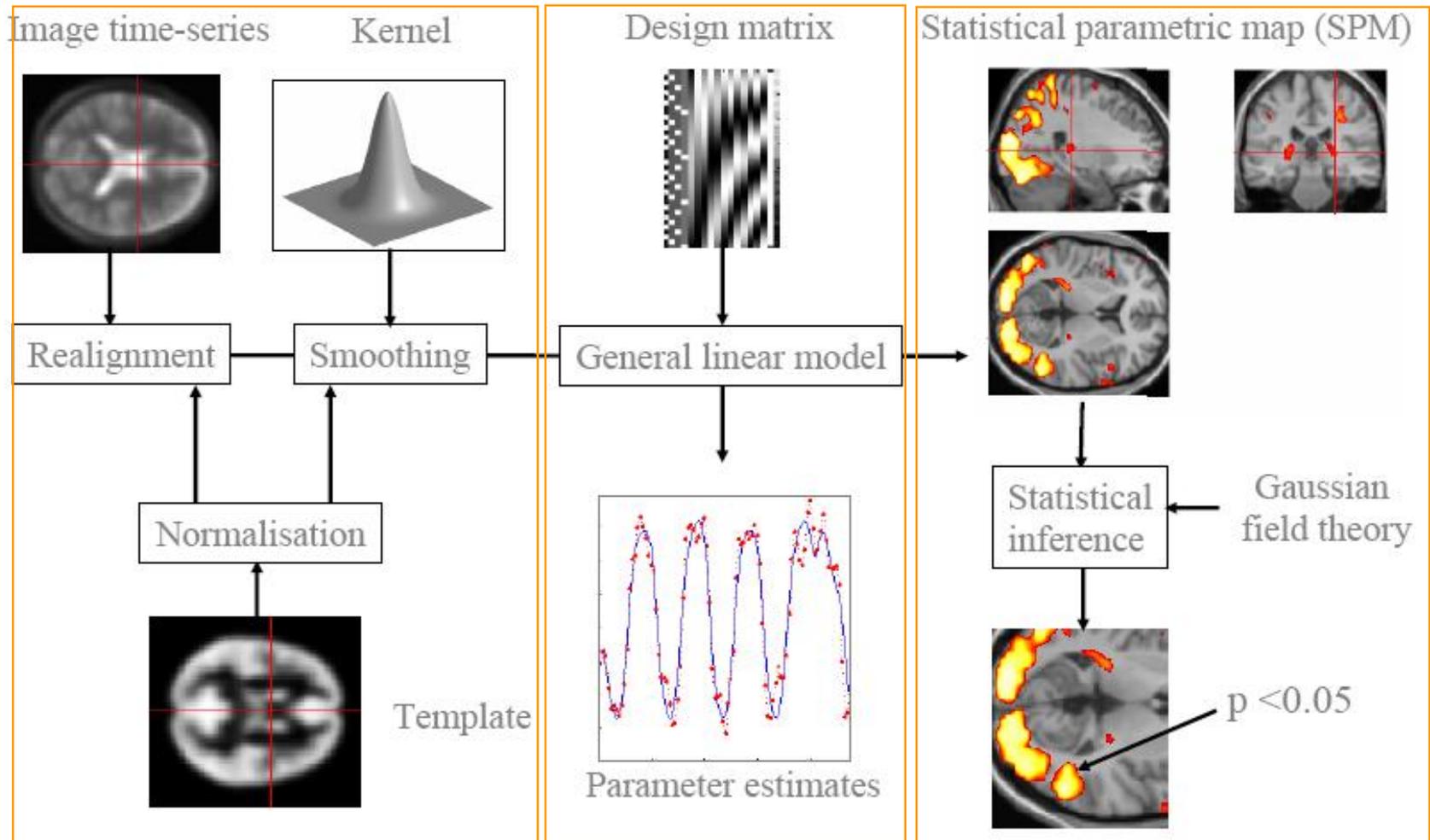
Sujet contrôle Aveugle de naissance

Procédure générale

Standardisation anatomique

Estimation des paramètres

Inférences statistiques



Recalage et standardisation

- Correction des mouvements (IRMf)
 - Recalage sur une image + (T,R) \pm non linéaire
- Standardisation anatomique
 - Recalage sur espace stéréotaxique (MNI, Talairach)
 - Transformation affine (T,R,H,G) + information a priori
 - Minimisation de l'information mutuelle
 - Puis transformation non linéaire (sur les BF)
- Lissage gaussien adapté :
 - aux anomalies recherchées
 - et aux hypothèses statistiques (Normalisation de la statistique du bruit, théorie des champs gaussiens aléatoires)

Exemples de standardisation

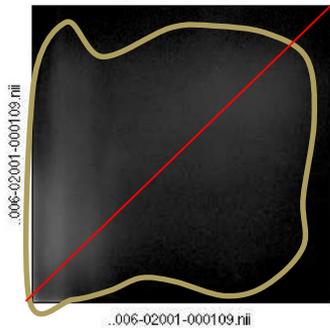
Normalised Mutual Information Coregistration

$$X1 = 0.985 * X + 0.173 * Y - 0.006 * Z - 33.442$$

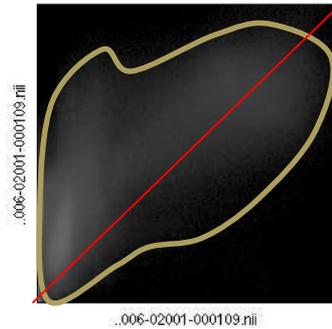
$$Y1 = -0.151 * X + 0.867 * Y + 0.943 * Z - 35.084$$

$$Z1 = 0.043 * X - 0.234 * Y + 0.881 * Z + 51.498$$

Original Joint Histogram



Final Joint Histogram



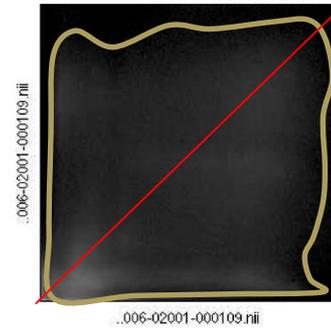
Normalised Mutual Information Coregistration

$$X1 = 0.998 * X + 0.019 * Y - 0.107 * Z - 2.350$$

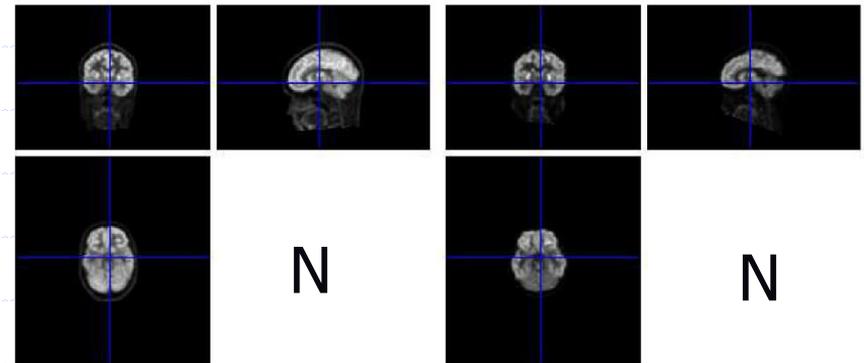
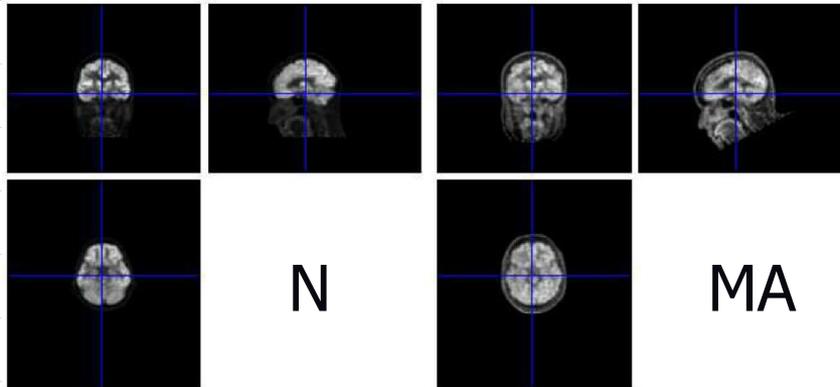
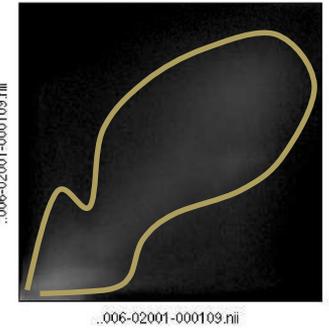
$$Y1 = -0.040 * X + 0.903 * Y - 0.852 * Z + 64.589$$

$$Z1 = 0.020 * X + 0.216 * Y + 0.902 * Z - 32.548$$

Original Joint Histogram



Final Joint Histogram



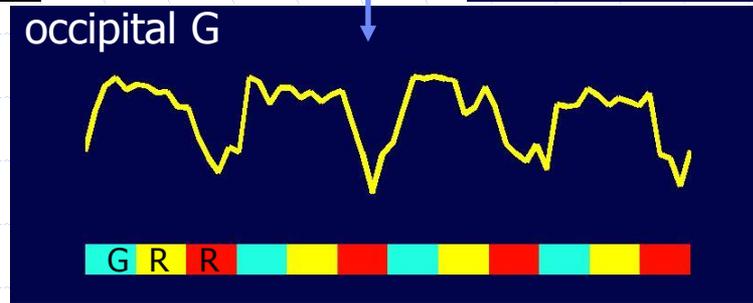
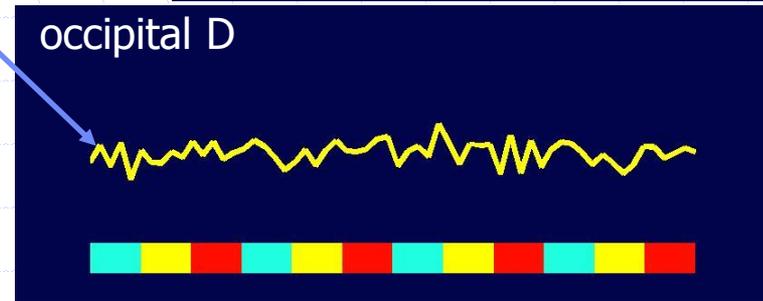
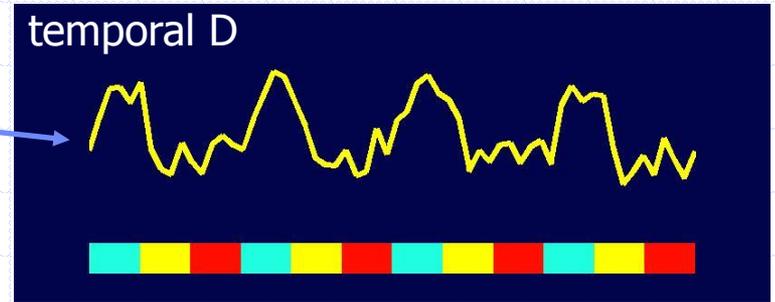
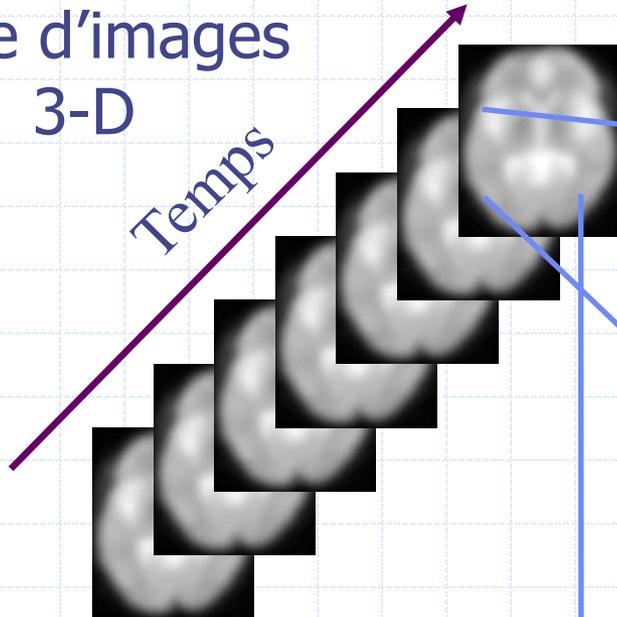
Modèle linéaire généralisé

Exemple sur une tâche sémantique:

- 1: génération d'un verbe / vision d'un mot
- 2: répétition d'un verbe
- 3: repos / vision d'une croix

Modèle linéaire généralisé

Série d'images
3-D

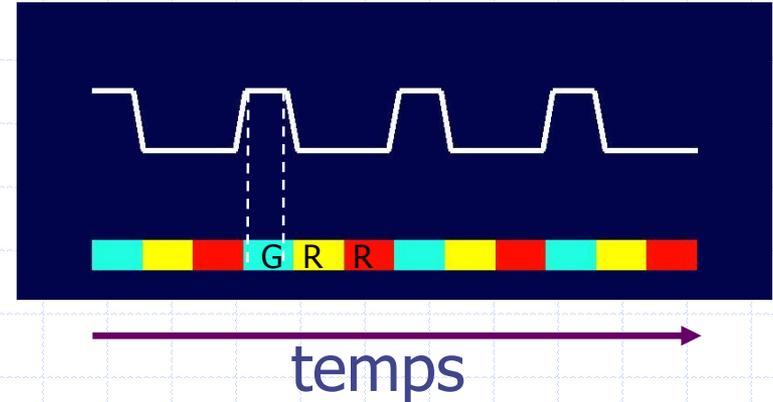


Generation
Répétition
Repos

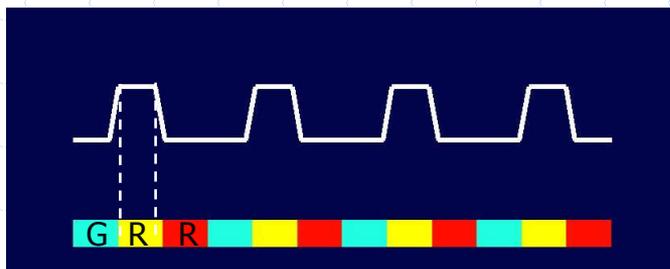
temps

Hypothèses du modèle

Un pixel activé par la génération doit avoir un signal de ce type

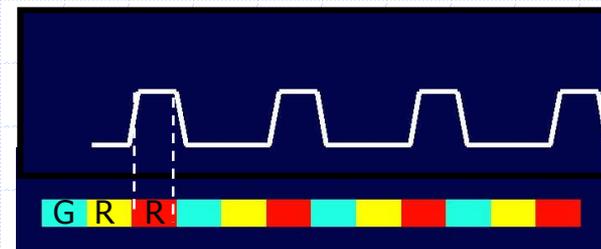


Un pixel activé par la répétition a un signal de ce type:



et

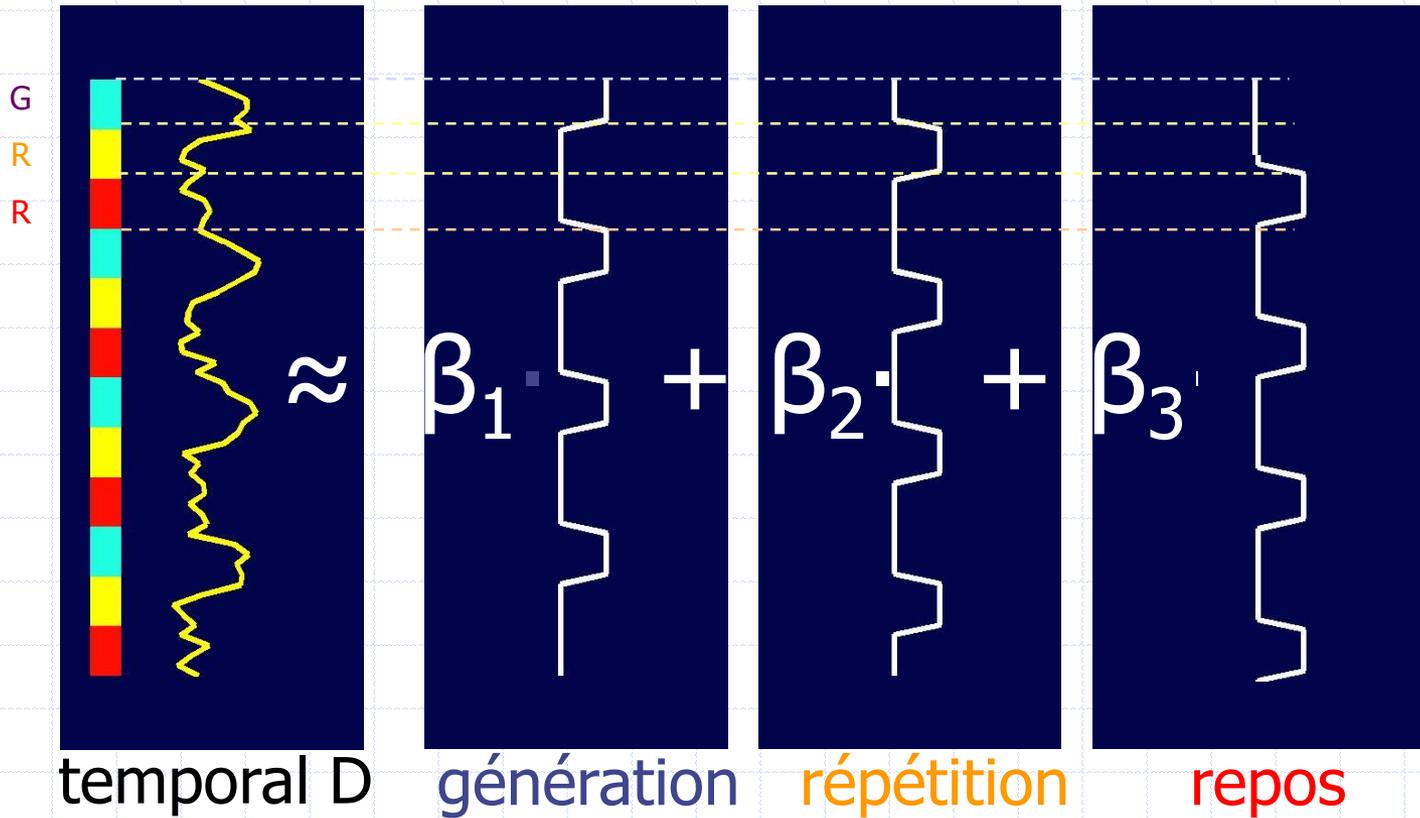
Un pixel qui préfère le repos:



Modèle linéaire généralisé

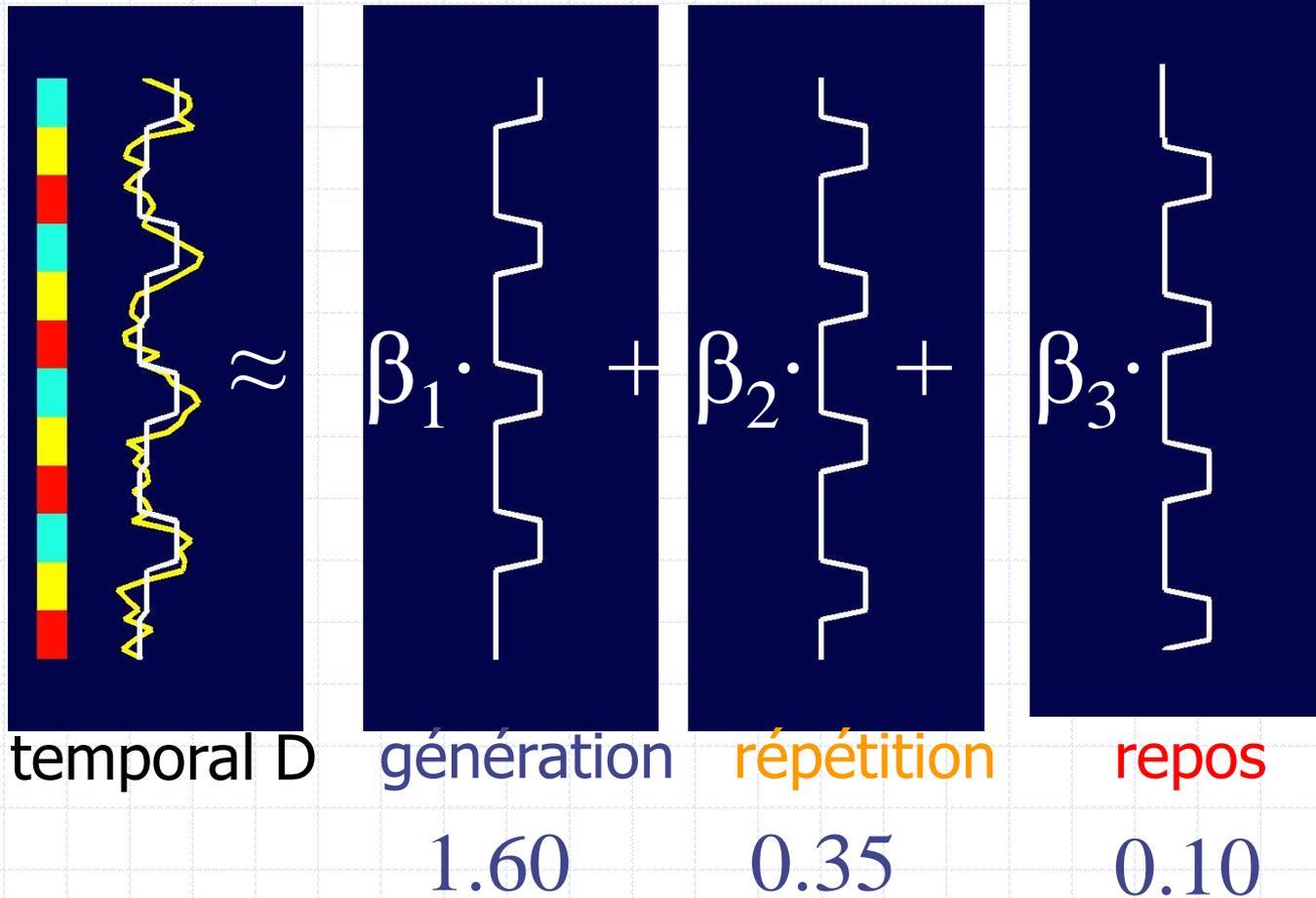
Signal mesuré

Signaux connus

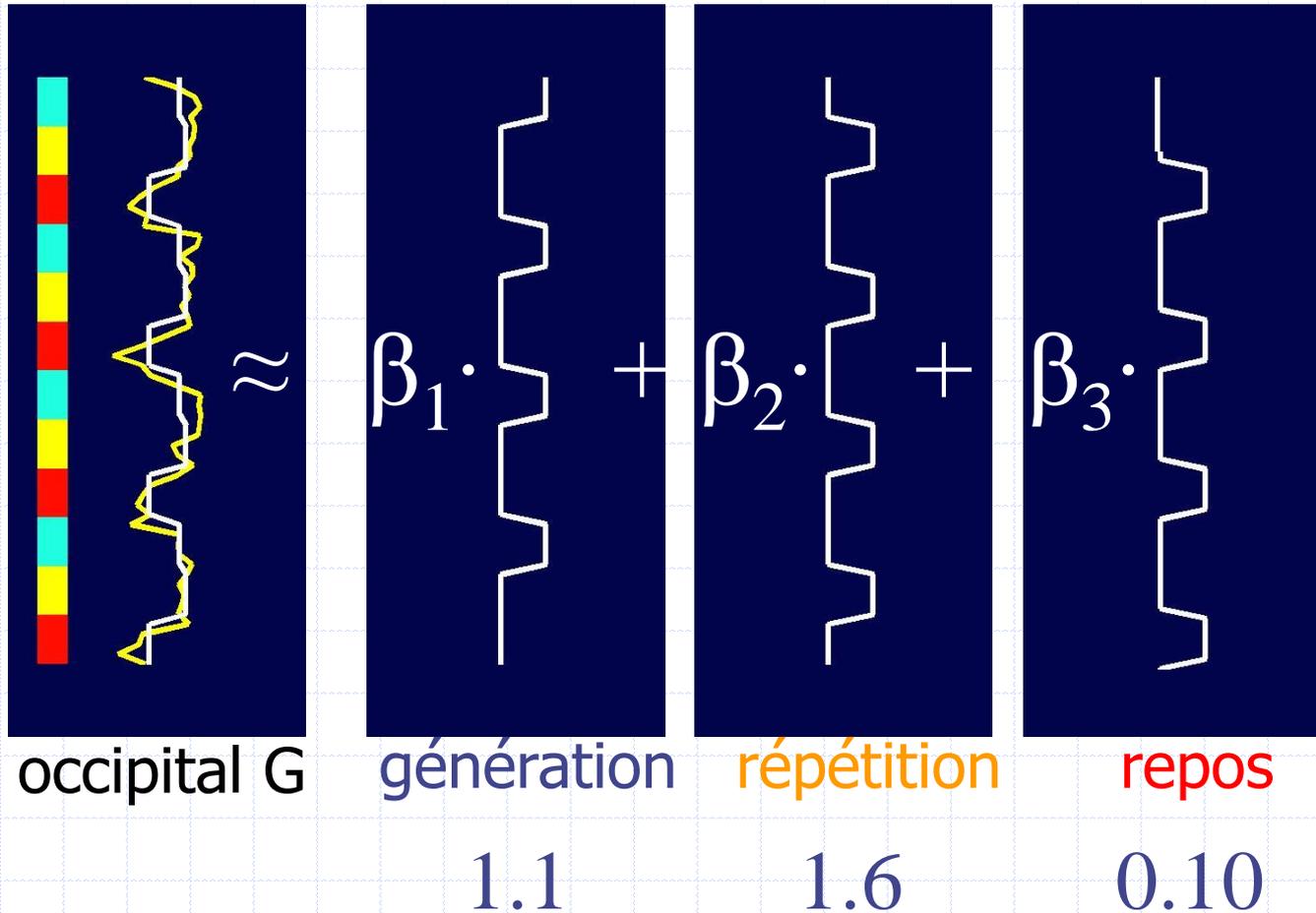


Problème: estimer les paramètres β_i

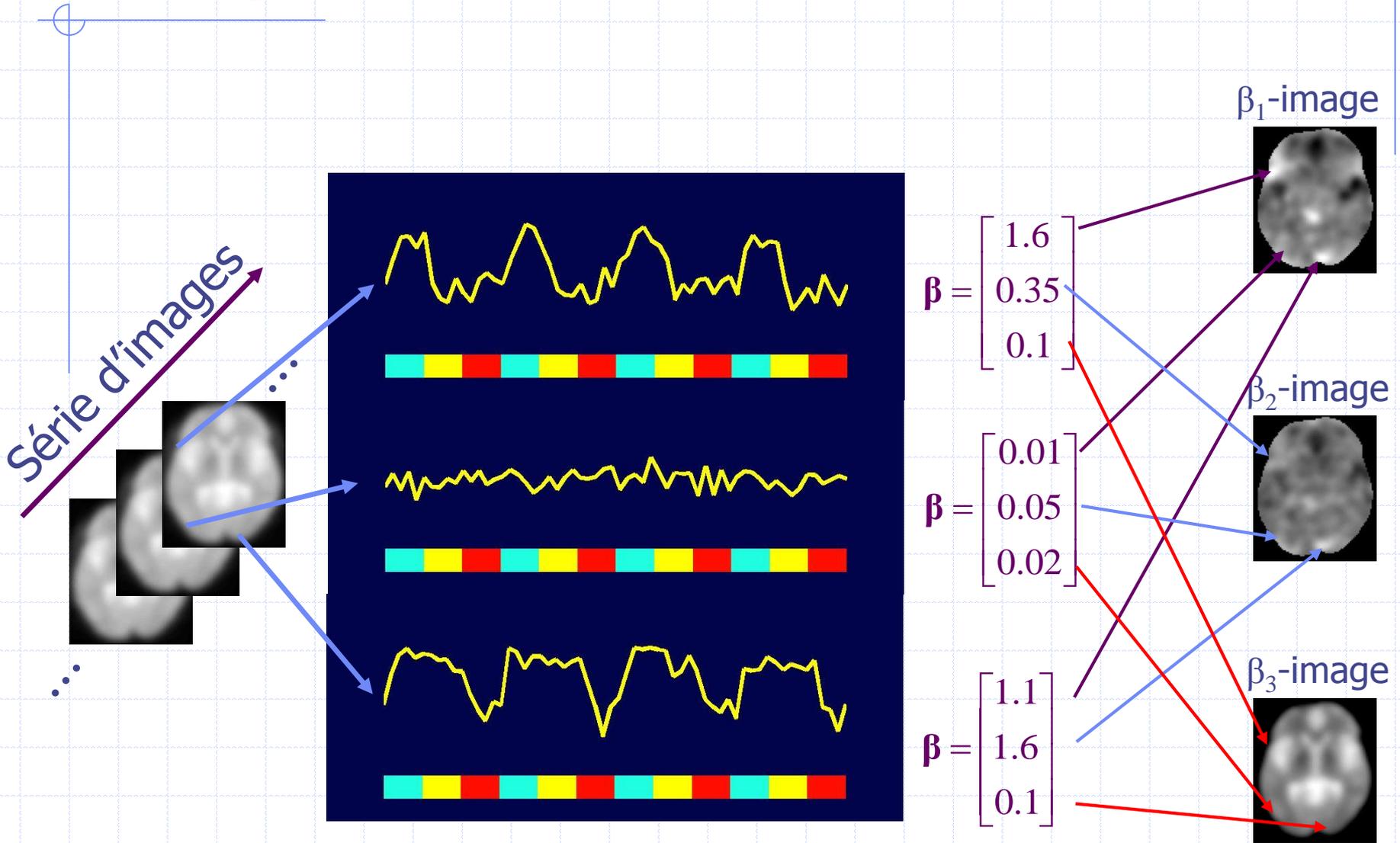
Estimation des paramètres β_i



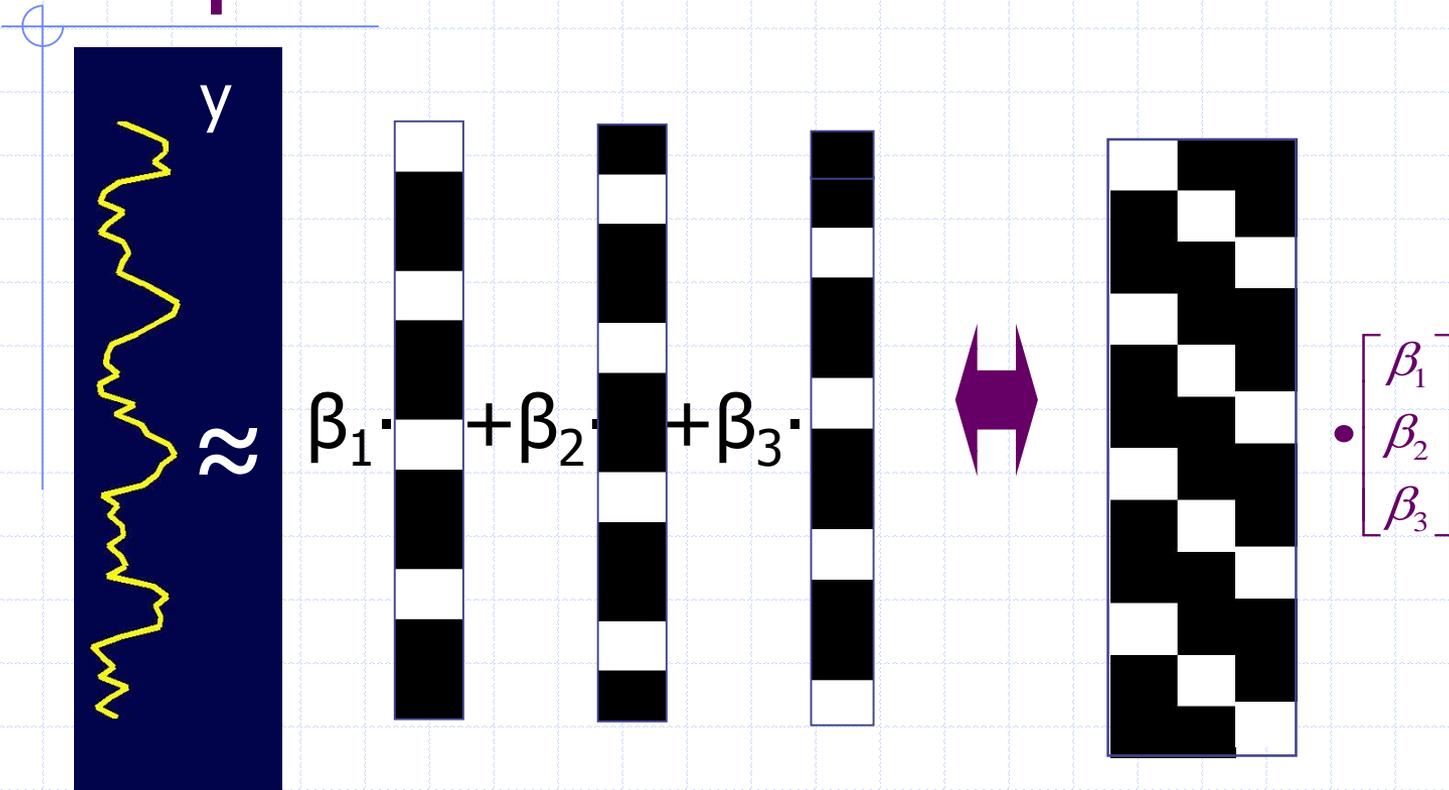
Estimation des paramètres β_i



Images paramétriques



Expression matricielle



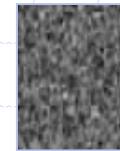
Design matrix : $\vec{y} = X \cdot \vec{\beta} + \vec{\mu} + \vec{\varepsilon}$

Tests statistiques

- Validité du modèle (nullité de tous les β_i)
 - Analyse de variances ($F = \text{var}(y) / \text{var}(\varepsilon) \approx 1$?)
- Hypothèses d'activation (différence de β_i)
 - Test t de Student (différence de moyenne)
- H_0 = pas de différence significative
- Rejet de H_0 si $p = \text{proba}(\text{test}/H_0) < 0.1 \%$

Comparaisons multiples et FP

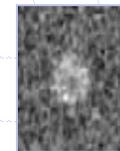
- $p = 0.01$ pour 100 000 voxels
 - \Rightarrow 1000 faux positifs
- Family Wise Error Rate
 - $\text{FWER} = p(\text{au moins un FP})$
- False Discovery Rate
 - $\text{FDR} = \text{Nb voxels FP} / \text{Nb voxels retenus}$
 - $\text{SPM} \Rightarrow p / \text{Moy}(\text{FDR}) < \text{seuil pr ed efini}$



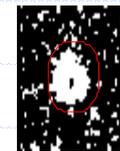
Bruit



Signal



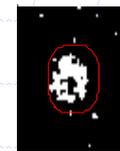
S+B



$p < 0.01$



FWER
 $S_p \uparrow$



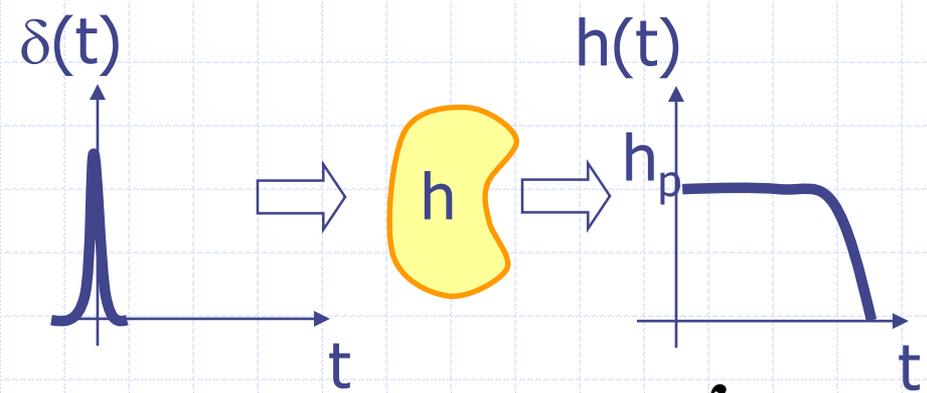
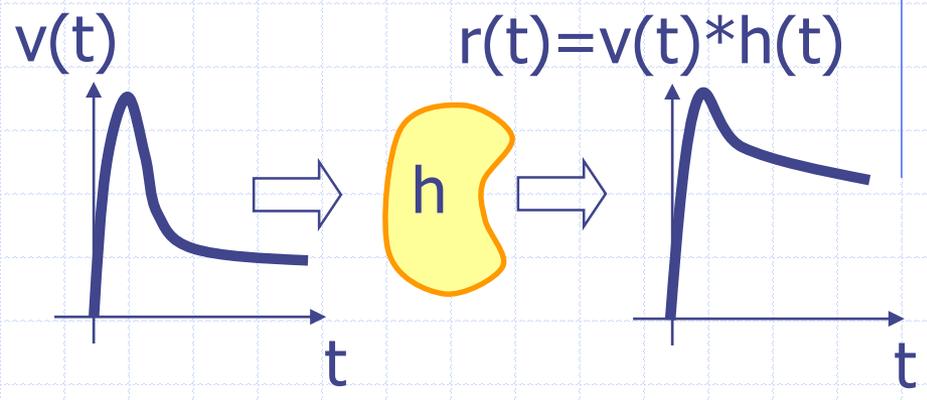
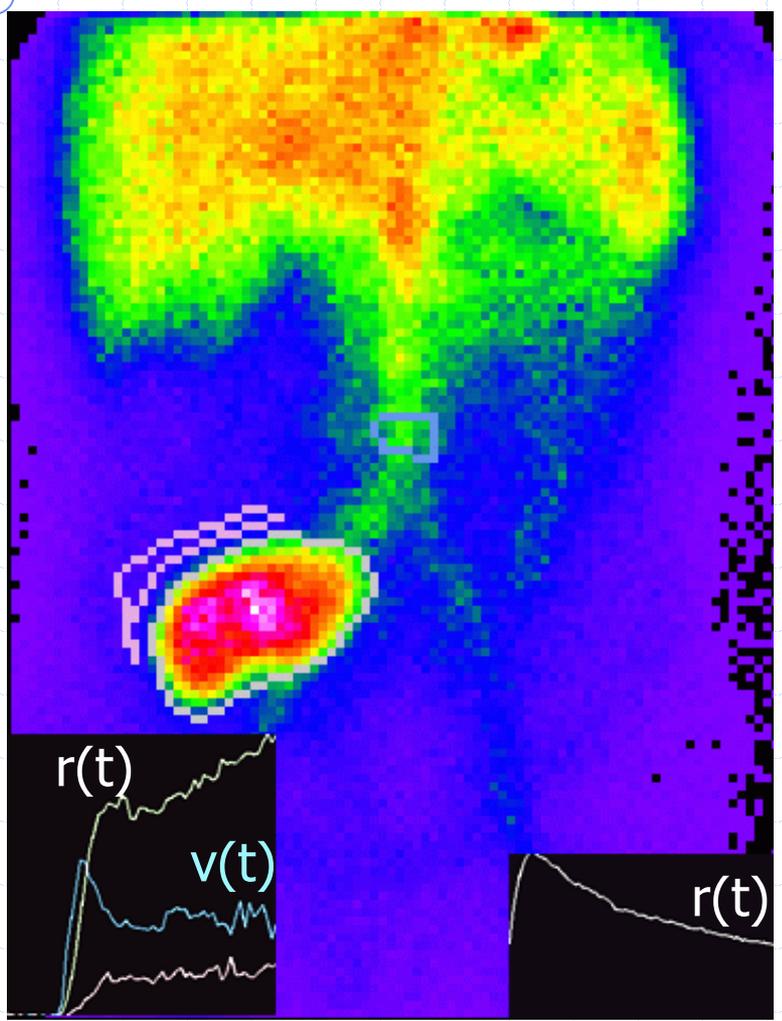
FDR
 $S_e \uparrow$

SPM : SYNTHÈSE

- Outil de recalage 3D
- Outil d'analyse statistique à l'échelle du voxel
 - Analyse de groupe ou modèle linéaire généralisé
- Modèle linéaire généralisé:
 - Nécessite de concevoir un modèle du signal étudié sous la forme d'une combinaison linéaire de signaux élémentaires
 - Permet d'évaluer la contribution d'un phénomène physiologique à l'activation d'un voxel.
- Nécessite d'opter pour un mode de gestion des comparaisons multiples

IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE RENALE

Déconvolution de l'entrée vasculaire



$$TTM = \frac{\int h(t) dt}{h_p}$$

Déconvolution de l'entrée vasculaire

$$r(u) = \sum_{t=0}^u v(u-t).h(t)$$

$$u = 0 \Rightarrow r(0) = v(0).h(0) \Rightarrow h(0) = \frac{r(0)}{v(0)}$$

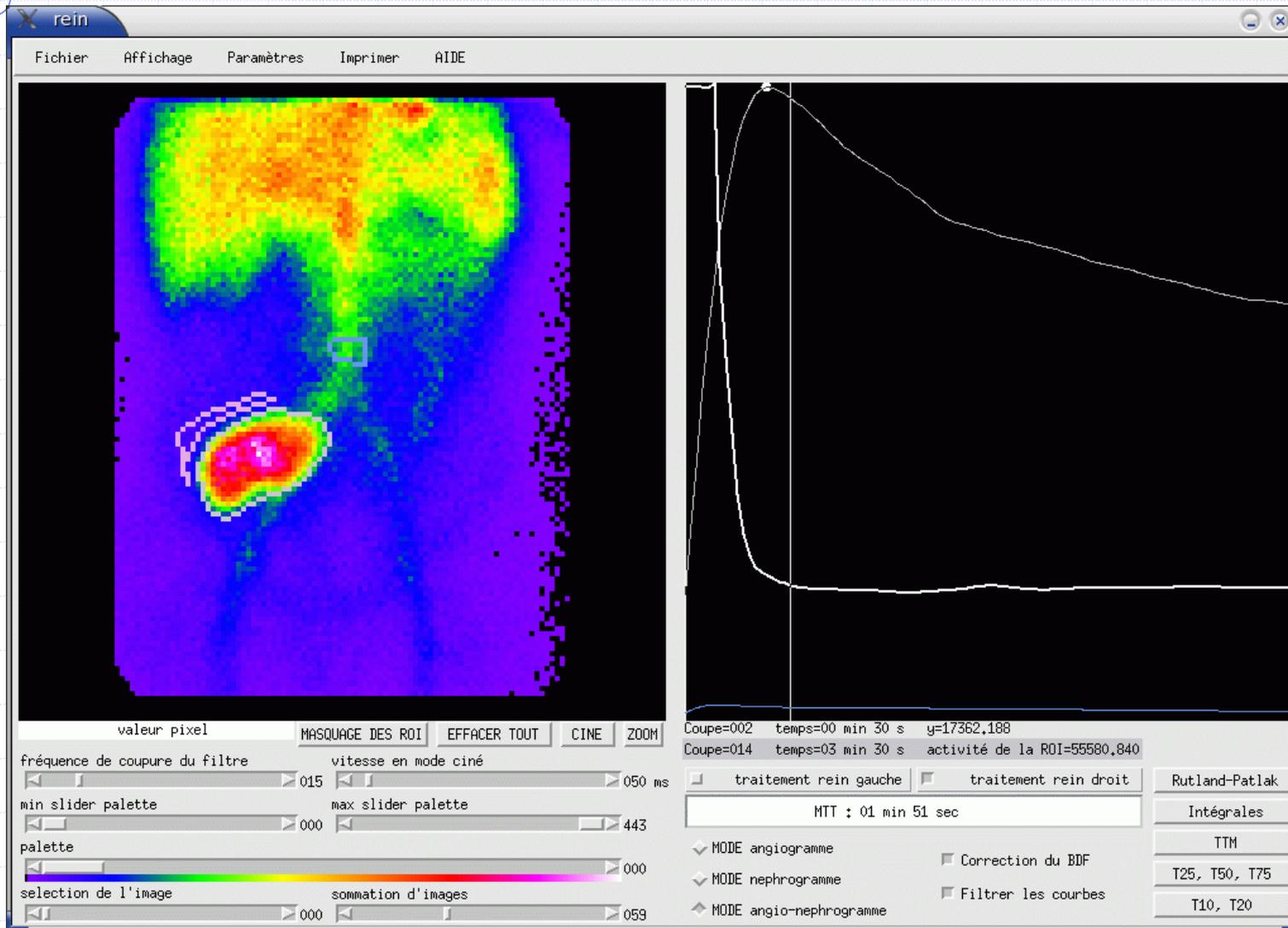
$$u = 1 \Rightarrow r(1) = v(1).h(0) + v(0).h(1) \Rightarrow h(1) = \frac{r(1)v(0) - v(1)r(0)}{v(0)^2}$$

etc...

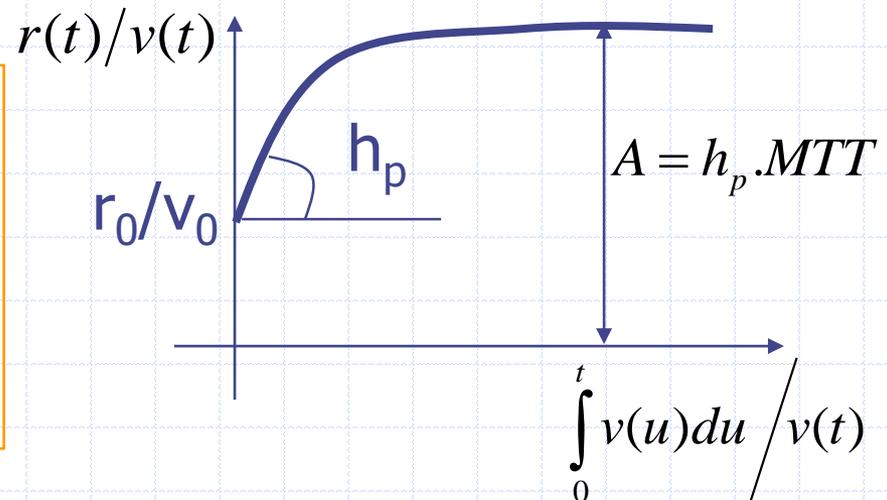
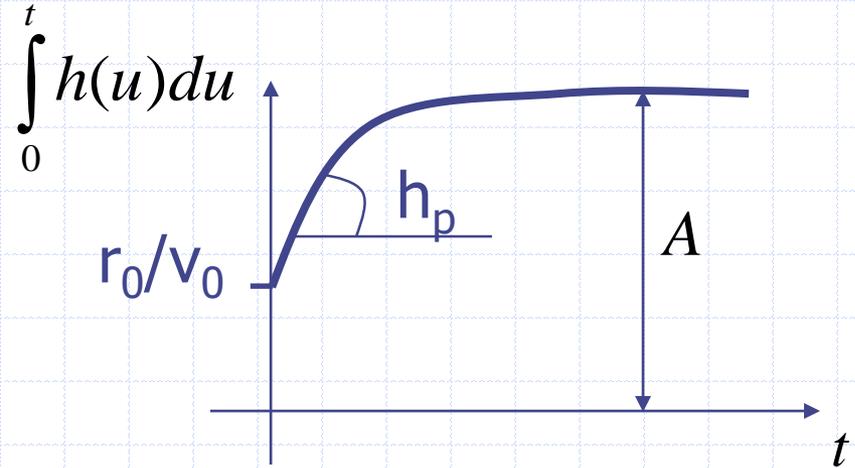
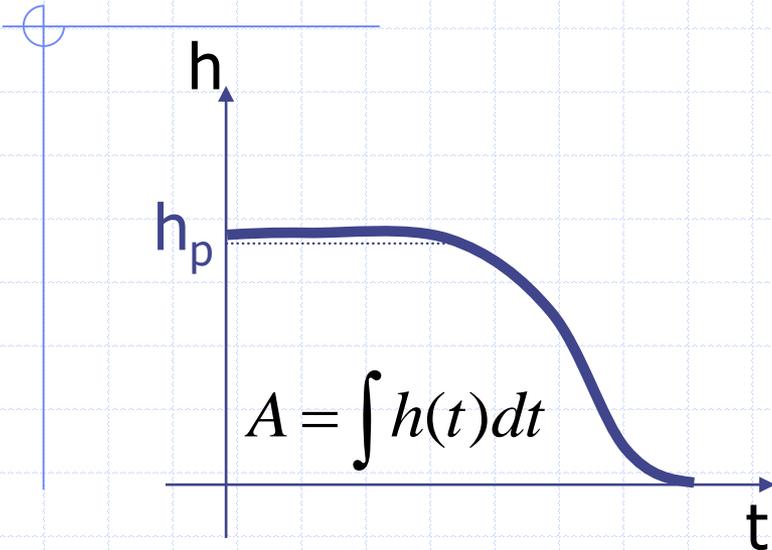
$$r = v * h \Rightarrow \hat{r} = \hat{v} \cdot \hat{h} \Rightarrow \hat{h} = \frac{\hat{r}}{\hat{v}}$$

$$\text{donc } h = \text{TF}^{-1} \left(\frac{\hat{r}}{\hat{v}} \right)$$

Déconvolution de l'entrée vasculaire



Alternative: Rutland-Patlak

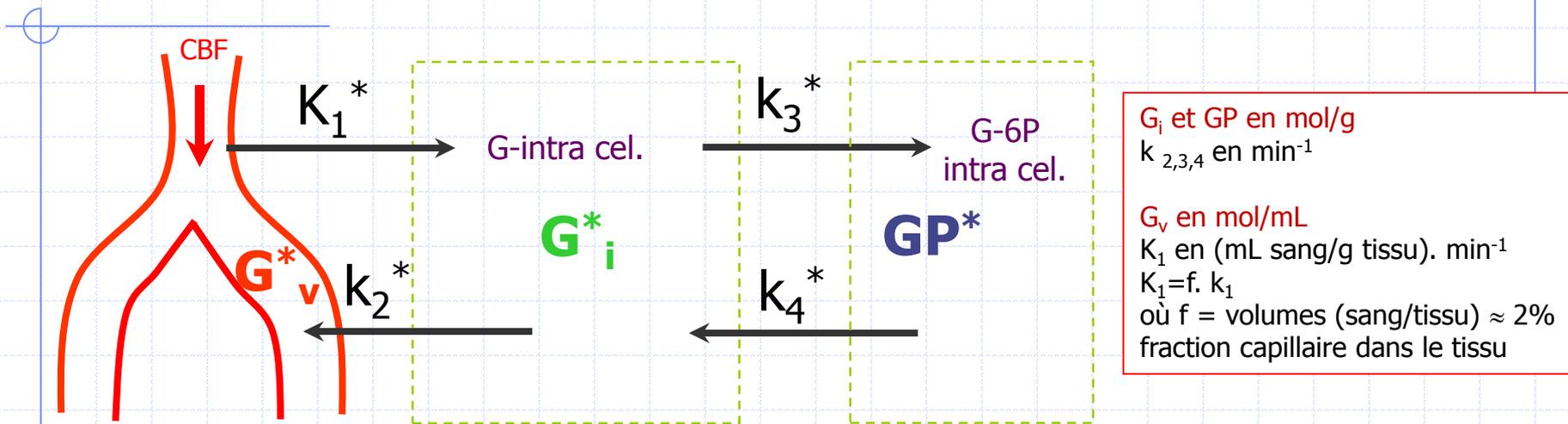


Le $MTT = A/h_p$ peut être déterminé à partir du plateau de la représentation de RP
 h accessible par dérivation de RP

DECONVOLUTION : SYNTHÈSE

- Théorie : la réponse d'un organe $h(t)$ corrigée des effets de la dilution de l'embolo radioactif peut être obtenue par déconvolution de la réponse mesurée $r(t)$ par la réponse vasculaire $v(t)$.
- Pratique délicate: nécessite un filtrage passe-bas
 - Déconvolution directe itérative : sensibilité à $v(0)$
 - Division dans le domaine de Fourier : Pb. si $\hat{v}(f) = 0$
- Alternative commode de Rutland-Patlak:
 - Estimer $h(t)$ par la dérivée temporelle de $r(t)/v(t)$.

METABOLISATION DU GLUCOSE*



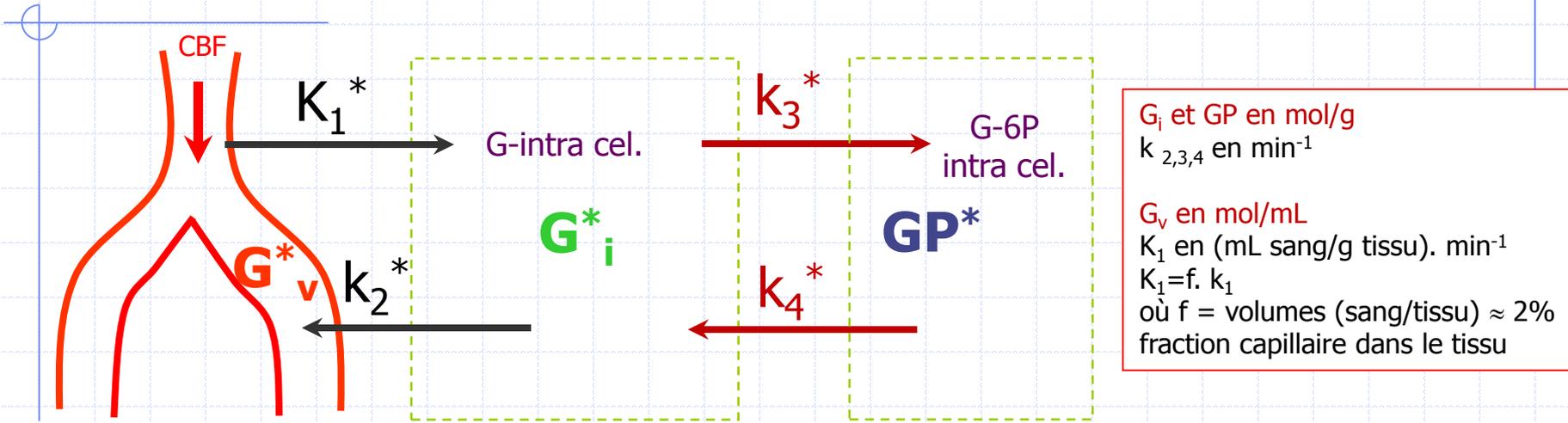
On cherche à quantifier par g de tissu et par minute :

1- La **perfusion du tissu** = K_1 (en $\text{ml.g}^{-1}.\text{min}^{-1}$)

Elle est liée au **flux sanguin cérébral** CBF en mL de sang/g de tissu /min via une constante, la fraction d'extraction FE : $\text{CBF} = K_1/\text{FE}$, $\text{FE} \approx 18\%$ dans le cerveau,

3- Le **taux de métabolisation ou de phosphorylation (MRG)** du glucose (en $\mu\text{mol.g}^{-1}.\text{min}^{-1}$)

METABOLISATION DU GLUCOSE*



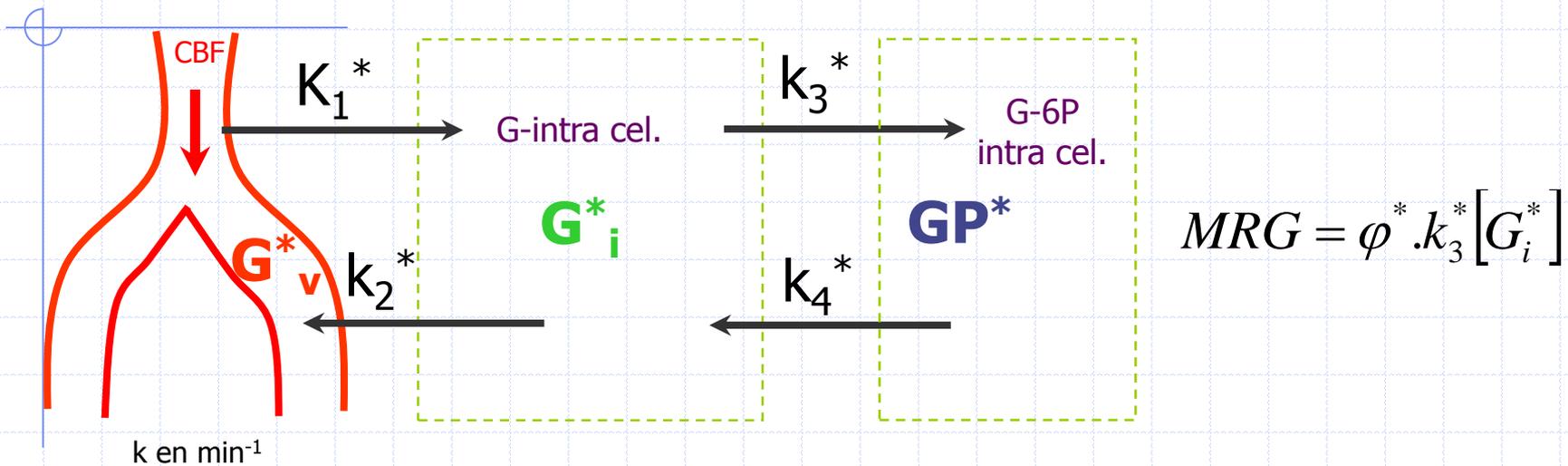
A l'équilibre, on définit le taux de métabolisme du glucose par:

$$MRG := k_3^* [G_i^*] - k_4^* [GP^*]$$

Hypothèse: $k_4^* [GP^*] = r^* \cdot k_3^* [G_i^*] \Rightarrow MRG = (1 - r^*) \cdot k_3^* [G_i^*] := \varphi^* \cdot k_3^* [G_i^*]$

qu'il reste à exprimer en fonction de G_v^*

METABOLISATION DU GLUCOSE*



Hypothèse: $G_i^* = cste \Rightarrow K_1^* G_v^* + k_4^* [GP^*] = (k_2^* + k_3^*) [G_i^*]$

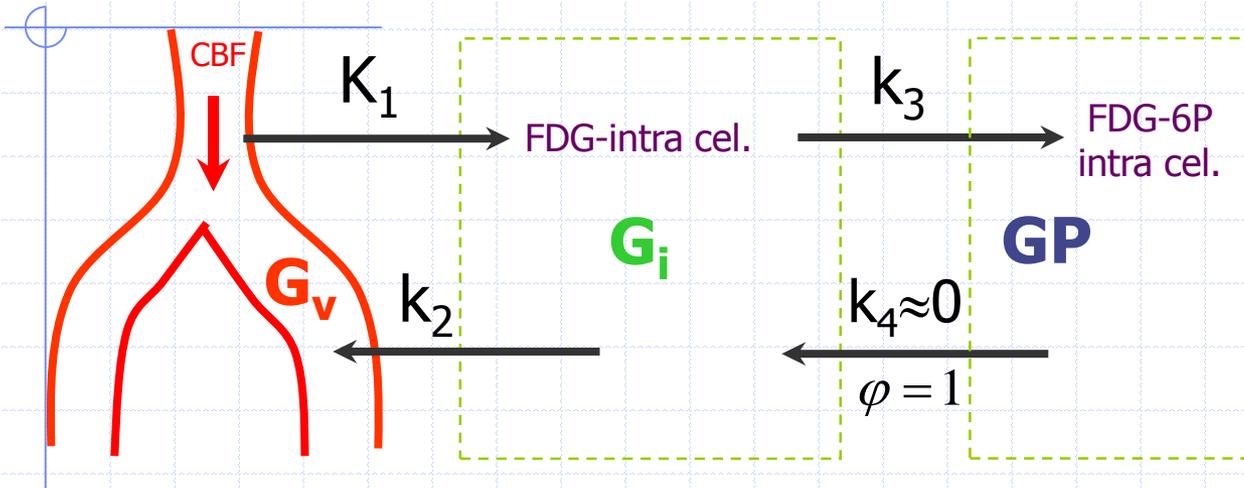
$\Rightarrow K_1^* [G_v^*] + r^* . k_3^* [G_i^*] = (k_2^* + k_3^*) [G_i^*]$

$\Rightarrow K_1^* [G_v^*] = (k_2^* + (1 - r^*) k_3^*) [G_i^*] = (k_2^* + \varphi^* . k_3^*) [G_i^*]$

$\Rightarrow [G_i^*] = \frac{K_1^* [G_v^*]}{k_2^* + \varphi^* . k_3^*}$ et $MRG = \varphi^* . \frac{K_1^* k_3^*}{k_2^* + \varphi^* . k_3^*} [G_v^*] := \varphi^* . K_i^* [G_v^*]$

Et si c'est du ¹⁸F-FDG ?

METABOLISATION DU ^{18}F -FDG

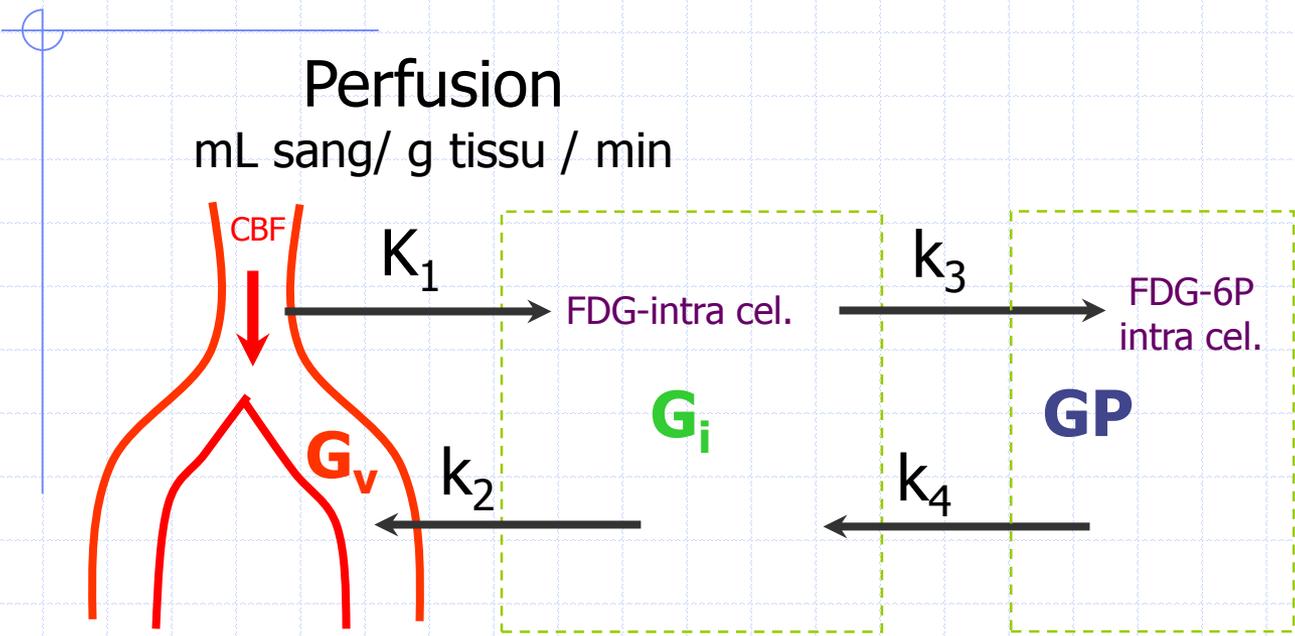


$$MRG = \phi^* \frac{K_1 k_3^*}{k_2^* + \phi^* k_3^*} [G_v^*] := \frac{1}{L_c} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} [G_v] \quad \text{avec} \quad L_c = \frac{1}{\phi^*} \cdot \frac{V_m \cdot K_M^*}{V_m^* \cdot K_M} \cdot \frac{V_d(G)}{V_d(G^*)}$$

On peut montrer que L_c ne dépend que de ϕ^* , des volumes de distribution du glucose et du FDG, et des paramètres de la cinétique enzymatique de Michaelis-Menten qui caractérise la compétition du glucose et du FDG sur l'hexokinase.

L_c est constante au sein d'une espèce sur l'ensemble d'un organe, quel que soit son état physiologique; Elle vaut entre 0,4 et 0,5 pour un cerveau humain.

OBJECTIF A ATTEINDRE



FE = 18%
fraction du CBF qui perfuse le tissu

Activité mesurée par la scintigraphie (kBq/mL) ⇒ ?

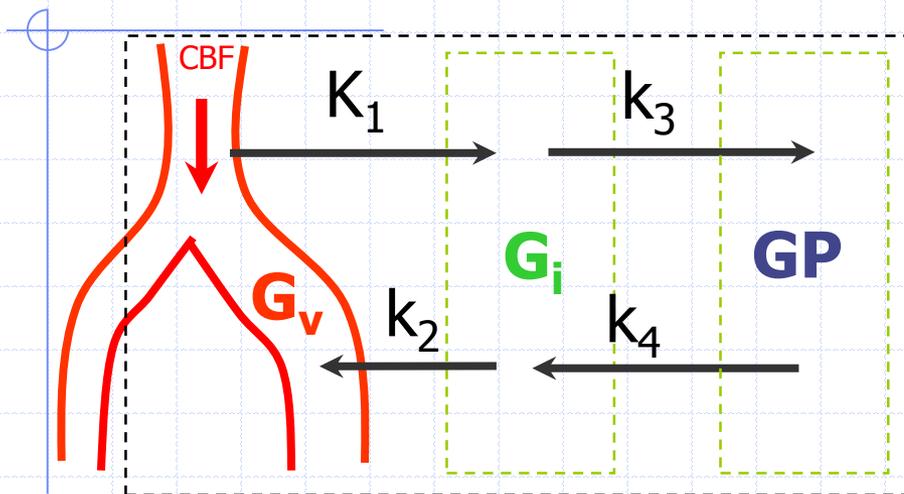
Perfusion = K_1 (ml.g⁻¹.min⁻¹)

Métabolisation du glucose (μmol.g⁻¹.min⁻¹):

$$MRG = \frac{Glycémie}{L_c} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} = \frac{Glycémie}{L_c} K_i$$

$L_c = 0,4$ à $1,3$ est constante dans une espèce sur tout le cerveau et pour toute situation physiologique

MODELE POUR LE FDG



$$C_{PET}(t) = [G_i](t) + [GP](t) + f \cdot [G_v](t)$$

mesurée dans la ROI cérébrale/myocardique

$$\frac{d[G_i]}{dt}(t) = K_1[G_v](t) - (k_2 + k_3)[G_i](t) + k_4[GP](t)$$

$$\frac{d[GP]}{dt}(t) = k_3[G_i](t) - k_4[GP](t)$$

$$\Rightarrow \begin{cases} [G_i](t) = \frac{K_1}{\alpha_2 - \alpha_1} \int_0^t [(k_4 - \alpha_1)e^{-\alpha_1 t} + (\alpha_2 - k_4)e^{-\alpha_2 t}] [G_v](t-u) \cdot du \\ [GP](t) = \frac{K_1 k_3}{\alpha_2 - \alpha_1} \int_0^t [e^{-\alpha_1 t} - e^{-\alpha_2 t}] [G_v](t-u) \cdot du \end{cases}$$

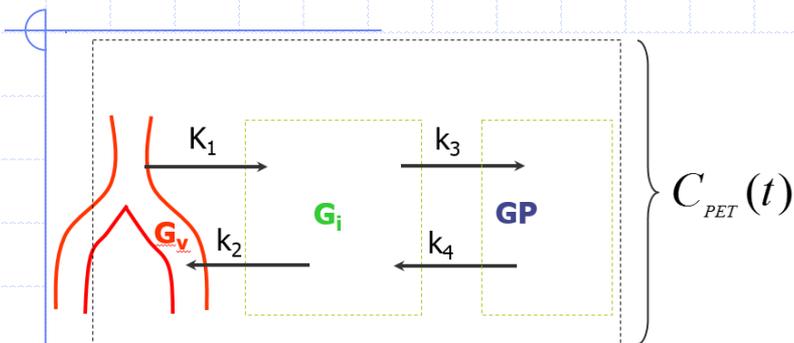
$$\alpha_1^2 = \frac{k_2 + k_3 + k_4 \pm \sqrt{\Delta}}{2}$$

$$\Delta = (k_2 + k_3 + k_4)^2 - 4k_2 k_4$$

$$\Rightarrow C_{PET}(t) = f \cdot [G_v](t) + \frac{K_1}{\alpha_2 - \alpha_1} \int_0^t [(k_3 + k_4 - \alpha_1)e^{-\alpha_1 t} + (\alpha_2 - k_3 - k_4)e^{-\alpha_2 t}] [G_v](t-u) \cdot du$$

Il reste à déterminer les k qui sont en accord avec les mesures de TEP dans les 2 ROI de mesures (G_v et C_{PET})

MODELE POUR LE FDG



Estimation

K_1, k_2, k_3, k_4

$$C_{PET}^e(t) = f \cdot [G_v](t) + \frac{K_1}{\alpha_2 - \alpha_1} \int_0^t [(k_3 + k_4 - \alpha_1)e^{-\alpha_1 t} + (\alpha_2 - k_3 - k_4)e^{-\alpha_2 t}] [G_v](t-u) \cdot du$$

$$\alpha_1^2 = \frac{k_2 + k_3 + k_4 \pm \sqrt{\Delta}}{2} \quad \text{et} \quad \Delta = (k_2 + k_3 + k_4)^2 - 4k_2k_4$$

Mesures de
 $C_{PET}^m(t)$ et $[G_v](t)$

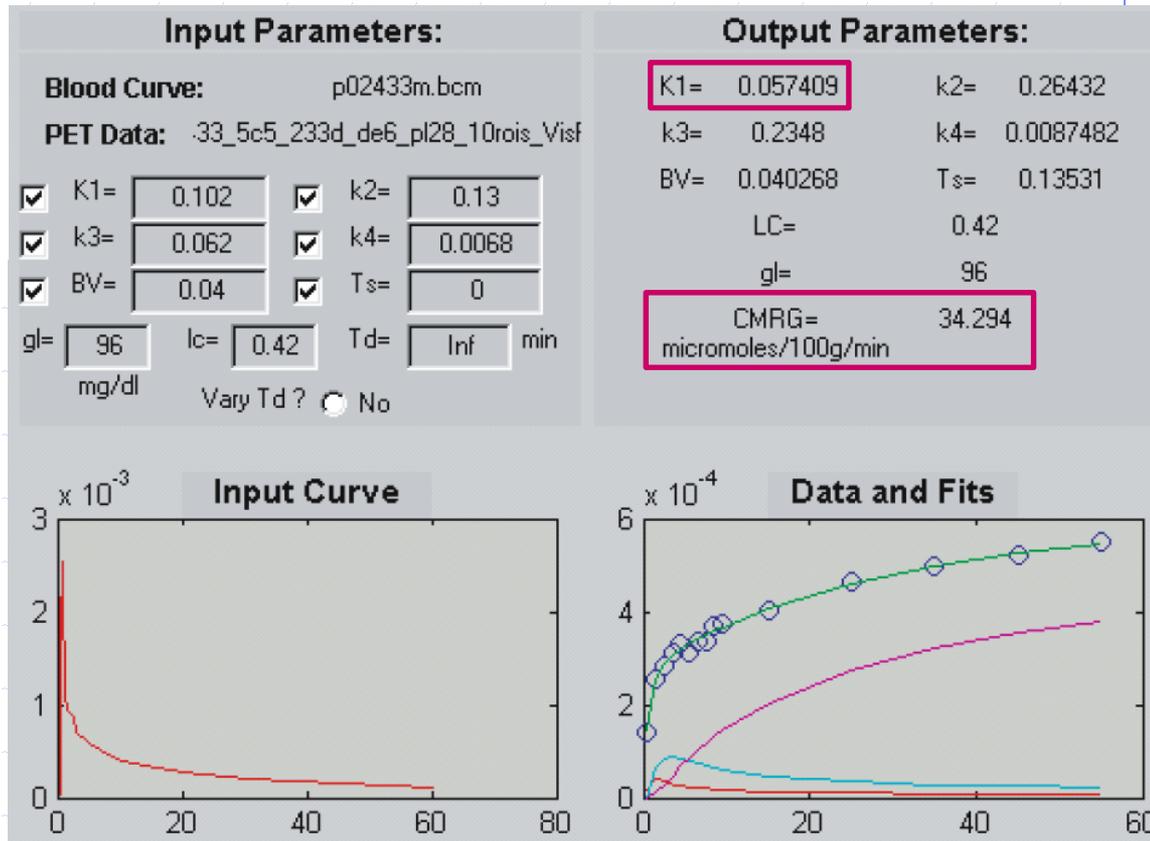
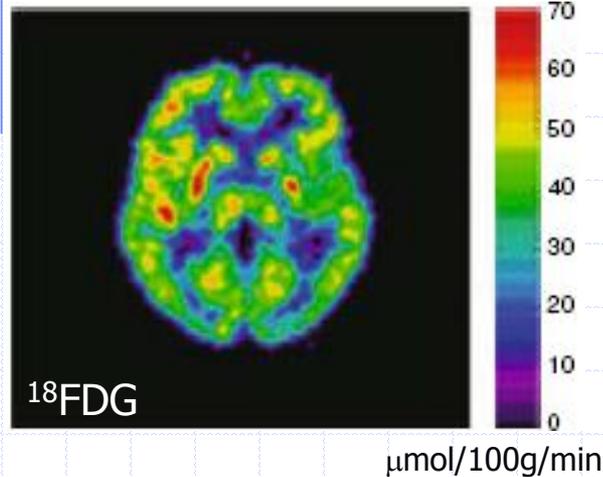
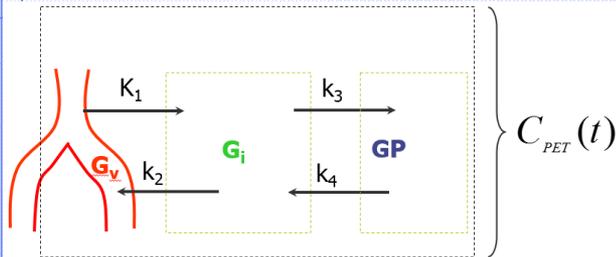
$|C_{PET}^m(t) - C_{PET}^e(t)|$
minimum ?

Ajustement
 K_1, k_2, k_3, k_4

$Lumped\ Cst = E_{av}(FDG/G) = 0.4 \text{ à } 1.3$

$$MRG(\mu\text{mol} / 100\text{g} / \text{min}) = \frac{Gly(\mu\text{mol} / 100\text{mL})}{LC} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3}$$

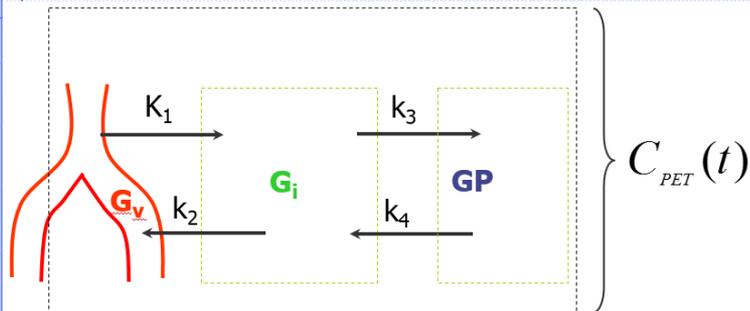
MODELE POUR LE FDG



$Lumped\ Cst = E_{av}(FDG/G) = 0.4 \text{ à } 1.3$

$$MRG(\mu mol / 100g / min) = \frac{Gly(\mu mol / 100mL)}{LC} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3}$$

MODELE SIMPLIFIE DE PATLAK



Hypothèses :

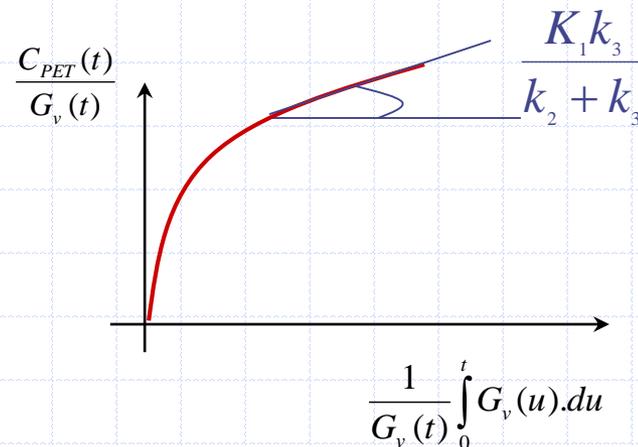
$$k_4 = 0$$

$t \gg$ bolus FDG: G_v cst versus $e^{-(k_2+k_3)t}$
 $f=0$ (2 à 5% dans le cerveau)

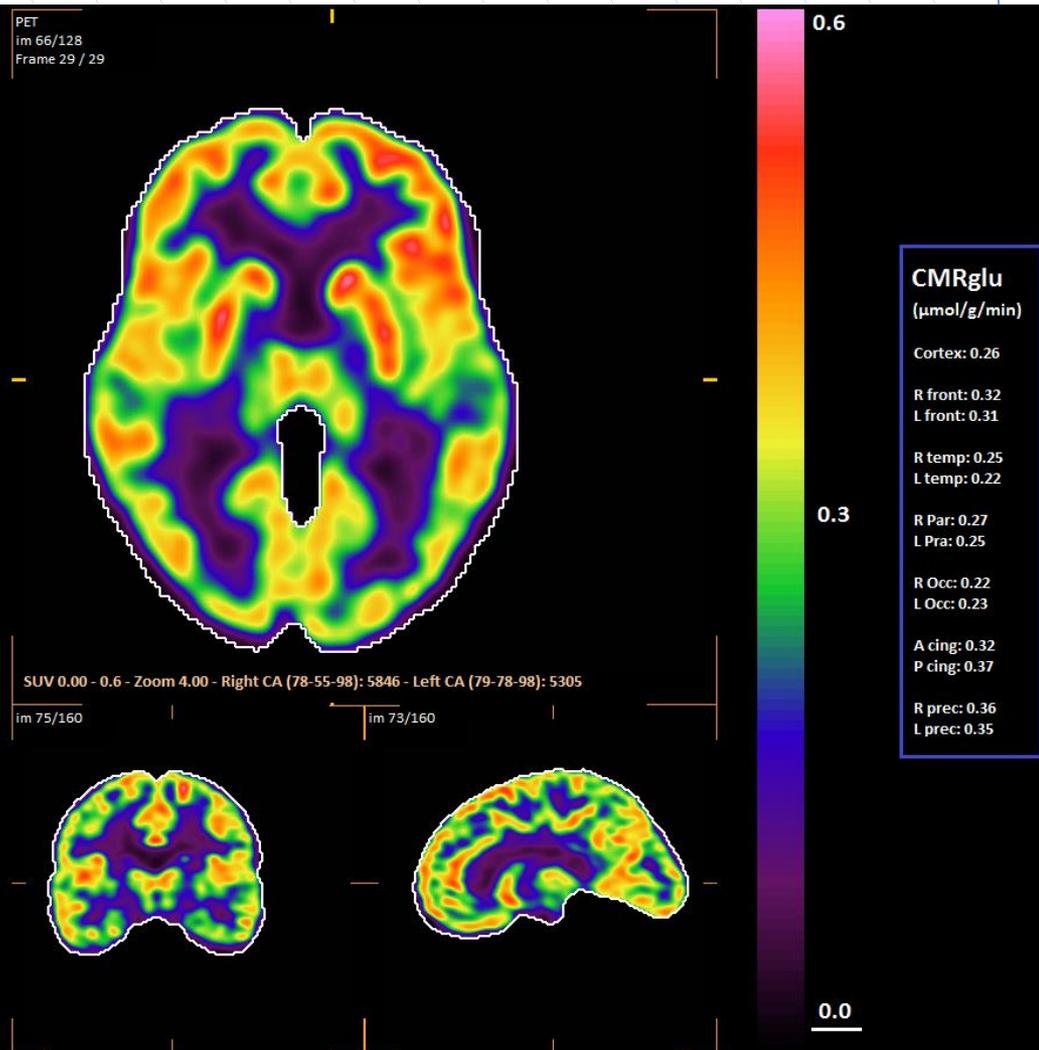
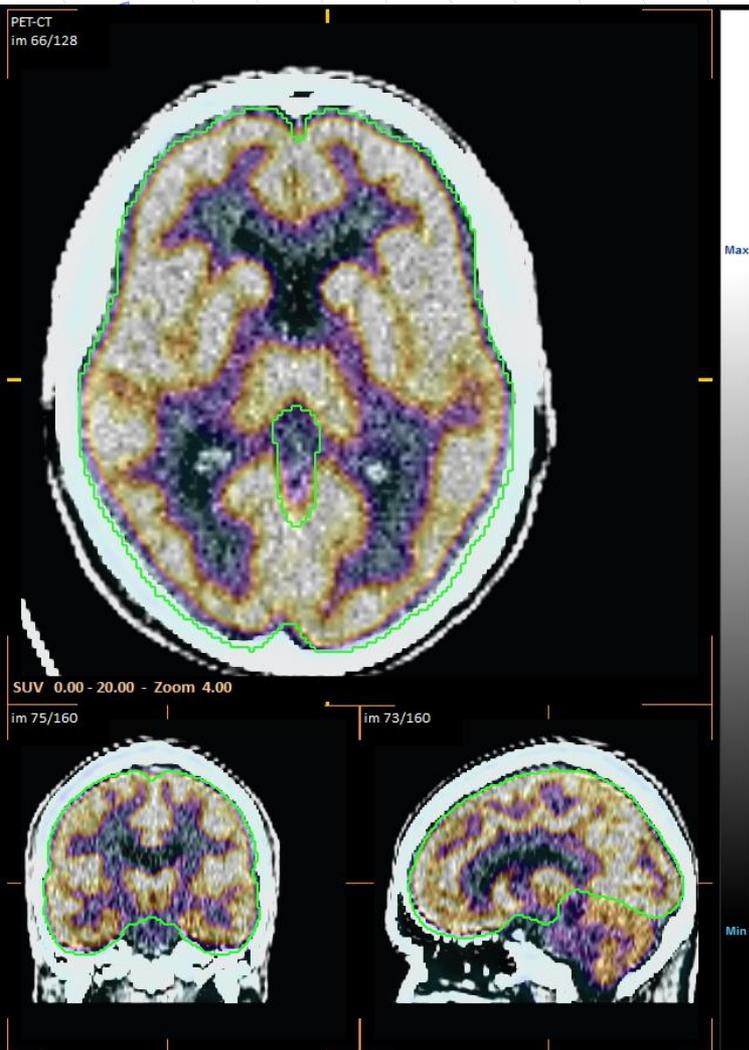
$$k_4 = f = 0 \Rightarrow C_{PET}(t) = \frac{K_1}{k_2 + k_3} \int_0^t (k_3 + k_2 e^{-(k_2+k_3)u}) G_v(t-u) du$$

$$\frac{C_{PET}(t)}{G_v(t)} = \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} \frac{\int_0^t G_v(u) du}{G_v(t)} + \frac{K_1 k_2}{(k_2 + k_3)^2}$$

$$y = \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} t' + \frac{K_1 k_2}{(k_2 + k_3)^2}$$



EXEMPLE DE MODELE DE PATLAK



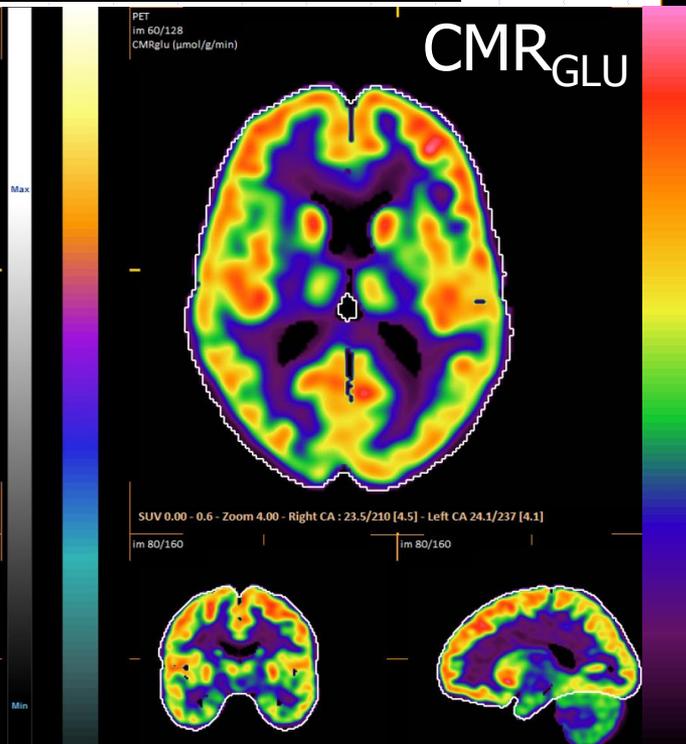
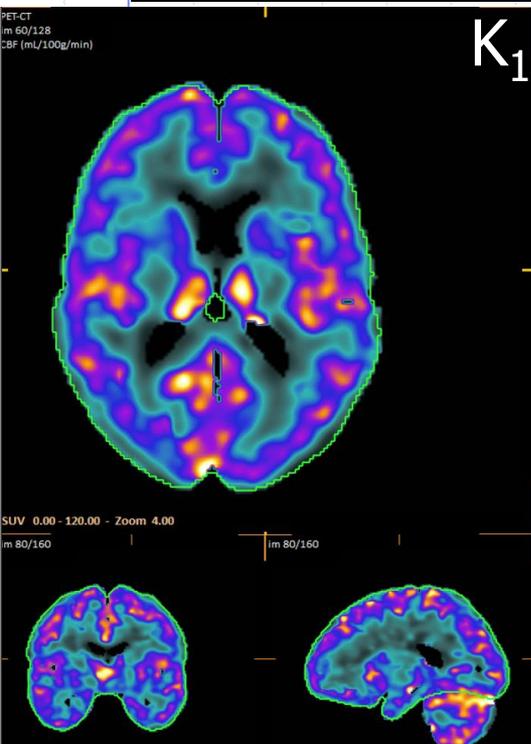
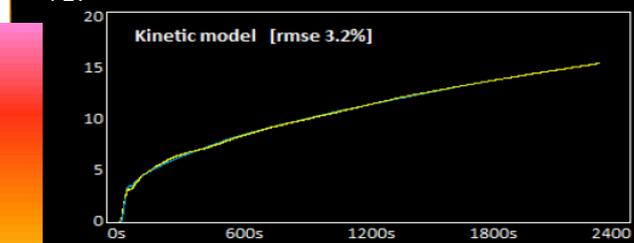
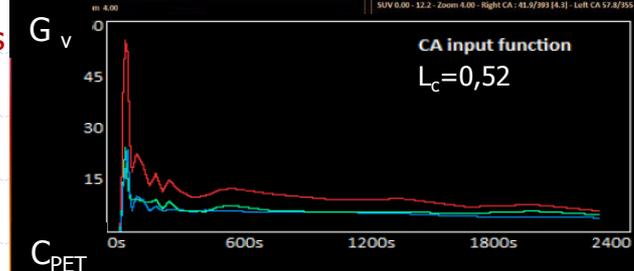
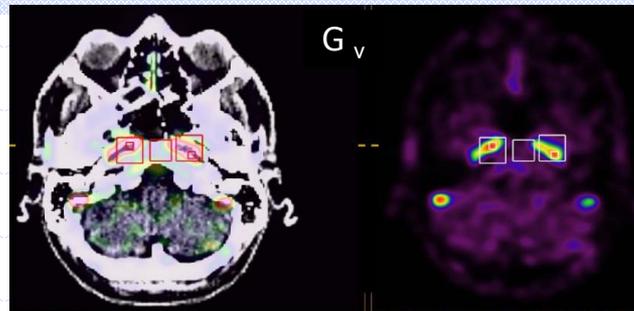
EXEMPLE

CBF (mL/100g/min):
= 100.K₁/FE = 55

K1: 0.098 K2: 0.140
K3: 0.079 f : 0.023 FE: 0,18

CMRglu (μmol/g/min):
Cortex: 0.30 (0.30)
Ki: 0.035 (0.035)
Glycemia: 4.40 μmol/L

Moindres carrés
(Patlak)

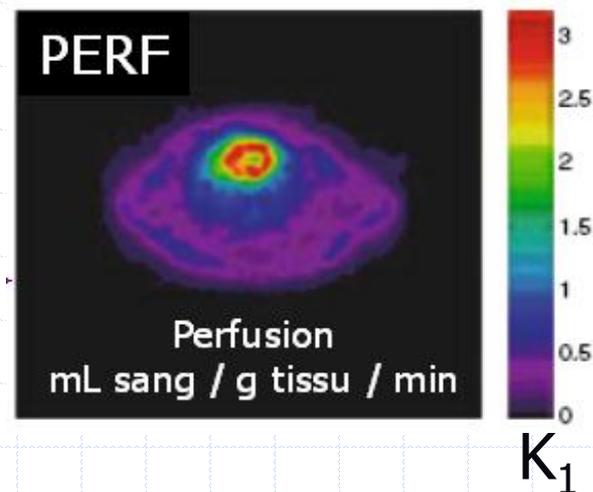
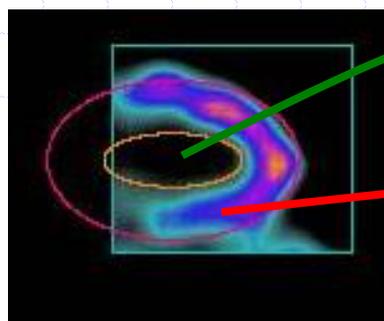
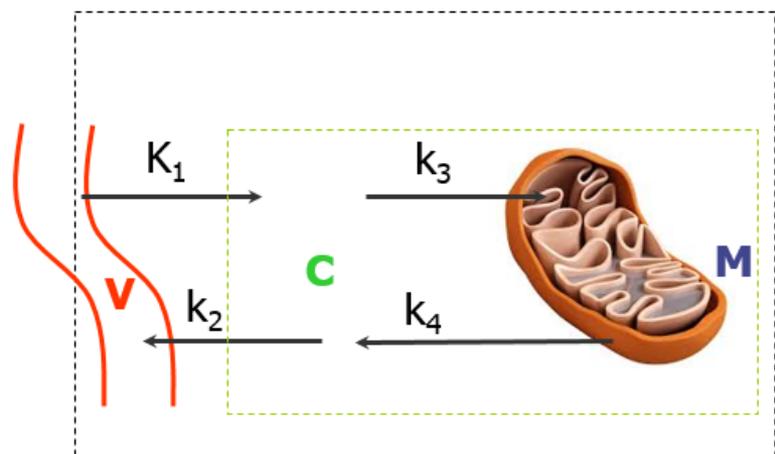


CBF (mL/100g/min):	CMRglu (μmol/g/min):
Cortex: 55	Cortex: 0.30 (0.30)
K1: 0.098 K2: 0.140	Ki: 0.035 (0.035)
K3: 0.079 B: 0.023	Glycemia: 4.40 μmol/L
Crb: 67	Crb: 0.20 (0.21)
BasG: 57	BasG: 0.30 (0.31)
R front: 57	R front: 0.34 (0.34)
L front: 55	L front: 0.33 (0.33)
R temp: 52	R temp: 0.26 (0.27)
L temp: 49	L temp: 0.24 (0.25)
R Par: 49	R Par: 0.29 (0.29)
L Pra: 49	L Pra: 0.27 (0.28)
R Occ: 56	R Occ: 0.25 (0.24)
L Occ: 53	L Occ: 0.26 (0.25)
A cing: 63	A cing: 0.34 (0.34)
P cing: 70	P cing: 0.40 (0.40)

RESERVE CORONAIRE EN CZT



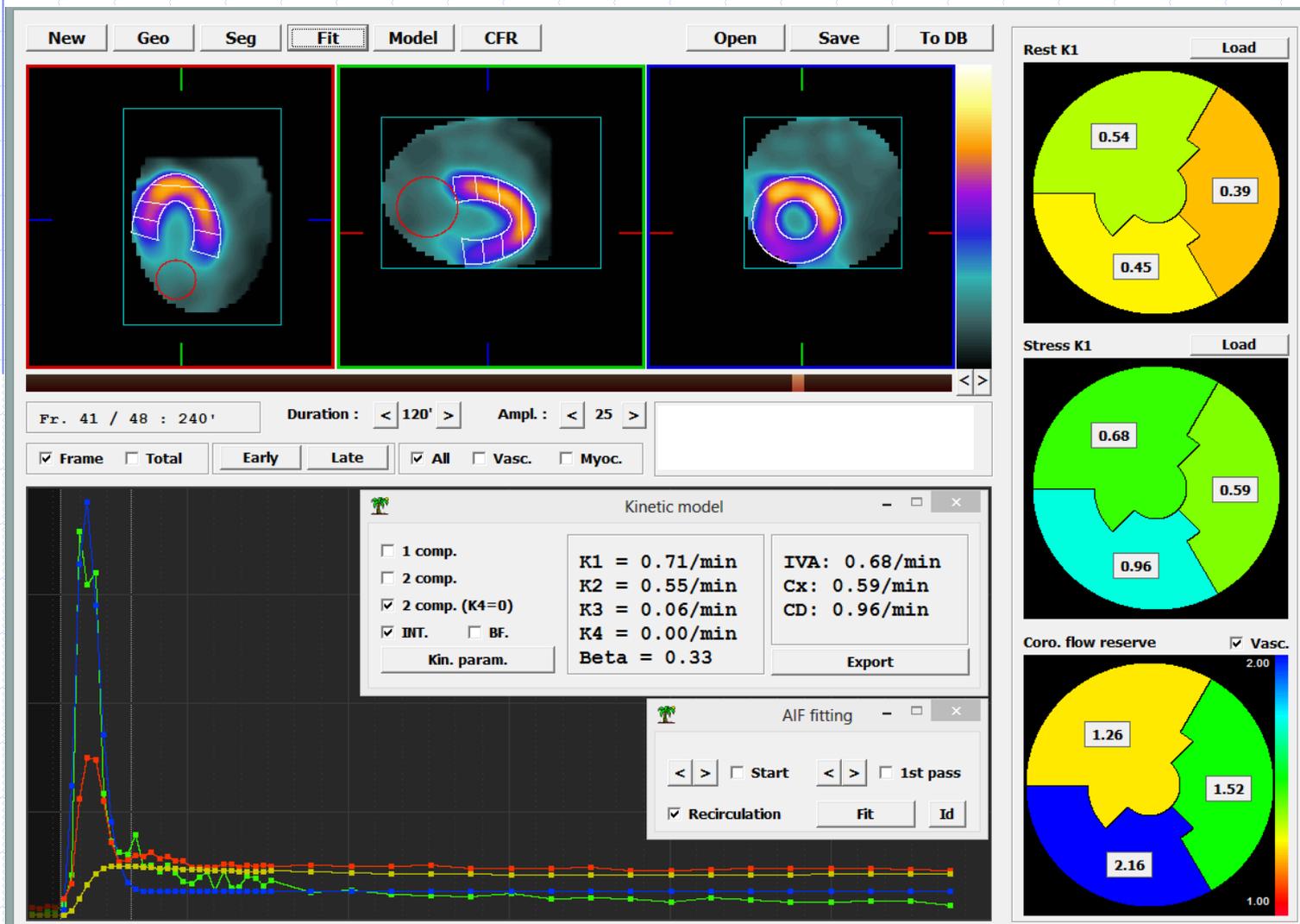
Intérêts : Quantification absolue (suivi), tritronculaires



$$\frac{d[C]}{dt} = K_1[V](t) - (k_2 + k_3)[C](t) + k_4[M](t)$$

$$\frac{d[M]}{dt} = k_3[C](t) - k_4[M](t)$$

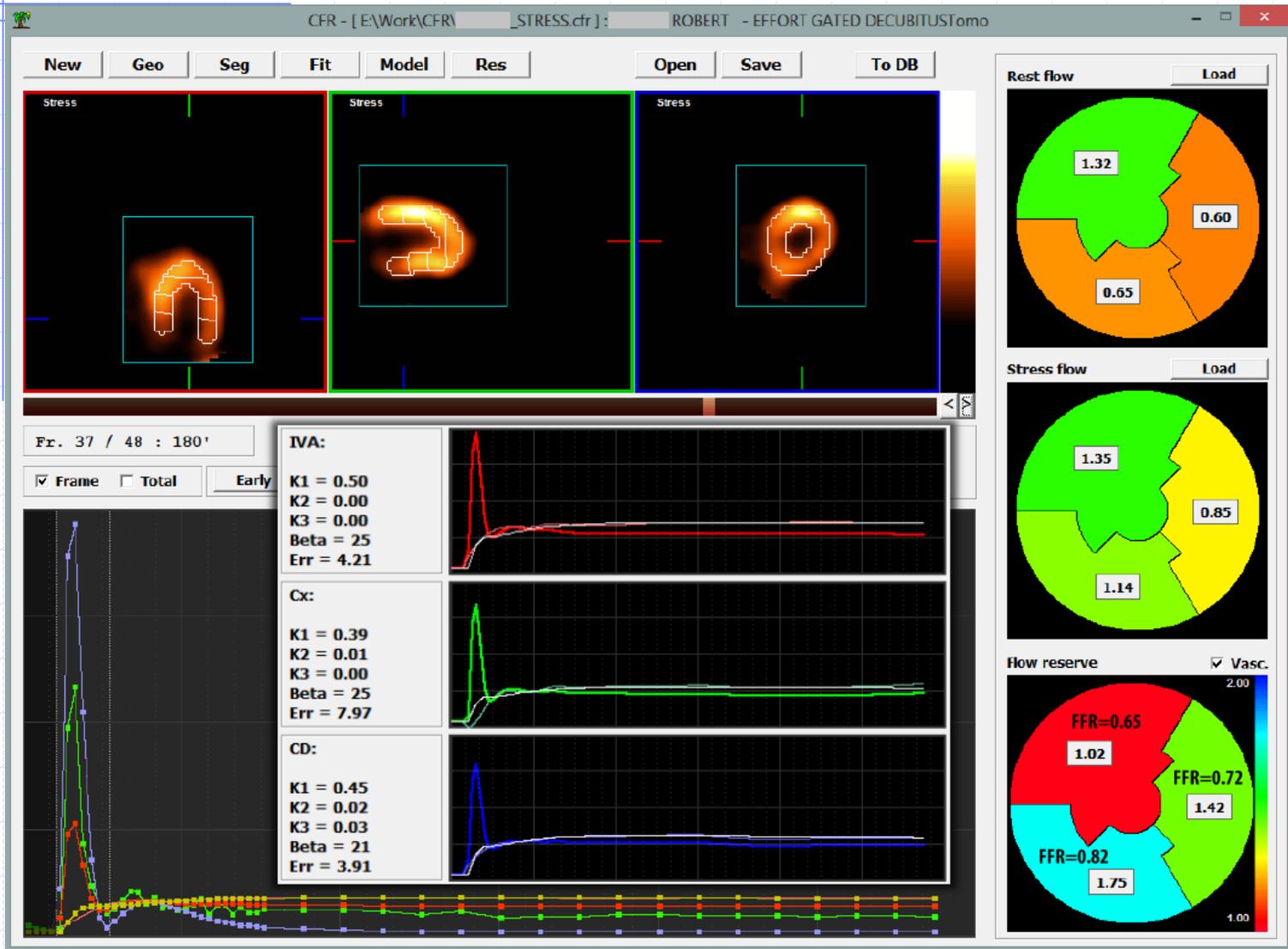
RESERVE CORONAIRE



Occlusion CD
distale stent
H3
+
Lésions
serrées
bifurc.
IVA-DIAG
& Cx
à traiter

TSM :
ischémie inf

RESERVE CORONAIRE & FFR



Coro:
lésions tri-
tronculaires

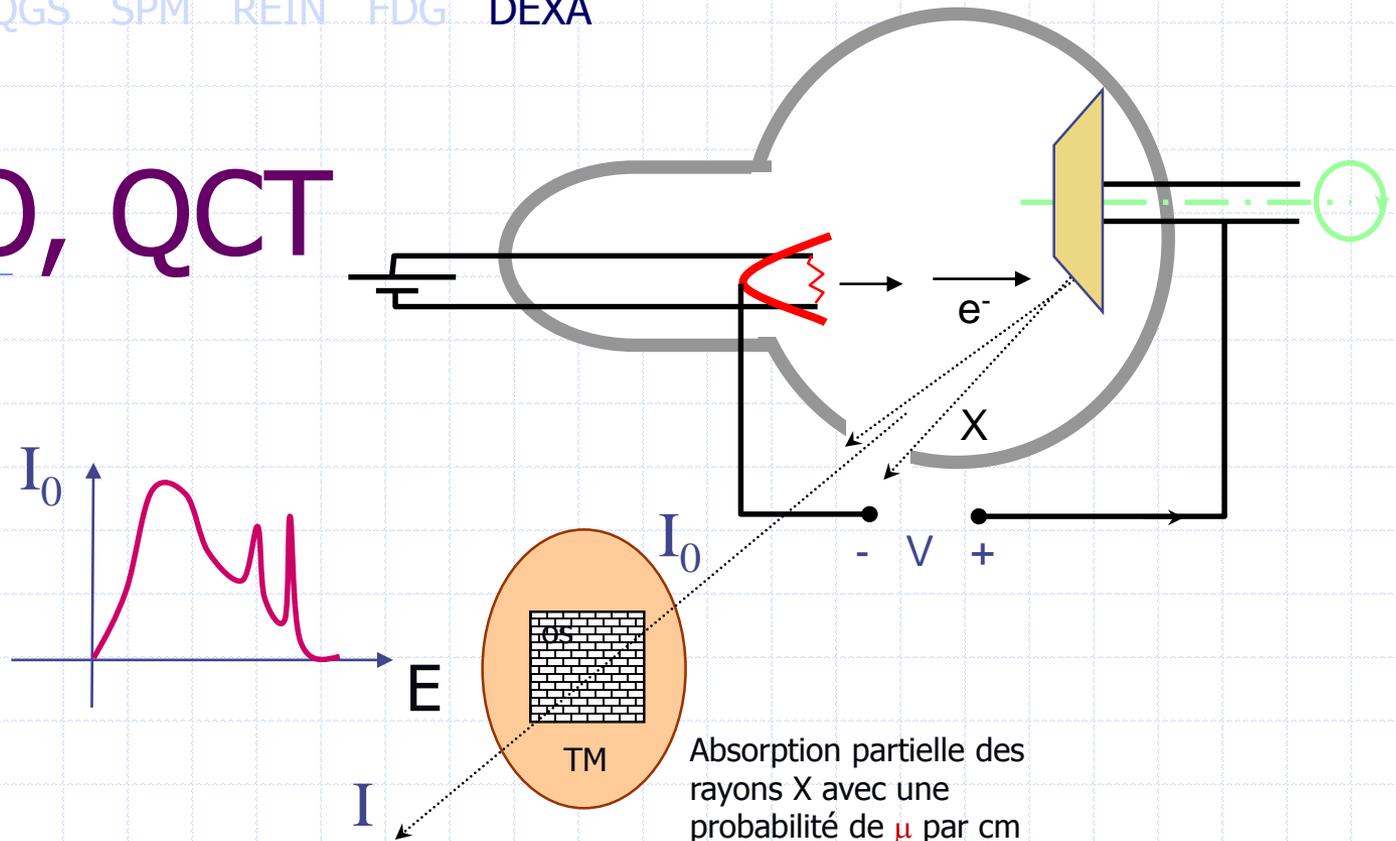
TSM normale

MODELES: SYNTHESE

- Nécessité d'acquisitions dynamiques
 - List Mode
 - reconstruction de tomographies dynamiques
- Modélisation pharmacocinétique
- Résolution par optimisation ou Patlak (logiciels dédiés)
- Applications en oncologie, neurologie et cardiologie:
 - Perfusion
 - Réserve coronaire (en TEP et TEMP-CZT)
 - Métabolisme d'un radiotraceur

OSTEODENSITOMETRIE

RADIO, QCT

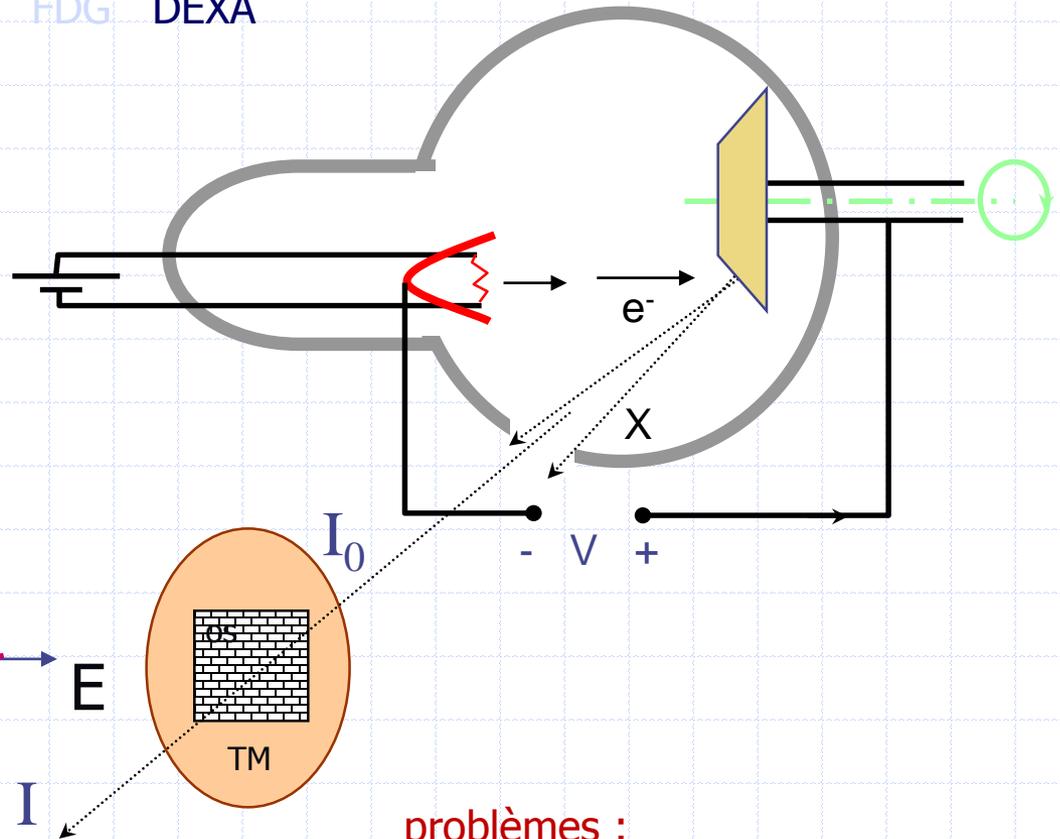
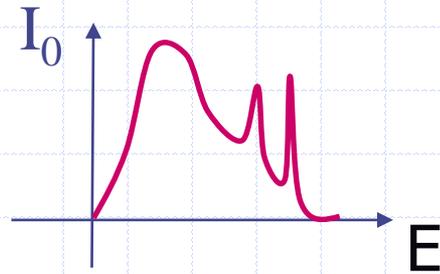


$$M = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu_O \cdot X_O + \mu_{TM} \cdot X_{TM}$$

$$M = \frac{\mu_O}{\rho_O} \cdot d_O + \frac{\mu_{TM}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} \quad \text{où } d = \rho \cdot x \text{ en } g/cm^2$$

$$d_O = \text{aBMD en } g/cm^2$$

RADIO, QCT



$$M = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu_O \cdot X_O + \mu_{TM} \cdot X_{TM}$$

$$M = \left(\frac{\mu_O}{\rho_O}\right) \cdot d_O + \frac{\mu_{TM}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} \quad \text{où } d = \rho \cdot x \text{ en } g/cm^2$$

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

$$d_O = \text{aBMD en } g/cm^2$$

problèmes :

- 1 équation, 2 inconnues (d_O , d_{TM})
- Les coef. μ/ρ dépendent de E

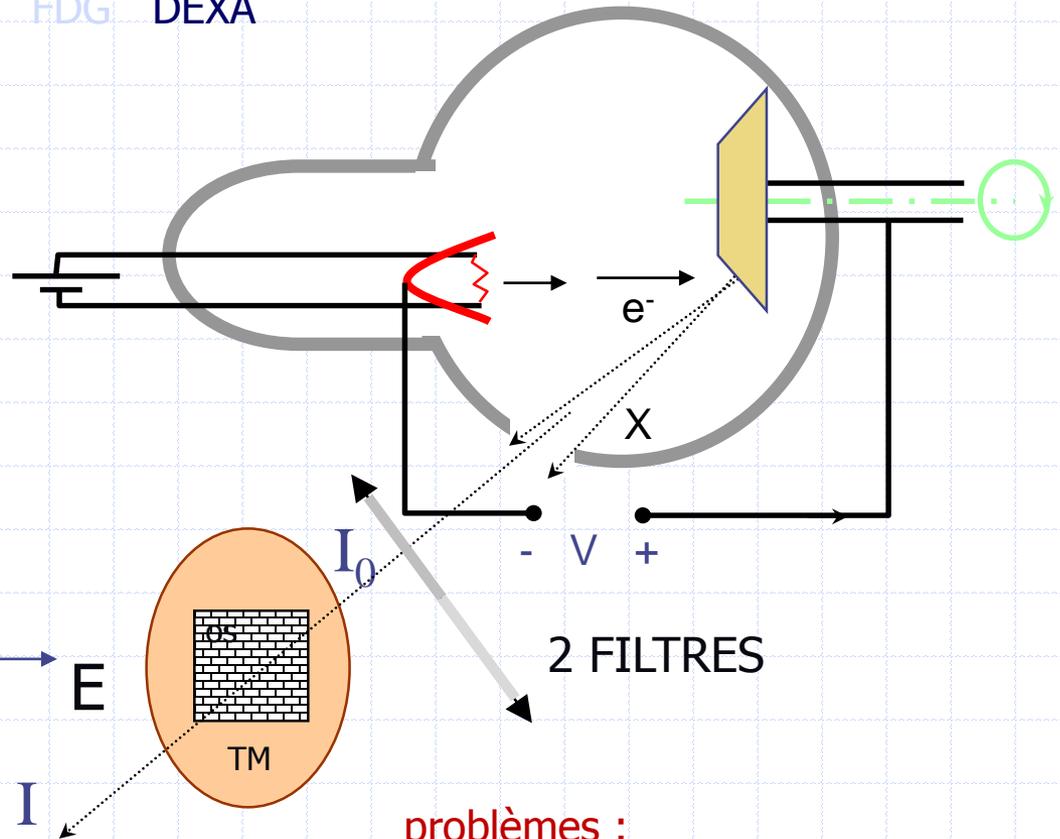
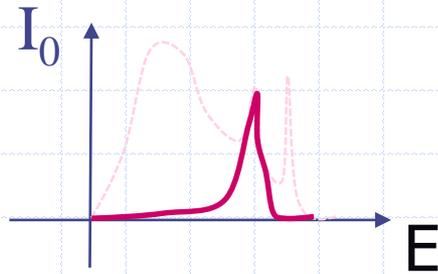
Solutions adoptées en QCT:

- Acquisition tomographique
- Fantôme de calibration $\mu \rightarrow \rho$

inconvenients: coût, disponibilité,

- irradiation (10 mSv = 4 ans),
- résolution (os cortical), calibration

DEXA



$$M = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu_O \cdot X_O + \mu_{TM} \cdot X_{TM}$$

$$M = \left(\frac{\mu_O}{\rho_O}\right) \cdot d_O + \frac{\mu_{TM}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} \quad \text{où } d = \rho \cdot x \text{ en } g / cm^2$$

problèmes :

- 1 équation, 2 inconnues (d_O , d_{TM})
- Les coef. μ/ρ dépendent de E

Solutions adoptées en DEXA:

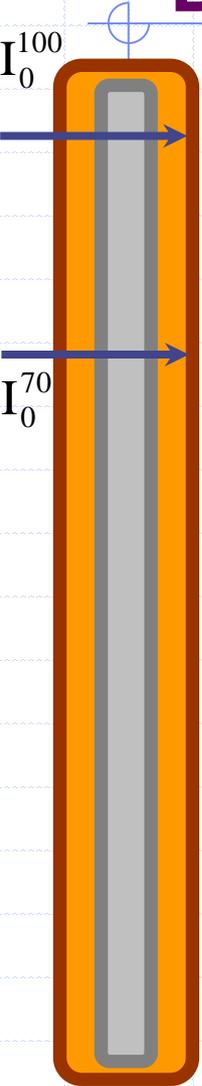
- Acquérir 2 radios 2D avec 2 filtres
- Filtrer des X d'une seule énergie

Avantages: coût, disponibilité,

- Très faible irradiation ($1-5 \mu Sv < 1j$)
- Précision, Reproductibilité $< 3\%$

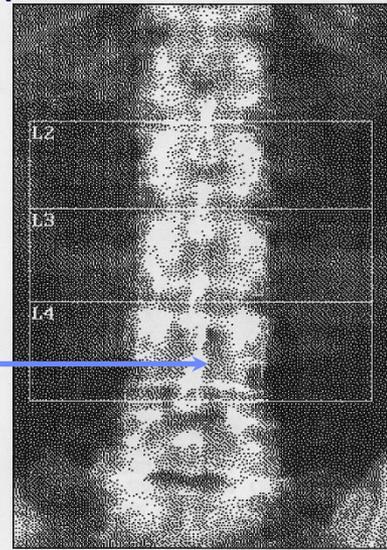
Constante tabulée $d_O = aBMD \text{ en } g/cm^2$

DEXA



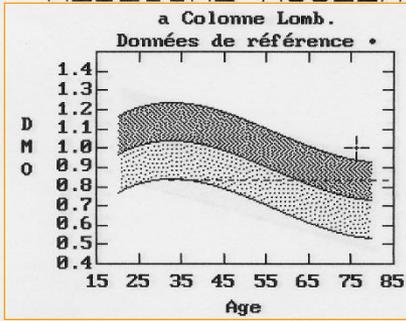
$$-\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O$$

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



[116 x 100]
(S/N 45533)
Colonne Lombaire V8.26a:3

MEDECINE NUCLEAIRE - CHU MONTPELLIER



DMO(L2-L4) = 0.995 g/cm²

Région	DMO	T(32.5)	Z
N/A			
L2	1.020	+0.33 103%	+3.23 146%
L3	0.954	-0.83 92%	+2.16 129%
L4	1.011	-0.66 94%	+2.29 129%
L2-L4	0.995	-0.42 96%	+2.57 135%

• Correspondance âge et sexe
Valeurs Normales Hop.Ed.Herriot LYON
UNF PB 12 Jan 99

N01180104
Nom: [redacted]
Comment.: [redacted]
ID: [redacted] Sexe: F
S.S.: [redacted] Race: W
C. P.: [redacted] Taille: 158.00 cm
Opérateur: [redacted] Poids: 60.00 kg
Né(e) le: [redacted] Age: 76
Médecin: [redacted]

CV DMO TOTALE POUR L1 - L4 1.0%

F. C. 1.035 1.006 1.000

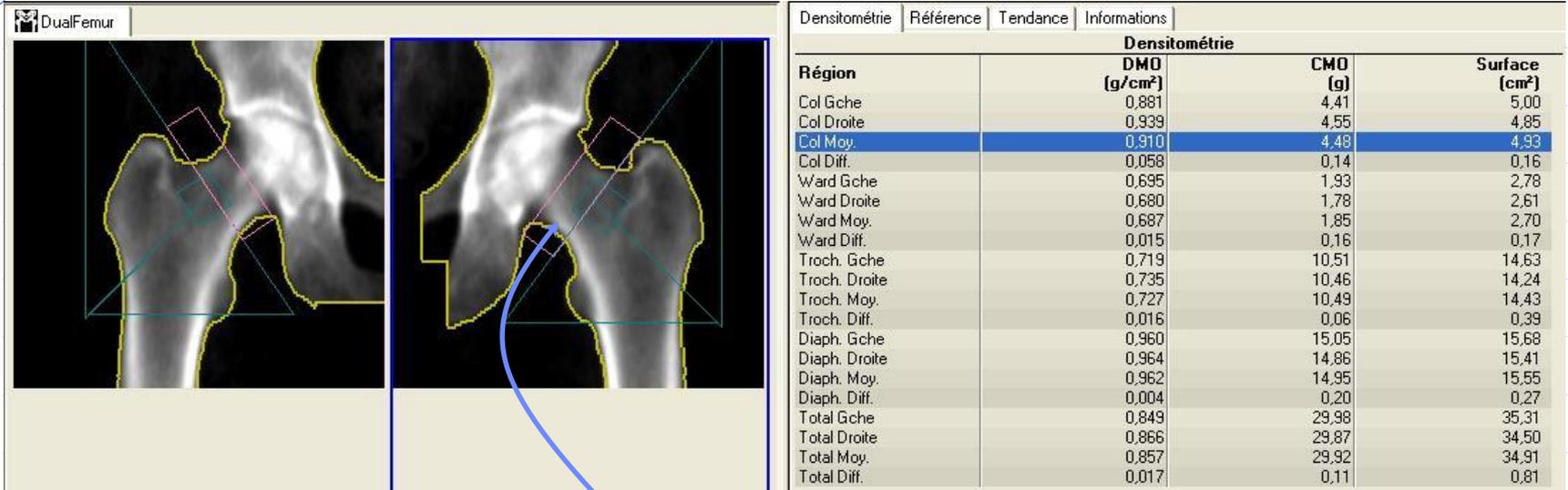
Région	Zone est. (cm ²)	CMO est. (g)	DMO (g/cm ²)
L2	12.91	13.18	1.020
L3	14.10	13.45	0.954
L4	16.54	16.72	1.011
TOTAL	43.55	43.35	0.995

N01180104
Nom: [redacted]
Comment.: [redacted]
ID: [redacted] Sexe: F
S.S.: [redacted] Race: W
C. P.: [redacted] Taille: 158.00 cm
Opérateur: [redacted] Poids: 60.00 kg
Né(e) le: [redacted] Age: 76
Médecin: [redacted]

Ostéoporose :
T-score < - 2.5

Z-score : Risque
relatif de fracture
pour l'âge

DEXA

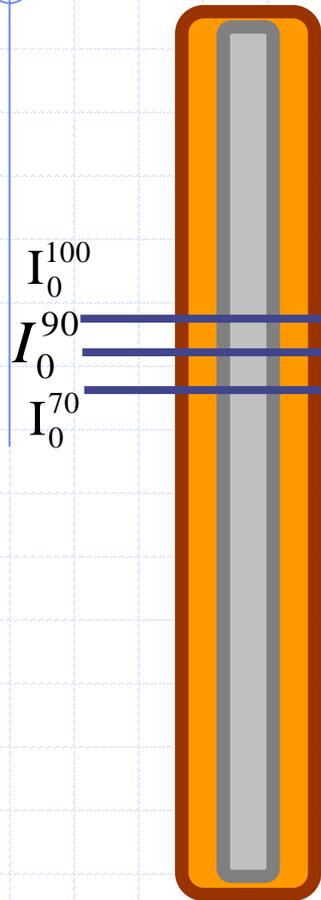


$$-\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_o^{100}}{\rho_o} \cdot d_o$$

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

3 énergies

⇒ masses osseuse, maigre, grasse ?



$$\left\{ \begin{aligned} -\ln \frac{I_0^{100}}{I_0^{100}} &= \frac{\mu_{\text{Maigre}}^{100}}{\rho_{\text{Maigre}}} \cdot d_{\text{Maigre}} + \frac{\mu_{\text{Gras}}^{100}}{\rho_{\text{Gras}}} \cdot d_{\text{Gras}} + \frac{\mu_{\text{O}}^{100}}{\rho_{\text{O}}} \cdot d_{\text{O}} \\ -\ln \frac{I_0^{90}}{I_0^{90}} &= \frac{\mu_{\text{Maigre}}^{90}}{\rho_{\text{Maigre}}} \cdot d_{\text{Maigre}} + \frac{\mu_{\text{Gras}}^{90}}{\rho_{\text{Gras}}} \cdot d_{\text{Gras}} + \frac{\mu_{\text{O}}^{90}}{\rho_{\text{O}}} \cdot d_{\text{O}} \\ -\ln \frac{I_0^{70}}{I_0^{70}} &= \frac{\mu_{\text{Maigre}}^{70}}{\rho_{\text{Maigre}}} \cdot d_{\text{Maigre}} + \frac{\mu_{\text{Gras}}^{70}}{\rho_{\text{Gras}}} \cdot d_{\text{Gras}} + \frac{\mu_{\text{O}}^{70}}{\rho_{\text{O}}} \cdot d_{\text{O}} \end{aligned} \right.$$

Systeme très mal conditionné
 ↪ mauvaise idée...

Lien entre x et R

Soit $R = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\mu_{TM}^{100}}$ et x le % de tissu gras dans le tissu mou.

$$\mu = k\rho \frac{Z^3}{E^3} \Rightarrow d\mu = \frac{\partial \mu}{\partial \rho} d\rho + \frac{\partial \mu}{\partial E} dE \quad \text{si } Z \approx \text{cste}$$

$$\mu := k\rho \frac{Z^3}{E^3} \Rightarrow d\mu = k \frac{Z^3}{E^3} d\rho - 3k\rho \frac{Z^3}{E^4} dE \quad \text{si } Z \approx \text{cste}$$

$$d\mu = k \frac{Z^3}{E^3} \rho \left[\frac{d\rho}{\rho} - 3 \frac{dE}{E} \right] = kZ^3 \left[\frac{d\rho}{E^3} - 3\rho \frac{dE}{E^4} \right]$$

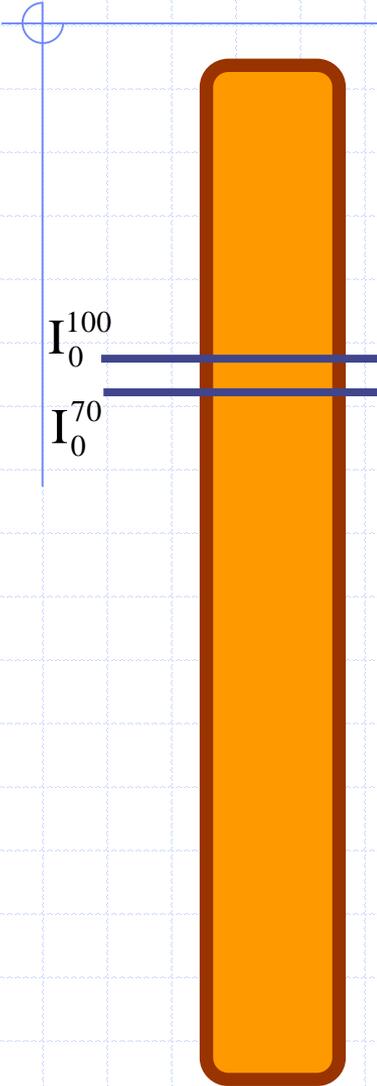
$$\rho := x\rho_g + (1-x)\rho_m = \rho_m - x(\rho_m - \rho_g)$$

$$d\rho = -(\rho_m - \rho_g).dx$$

$$d\mu = kZ^3 \left[-\frac{(\rho_m - \rho_g).dx}{E^3} - 3\rho \frac{dE}{E^4} \right]$$

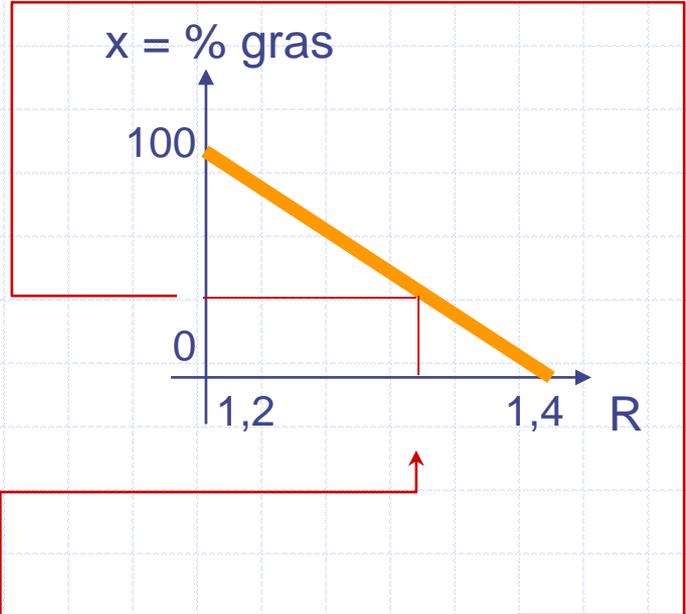
$dx > 0$ (plus de gras)
 $\Rightarrow d\mu < 0$
 et μ diminue plus
 si E est faible donc $R \downarrow$:
 x est une fct décroissante de R

DISTINCTION MASSES MAIGRE/GRASSE



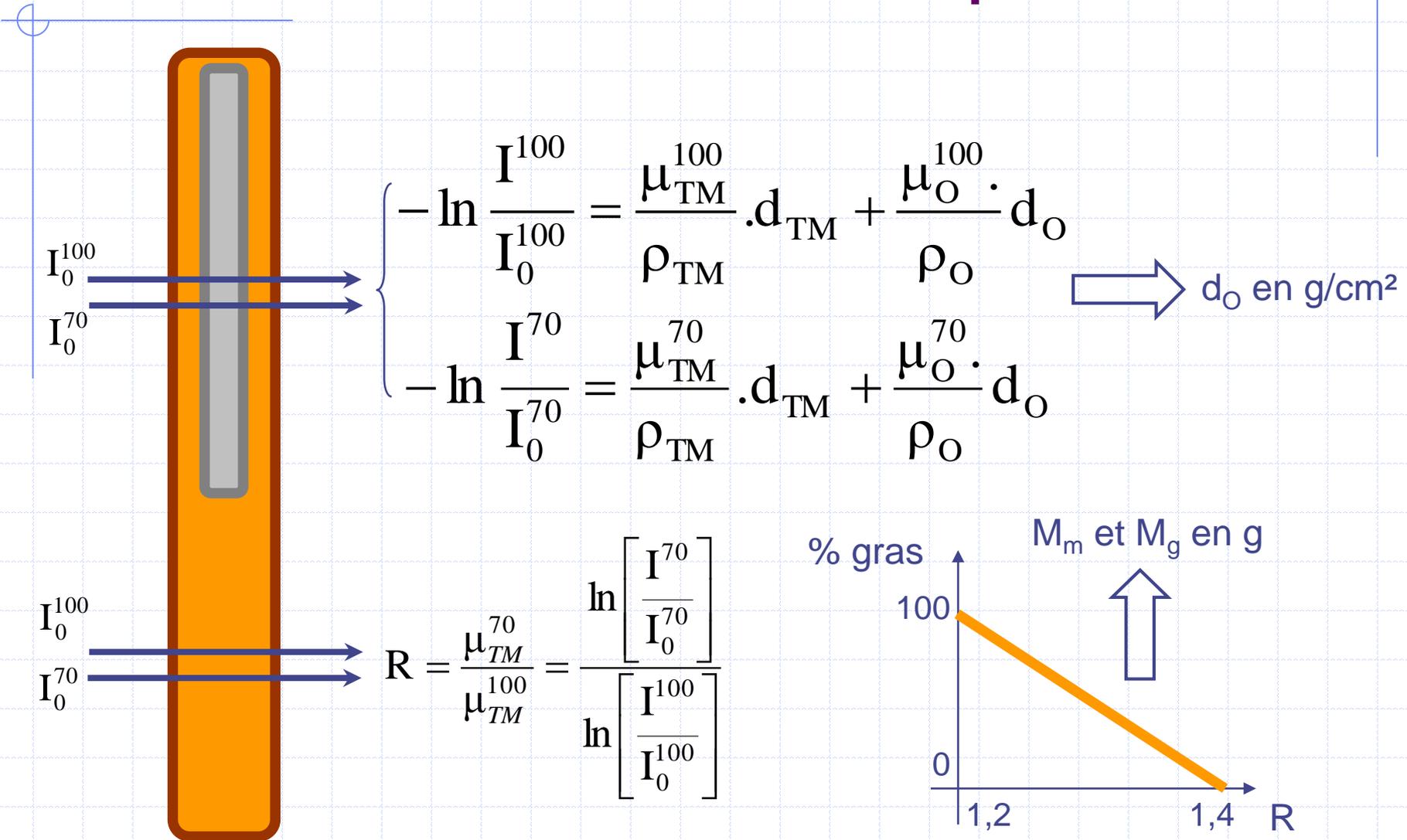
$$\begin{cases}
 -\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} \\
 -\ln \frac{I^{70}}{I_0^{70}} = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM}
 \end{cases}$$

$$R = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\mu_{TM}^{100}} = \frac{\ln \left[\frac{I^{70}}{I_0^{70}} \right]}{\ln \left[\frac{I^{100}}{I_0^{100}} \right]}$$

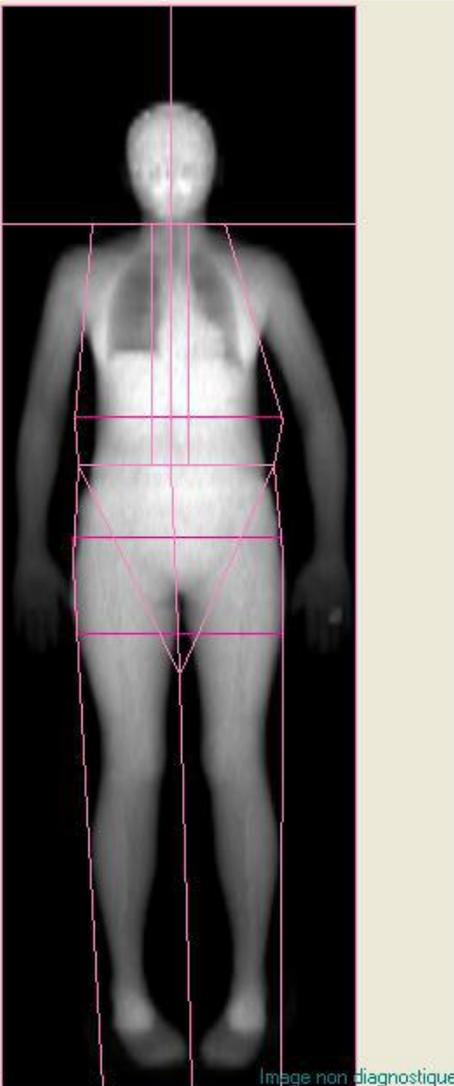
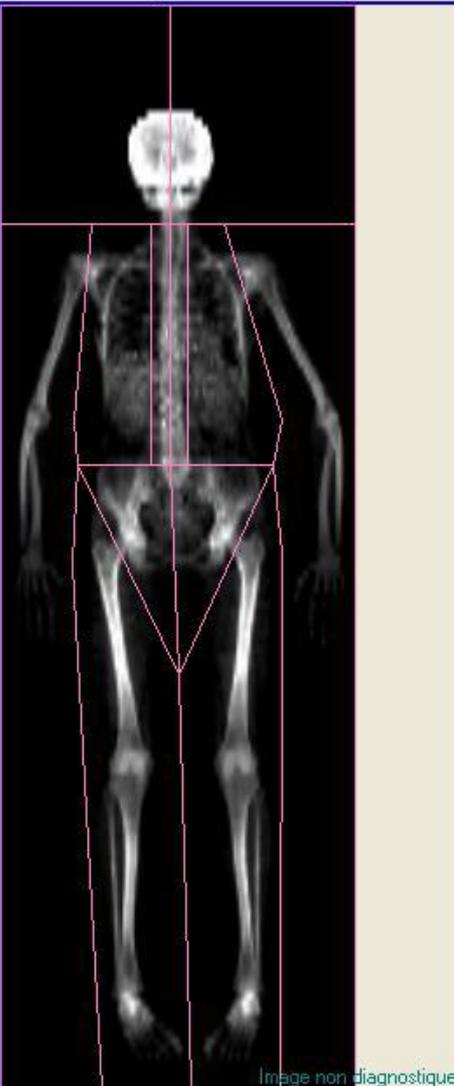


$d_{TM} \rightarrow d_m$ et d_G
 en g/cm^2
 masses TM, m et g
 en kg

Ostéodensitométrie « corps entier »

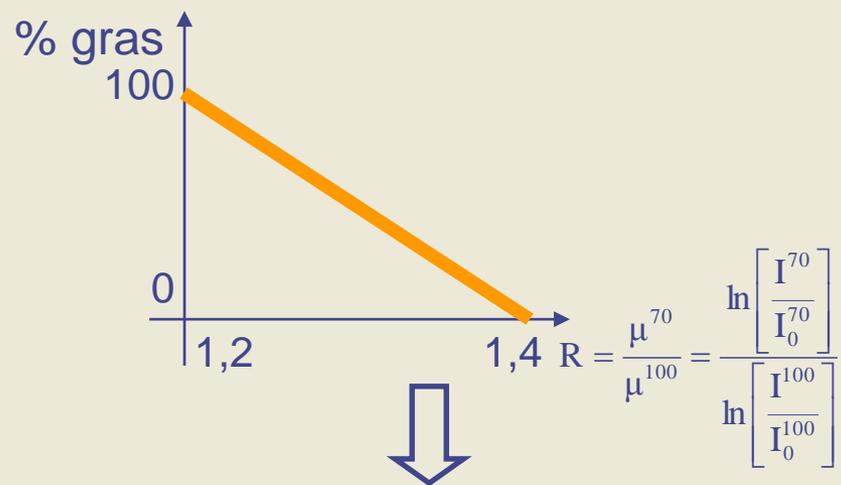


Corps Entier



Densitométrie | Référence | Tendance | Composition | Tendance de composition | Informations

Tableau de référence : aucune donnée de référence pour la région Corps Entier [Total].
France Reference Population did not support Composition for Corps Entier.



Classification IMC de l'Organisation Mondiale de la Santé

Indice de masse corporelle (IMC) = 20,7



Composition

Région	Tissus (%Gras)	Z-Score	Mas Tot (kg)	Région (%Gras)	Tissus (g)	Gras (g)	Maigre (g)	CMO (g)	S ▲
Tronc Droit	27,1	-	-	26,7	11 652	3 161	8 491	178	
Droit Entier	29,7	-	-	28,7	24 590	7 298	17 292	799	
Bras	33,7	-	-	32,3	5 365	1 807	3 559	233	
Jambes	34,7	-	-	33,4	17 202	5 962	11 240	668	
Tronc	27,1	-	-	26,7	25 004	6 779	18 225	355	
Androïde	31,9	-	-	31,6	3 751	1 196	2 555	30	
Gynoïde	39,7	-	-	38,8	7 785	3 087	4 697	171	
Total	29,6	-	53,0	28,7	51 417	15 214	36 202	1 618	

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

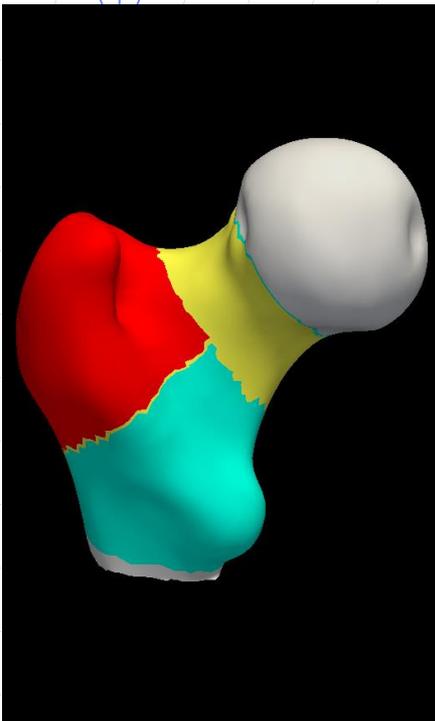
flèches haut/bas

160,0 cm 53,0 kg Blanc Femme

ET EN 3D ?

- QCT non optimal
- 3D-DXA
 - Solution algorithmique fondée sur une BDD de 111 DEXA + QCT \Rightarrow modèle stat de fémur (g)
 - « transfert » des aBMD du DEXA sur un modèle de fémur 3D optimum
 - En développement sur le rachis
 - Image 3D de la DMO et de l'épaisseur corticale

3D-DXA: DMO volumique en g/cm³



Visualisation

- 2D Dexa + Projection
- Densité 3D
- Régions
- Epaisseur

Réinitialiser la vue

Longueur de l'axe du fémur : 9.047 cm
Angle fémur (FNSA) : 123.183°

Résultats CMO

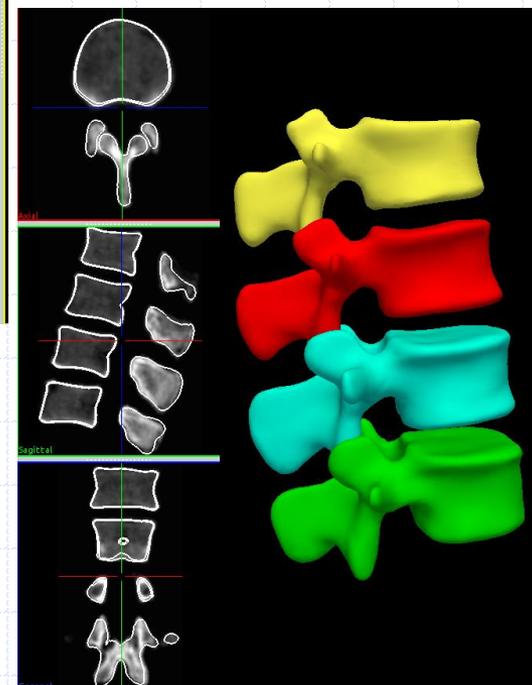
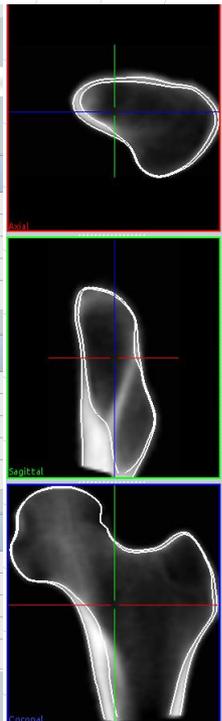
Région	Trabéculaire (g)	Cortical (g)	Total (g)
Col	3.85	1.22	5.07
Trochanter	6.11	1.67	7.78
InterTro	7.41	7.22	14.63
Total	17.37	10.10	27.48

Résultats volume

Région	Trabéculaire (cm ³)	Cortical (cm ³)	Total (cm ³)
Col	12.07	1.93	14.01
Trochanter	30.66	3.47	34.13
InterTro	26.63	8.46	35.10
Total	69.37	13.87	83.24

Résultats vDMO

Région	Trabéculaire (g/cm ³)	Cortical (g/cm ³)	Total (g/cm ³)
Col	0.319	0.631	0.362
Trochanter	0.199	0.481	0.228
InterTro	0.278	0.853	0.417
Total	0.250	0.728	0.330



Visualisation

- 2D Dexa + Projection
- Densité 3D
- Régions
- Epaisseur

Réinitialiser la vue

Résultats : Corps

Résultats CMO

Région	Trabéculaire (g)	Cortical (g)	Total (g)
L1	6.51	1.84	8.34
L2	6.41	1.87	8.28
L3	7.14	2.42	9.56
L4	7.09	2.77	9.86
Total	27.14	8.89	36.04

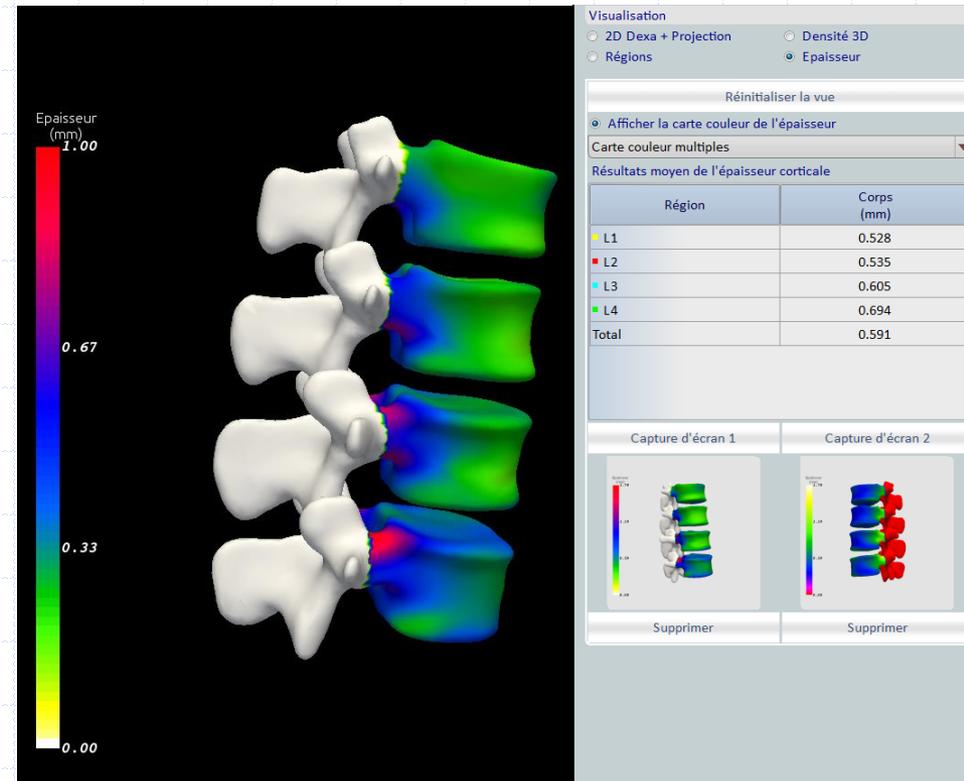
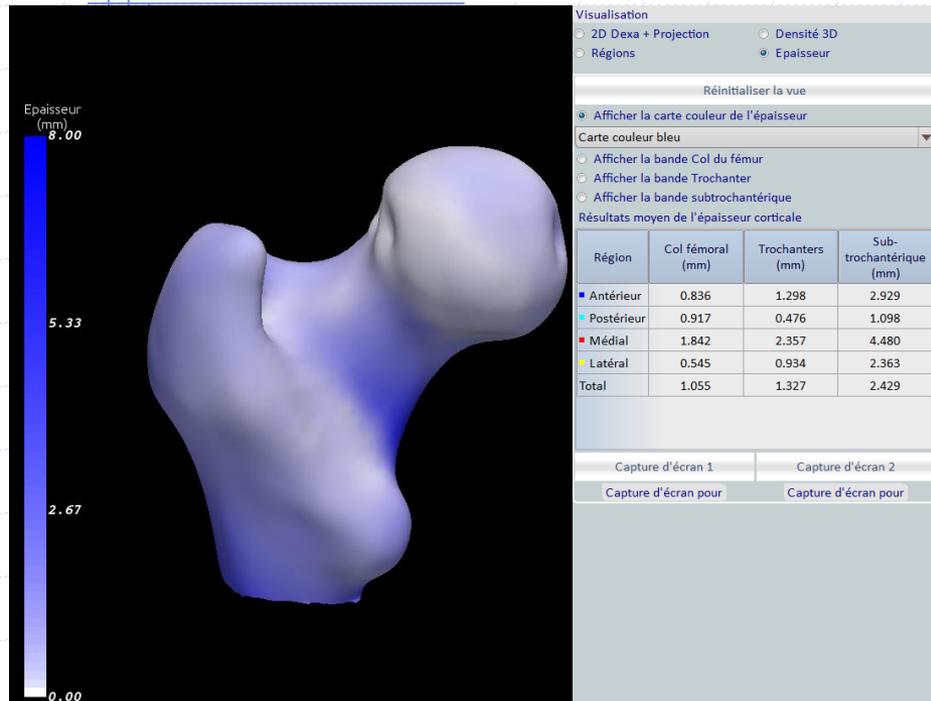
Résultats volume

Région	Trabéculaire (cm ³)	Cortical (cm ³)	Total (cm ³)
L1	31.50	3.12	34.62
L2	34.46	3.25	37.71
L3	35.54	4.00	39.54
L4	35.94	4.56	40.51
Total	137.44	14.94	152.38

Résultats vDMO

Région	Trabéculaire (mg/cm ³)	Cortical (mg/cm ³)	Total (mg/cm ³)
L1	206.61	588.15	241.02
L2	185.95	575.76	219.57
L3	200.87	604.27	241.69
L4	197.29	606.22	243.36
Total	197.51	595.29	236.51

3D-DXA: Epaisseur corticale



DEXA : SYNTHÈSE

- Le spectre continu d'un tube X ne permet pas de quantifier une DMO (radiographie, TDM).
- Un filtrage de ce spectre autour des raies de fluorescence permet de créer deux faisceaux X (presque) monochromatiques d'énergies différentes.
- Les deux images ainsi obtenues permettent de reconstruire une DMO en résolvant pour chaque pixel un système de deux équations linéaires.
- Les masses grasse et maigre peuvent être évaluées en l'absence d'atténuation osseuse à partir de ces deux images.
- Ces mesures sont reproductibles (1-3%) et les résultats sont exprimés en T-scores et Z-scores.

10 NOTIONS A MAITRISER

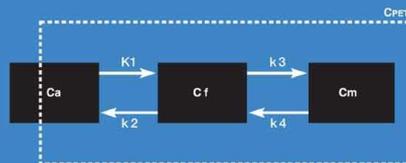
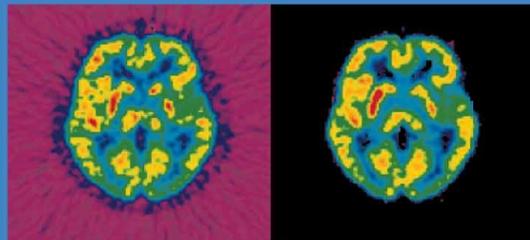


1. $\sigma(R-R') = \sqrt{(C_R + C_{R'})}$ où $\sigma(R) = \sqrt{C_R}$ & $\sigma(R/R') = (R/R') \cdot \sqrt{(1/C_R + 1/C_{R'})}$
2. Statistique inconnue dans les coupes (non poissonnienne)
3. Images d'amplitude et de phase
4. Fits mono et multi-harmoniques
5. Quantification de la perfusion par QPS
6. Calcul de la cinétique et de l'épaississement par QGS
7. Principe du modèle linéaire généralisé dans SPM
8. Déconvolution via la méthode de Rutland-Patlak
9. Estimation des constantes de vitesse à partir de mesures de tomoscintigraphiques dynamiques (LIST MODE).
10. Bases de l'ostéodensitométrie (système linéaire, aBMD, masses)

Une référence

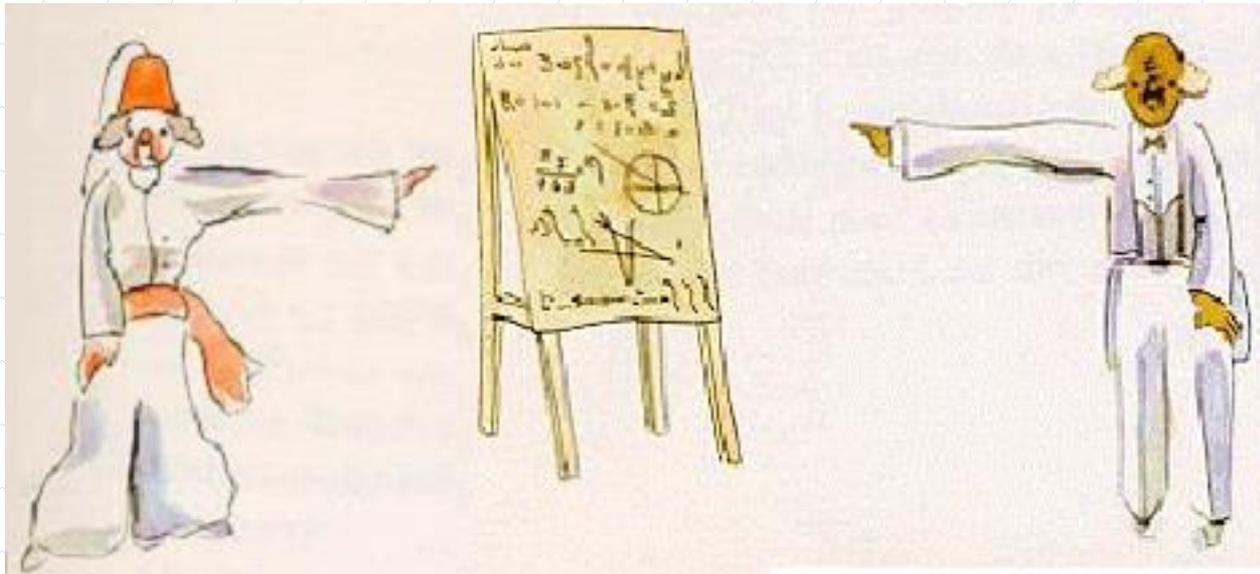
Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging

Edited by
Habib Zaidi



 Springer

1. Dual-Modality Imaging
2. Analytic Image Reconstruction
3. Iterative Reconstruction
4. Collimator-Detector Response
5. Attenuation Correction
6. Scatter Correction
7. Partial Volume Effects
8. Image Registration
9. Image Segmentation
10. Monte Carlo Modeling
11. Tracer Kinetic Modeling
12. Planar Image Quantification
13. Quantitative Brain Imaging
14. Quantitative Myocardial SPECT
16. Quantitative Oncologic Imaging
18. Dosimetry and Treatment



Merci pour votre attention...