





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.

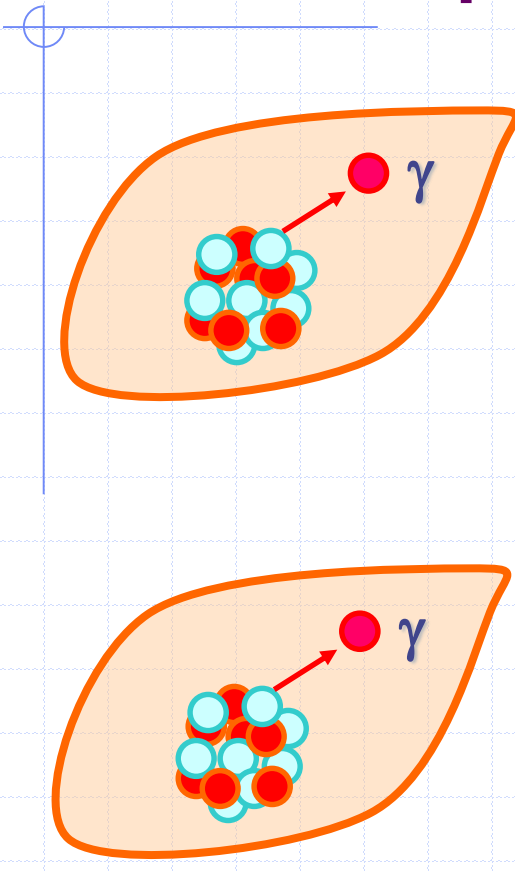
IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE

EXTRACTION D'INFORMATIONS MEDICALES PERTINENTES

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

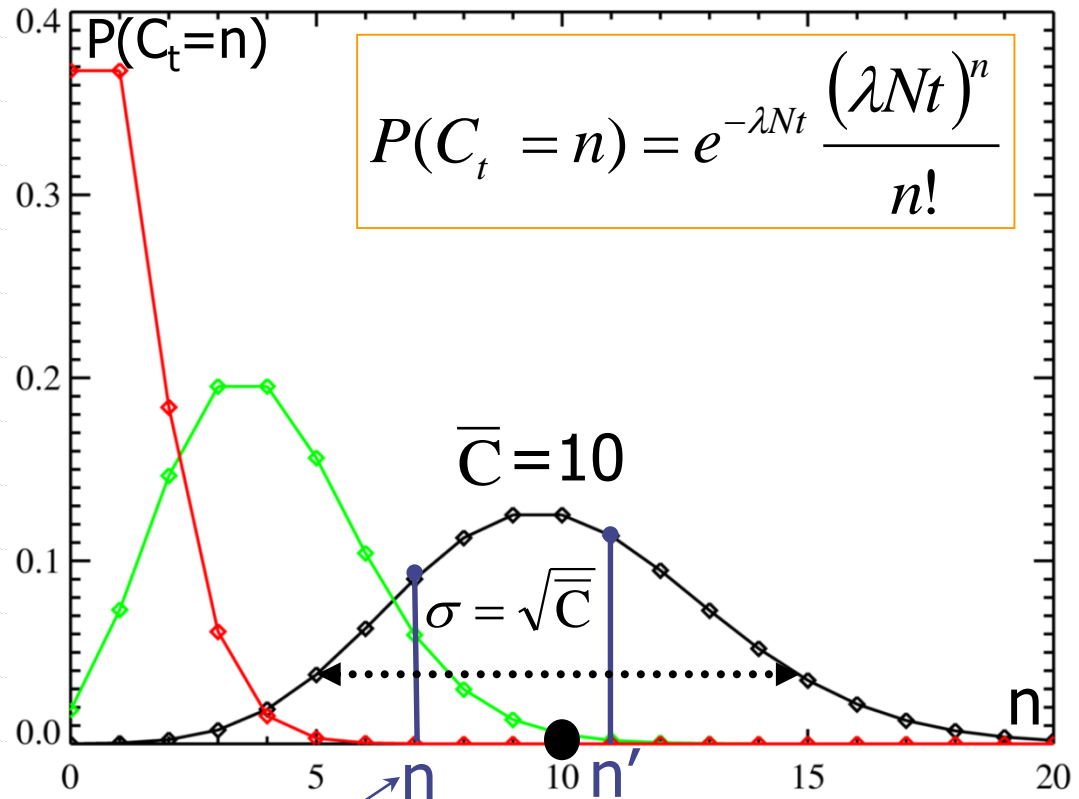
① COMPARAISON DE COMPTAGES

Statistique de Poisson



n

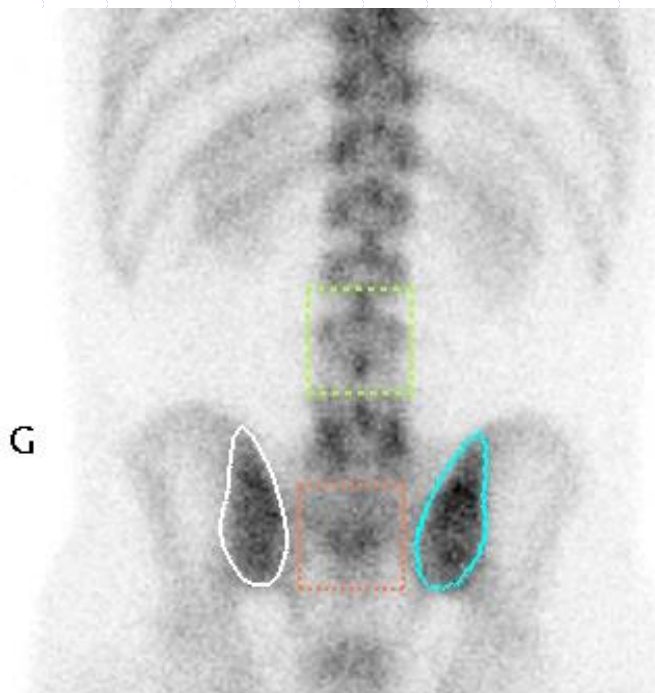
n'



$C \in [\bar{C} - k \cdot \sqrt{\bar{C}}, \bar{C} + k \cdot \sqrt{\bar{C}}]$
 $p_1 \approx 68\%; p_2 \approx 95\%; p_3 \approx 100\%$

« 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

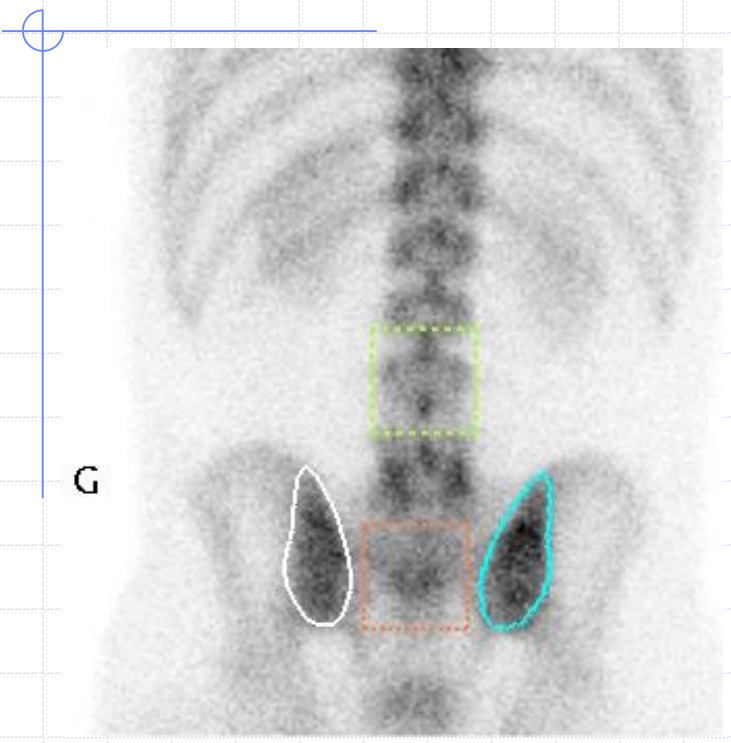
DROITE Mean: 56.88

Sacrum Mean: 42.61

Lombaire Mean: 39.71



EXEMPLE : SACROILEITE ?



GAUCHE Total: 46474.00

DROITE Total: 50278.25

Sacrum Total: 55411.00

Lombaire Total: 51640.75

Comptage : Stat de Poisson

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

Comparaison de ROIs :
SIG = SID ?

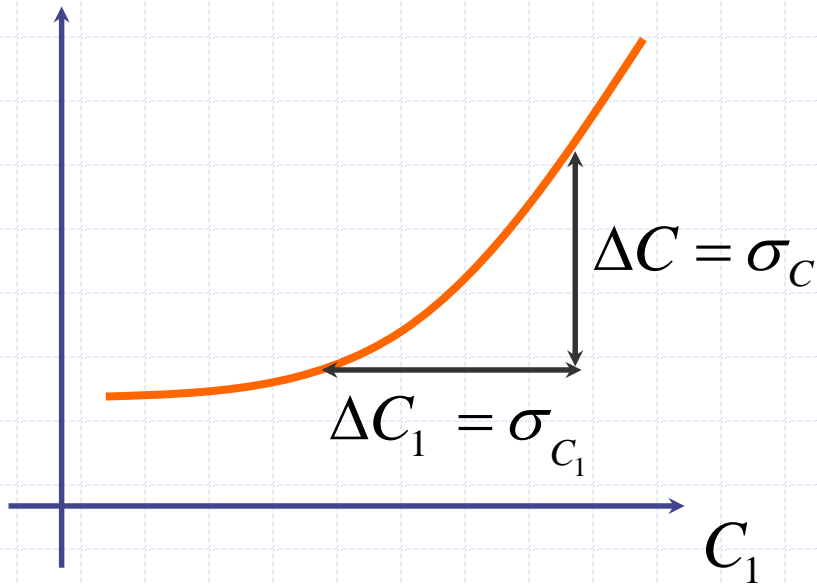
$$\sqrt{50278} = 224 \quad \sqrt{46474} = 216$$

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

SIG < SID

Somme ou rapport de comptages

$$C = f(C_1)$$



$$\frac{\partial f}{\partial C_1} \underset{\Delta C_1 \rightarrow 0}{=} \frac{\Delta C}{\Delta C_1}$$

$$\Delta C \underset{\Delta C_1 \rightarrow 0}{=} \frac{\partial f}{\partial C_1} \cdot \Delta C_1$$

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

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

Deux exemples importants :

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

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

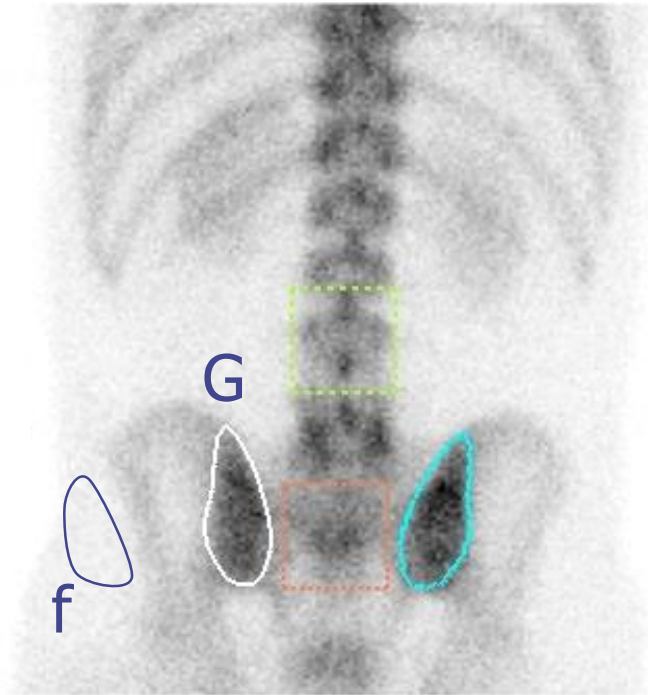
$$C = \ln C_1 \Rightarrow (\sigma_C) \approx \left(\frac{1}{C_1} \sigma_{C_1} \right) \Rightarrow \sigma_C = \frac{\sigma_{C_1}}{C_1}$$

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

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

En cas de soustraction du BDF

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

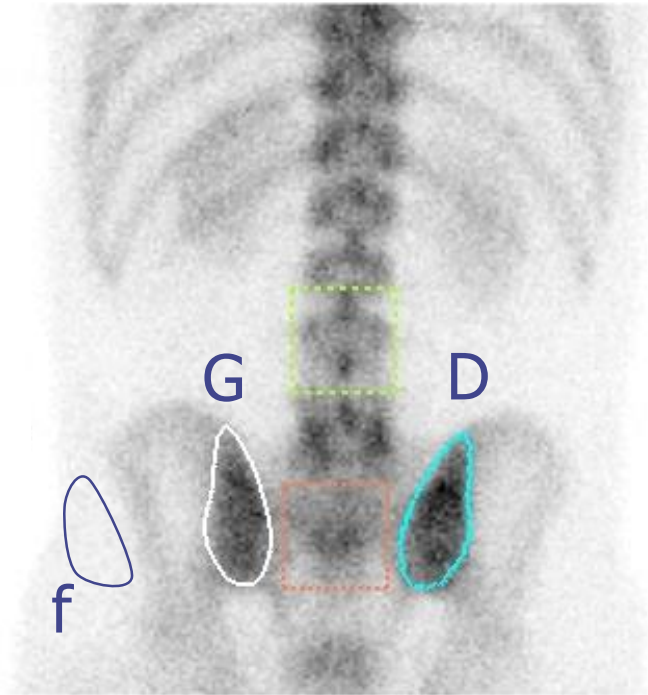


$$\sigma_{G-f} \approx \sqrt{C_G + C_f}$$

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

Erreur sur un rapport

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



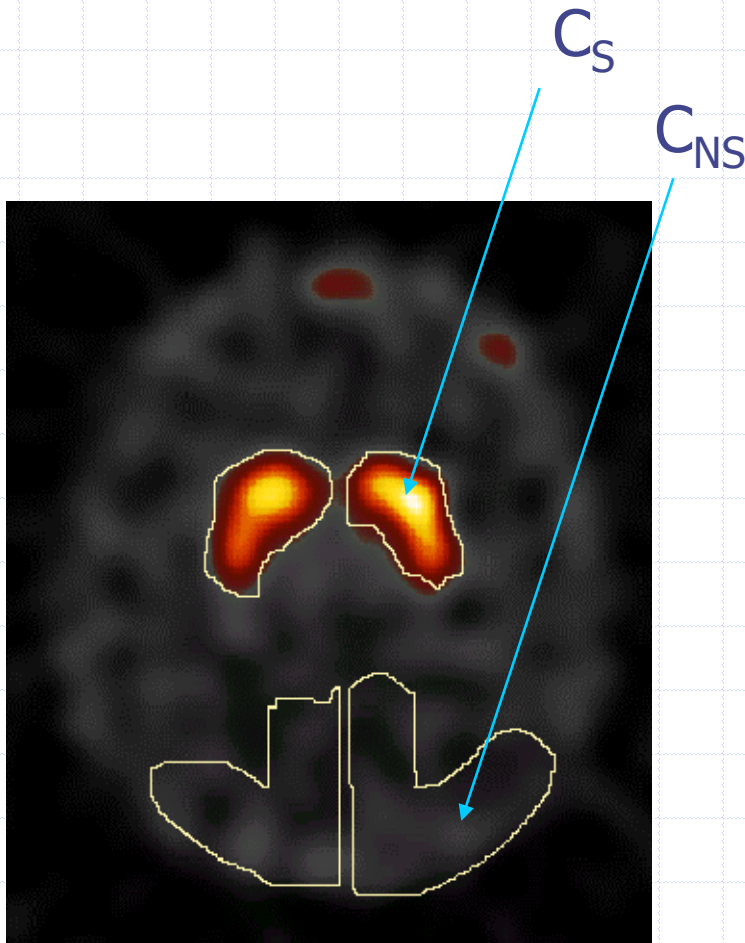
$$r = \frac{C_D}{C_G} \Rightarrow \ln r = \ln C_D - \ln C_G$$

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

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

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

Comparaison de ROIs en TEMP

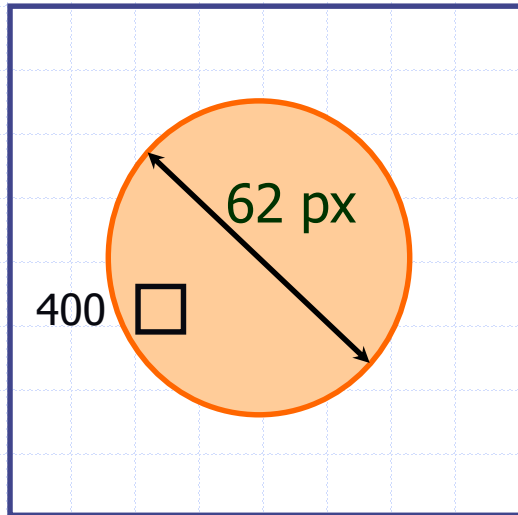


$$BP = \frac{C_S - C_{NS}}{C_{NS}} = \frac{C_S}{C_{NS}} - 1$$

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

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
- Définition empirique des seuils pathologiques
 - ◆ 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

② IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE CAVITAIRE

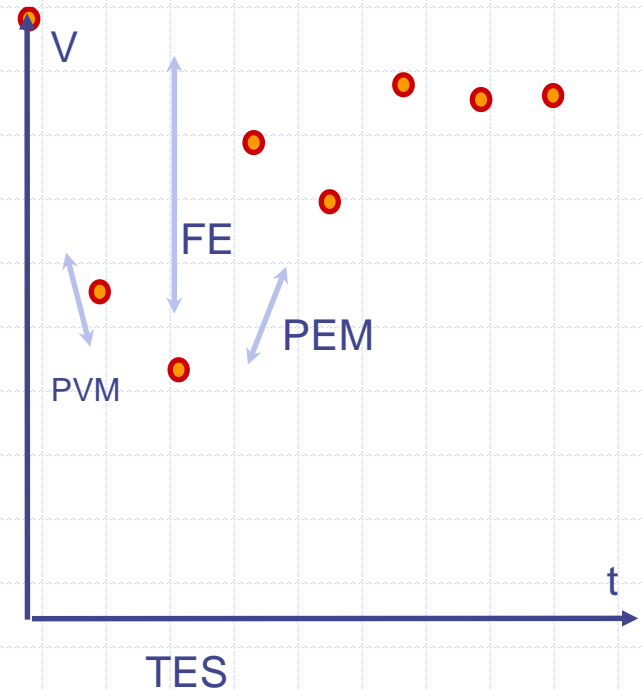
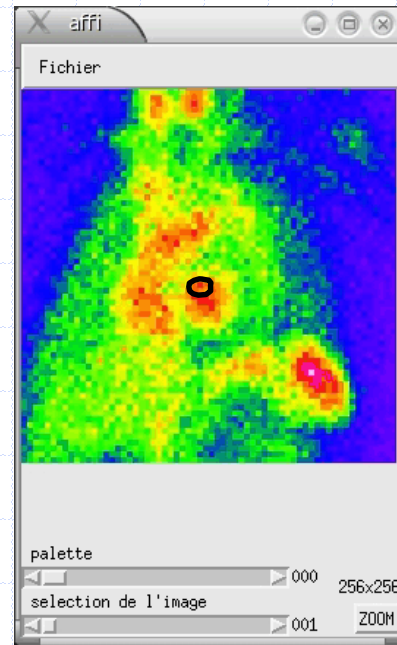
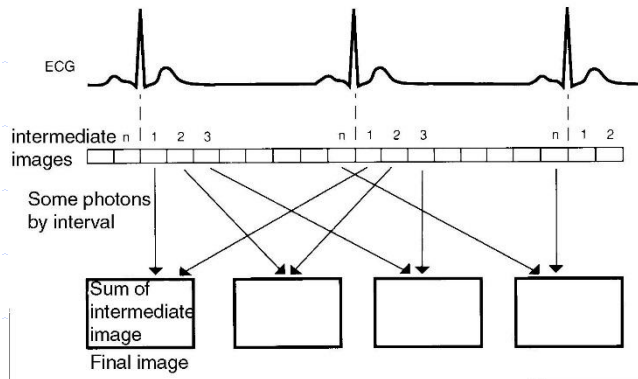
EXTRACTION DE COURBES TEMPS-ACTIVITE (CTA)

IMAGES D'AMPLITUDE

IMAGES DE PHASE

Ventriculographie isotopique

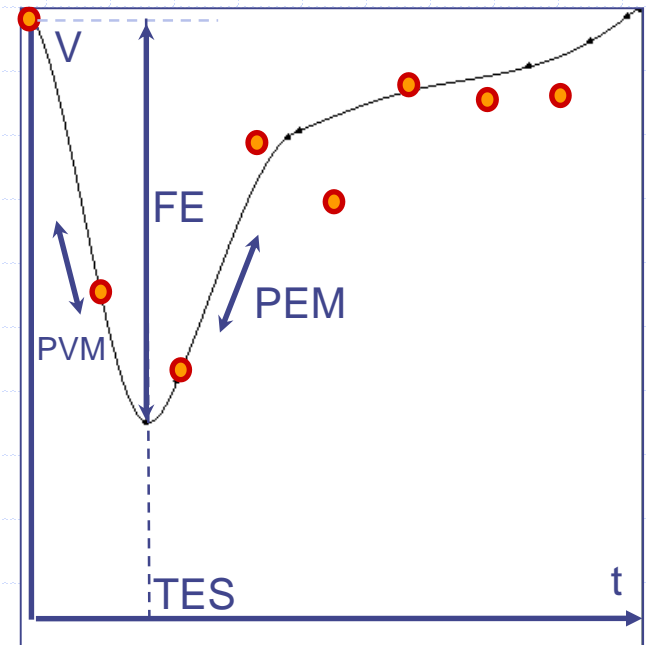
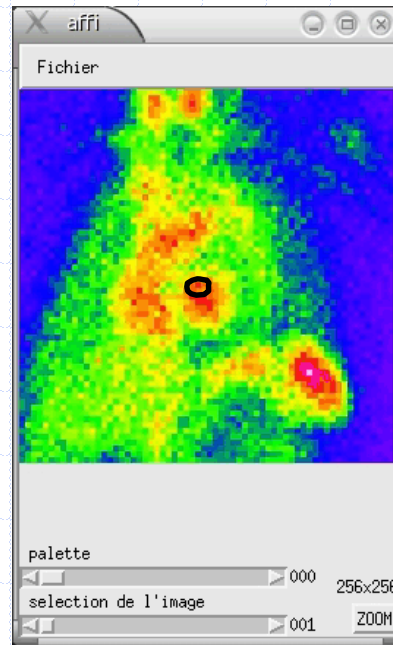
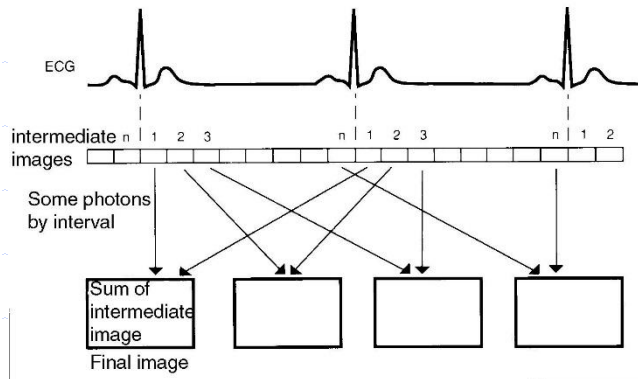
- Marquage des GR au ^{99m}Tc : Contraste
- Synchronisation ECG



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

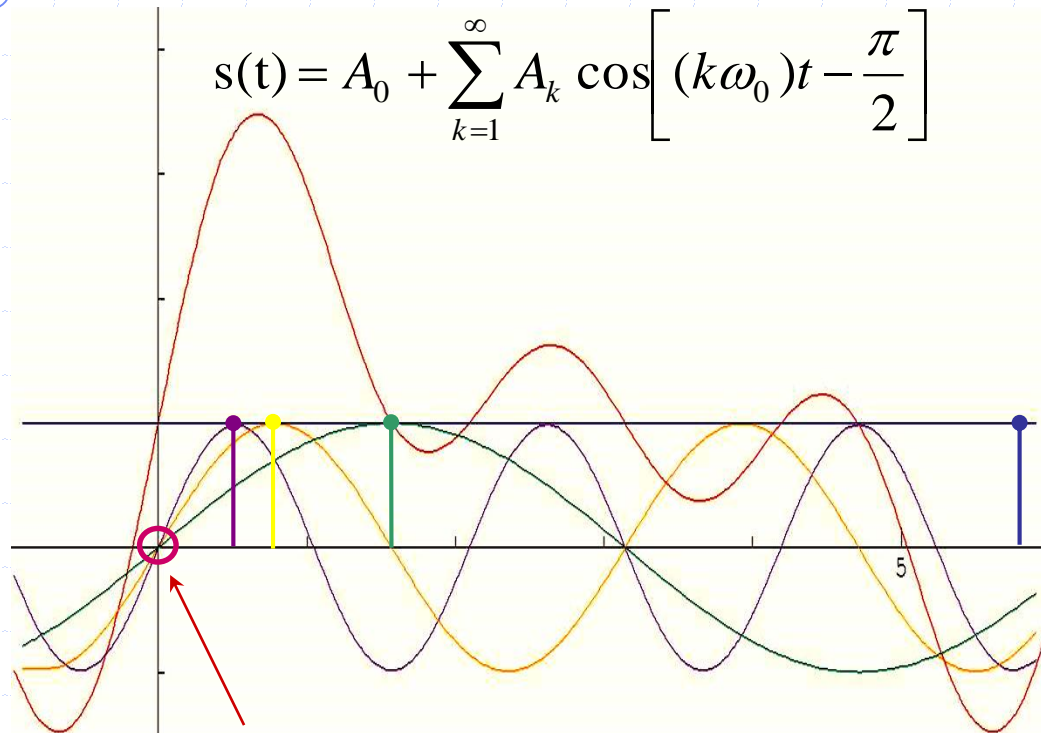
Ventriculographie isotopique

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

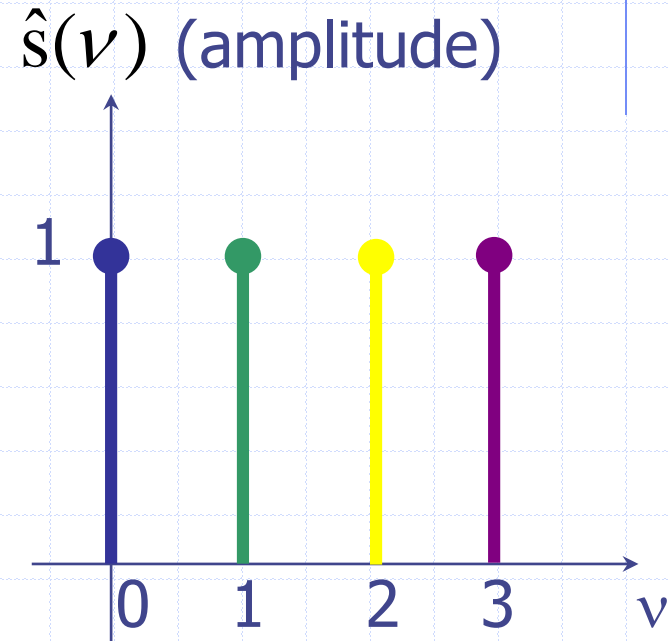


- Analyse de CTA
 - Activité \propto Volume
 - Globale ou locale

Représentation fréquentielle

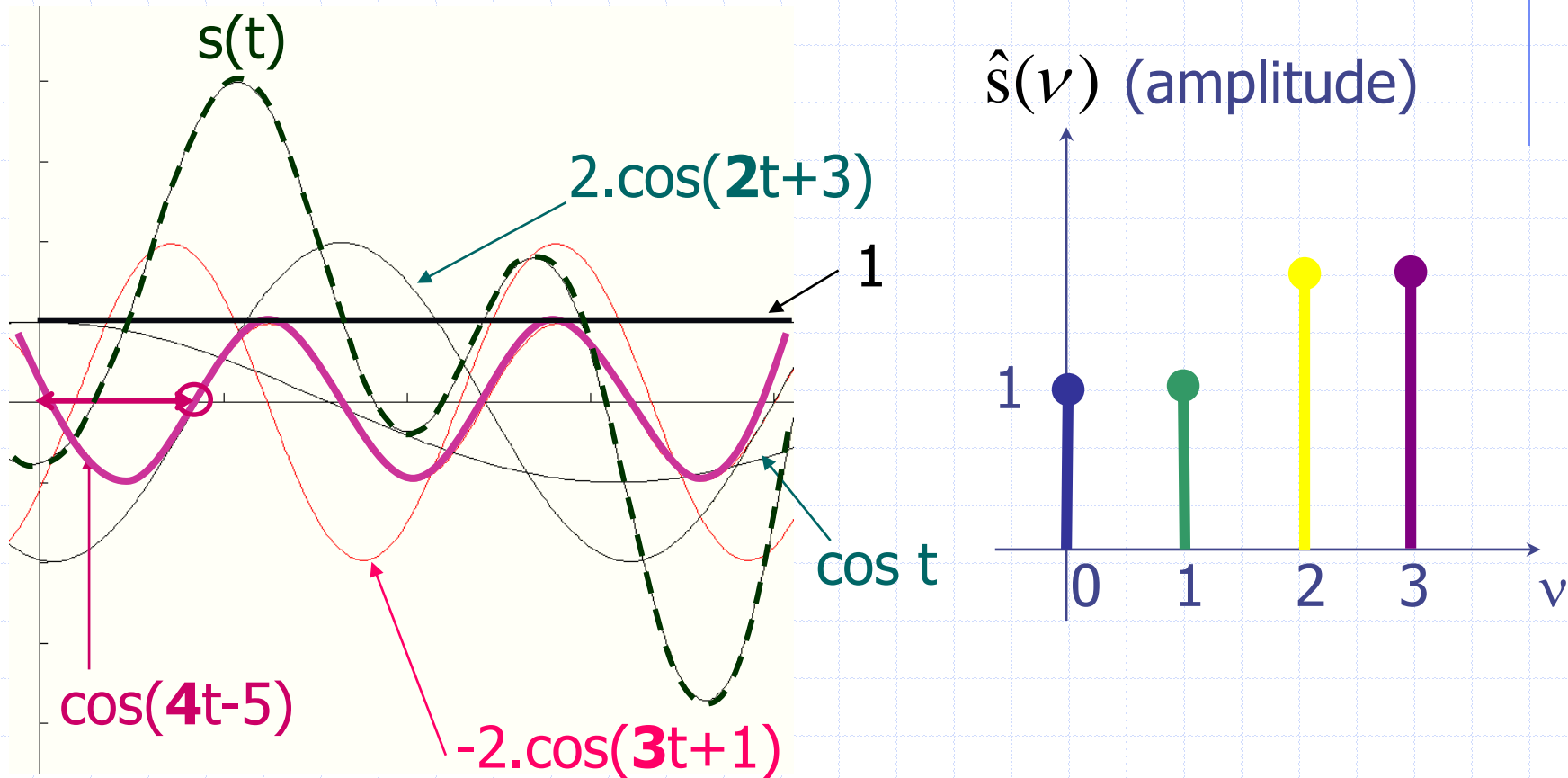


pas de retard entre harmoniques



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

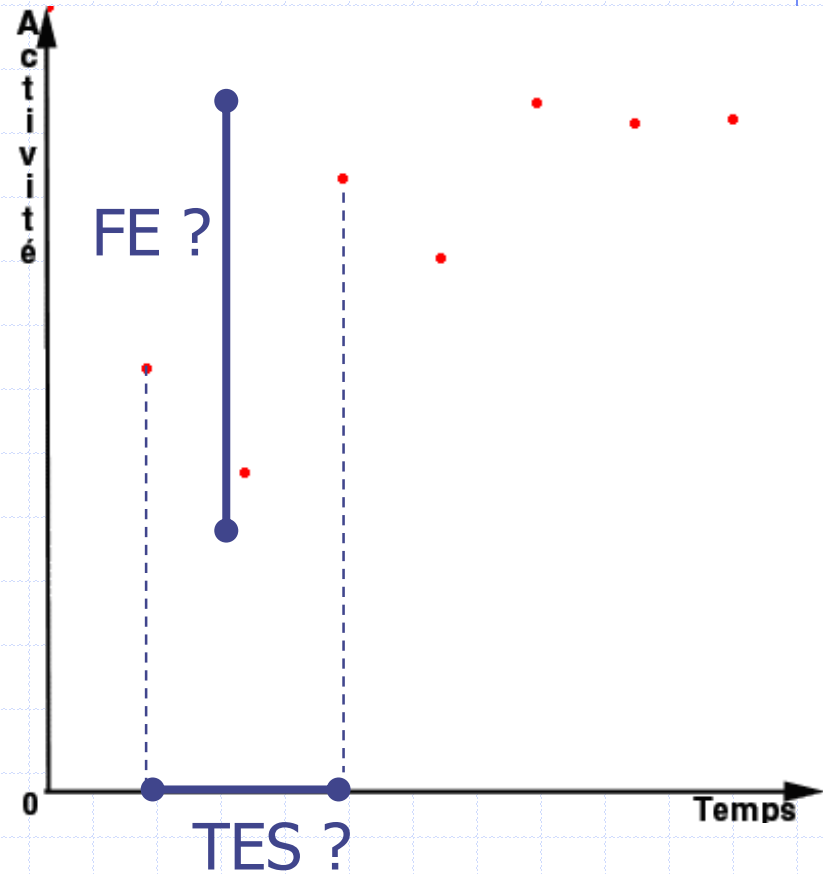
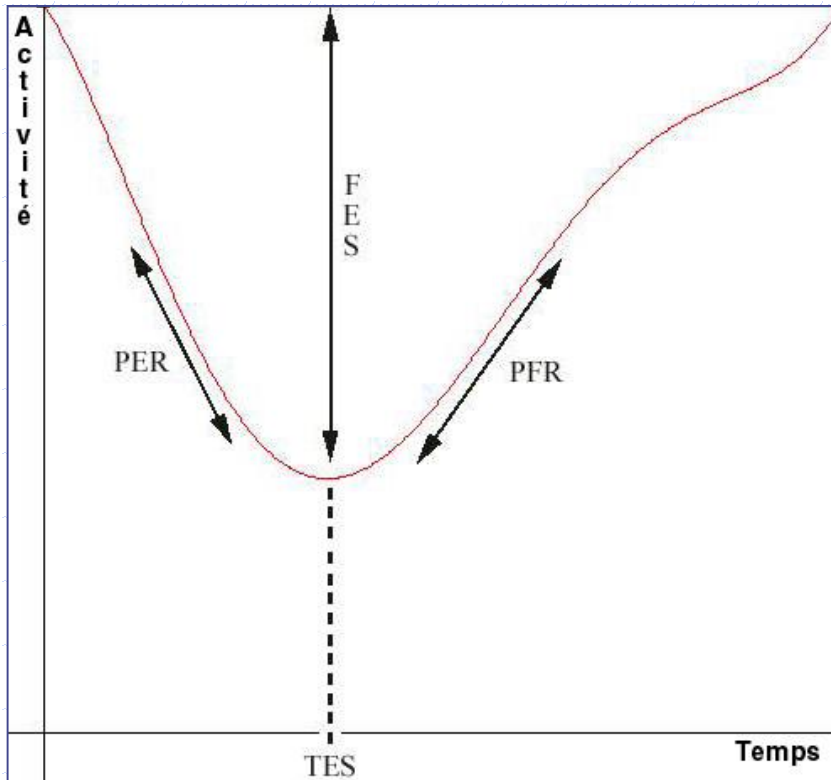


$$s(t) = A_0 + \sum_{k=1}^{\infty} A_k \cos[(k\omega_0)t + \varphi_k]$$

Intérêt pour modéliser des CTA

- Modéliser une CTA par ses premières harmoniques constitue un filtrage passe-bas
- Si on se limite aux harmoniques 0 et 1 :
 - A_0 code la valeur de fond du signal
 - A_1 . code l'ampleur des variations du signal (FE)
 - φ_1 . code le décalage temporel (TES)

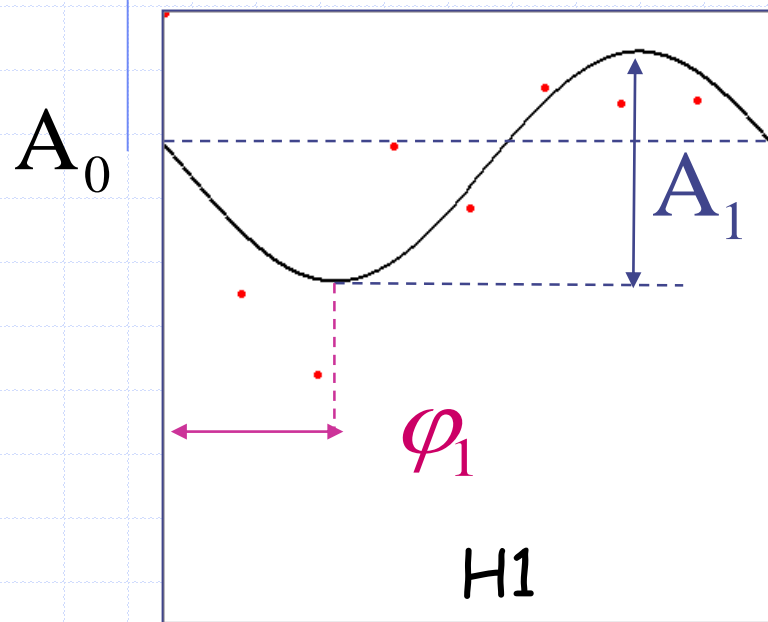
Application: détermination des TES



1° harmonique

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

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



H1 = fit cosinus

Ampitude du fit

↳ FES

↳ hypokinésies ?

Phase du fit

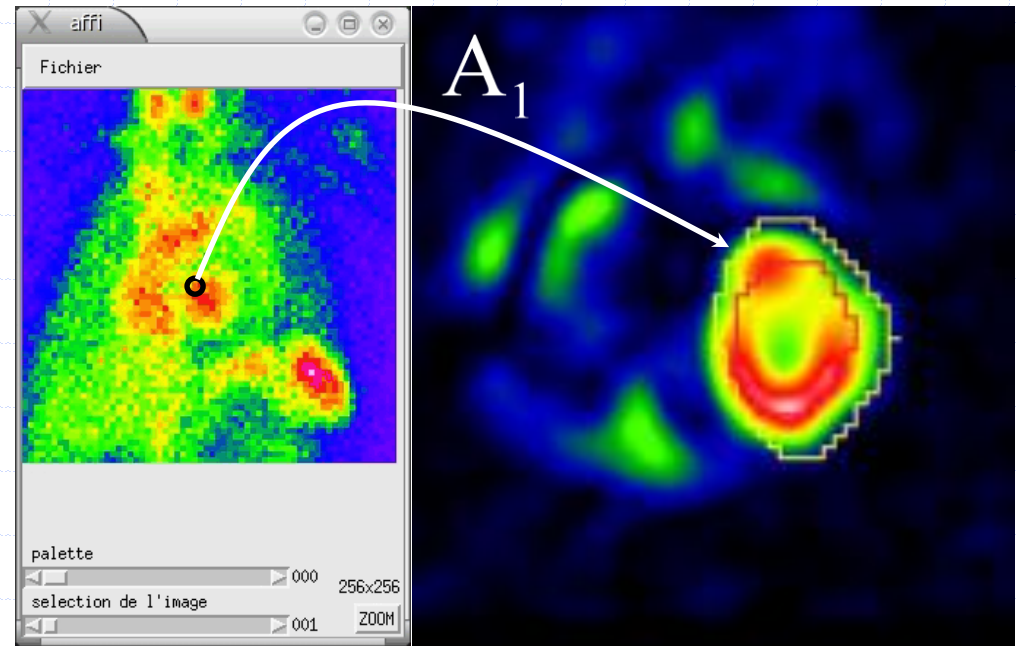
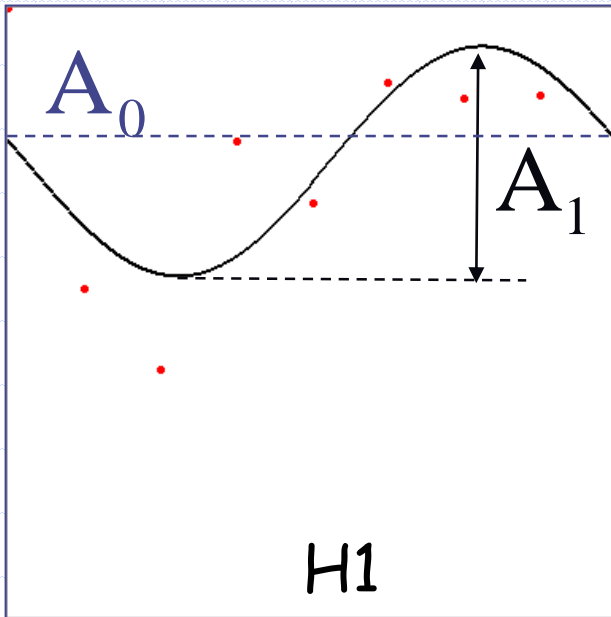
↳ TES

↳ dyskinésies ?

1° harmonique: image d'amplitude



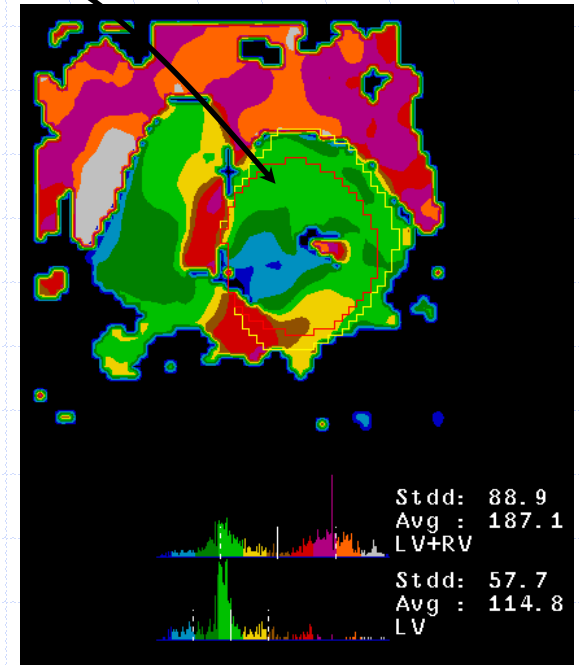
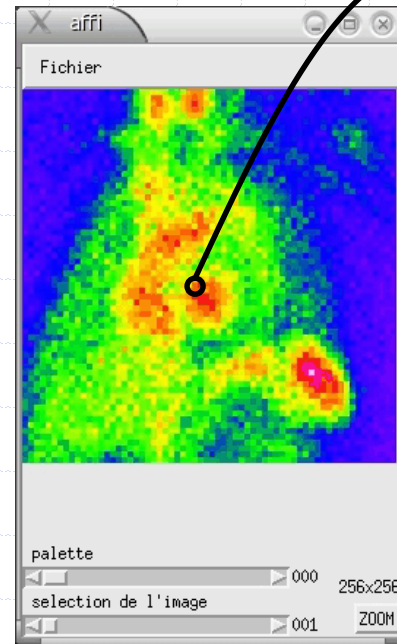
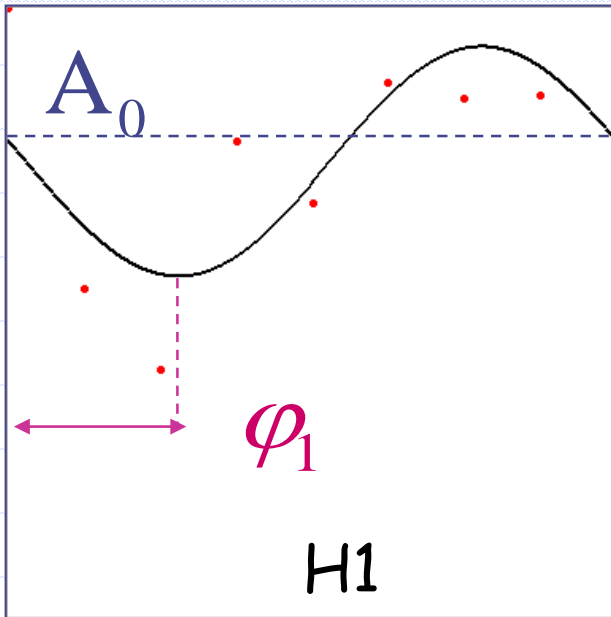
$$s(t) \approx A_0 + \boxed{A_1} \cos(\omega_0 t + \varphi_1)$$



1° harmonique: image de phase

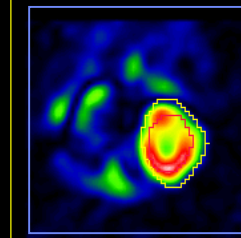
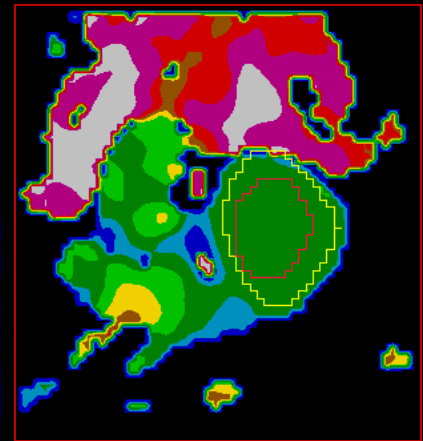
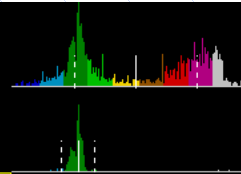
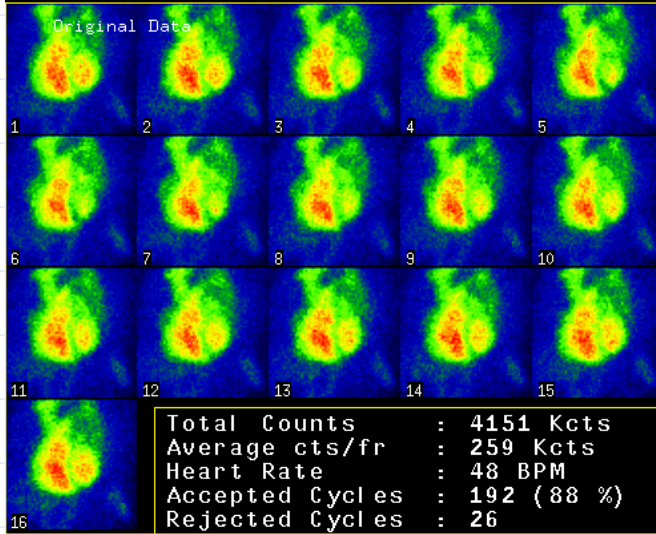


$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega_0 t + \varphi_1)$$

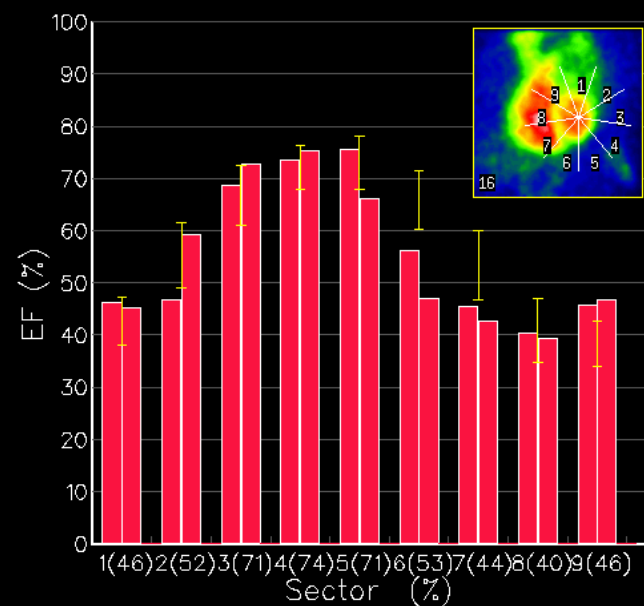


VENTRICULOGRAPHIE ISOTOPIQUE
DE REPOS PLANAIRE AU GR-99mTc

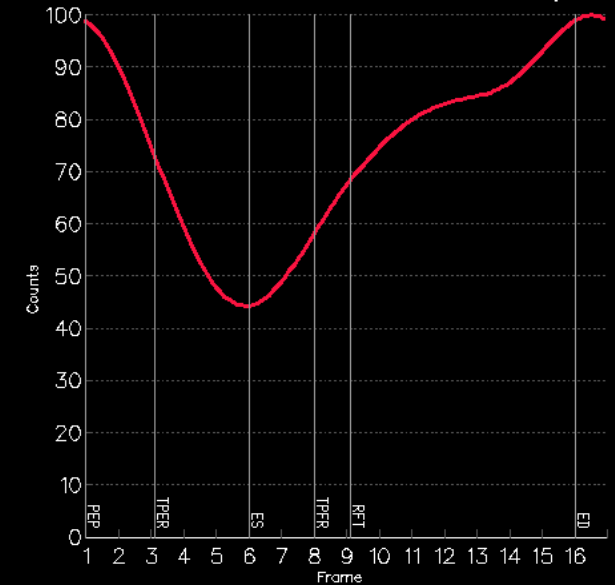
MEDECINE NUCLEAIRE , CHU LAPEYRONIE



LVEF: 57 %
 BKG : 39 cts/pixel
 PEP : 76 ms
 PER : 381 %SV/s (2.17 EDV/s) at 240 ms
 PFR : 230 %SV/s (1.31 EDV/s) at 153 ms
 RFT : 240 ms
 ED : 1153 ms (fr 16, 262 kCts in LV)
 ES : 384 ms (fr 6, 257 kCts in LV)

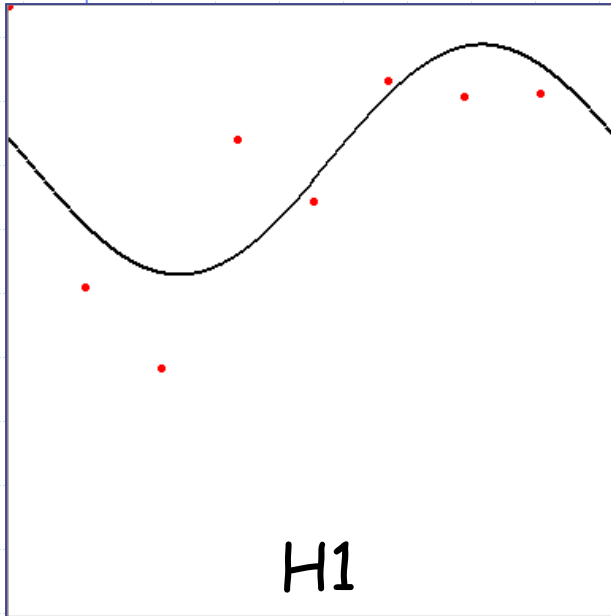
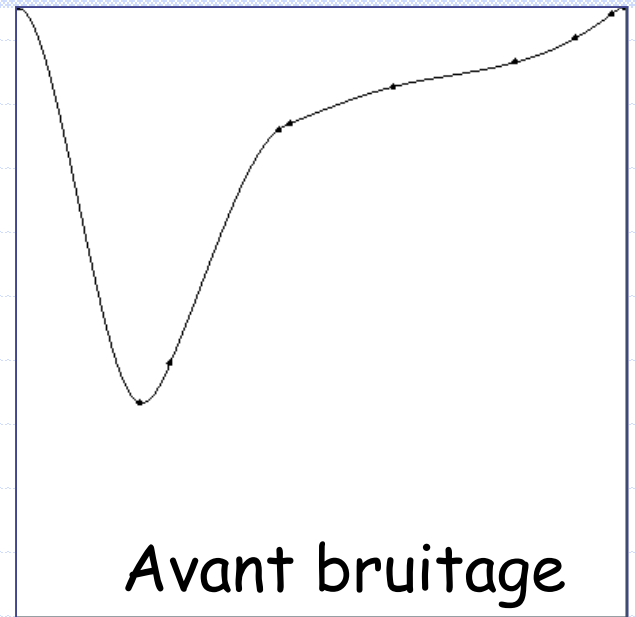


Reconstruction avec 2 ou 3 harmoniques

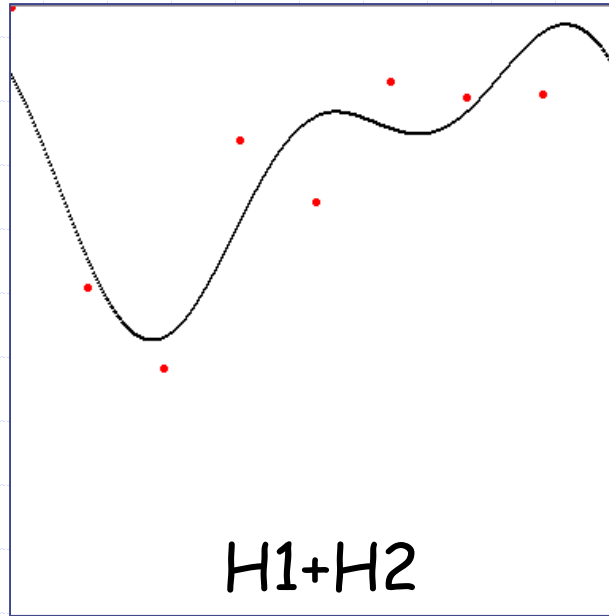


Multi-harmoniques

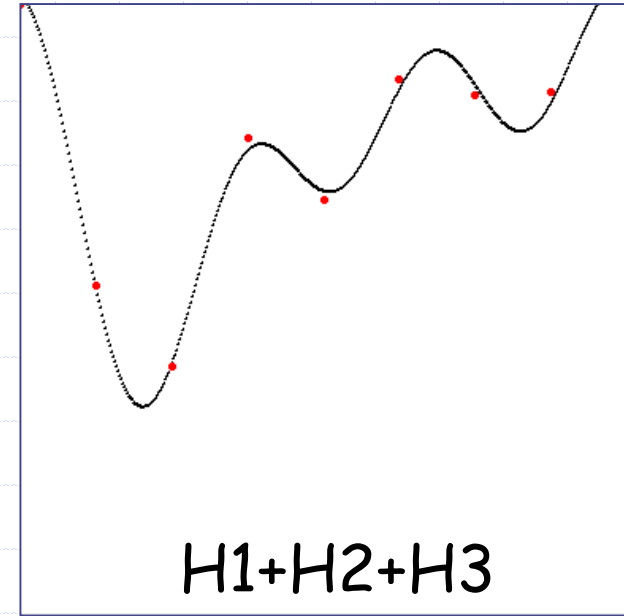
$$s(t) = A_0 + \sum_{k=1}^N A_k \cos[(k\omega_0)t + \varphi_k]$$



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



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

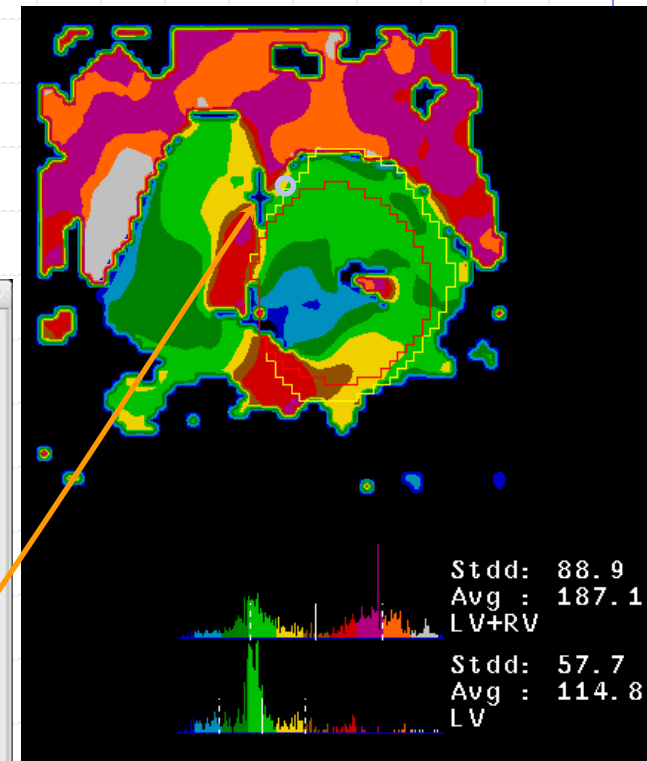
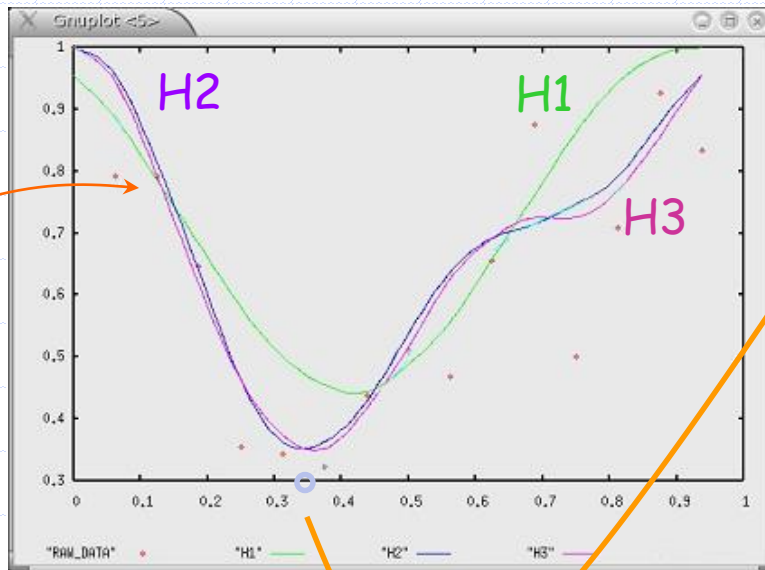
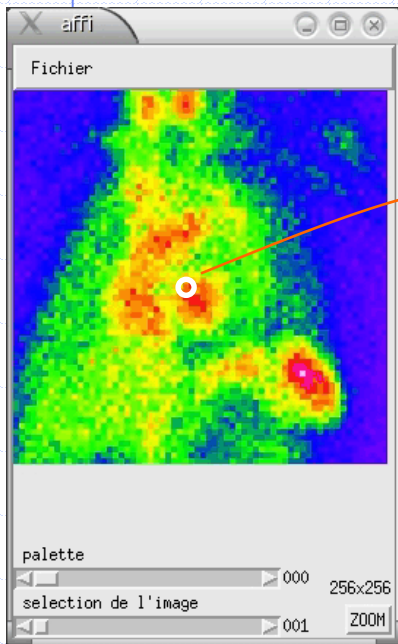


$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega_0 t + \varphi_1) + A_2 \cos(2\omega_0 t + \varphi_2) + A_3 \cos(3\omega_0 t + \varphi_3)$$

Analyse multi-harmonique

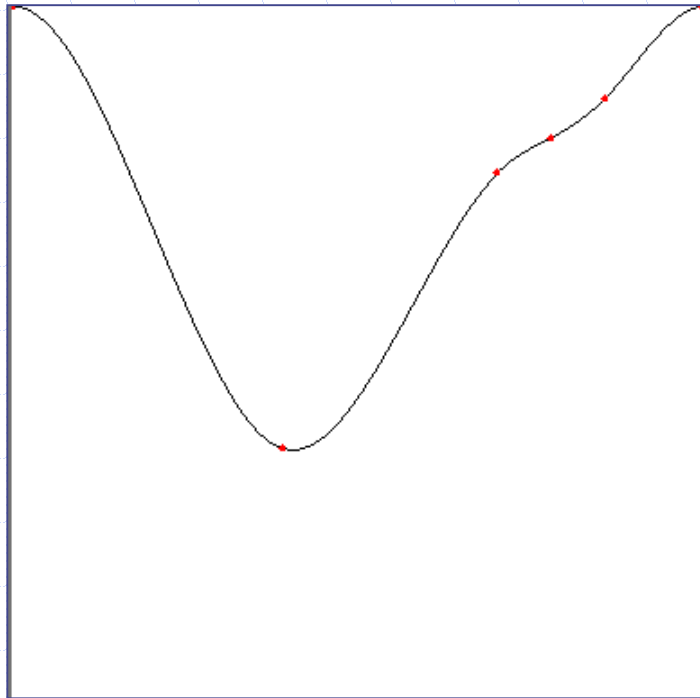
Rythmologie :

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

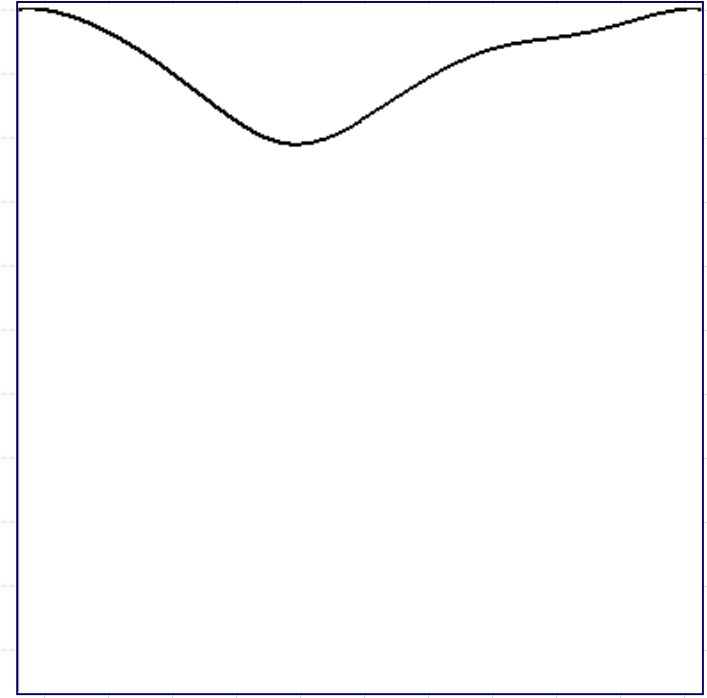
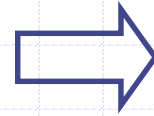


(Le Guludec, JACC 95)

Ajustement en amplitude

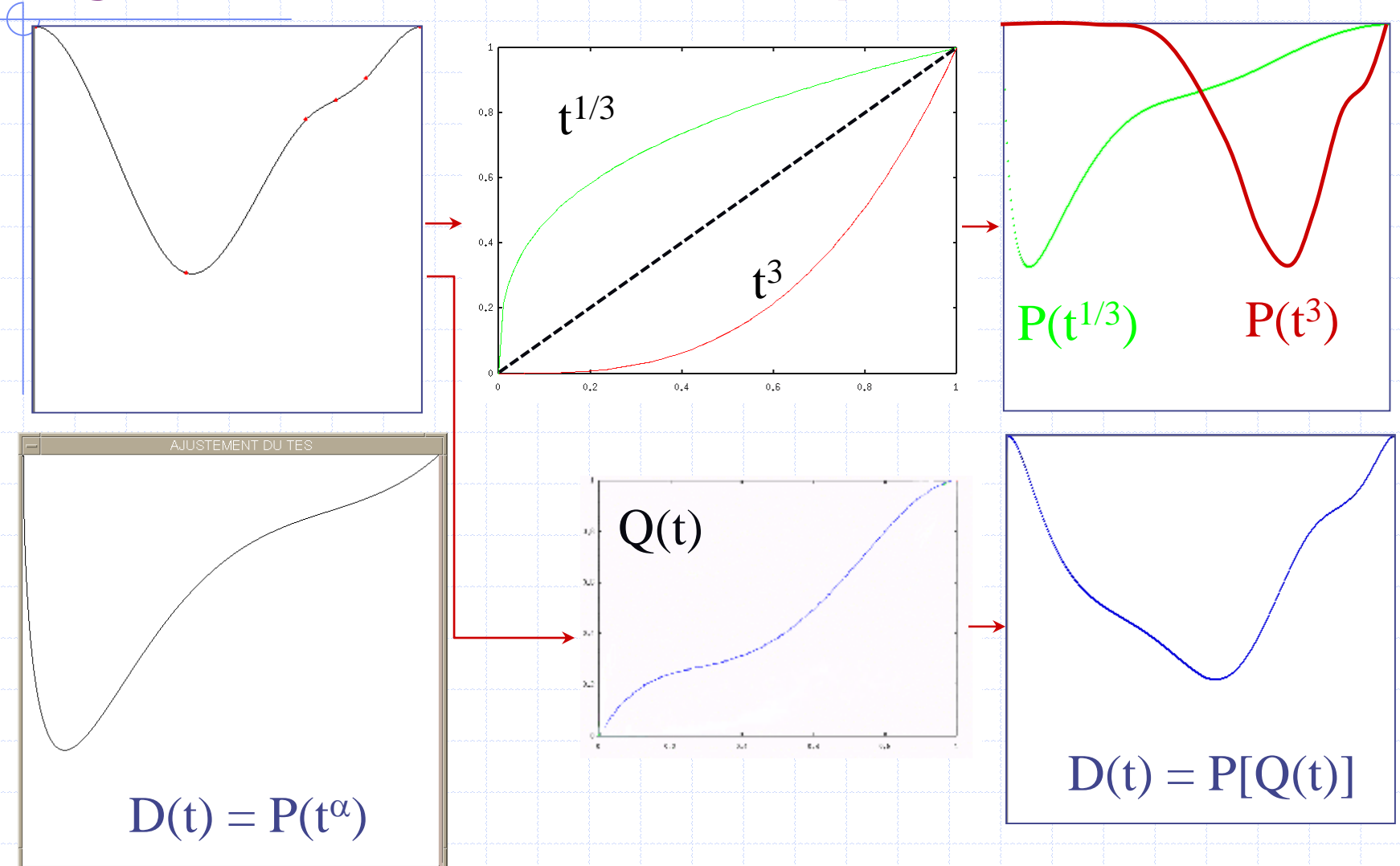


$P(t)$



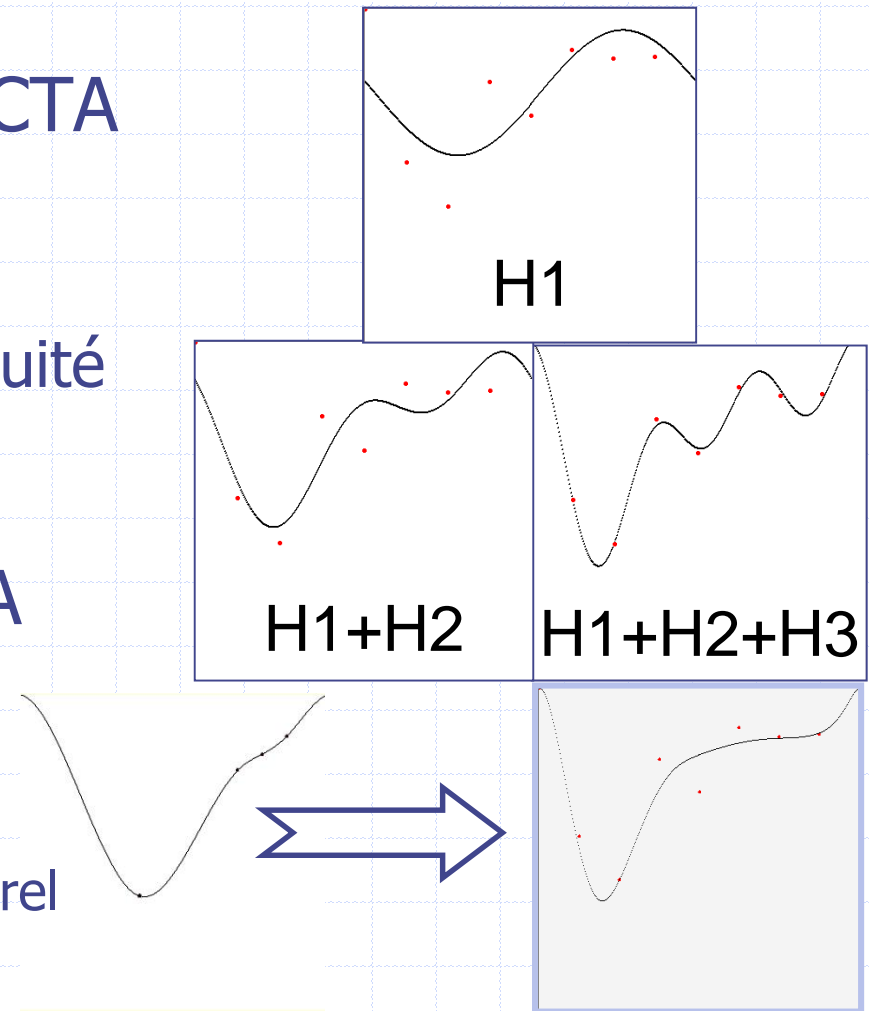
$D(t) = P(t)^\beta$

Ajustement en temps



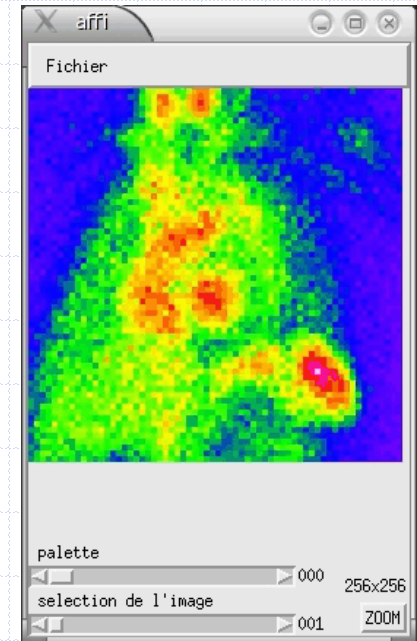
Résultats

- 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



Ventriculographie isotopique planaire

- PMUGA
- Etalon or pour le suivi de FEVG
 - Simple
 - Automatique : H1 en OAG
 - Variabilité inter-op. = 2-3%
 - Analyse sectorielle possible
- FEVD
 - Exacte au premier passage (seulement)
 - Acquisition délicate (ESV, bolus)

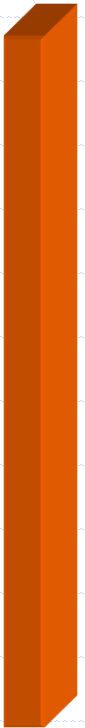
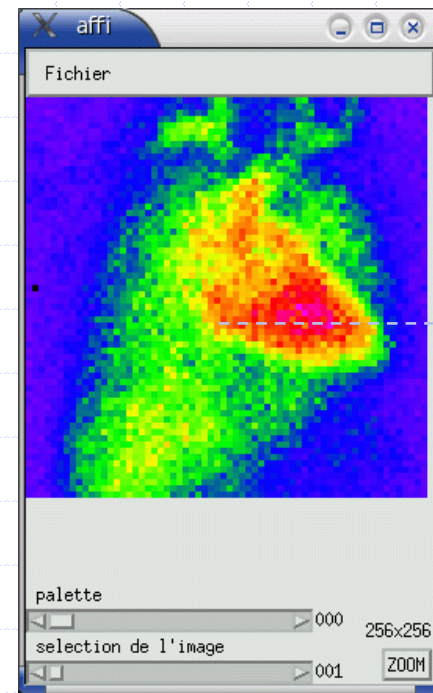
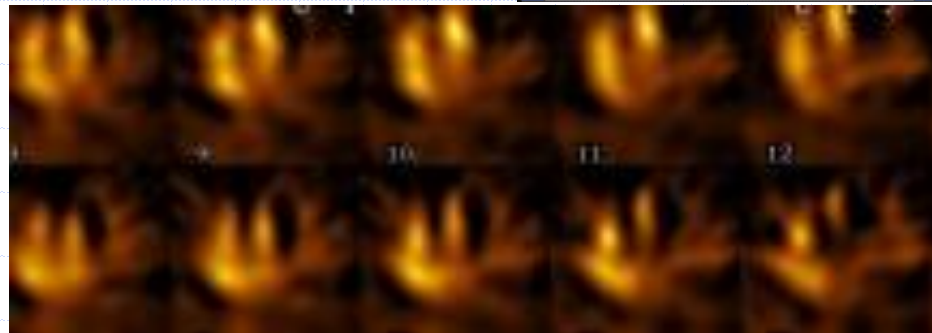
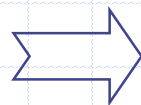
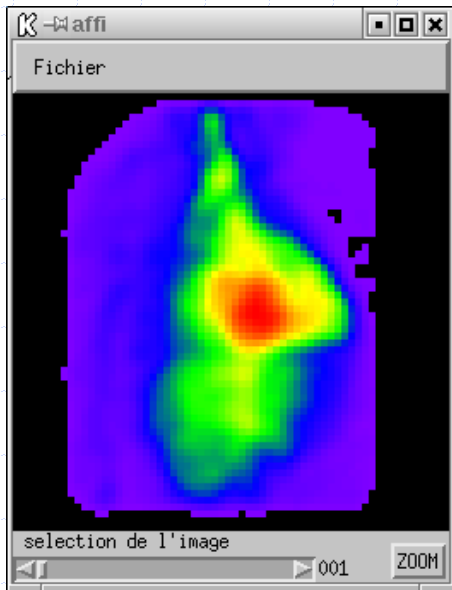


Limites de la ventriculographie 2D

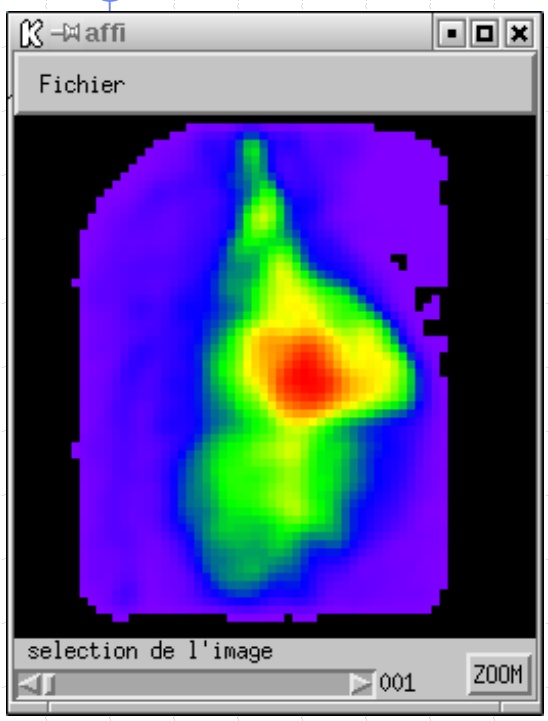
Superposition des plans :

- FEVD planaire au 1^o passage
- FEVG planaire sous estimée
- Volumes, débits ?

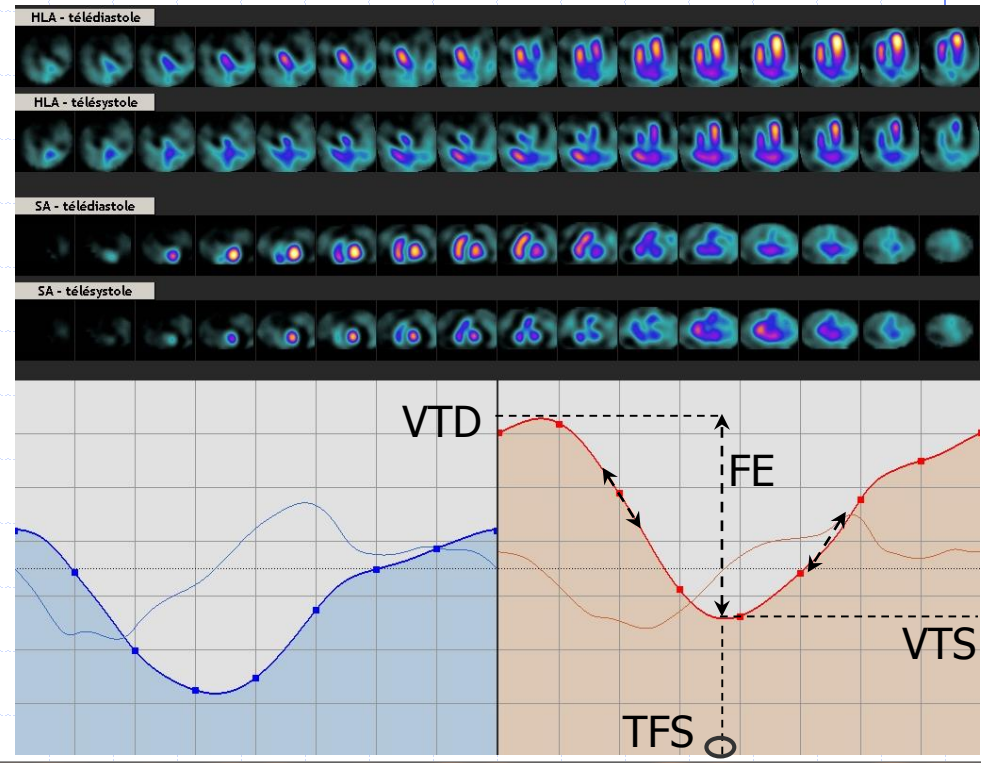
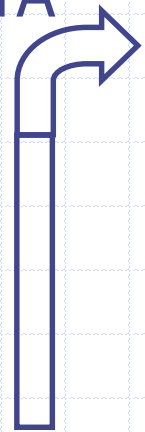
↪ **Mode tomographique:**
QBS, BP-SPECT,
QBE, TOMPOOL...



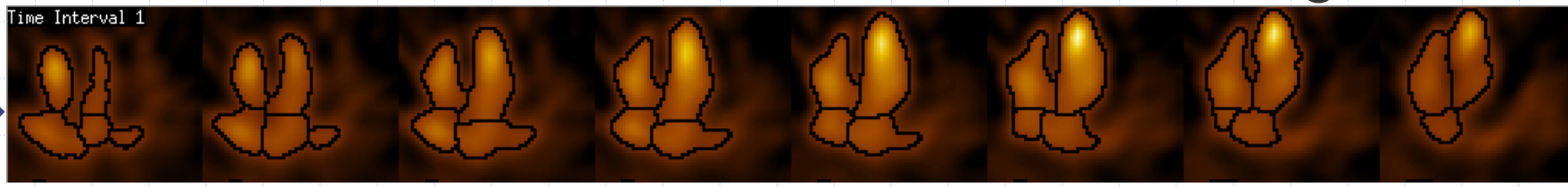
Tomo-ventriculographie (TMUGA)



ANALYSE
CTA

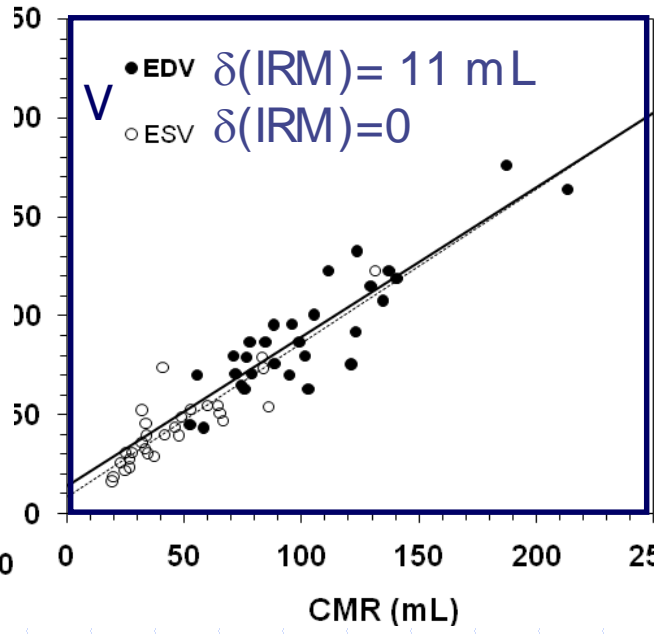
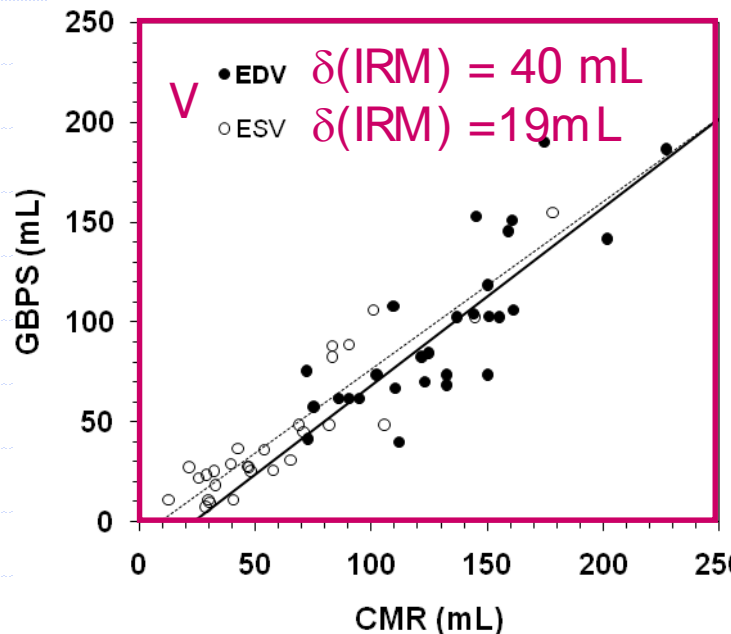
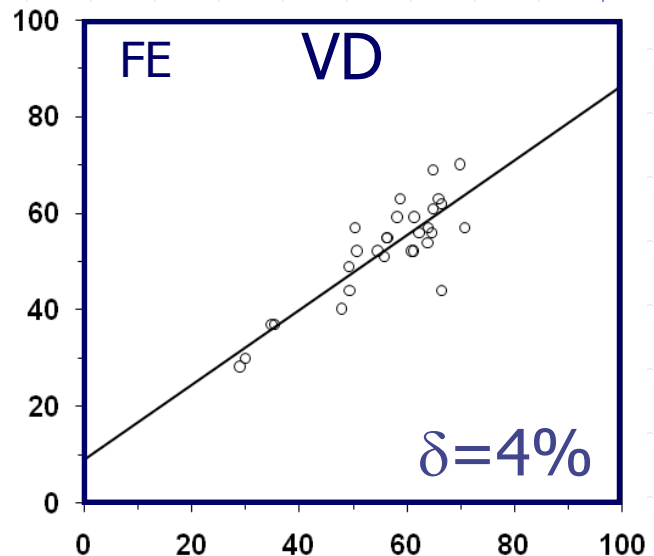
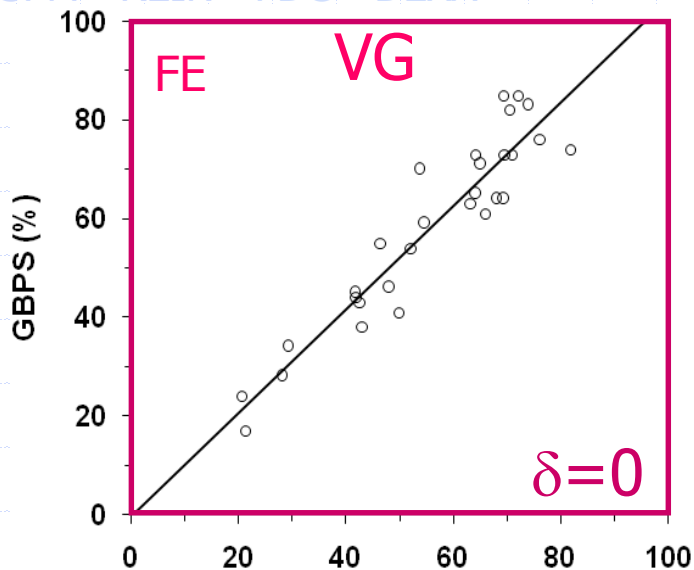


LPE



2 logiciels disponibles: GBPS® et TOMPOOL®

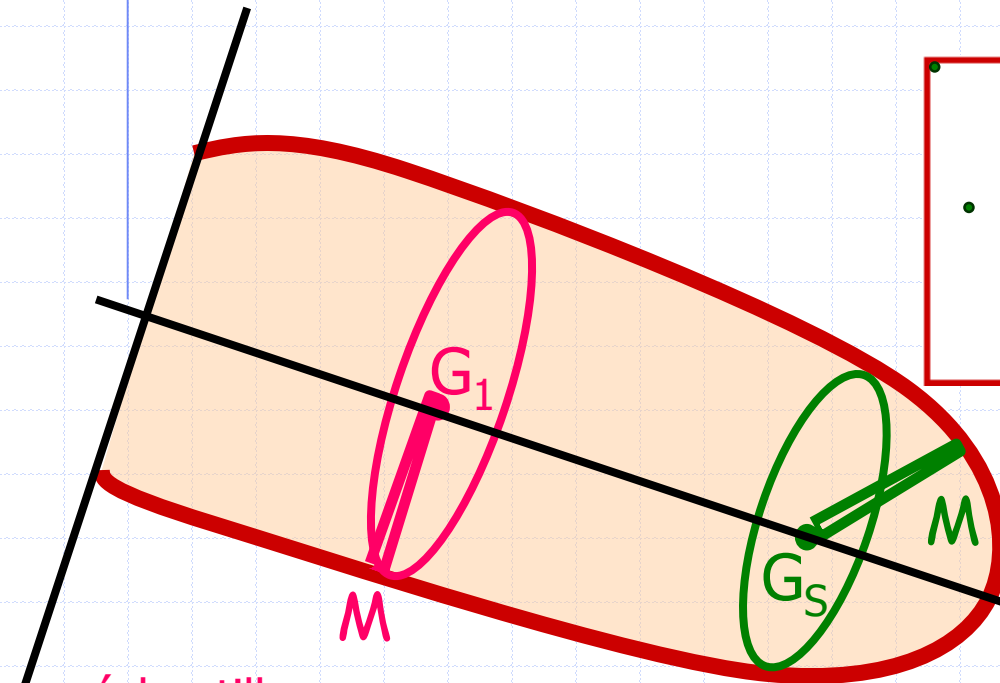
Validation TVI versus IRM



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

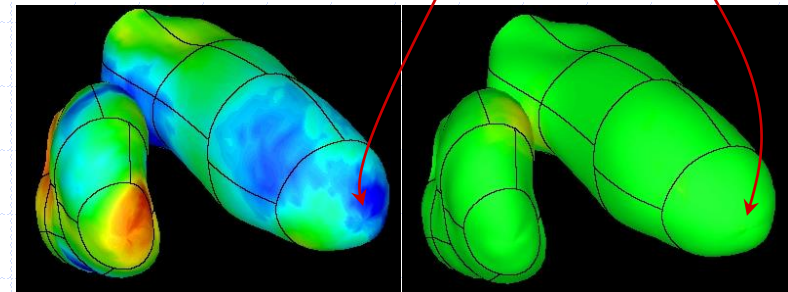
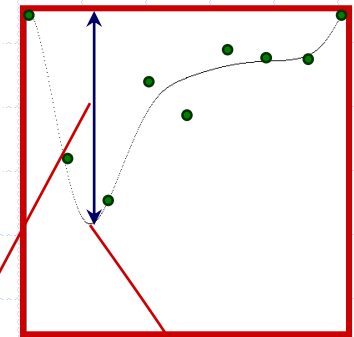
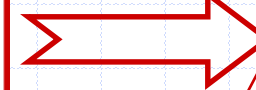
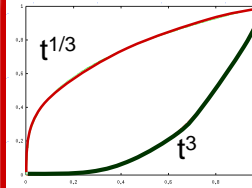
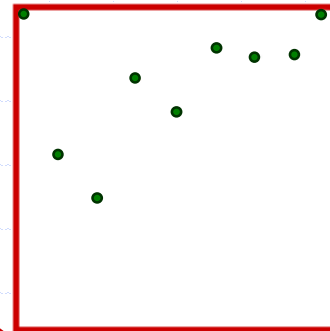
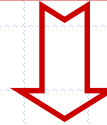
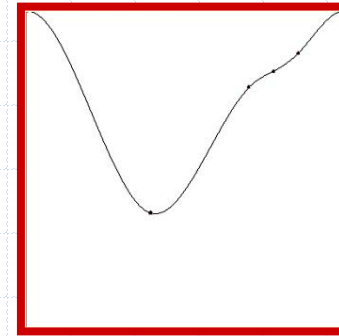
Analyse locale

(TOMPOOL®)

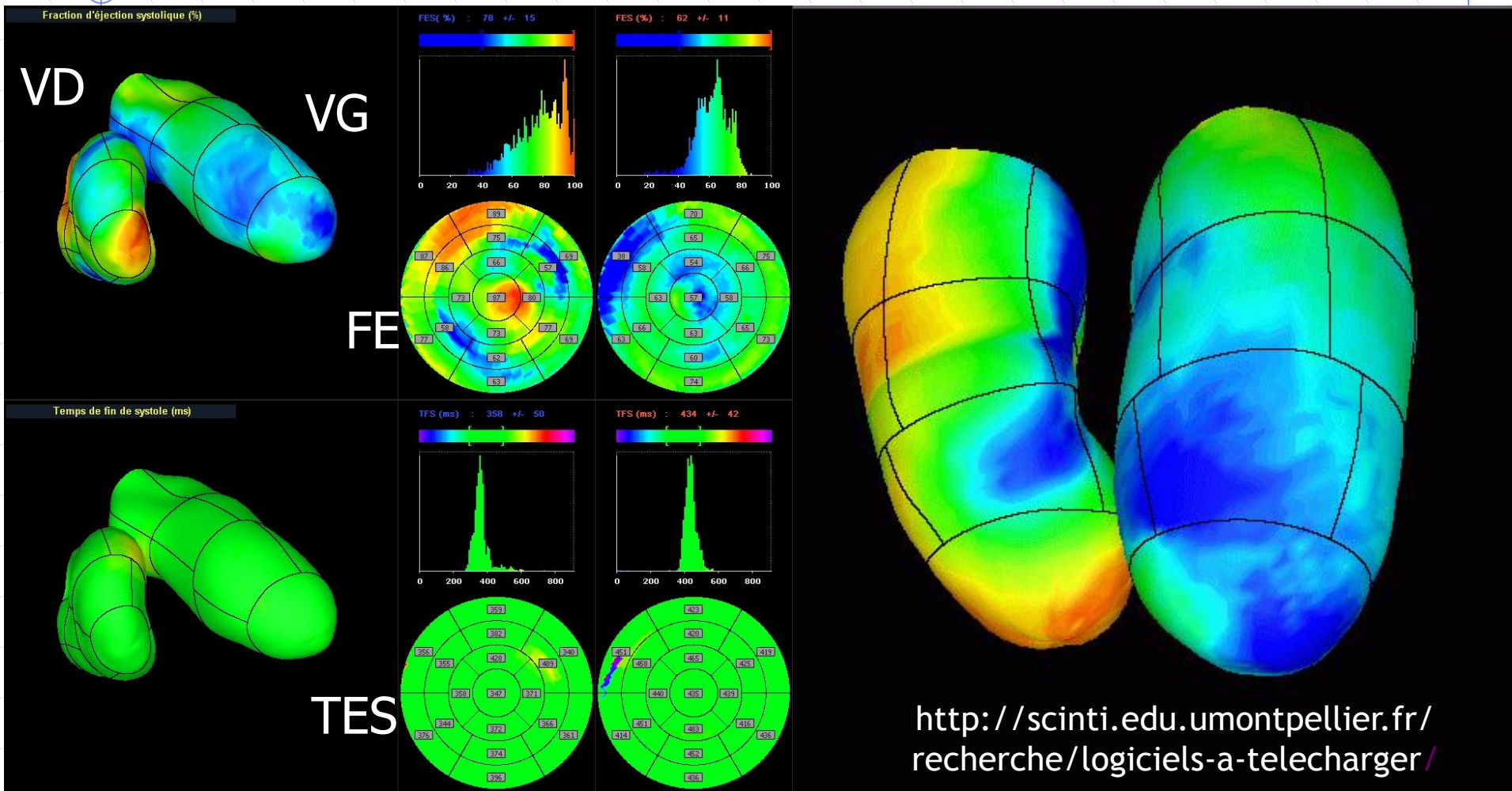


échantillonnage
cylindrique

échantillonnage
sphérique : apex

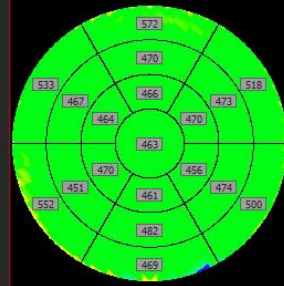
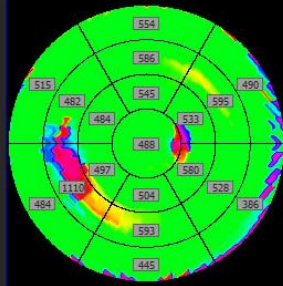
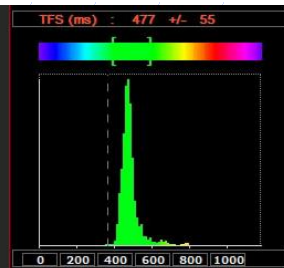
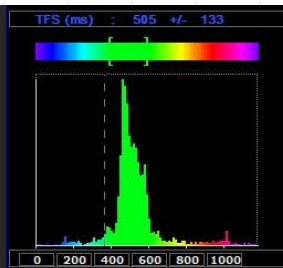
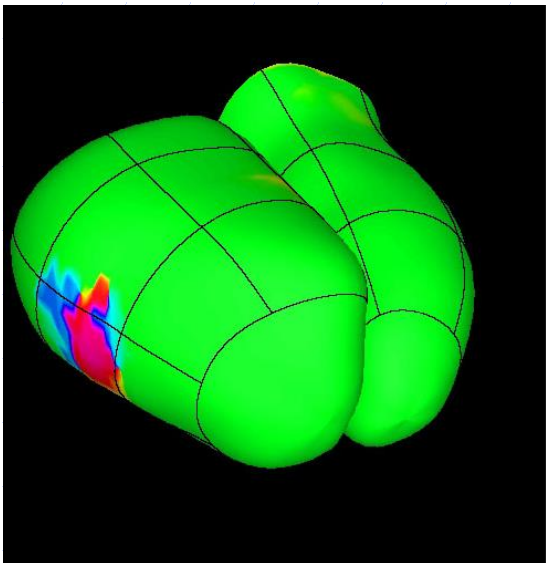
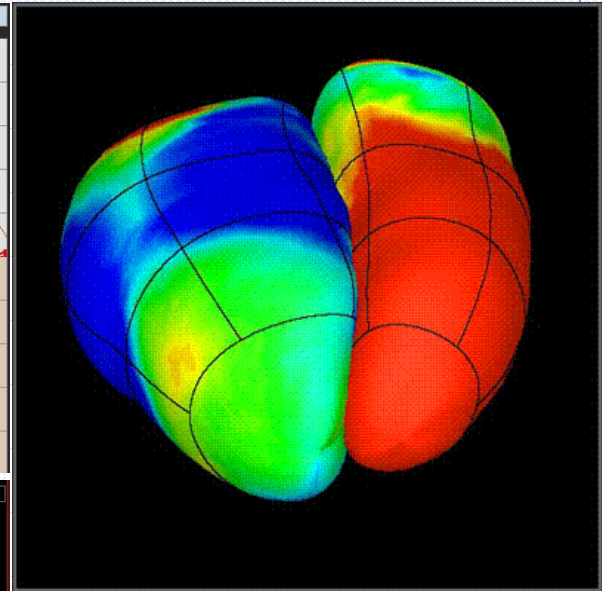
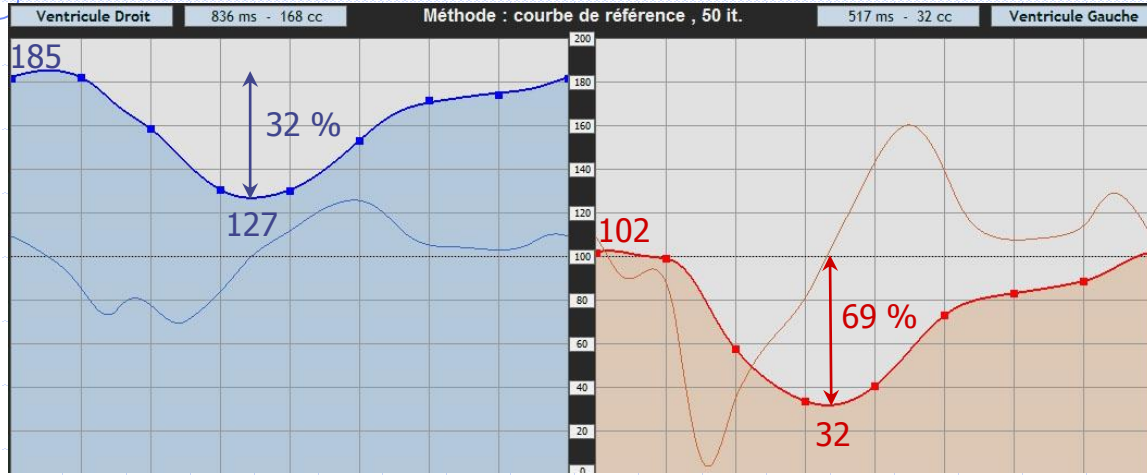


Analyse 3D de CTA locales



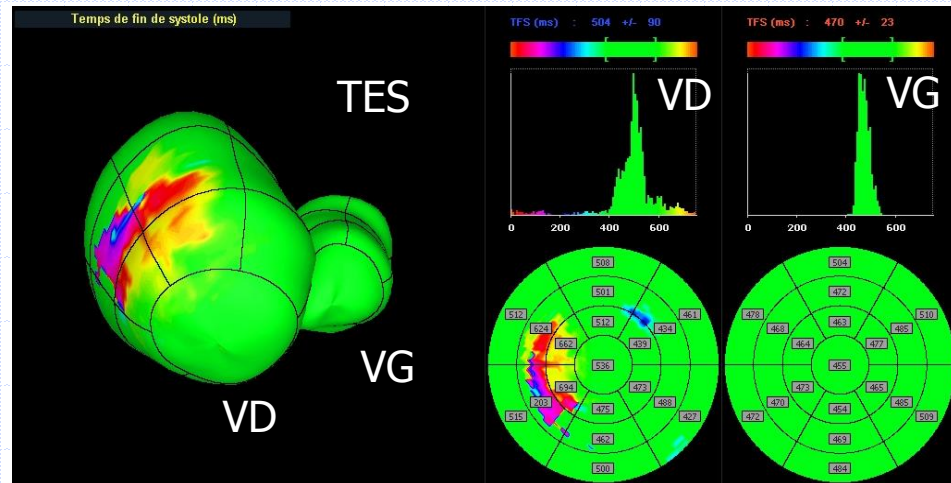
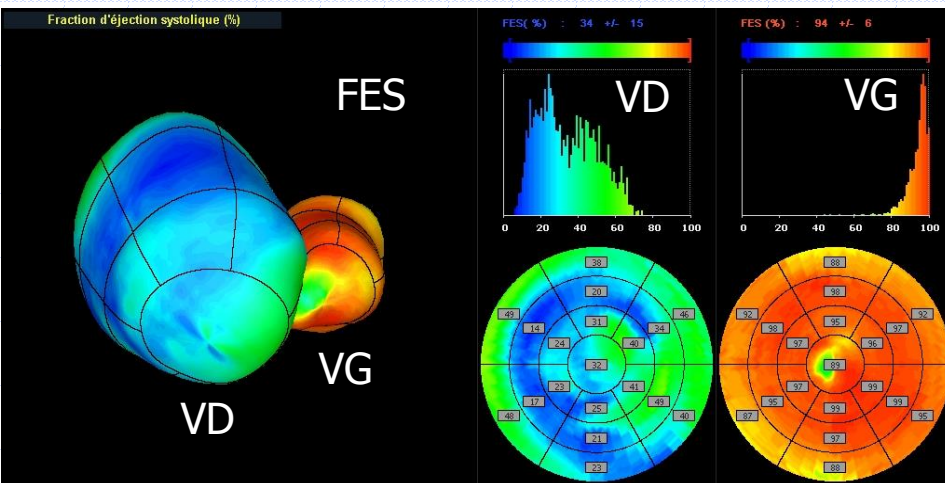
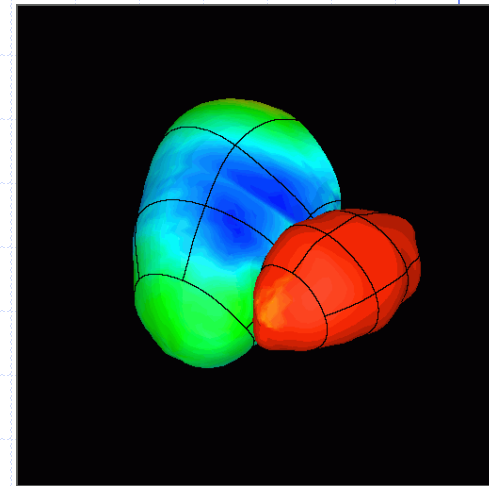
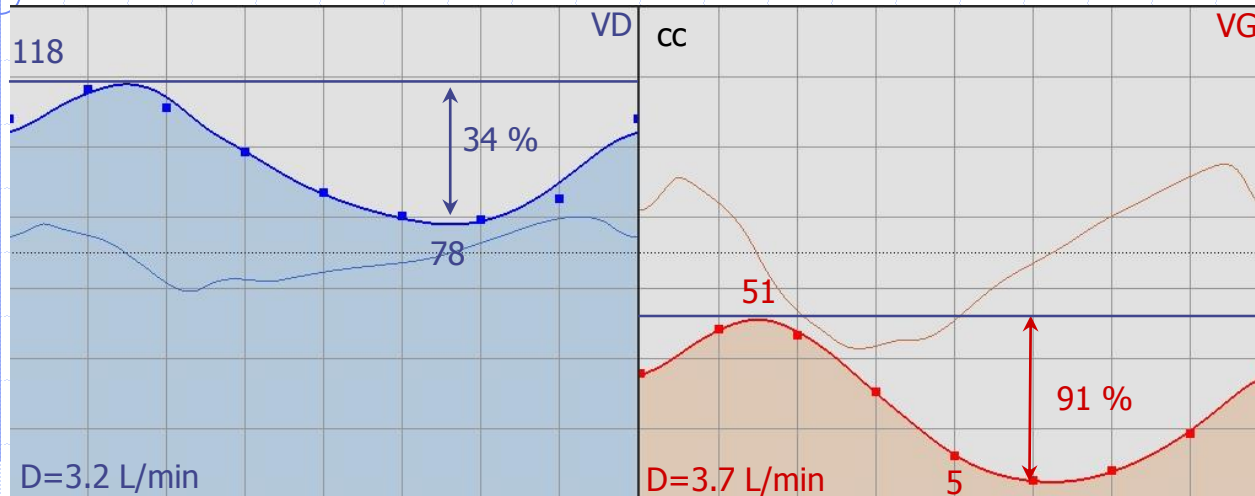
Applications: IVG, IVD, HTAP, DVDA, DYSKINESIES, HYPOKINESIES...

Ex: DYSPLASIE ARYTHMOGENE VD

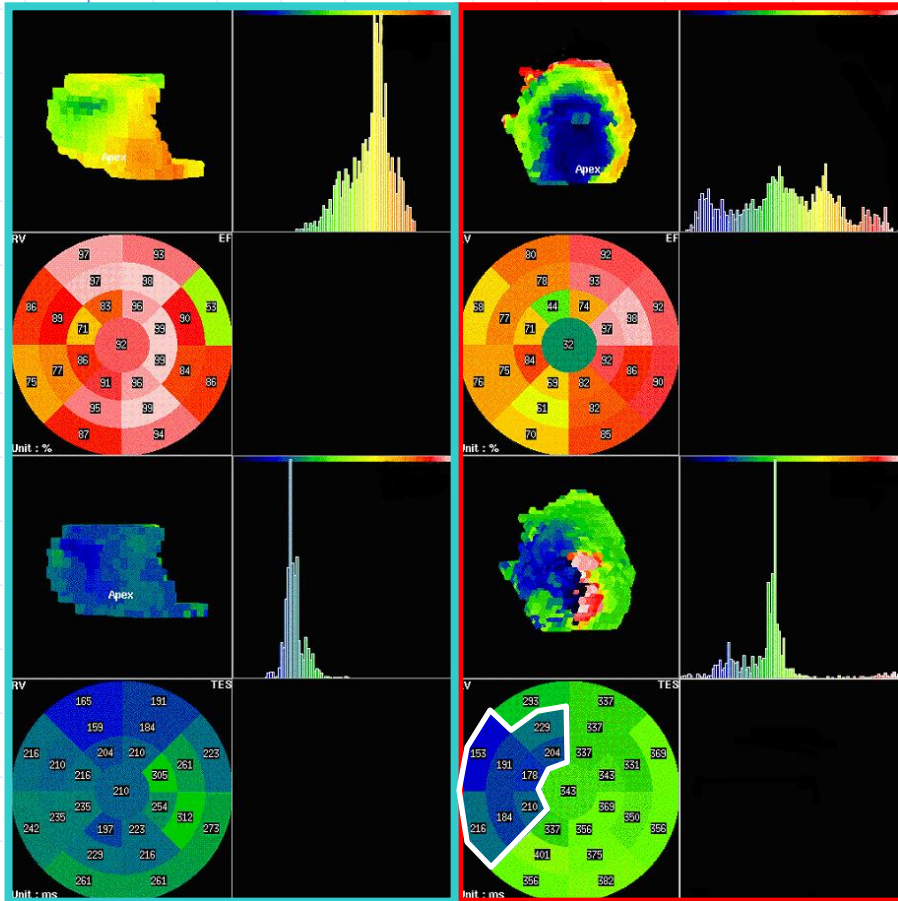


DVDA locales:
 $\sigma_{TES} > 80 \text{ ms}$
 Se = VPN = 100%
 Sp = VPP = 80%

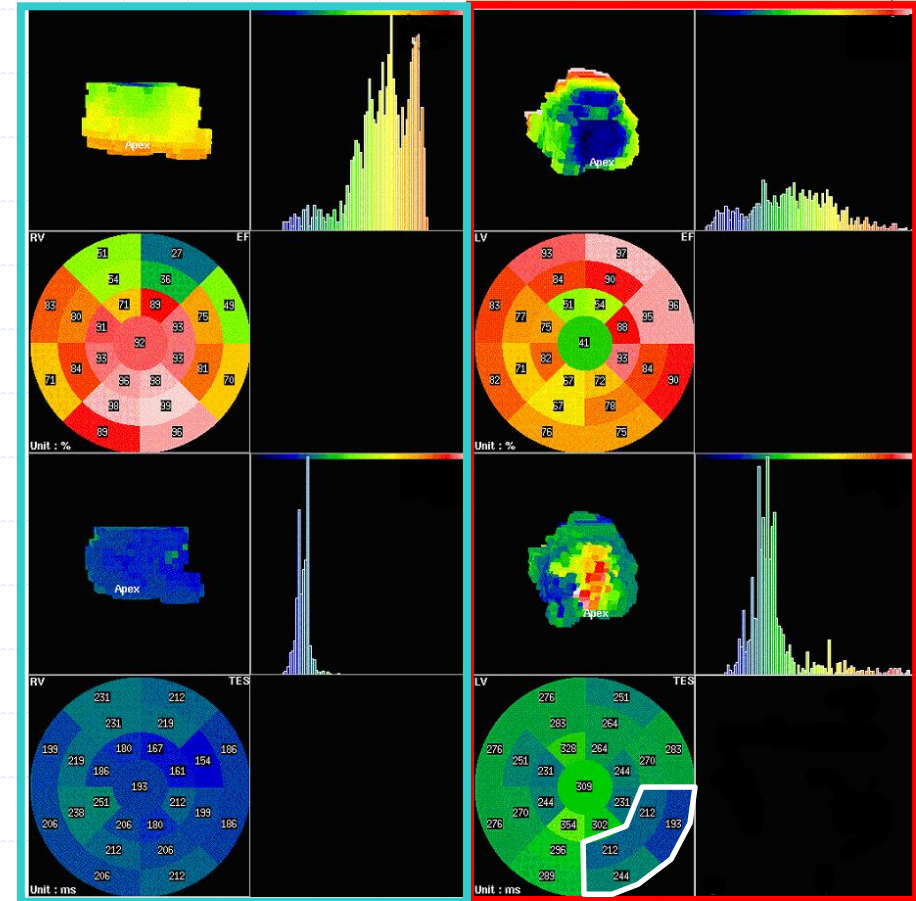
Ex: HTAP



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



Non stimulé



Stimulé

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

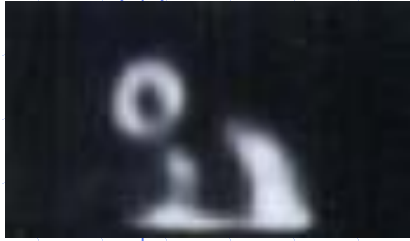
Quantification de la perfusion coronaire

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

Analyse de la fonction ventriculaire G.

- ✓ épaisseur systolique, cinétique, FE

Objectifs

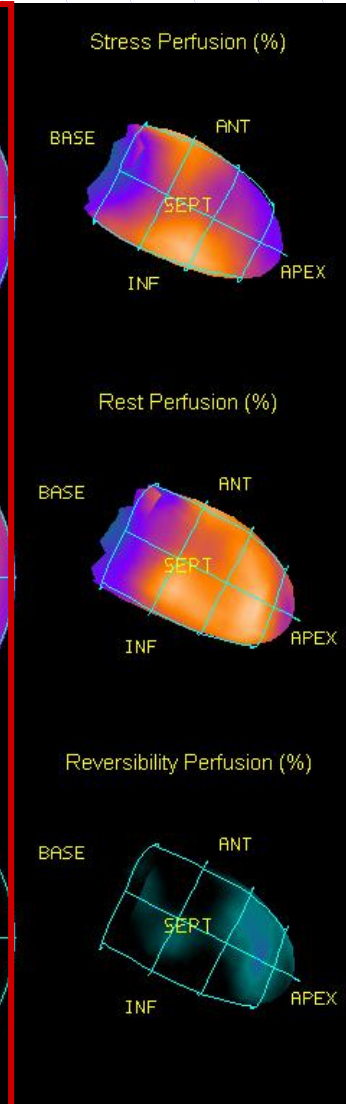
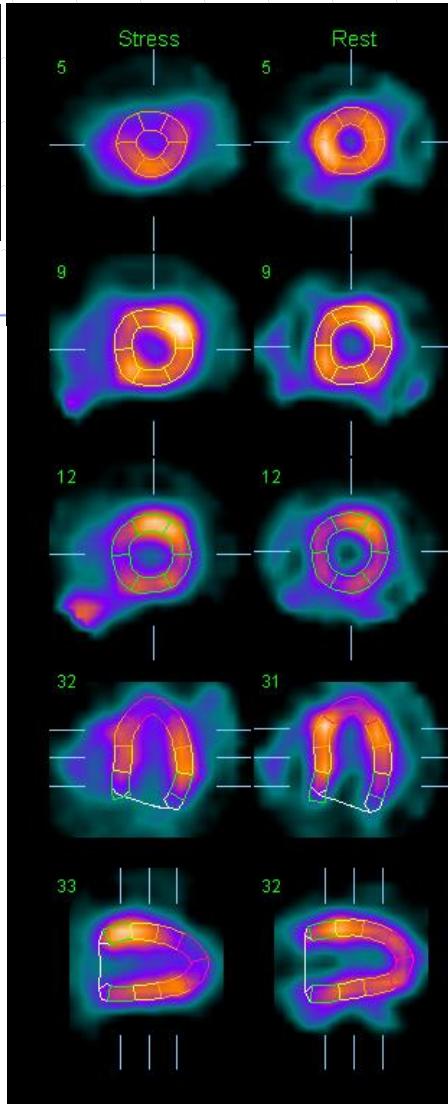


Reproductibilité

Comparaisons
effort - repos
avec BDD
normale

pronostique

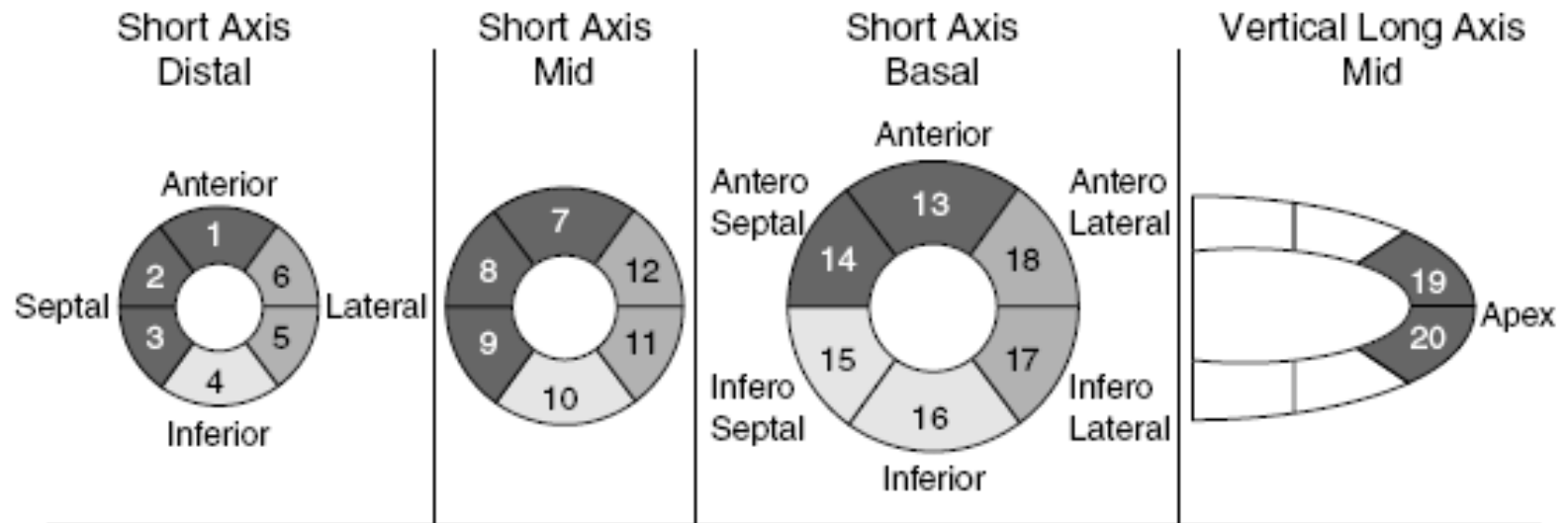
→ fonction



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:

Evaluation subjective: 20 segments

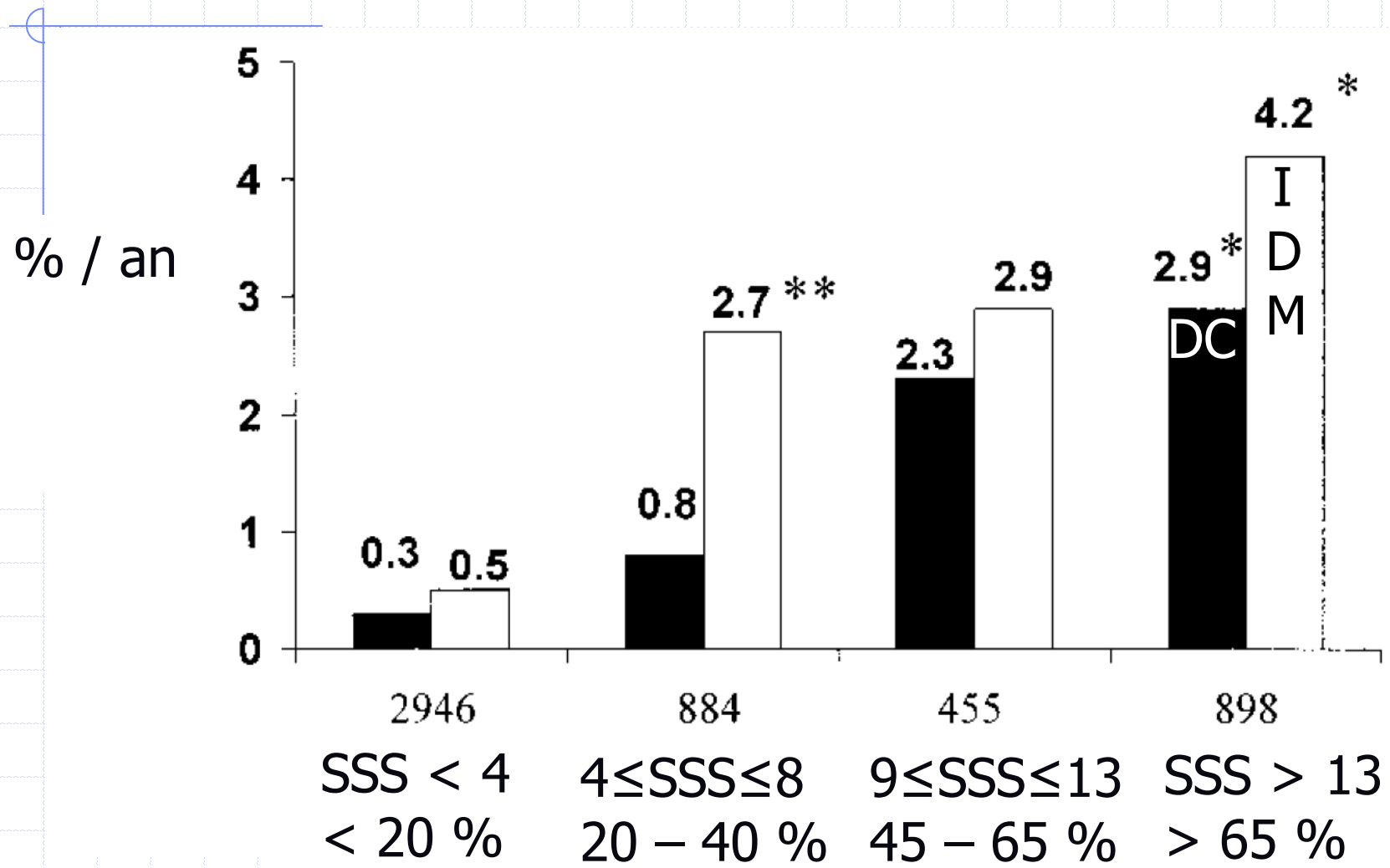


- 0 = Normal
- 1 = Slight reduction of uptake
- 2 = Moderate reduction of uptake
- 3 = Severe reduction of uptake
- 4 = Absent radioactive uptake

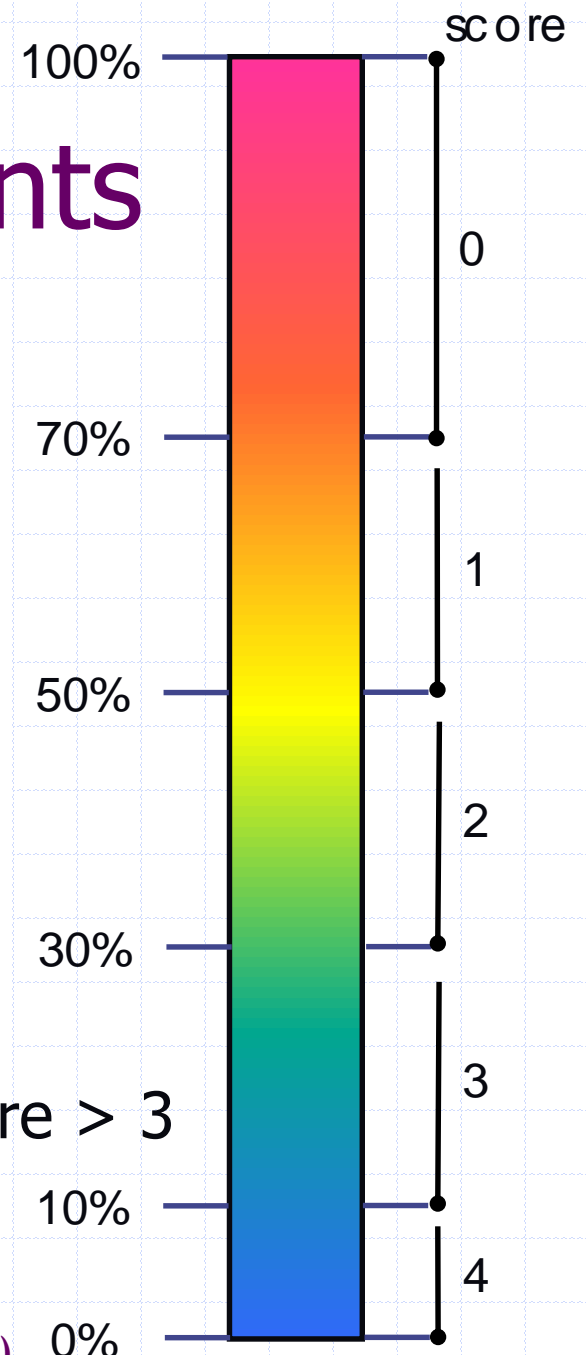
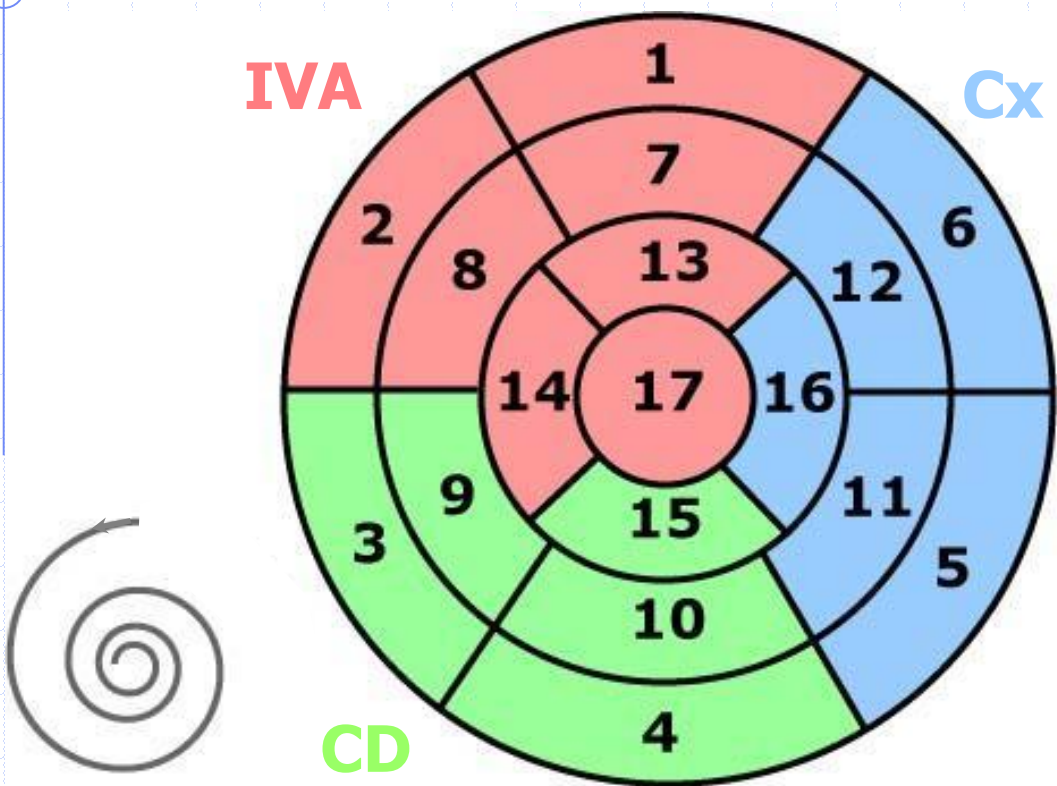
LAD
 LCX
 RCA

Un segment \approx 5% du VG

Quantification → Pronostic



Standard à 17 segments



hypo-perfusion si score > 3

- ☺ diagnostic/pronostic
- ☹ reproductibilité

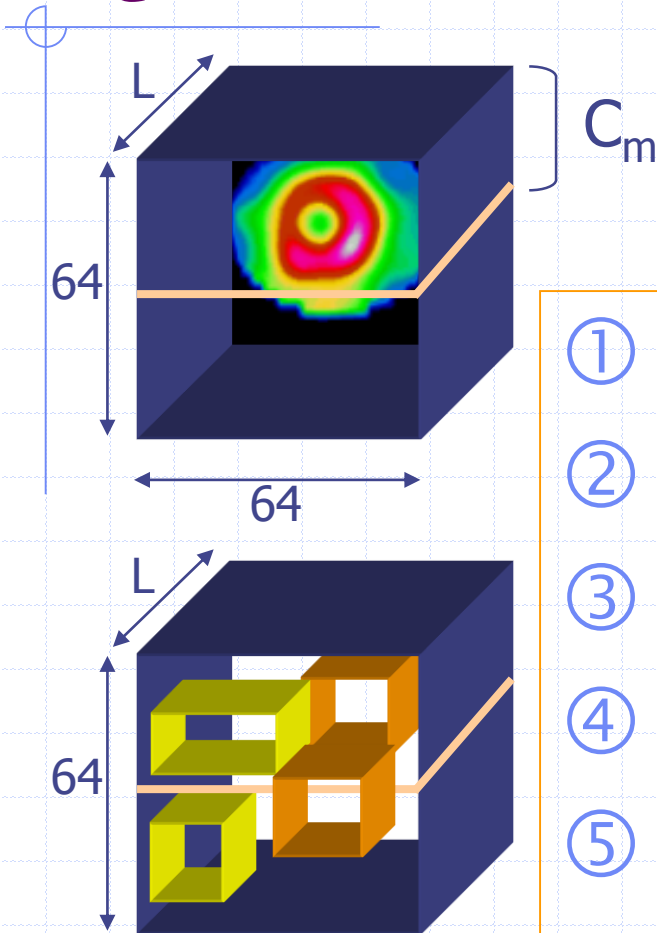
Nombreux algorithmes fondés sur :

- Segmentation de l'activité myocardique
- Maxima des profils d'activité (coupes SA ou 3D)
- 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

QPS[®], étude détaillée car :

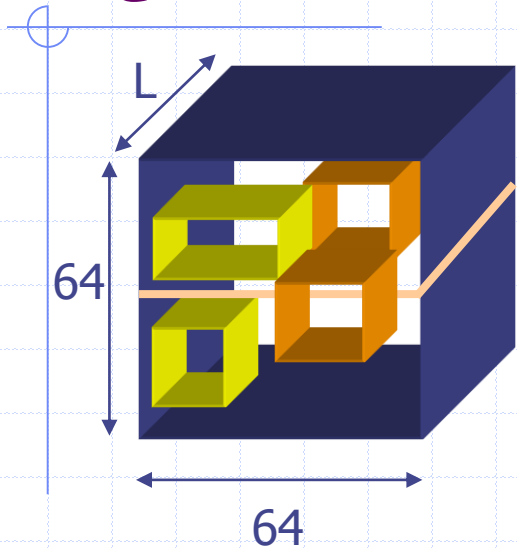
- relativement empirique, mais...
- très utilisée pour la quantification de la perfusion myocardique
- interfacée comme première étape à une analyse de la fonction VG :
 - volumes ventriculaires
 - mouvement pariétal et épaissement
 - fraction d'éjection

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

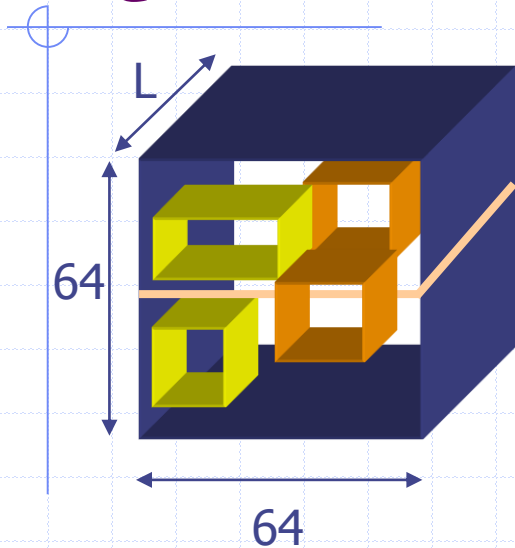
$||-l' || > 1$ cm

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

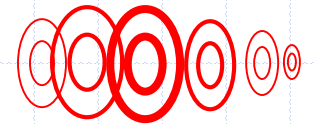
QPS[®] : en cas d'échec...



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

① Somme pondérée des coupes SA

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

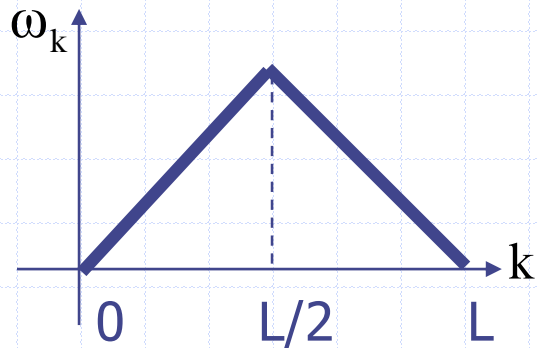


② ? Maxima locaux de $S(i, j)$

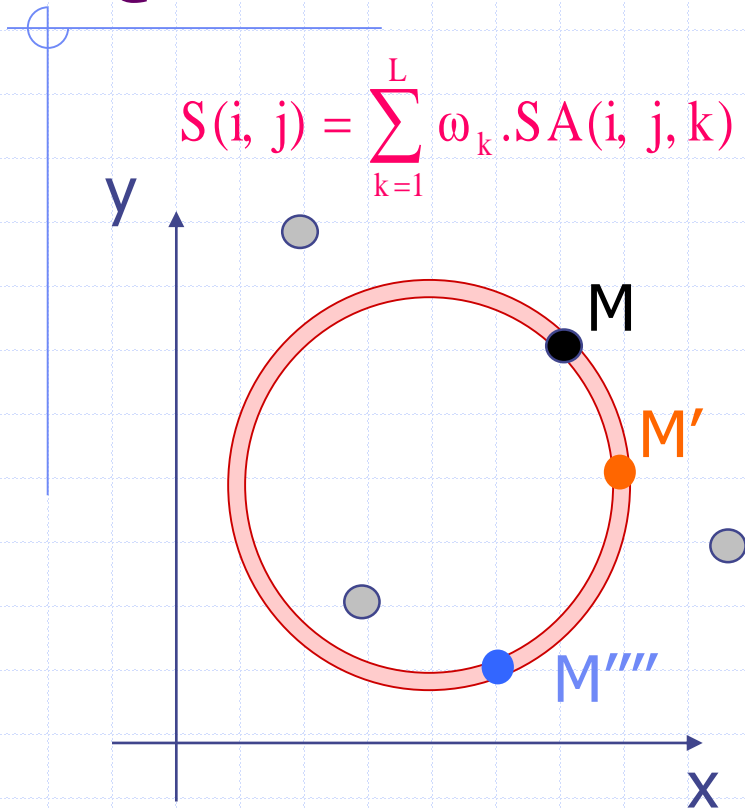
- supérieur seuil et au moins 4-connexes

③ Transformée de Hough

- ? cercles dans un nuage de points



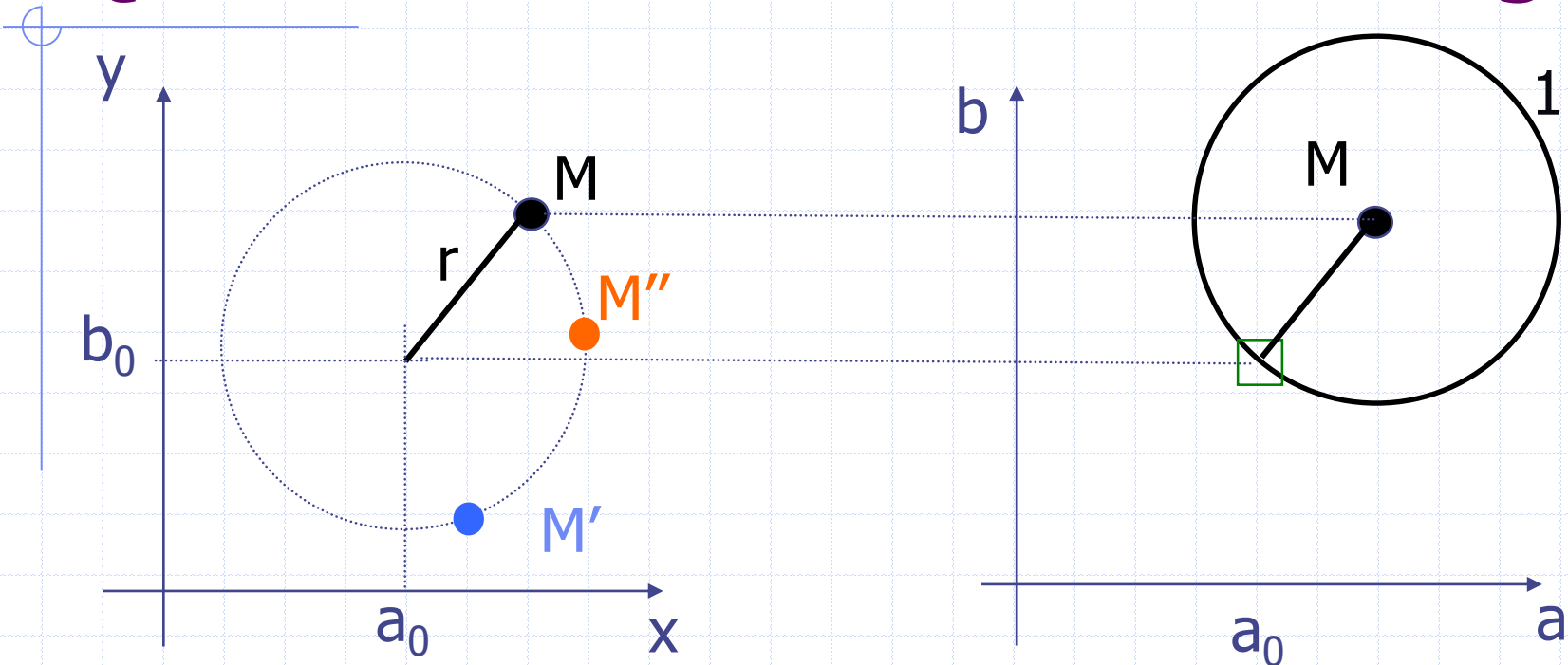
QPS[®] : en cas d'échec...



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

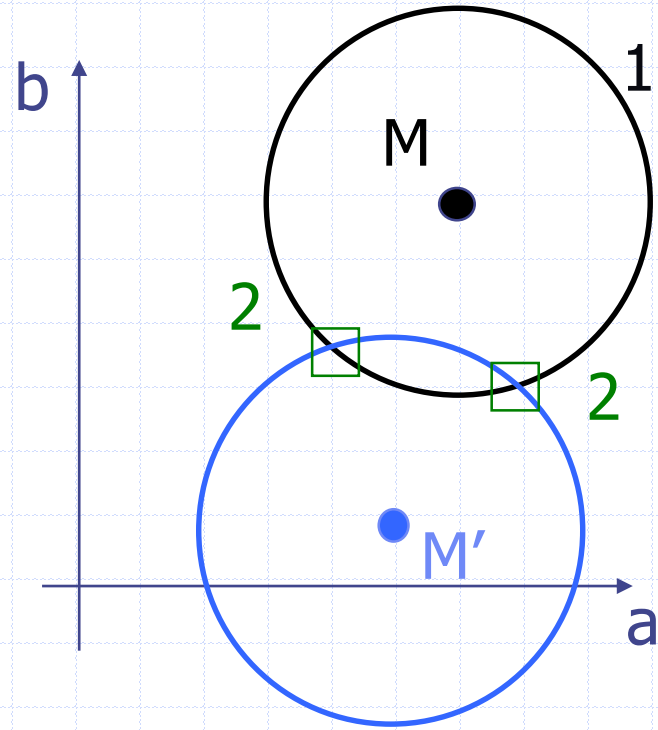
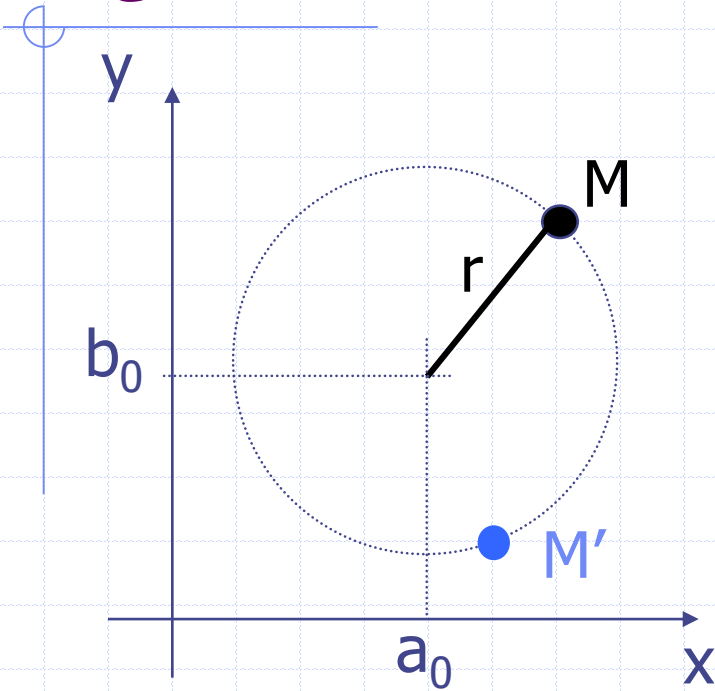
QPS[®] : transformation de Hough



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

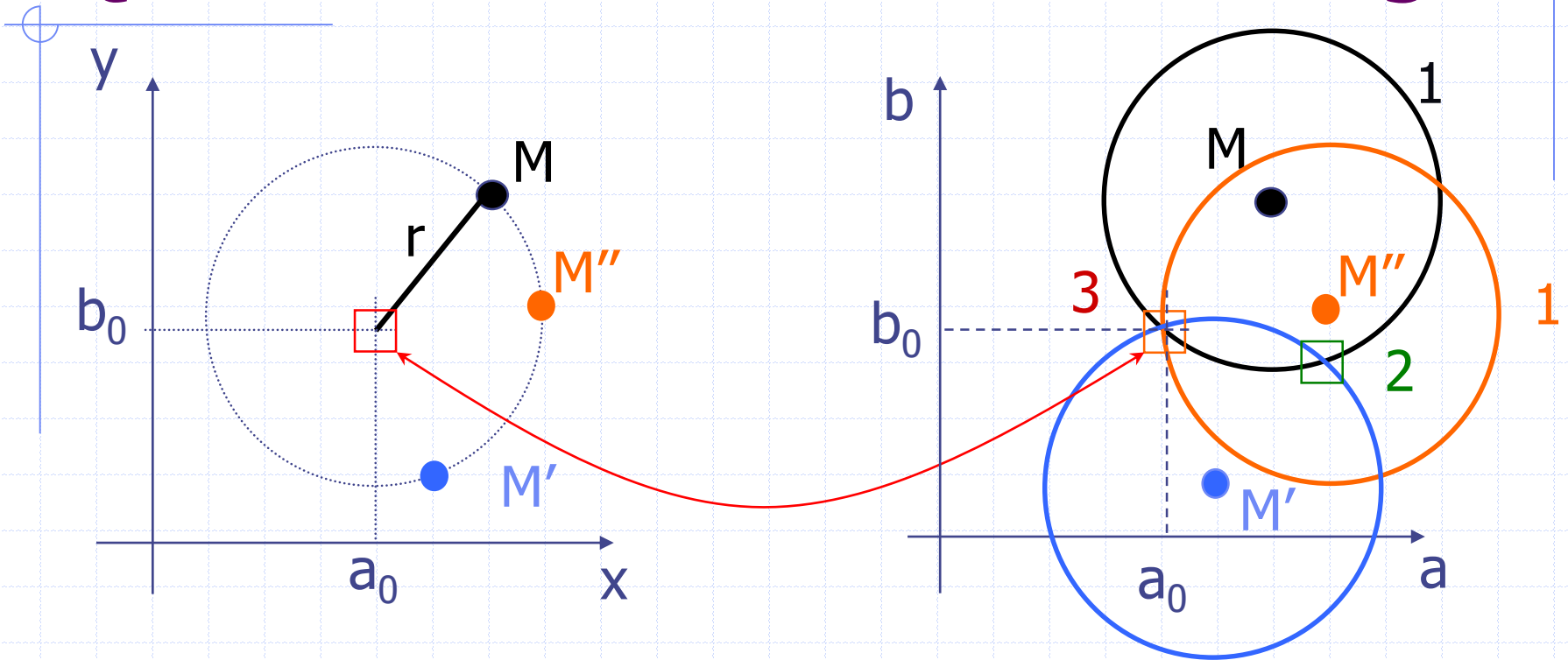
Les centres possibles sont sur un cercle de rayon r centré en M : on met ces points à 1

QPS[®] : transformation de Hough



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

QPS[®] : transformation de Hough

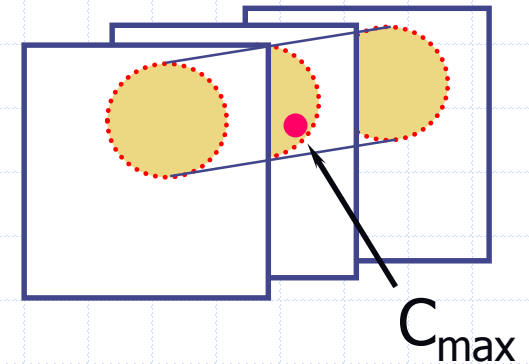
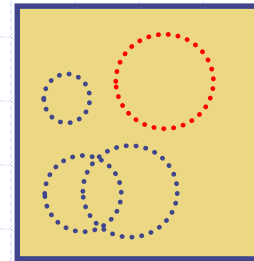


On recommence avec un 3^o point M'' qui identifie le centre cherché

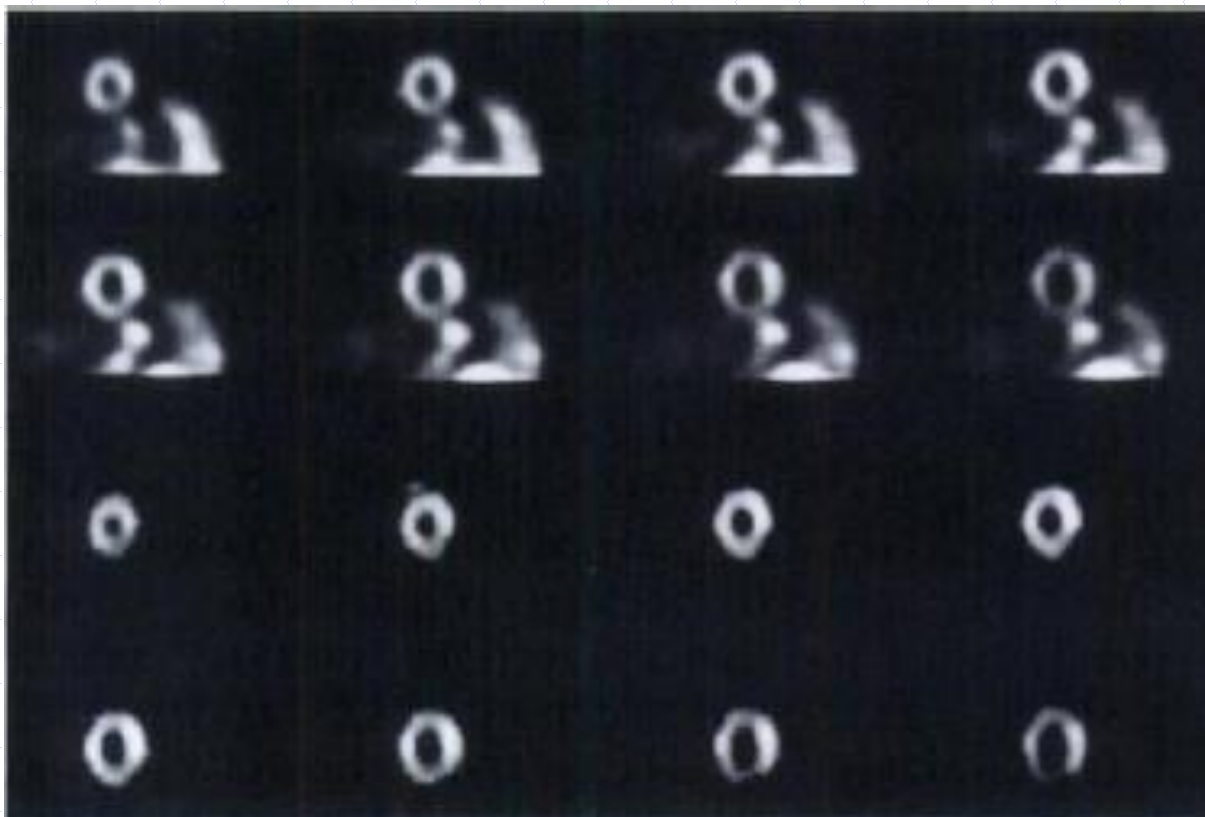
En pratique, on teste plusieurs rayons possibles et on choisit celui qui incrémente le plus un des points

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



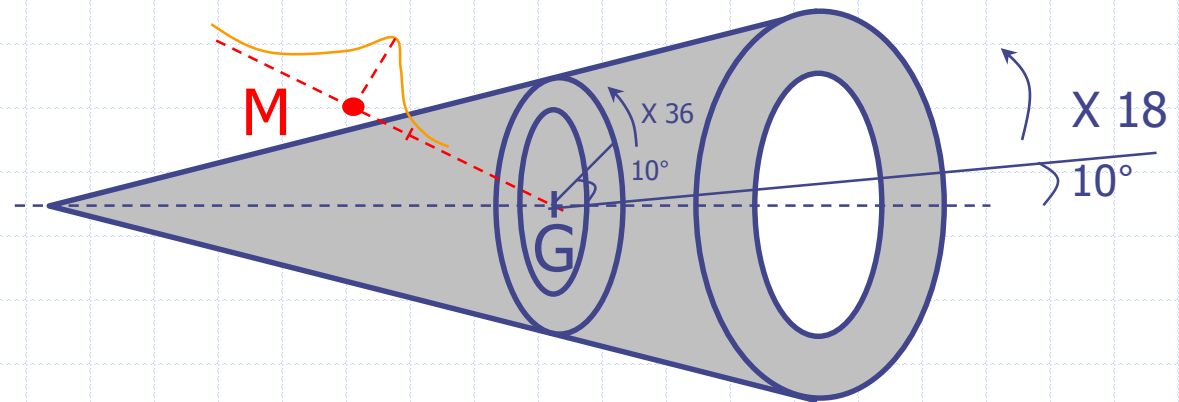
QPS®



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

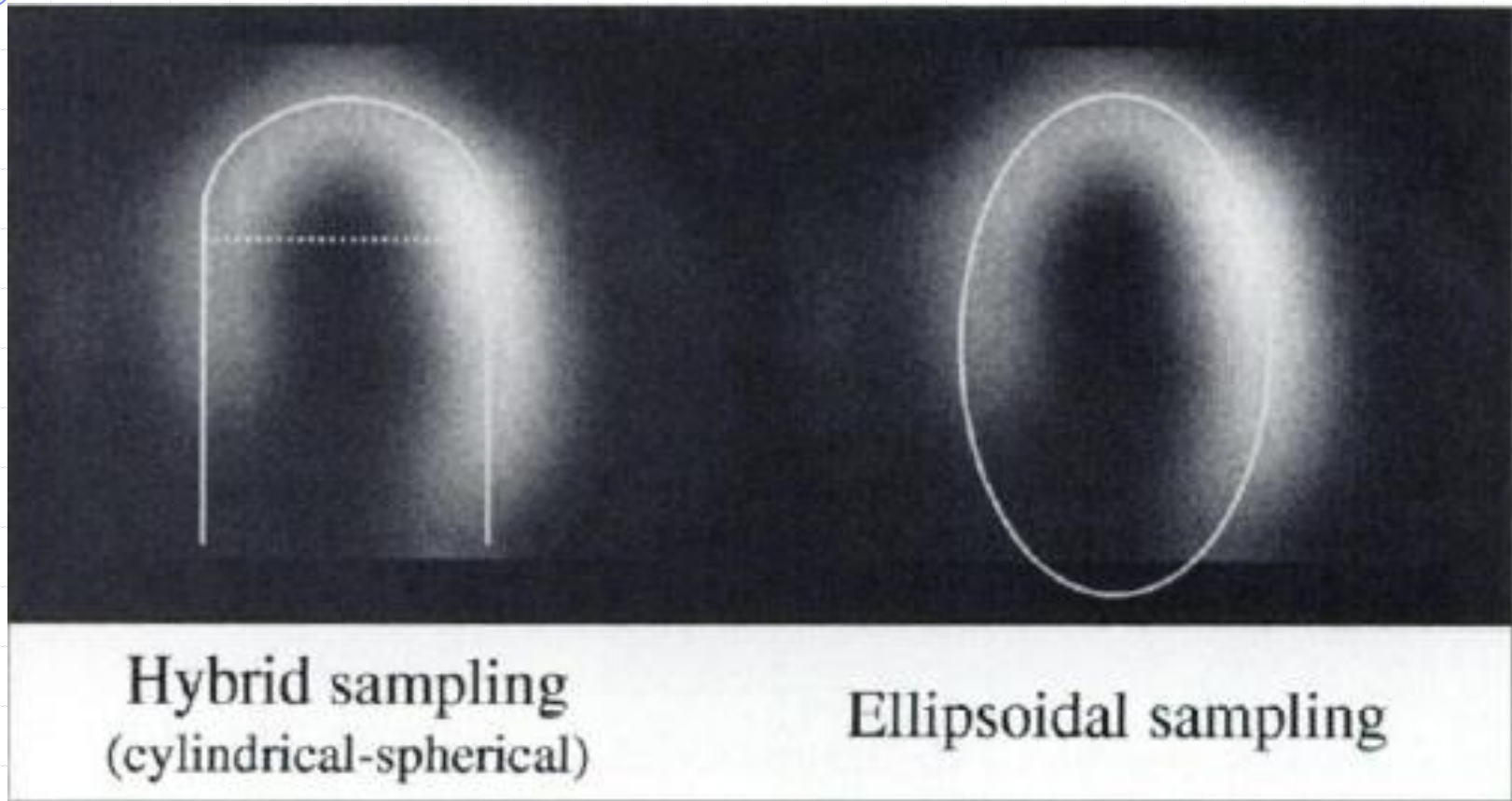
- ① G : Centre de Gravité du masque binaire
- ② Données = Volume SPECT x Masque
- ③ Extraction de 18x36 profils d'activité
- ④ Surface médio VG = maxima des profils M
- ⑤ Fit ellipse 3D → axe VG → proj.(G)/axe → G



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

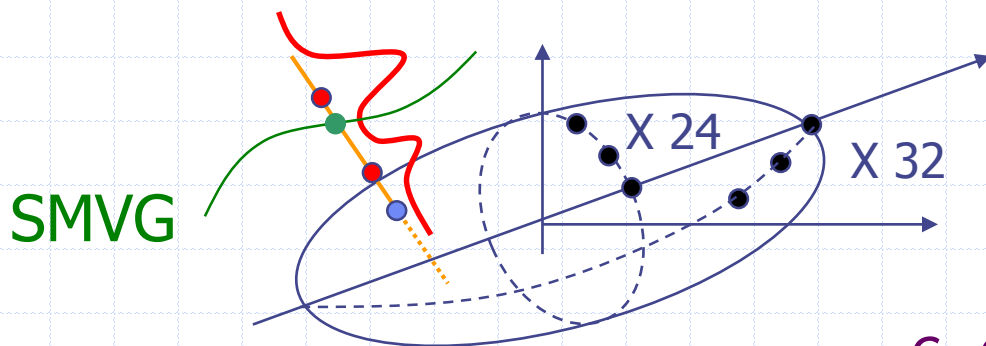


Surface médio-VG (\Rightarrow lacunes de perfusion) + fit ellipsoïde 3D

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

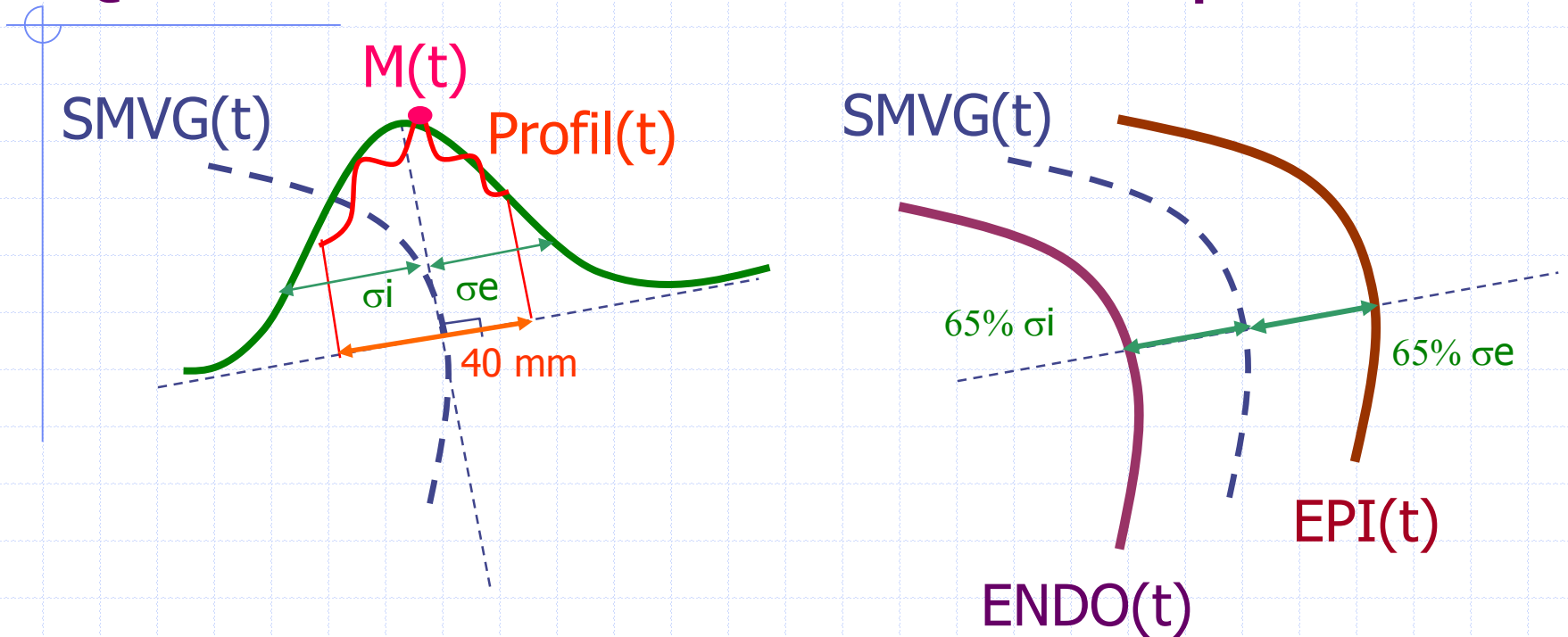
QPS[®]: gestion des lacunes de perfusion

- 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 »

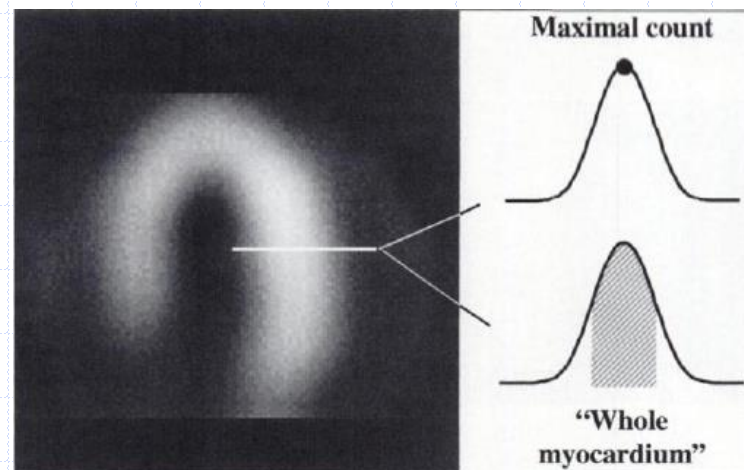


- ① $M(t) < C_m/2 \Rightarrow$ minimiser l'écart aux 4 σ voisins
- ② Affiner/ Volume myocardique = EPI-ENDO = cste(t)

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 épocardique
 - 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 (%)

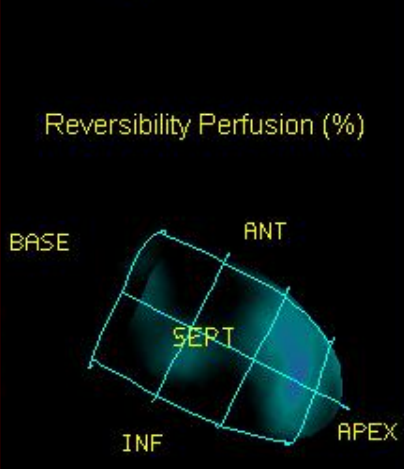
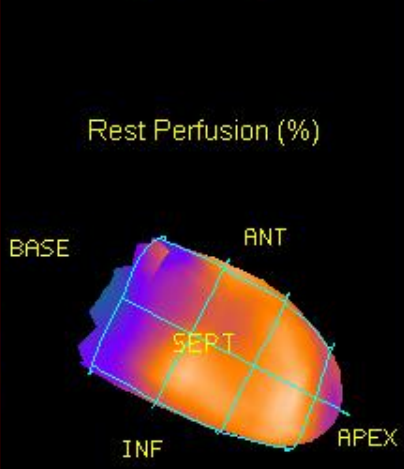
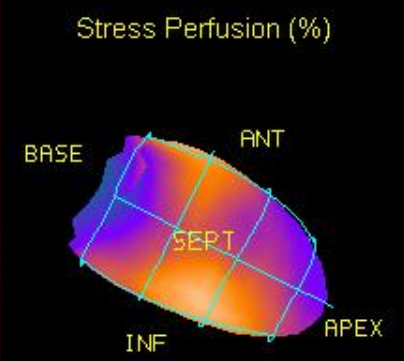
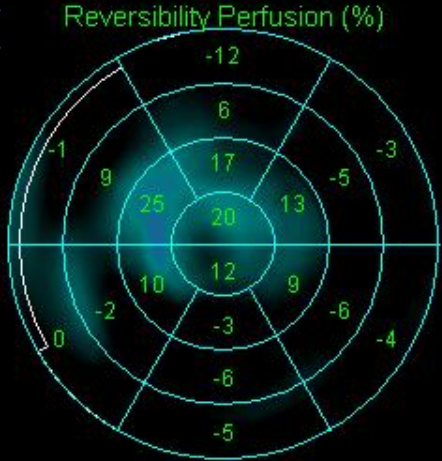
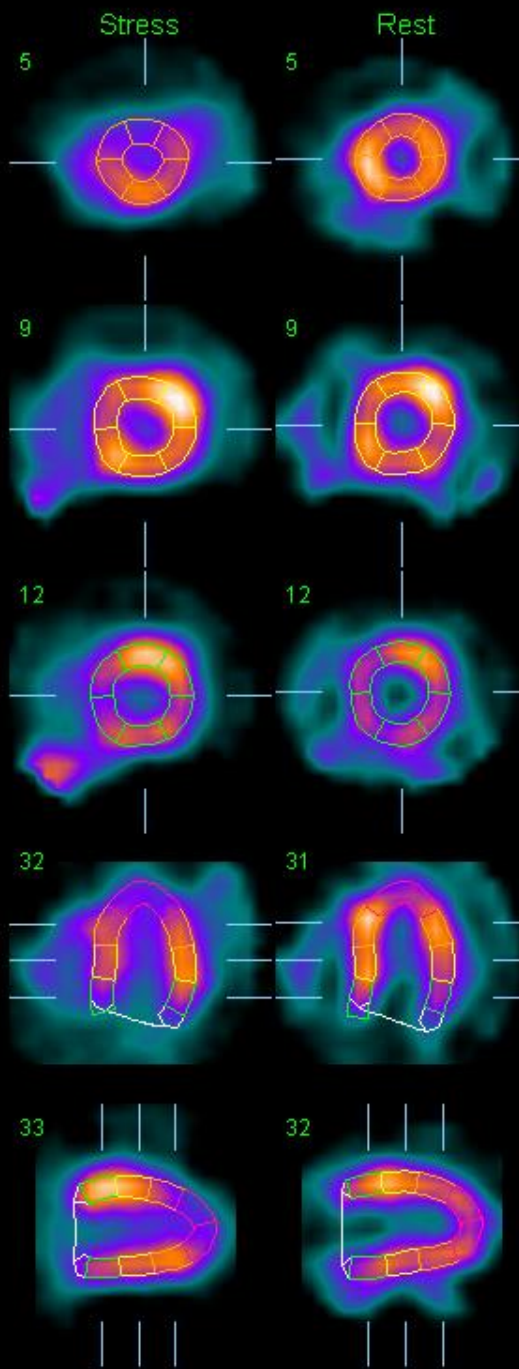
Stress Perfusion (%)

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%

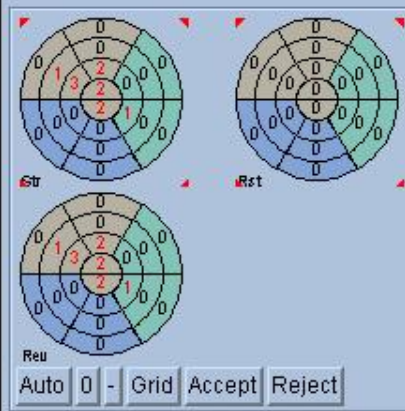
Study --
Dataset --
Date --
Matrix --
Slices --
Mm/Vox --

Auto - 0 Accept Reject G



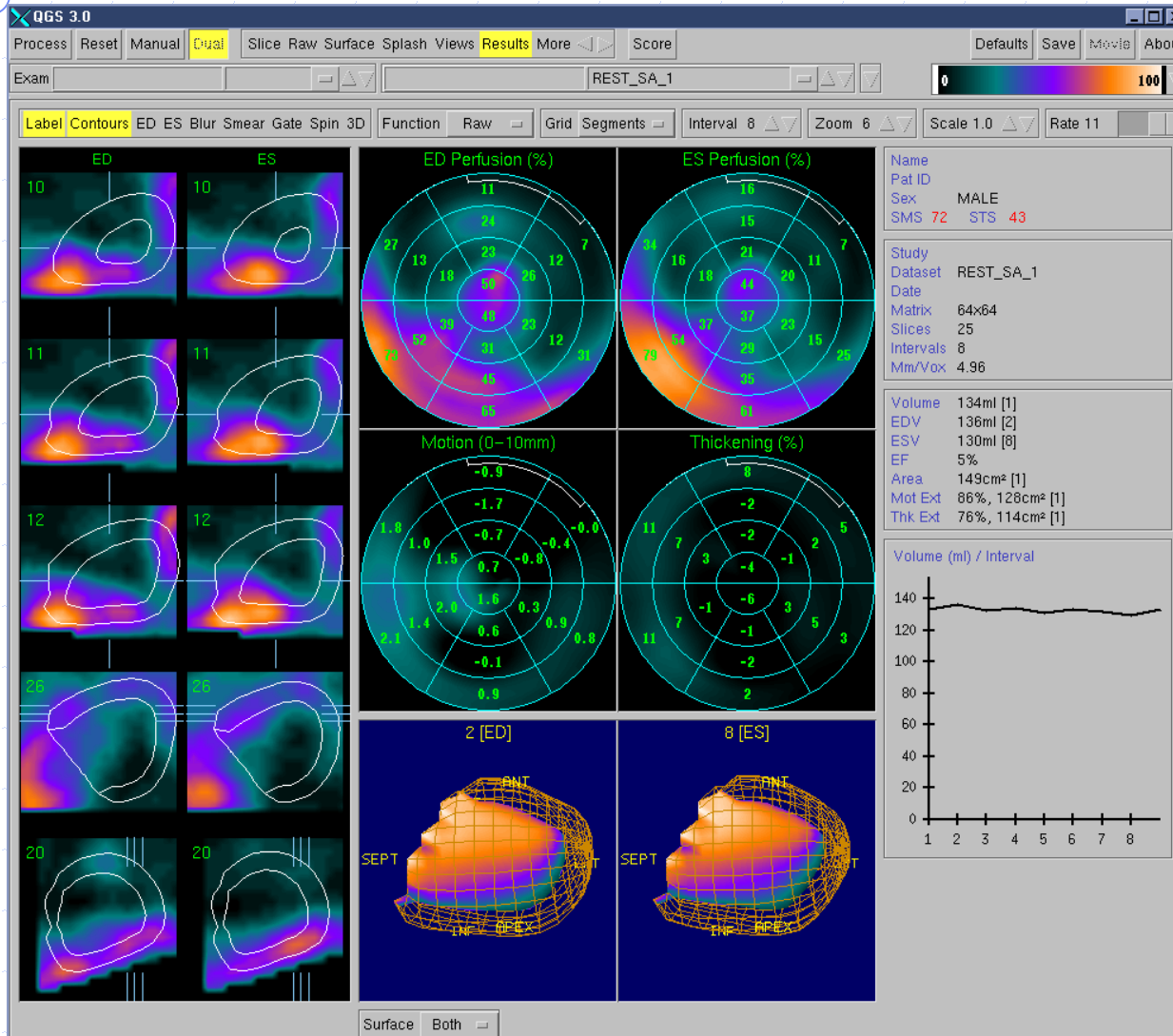
SSS	11	SRS	0	SDS	11
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	STRESS_FBPC				
Date					
Volume	52ml				
Area	103cm ²				
Defect	17cm ²				
Extent	17%				

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



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

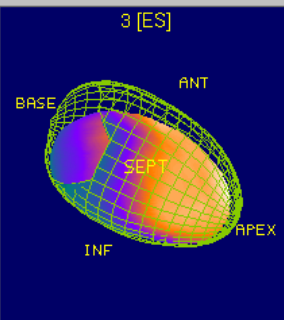
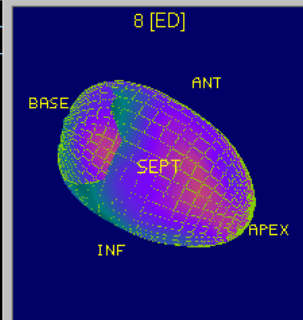
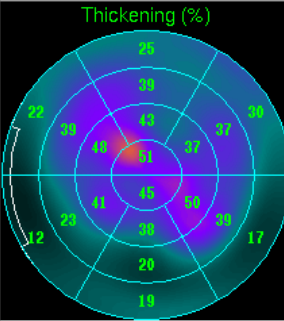
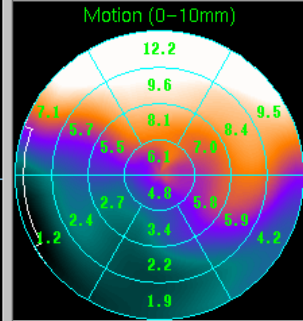
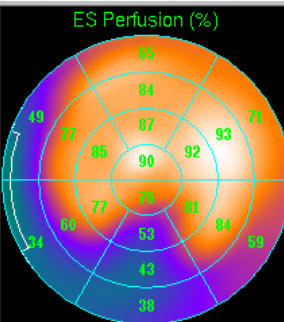
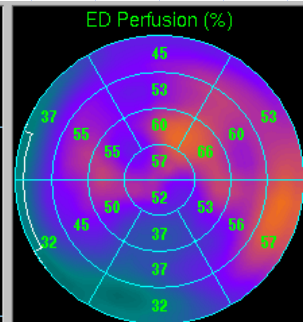
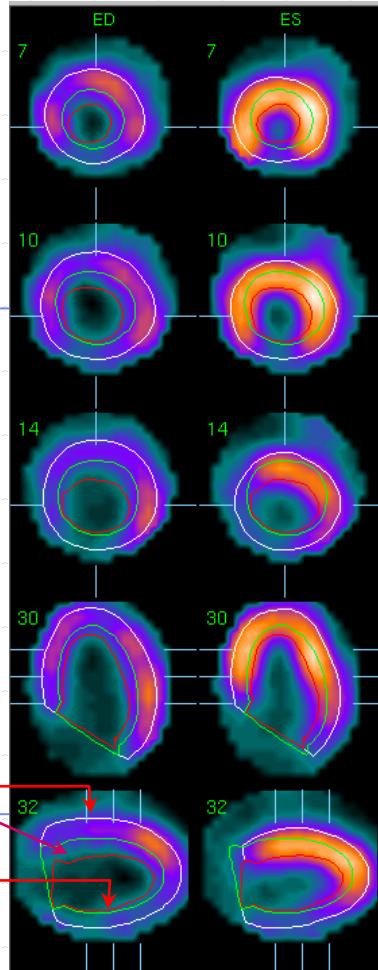
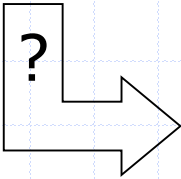
Volumes télé-diastolique et systolique

Fraction d'éjection VG

Cinétique pariétale et épaissement

Autres paramètres

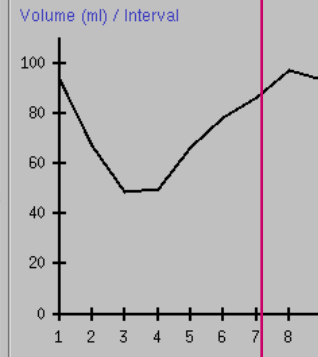
Objectifs



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]



épicaarde
mouvement
endocarde

épaississement

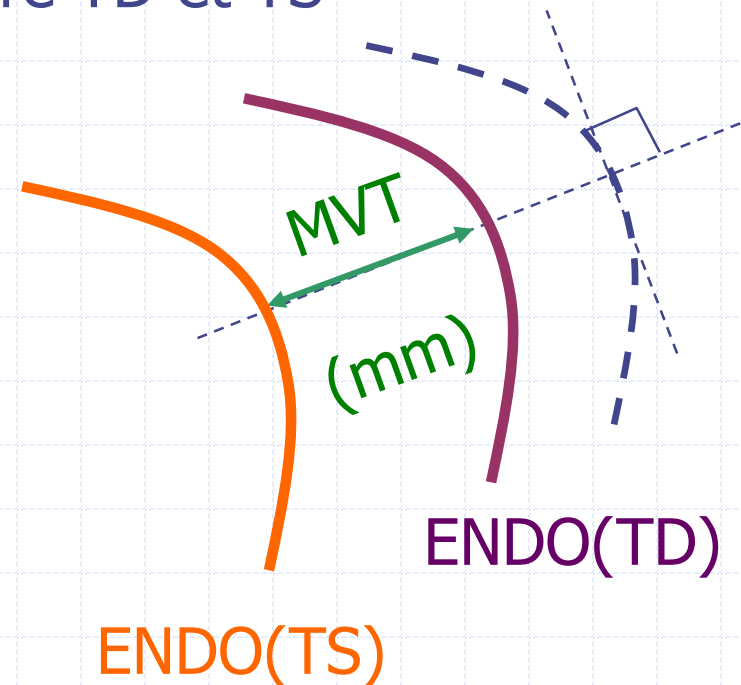
volumes & fraction d'éjection

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)

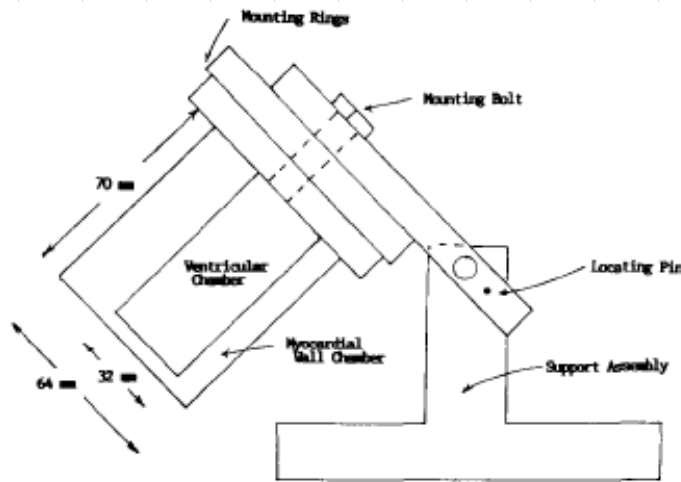
Thickening (%)

8 [ED]

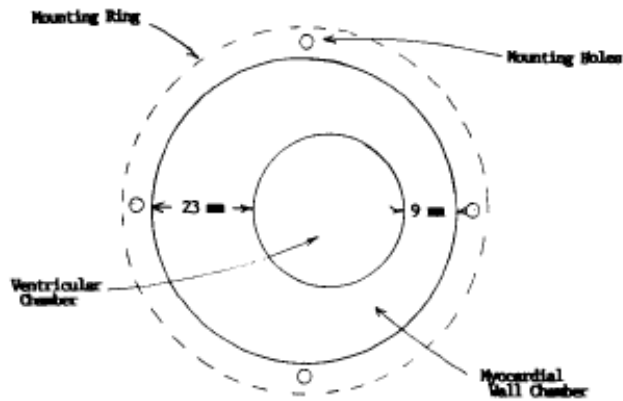
3 [ES]

Surface Counts

QGS[®] : Épaissement systolique

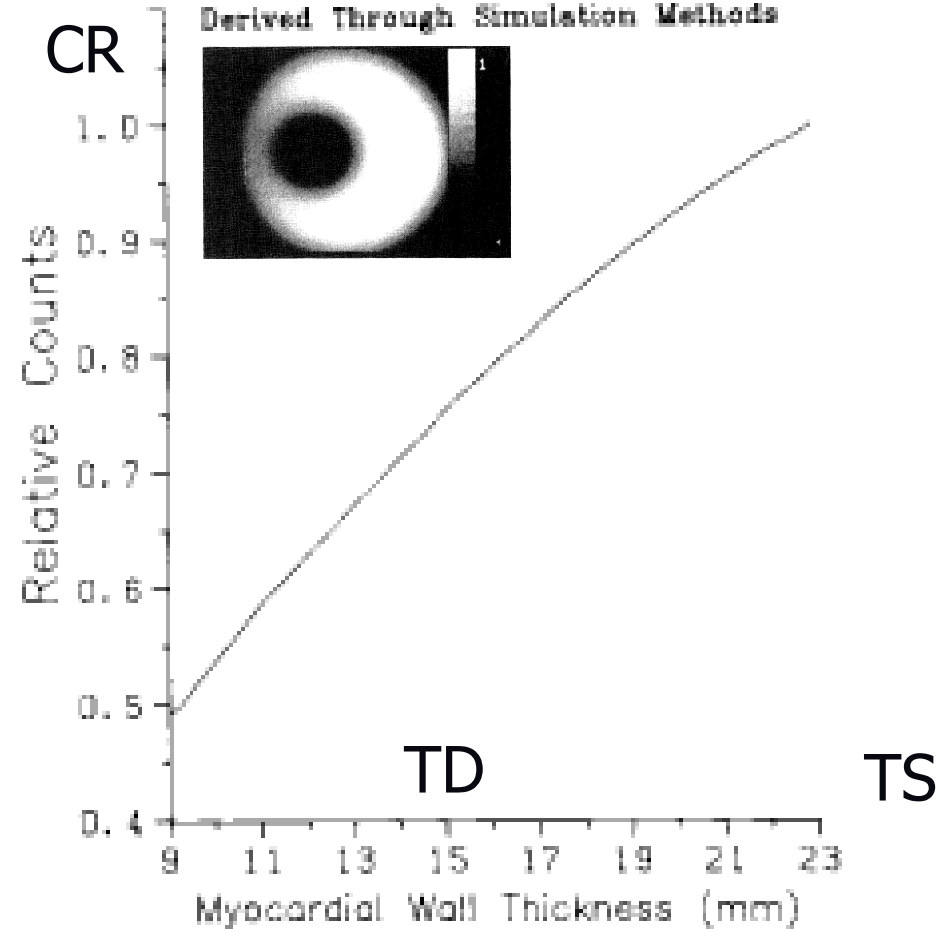


(a)



(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

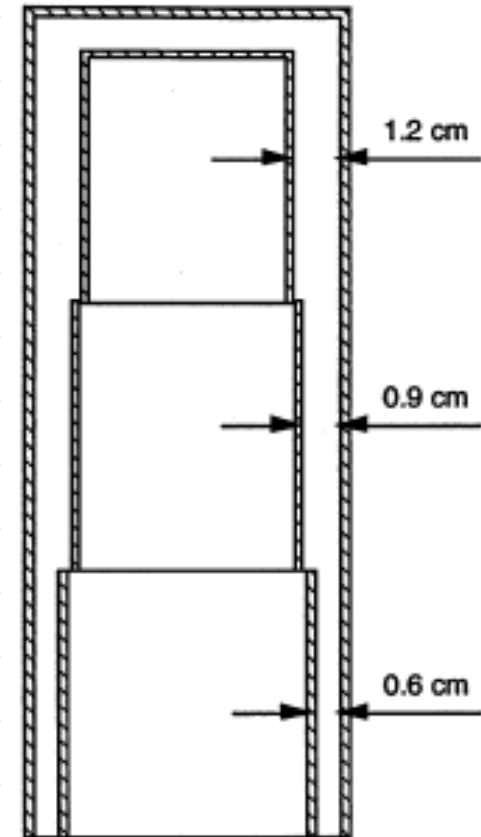
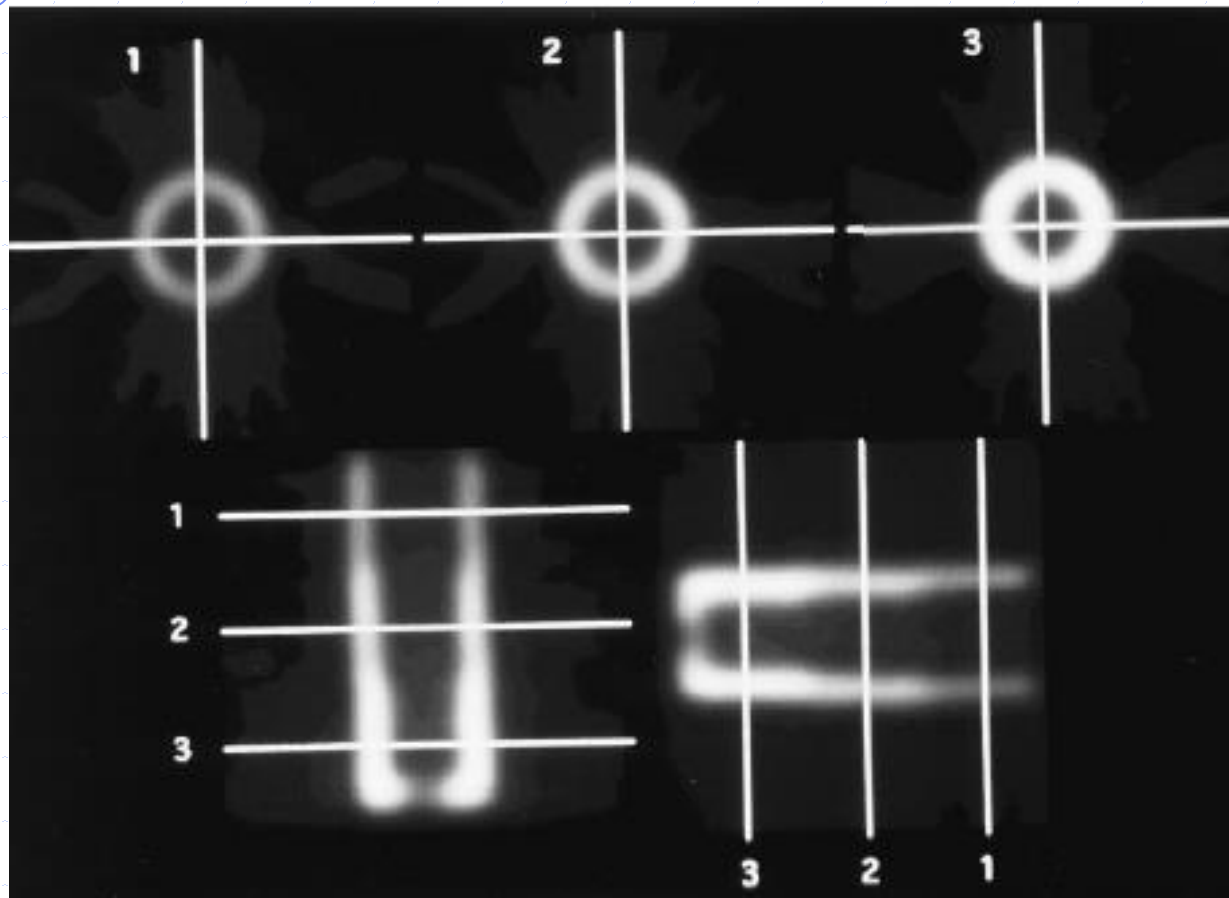
% d'épaississement
 ex: L = 1.5 → 50%

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



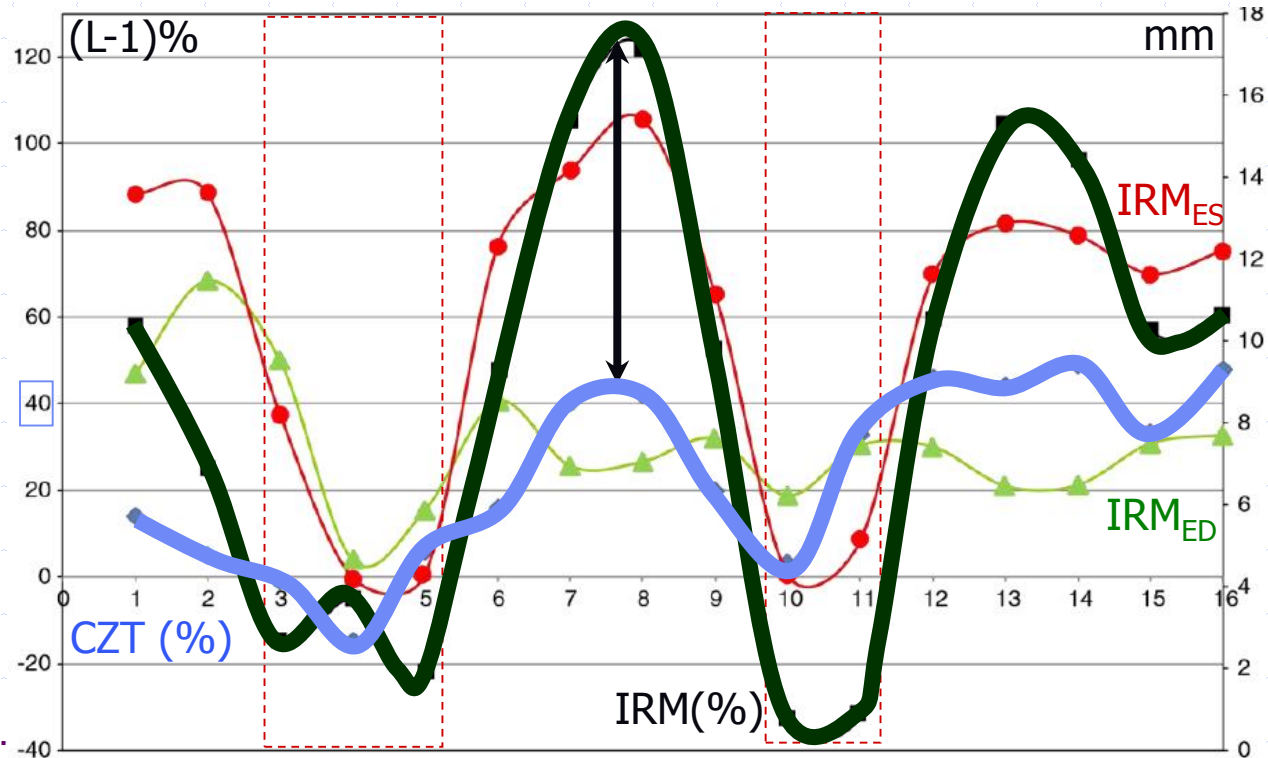
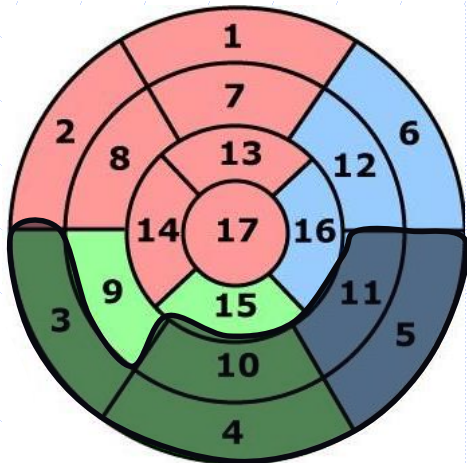
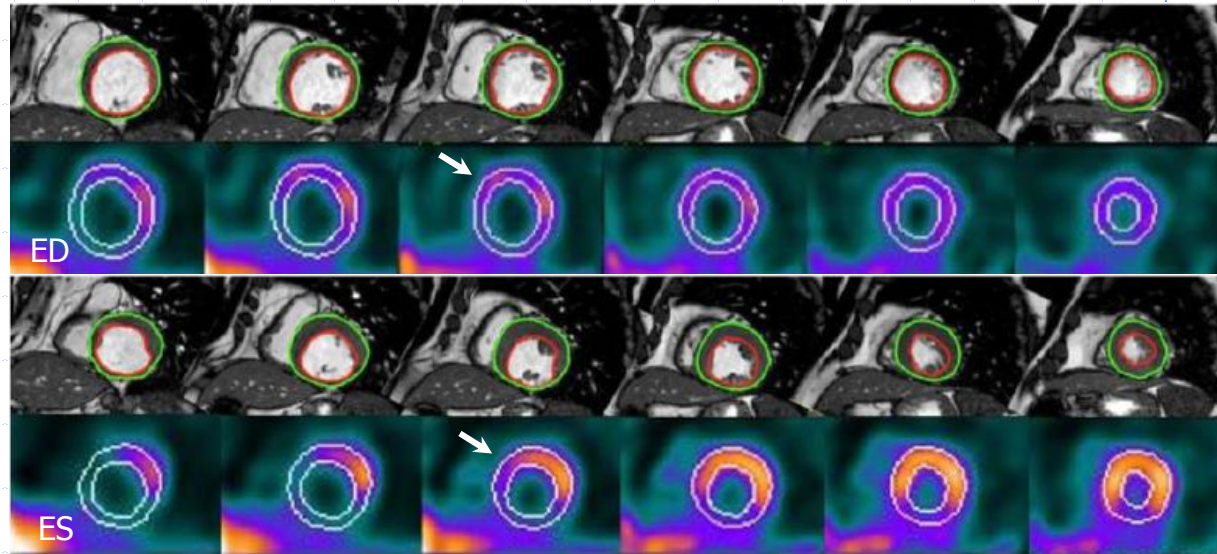
QGS[®] : validation métrologique


	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 :

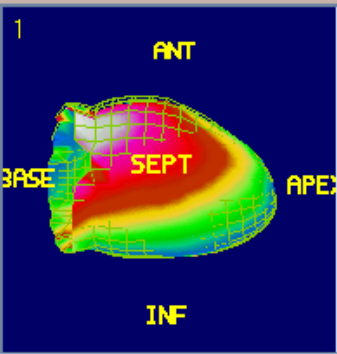
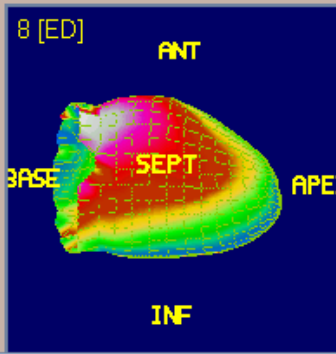
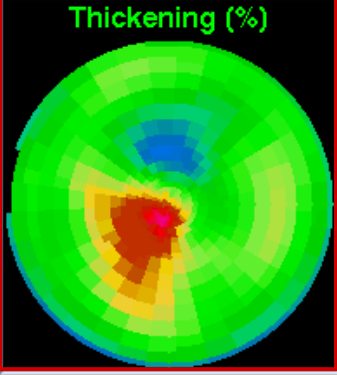
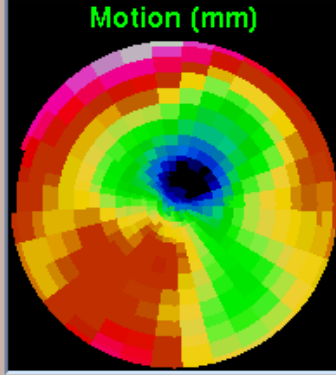
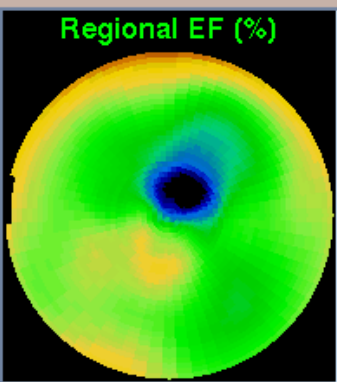
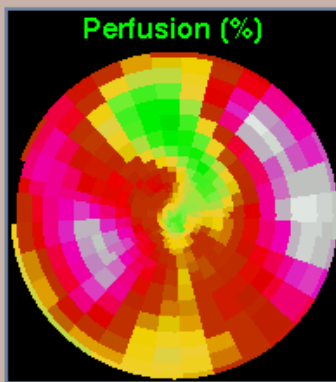
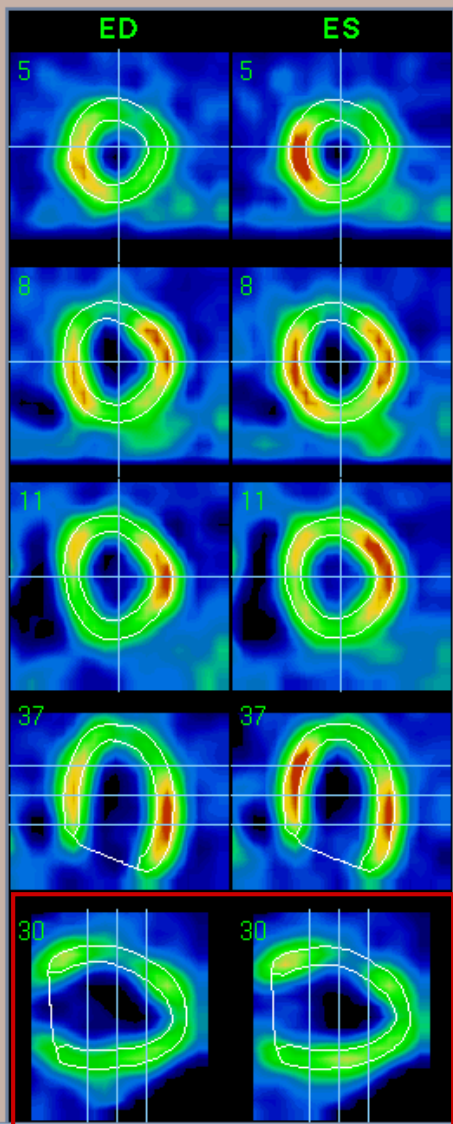
CMPD: CZT > Anger
CMPH: CZT < Anger



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

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

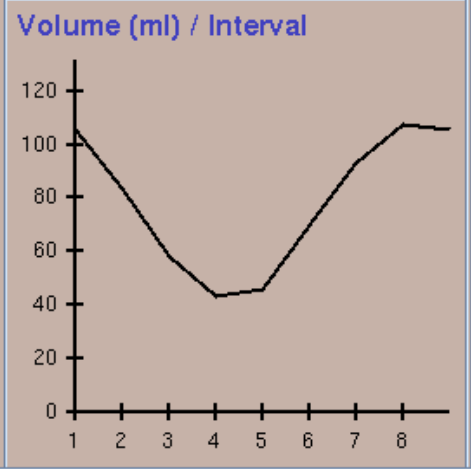
Label Contours Blur ED Cine Spin Inner Outer Both Interval 1 Rate 20 Zoom 6

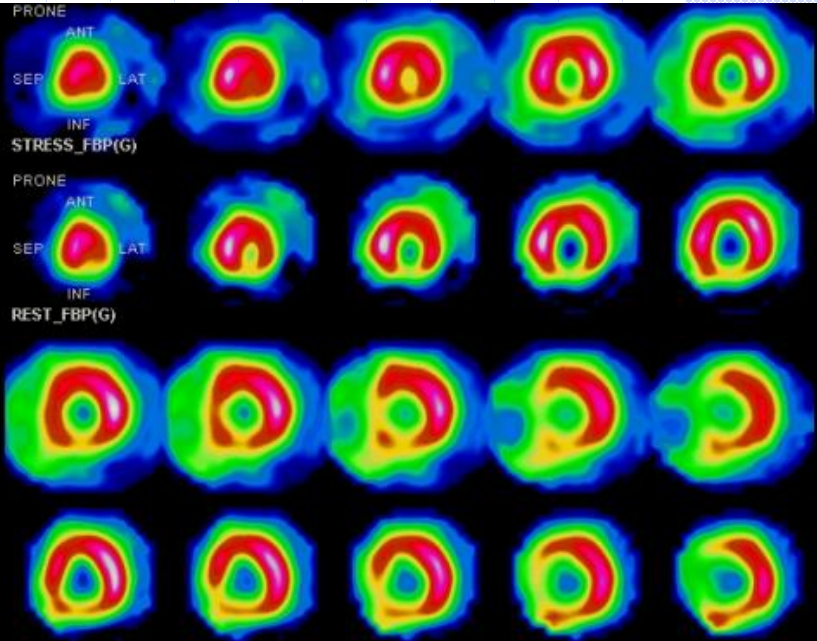


Name PalRa (ECToolbox Abr
 Pat ID 376162
 Study
 Dataset stress
 Date 02/20/1996 15:33:43

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%



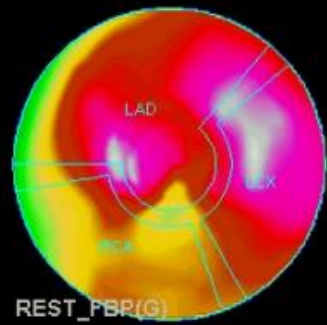
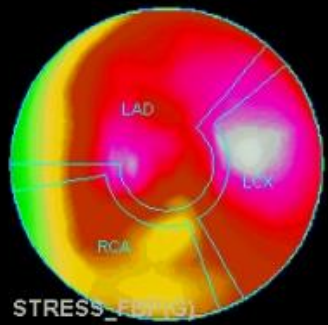


STRESS_FBP(G)

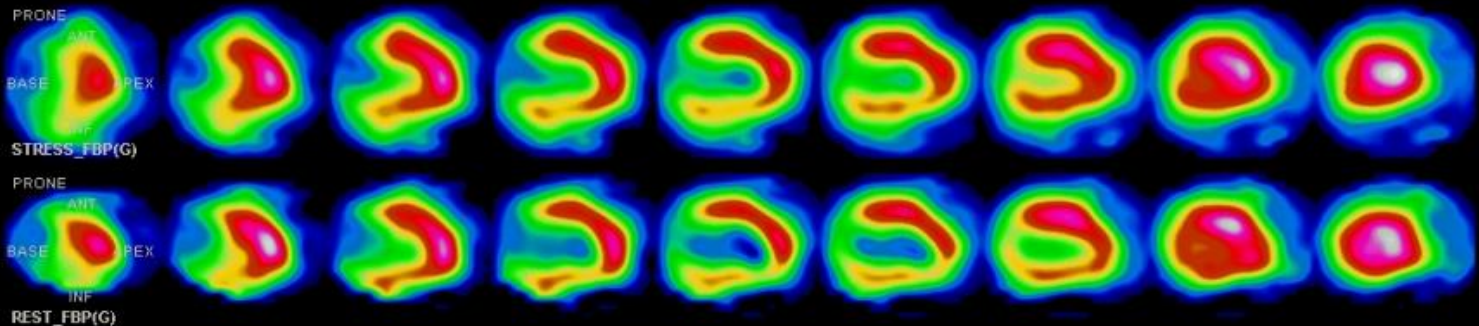
SA Pixel Size: 6.80mm
SA Thickness: 6.80mm
Recon: FBP/Bw/0.25/5

REST_FBP(G)

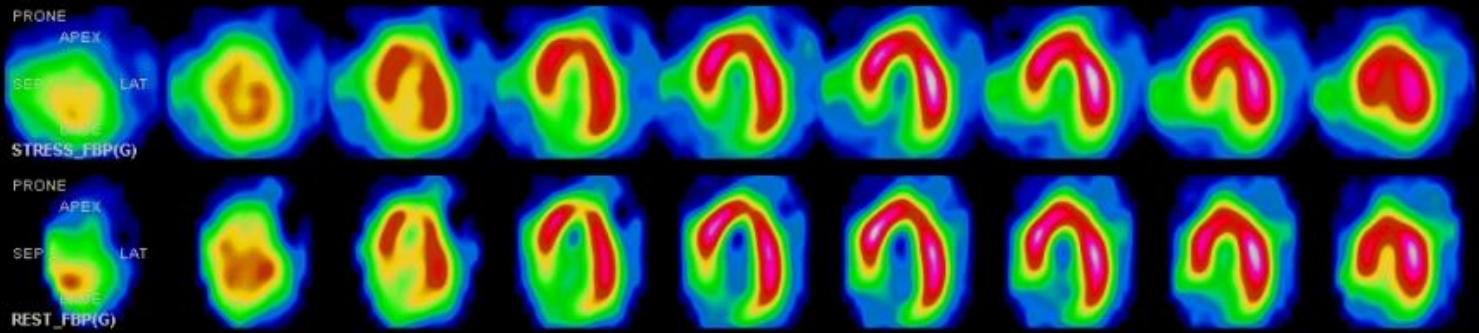
SA Pixel Size: 6.80mm
SA Thickness: 6.80mm
Recon: FBP/Bw/0.4/10



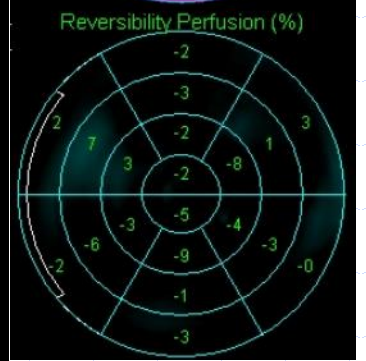
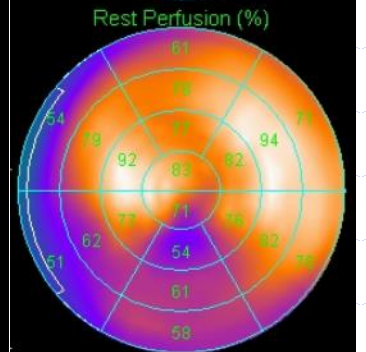
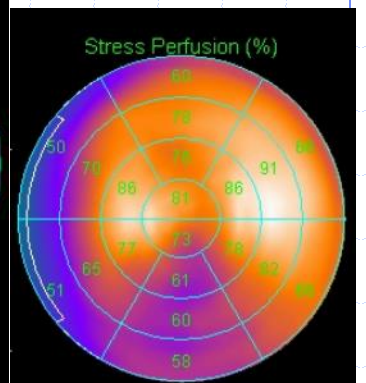
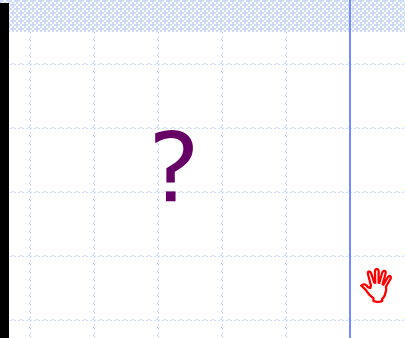
<----- Apical Short Axis Basal ----->

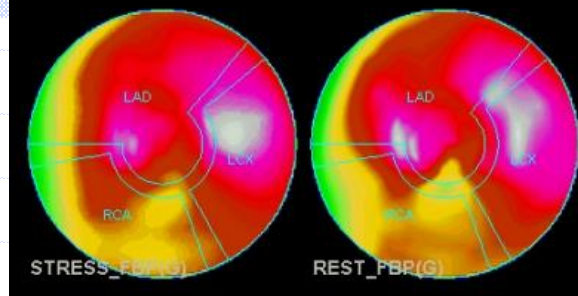


<----- Septal Vertical Axis Lateral ----->

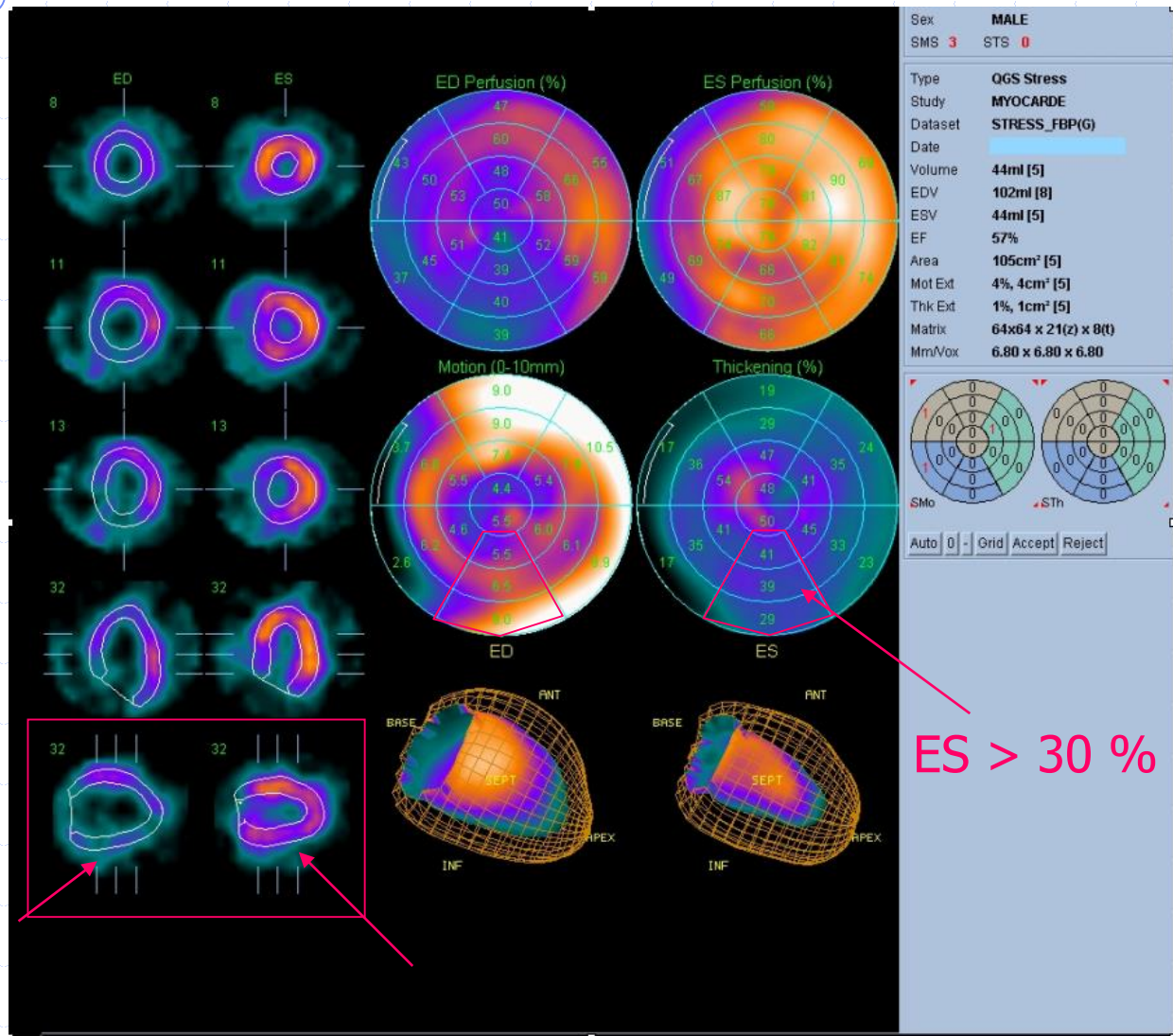


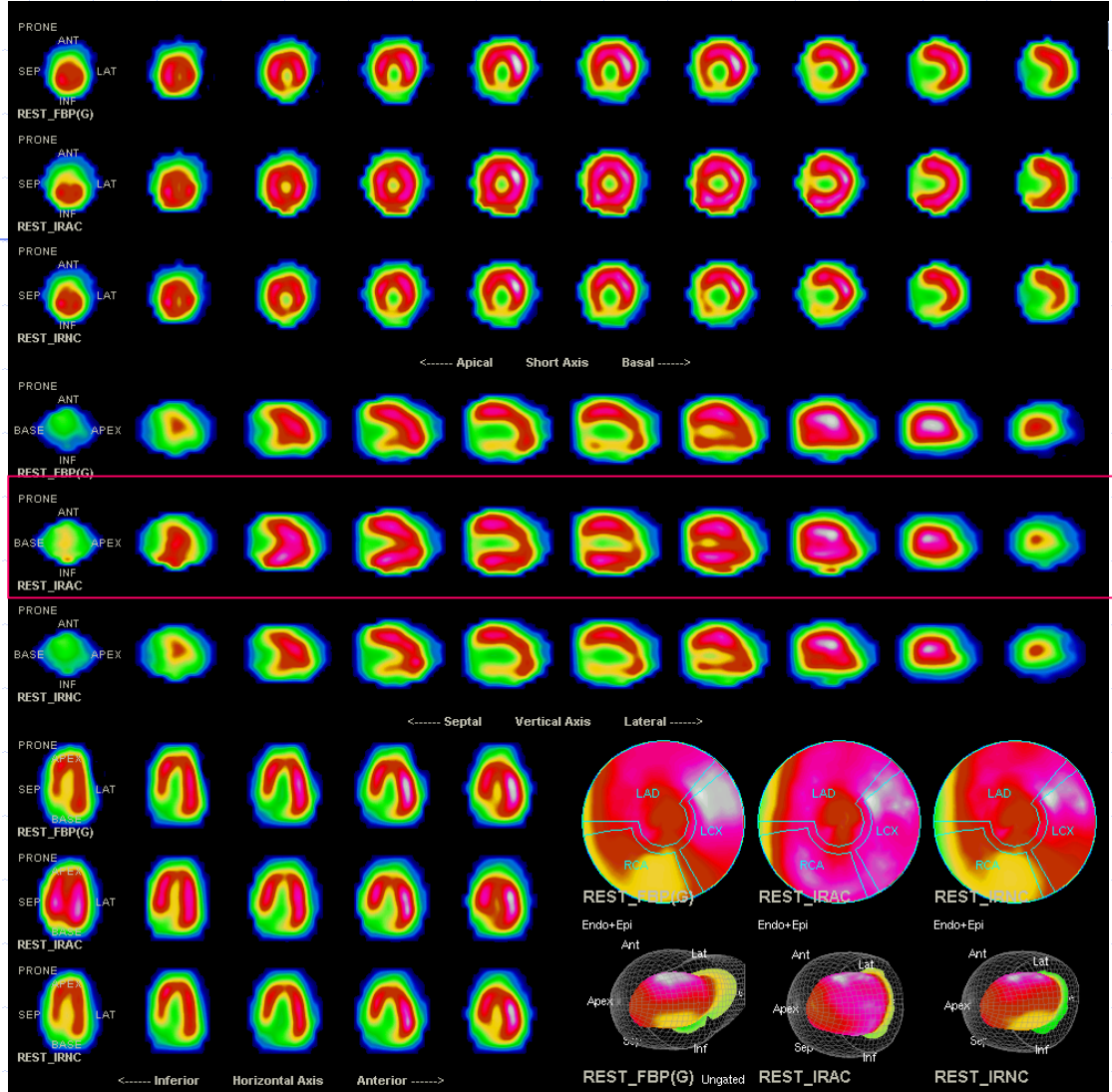
<----- Inferior Horizontal Axis Anterior ----->





Examen normal



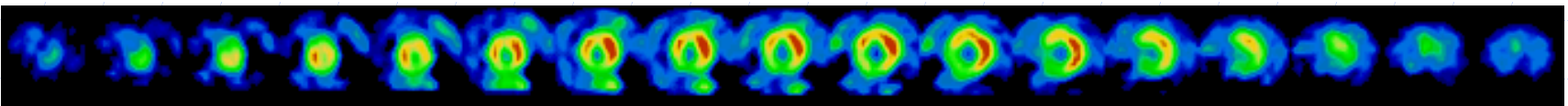
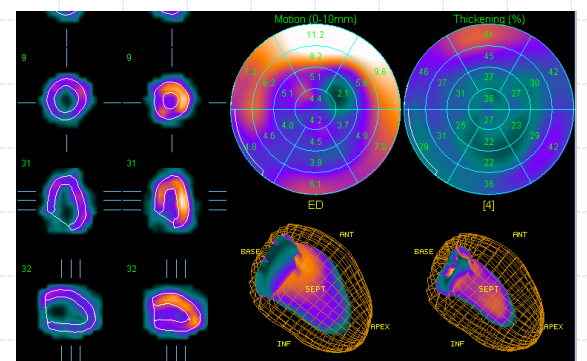


normal

Sans correction

+ scanner X

Sans correction



En pratique, pour des sténoses > 50%

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

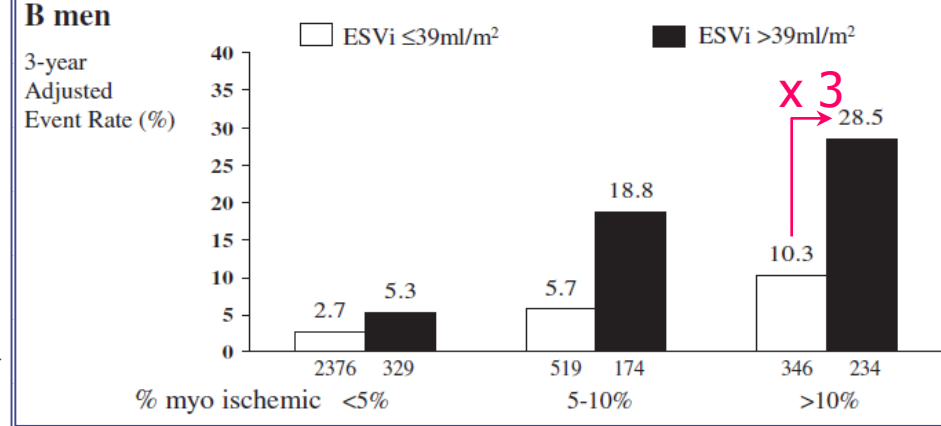
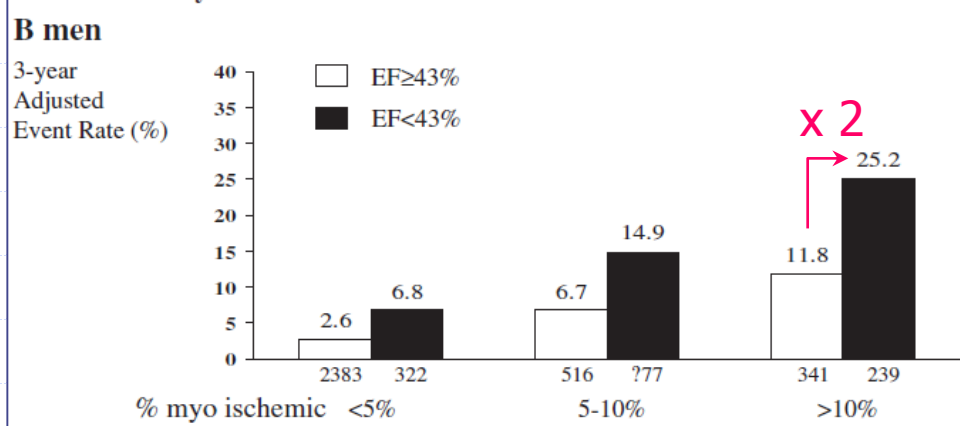
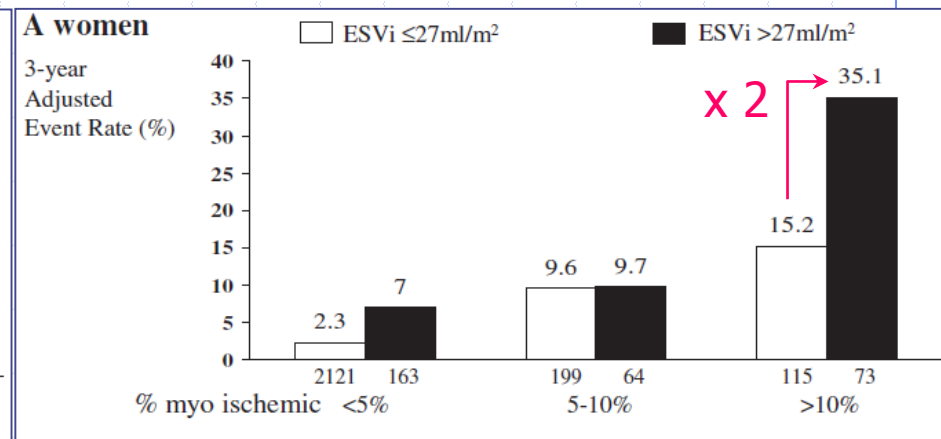
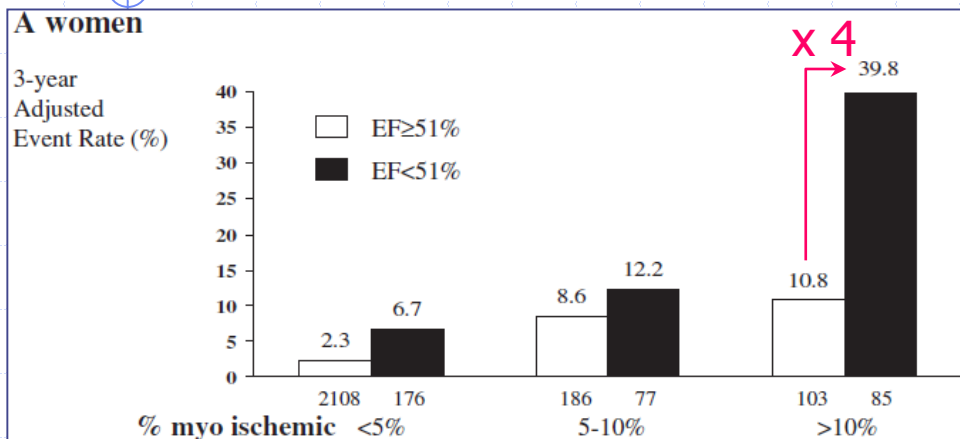
<i>Bateman 2005: N=116 CA Mowatt: N=3032 (méta)</i>		BMI < 30	BMI > 30	Tous patients	ECG d'effort
Sensibilité (%)	NC	90	87	88	64
	CA	90	82	86	
Spécificité (%)	NC	64	41	50	77
	CA	82	76	79	

« 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

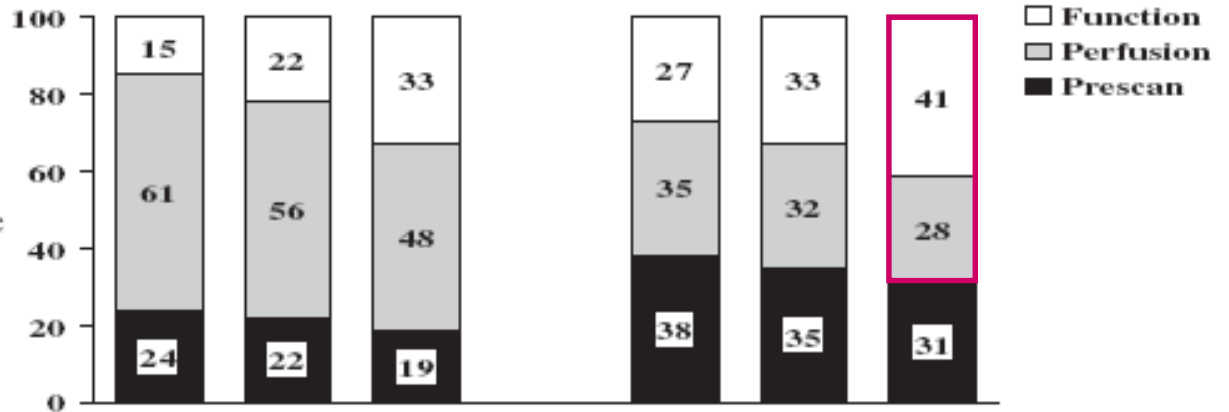


6713 patients = 2735 femmes et 3978 hommes,
suivi 35 ± 14 mois pour IDM ou mort cardiaque

QGS[®]

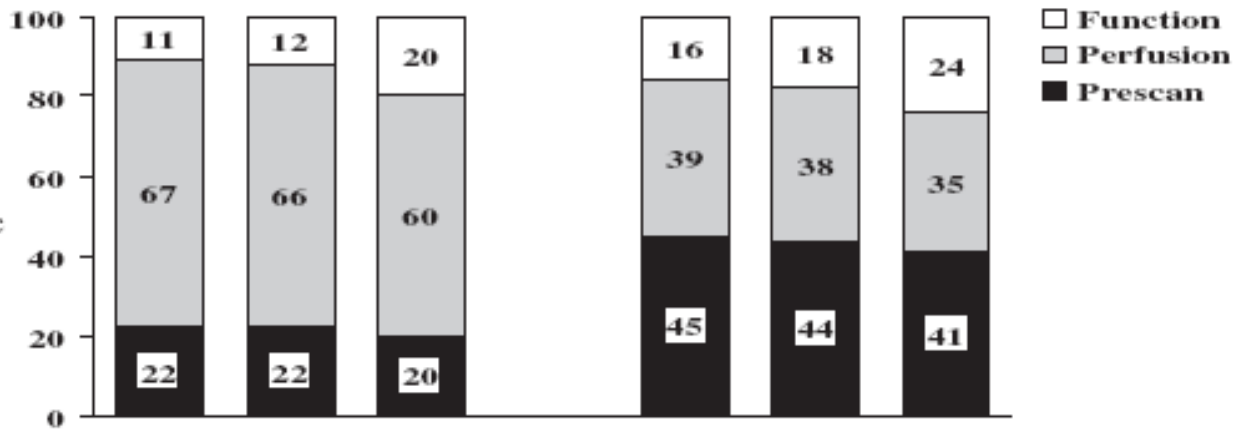
A

% of global χ^2 for cardiac death



B

% of global χ^2 for cardiac death or MI



Prescan+
% myo
stress+
EF

Prescan+
% myo
stress+
EDVi

Prescan+
% myo
stress+
ESVi

Prescan+
% myo
stress+
EF

Prescan+
% myo
stress+
EDVi

Prescan+
% myo
stress+
ESVi

Women

Men

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

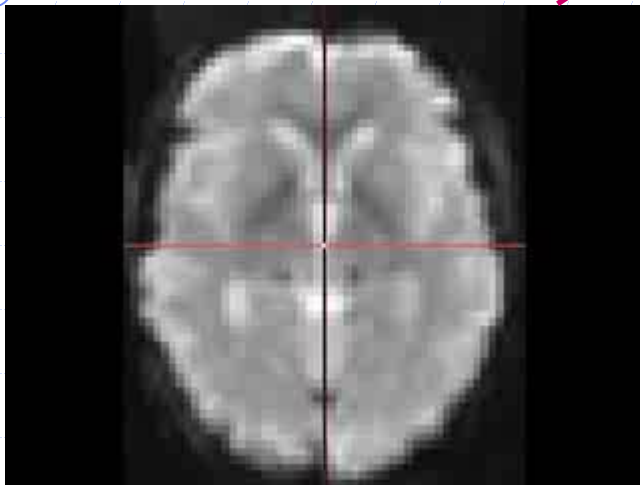
SPM : Statistical Parametric Mapping

Objectifs

- Recalage uni, multi-modal ou sur atlas
- 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/>

**SPM**

Objectifs



SPM2 (PMK)

Spatial pre-processing

Realign Normalize Smooth
Coregister Segment

Model specification & parameter estimation

Basic models PET Review design
Estimate -> Bayesian

Inference Results

SPM for PET/SPECT

Display Check Reg Render... PET
Toolboxes... PPIs ImCalc Bias cor
Help Utlis... Defaults Quit

CTRLvsMA

SPMmap [0, 0, 0]

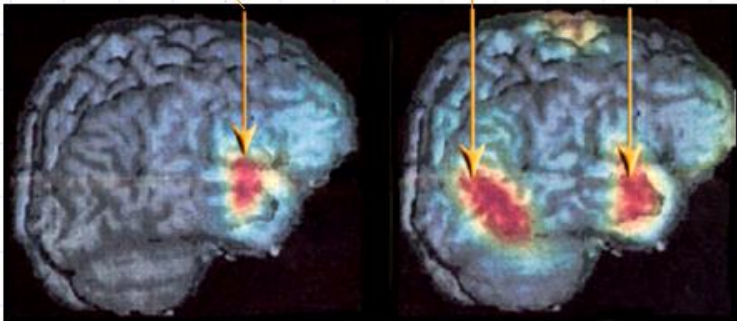
contrast

SPMresults: \TestSPMToulouse
Height threshold T = 3.212593 (p<0.001 (unc.))
Extent threshold k = 0 voxels

Design matrix

Effet BOLD

Cortex auditif Cortex visuel



Design

p-values

volume cluster S.V.C.

Regional VOI

visualisation plot overlays... save

clear exit ?

co-ordinates x = 20.00 y = 58.00 z = 12.00

statistic value 3.79

Statistics: p-values adjusted for search volume

set-level	p	C	cluster-level				peak-level				mm mm mm
			P_{FWEC}	$q_{FDR-corr}$	k_c	P_{uncorr}	P_{FWEC}	$q_{FDR-corr}$	T	(Z_{max})	
0.001	11	0.000	0.000	5907	0.000	0.000	0.002	6.22	5.52	0.000	-62 -38 -14
					0.001	0.002	6.12	5.45	0.000	-38 -68 44	
					0.001	0.002	5.98	5.35	0.000	-58 -46 -18	
		0.044	0.045	987	0.013	0.001	0.002	5.85	5.25	0.000	46 -56 44
		0.003	0.004	2044	0.001	0.003	0.004	5.65	5.10	0.000	0 -66 36
					0.016	0.016	5.14	4.71	0.000	-2 -26 38	
		0.667	0.708	140	0.304	0.150	0.115	4.41	4.13	0.000	-10 64 12
		0.861	0.895	51	0.545	0.597	0.501	3.79	3.60	0.000	-48 18 28
		0.941	0.895	13	0.783	0.802	0.743	3.56	3.40	0.000	22 -16 -26
		0.688	0.708	130	0.322	0.805	0.743	3.56	3.40	0.000	62 -46 -8
					0.885	0.771	2.44	2.30	0.000	64 -32 -14	
		0.900	0.895	33	0.635	0.910	0.809	3.40	3.25	0.001	-34 -30 -18
		0.908	0.895	29	0.659	0.921	0.809	3.37	3.23	0.001	-26 58 4
					0.927	0.809	2.36	2.22	0.001	-34 52 6	
		0.950	0.895	9	0.826	0.942	0.845	3.32	3.19	0.001	-10 30 -22
		0.961	0.895	4	0.895	0.961	0.930	3.26	3.14	0.001	-16 -36 2

table shows 3 local maxima more than 6.0mm apart

Height threshold: T = 3.21, p = 0.001 (0.973)
Degrees of freedom = [1, 0, 69.0]
Extent threshold: k = 0 voxels
FWHM = 20.6 23.1 22.6 mm mm mm; 10.3 11.6 11.3 (voxels)
Expected voxels per cluster, <k> = 143.102
Volume: 3363960 = 421245 voxels = 299.8 resels
Expected number of clusters, <k> = 3.62
Voxel size: 2.0 2.0 2.0 mm mm mm; (resel = 1342.00 voxels)
FWEp: 4.791, FDRp: 4.777, FWEc: 987, FDRc: 987

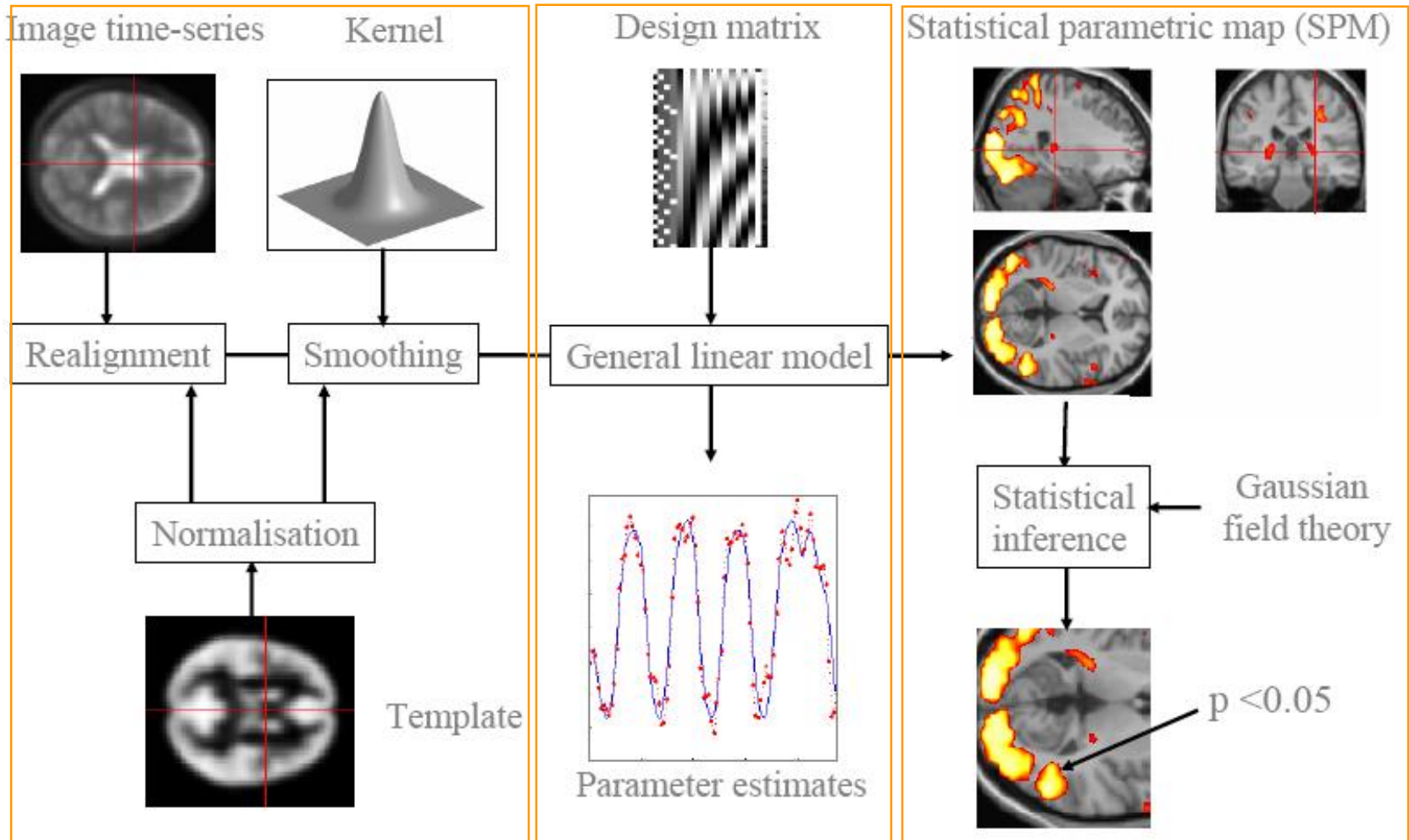
Sujet contrôle Aveugle de naissance

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

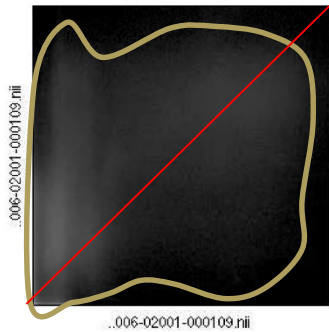
Normalised Mutual Information Coregistration

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

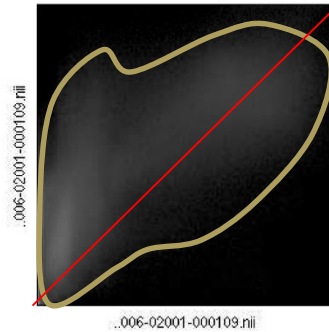
$$Y1 = -0.151 * X + 0.867 * Y + 0.943 * Z - 35.084$$

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

Original Joint Histogram



Final Joint Histogram



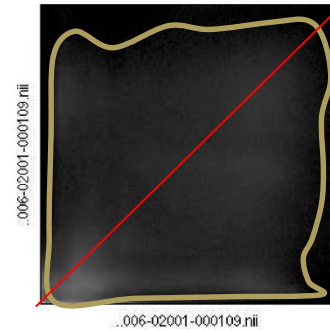
Normalised Mutual Information Coregistration

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

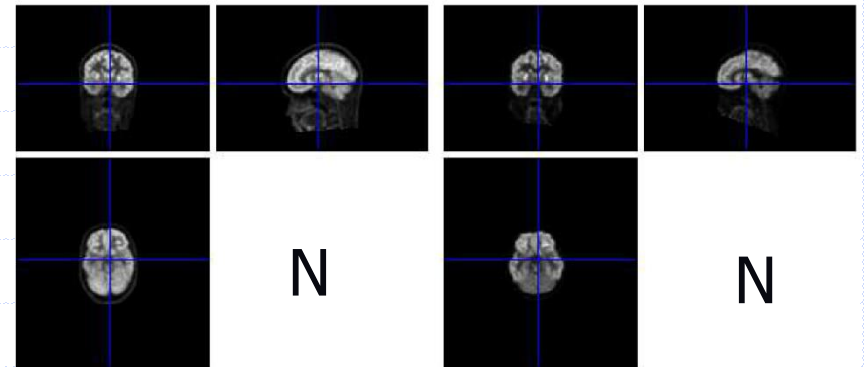
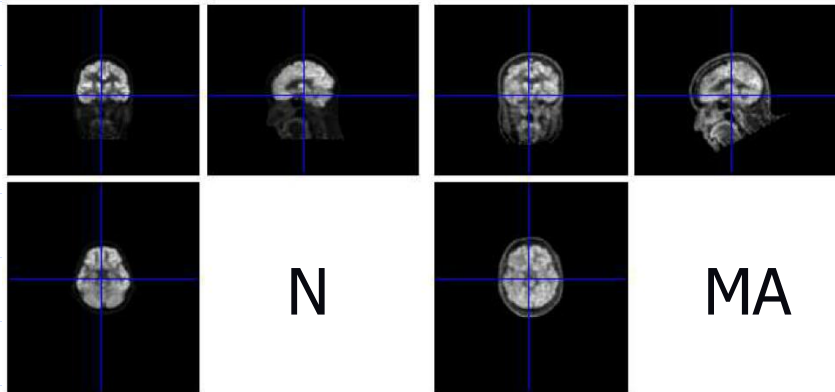
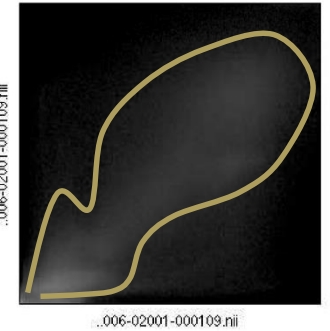
$$Y1 = -0.040 * X + 0.903 * Y - 0.852 * Z + 64.589$$

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

Original Joint Histogram



Final Joint Histogram



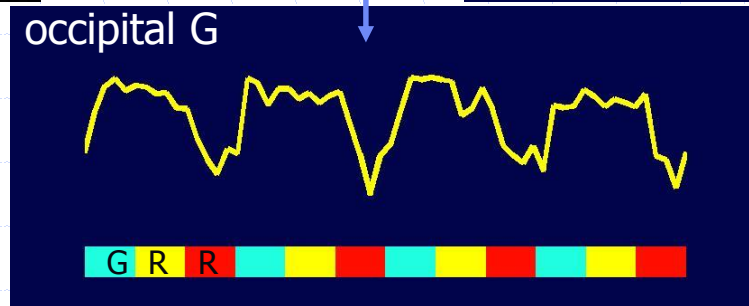
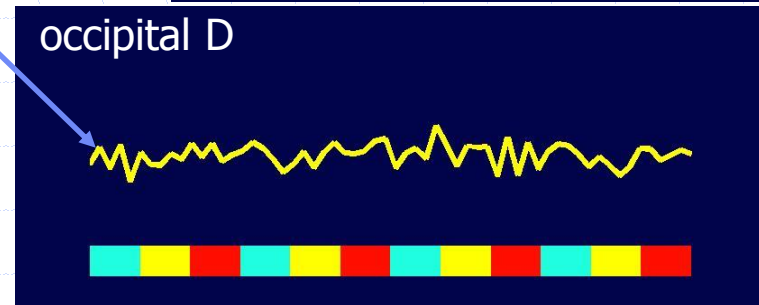
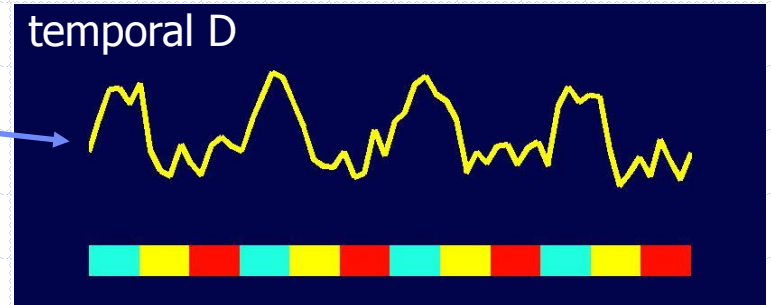
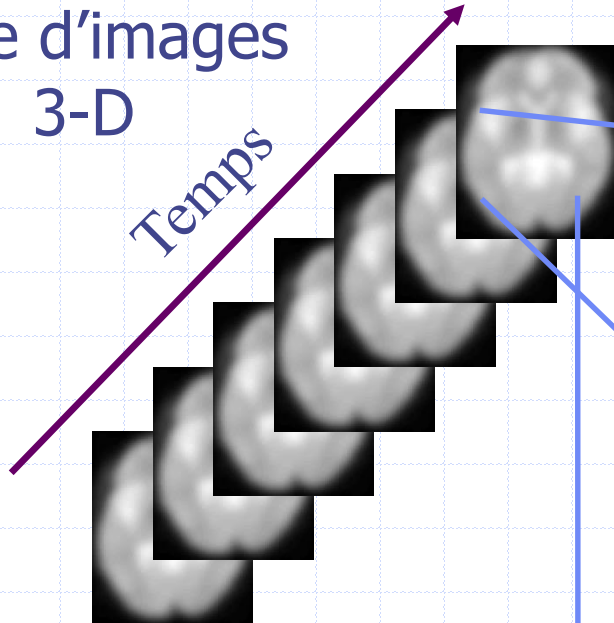
Modèle linéaire généralisé

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

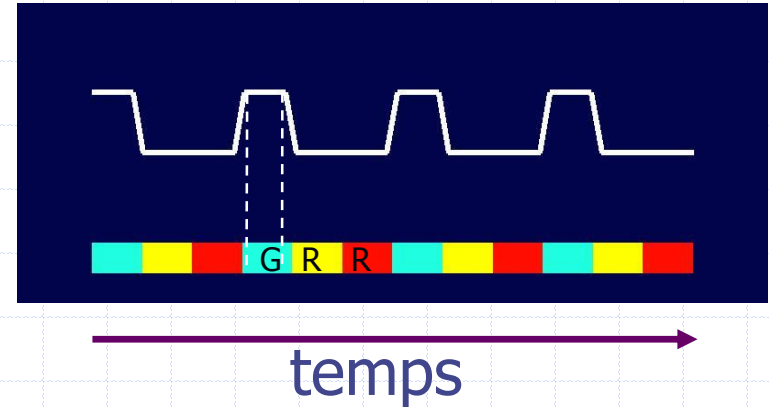


Generation
Répétition
Repos

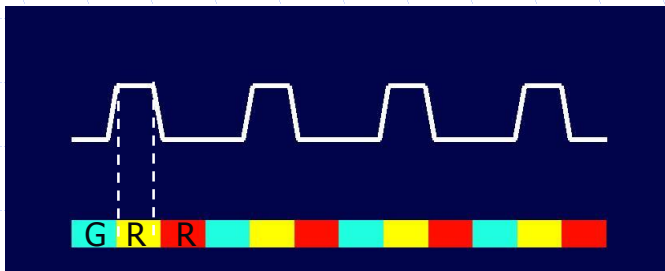
temps

Hypothèses du modèle

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

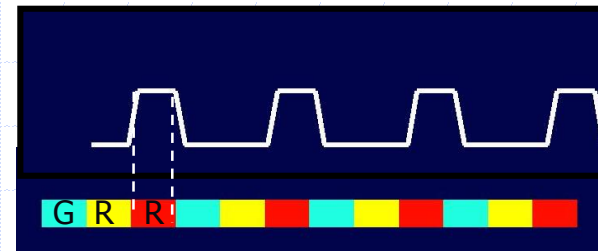


Un pixel activé par la répétition a un signal de ce type:



et

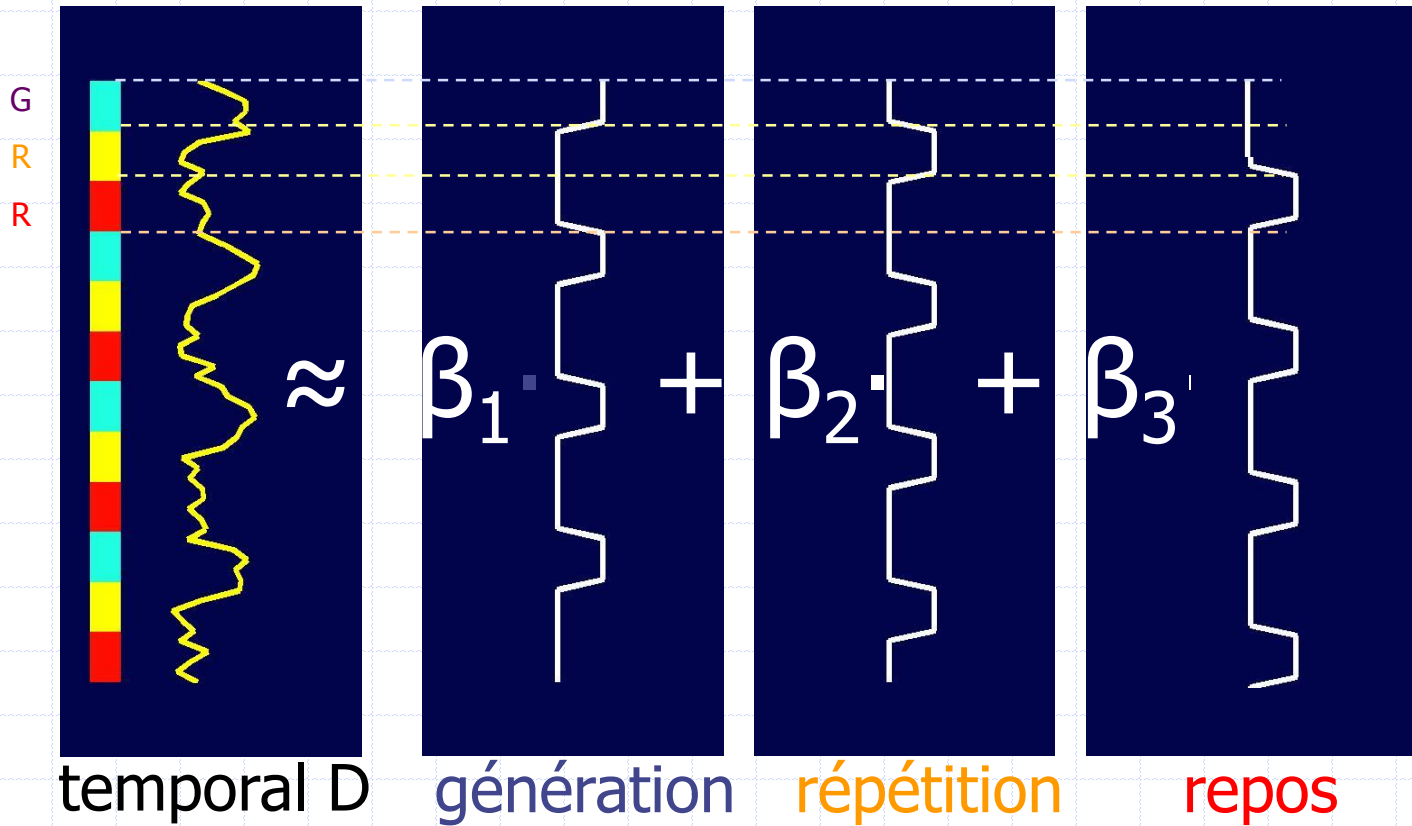
Un pixel qui préfère le repos:



Modèle linéaire généralisé

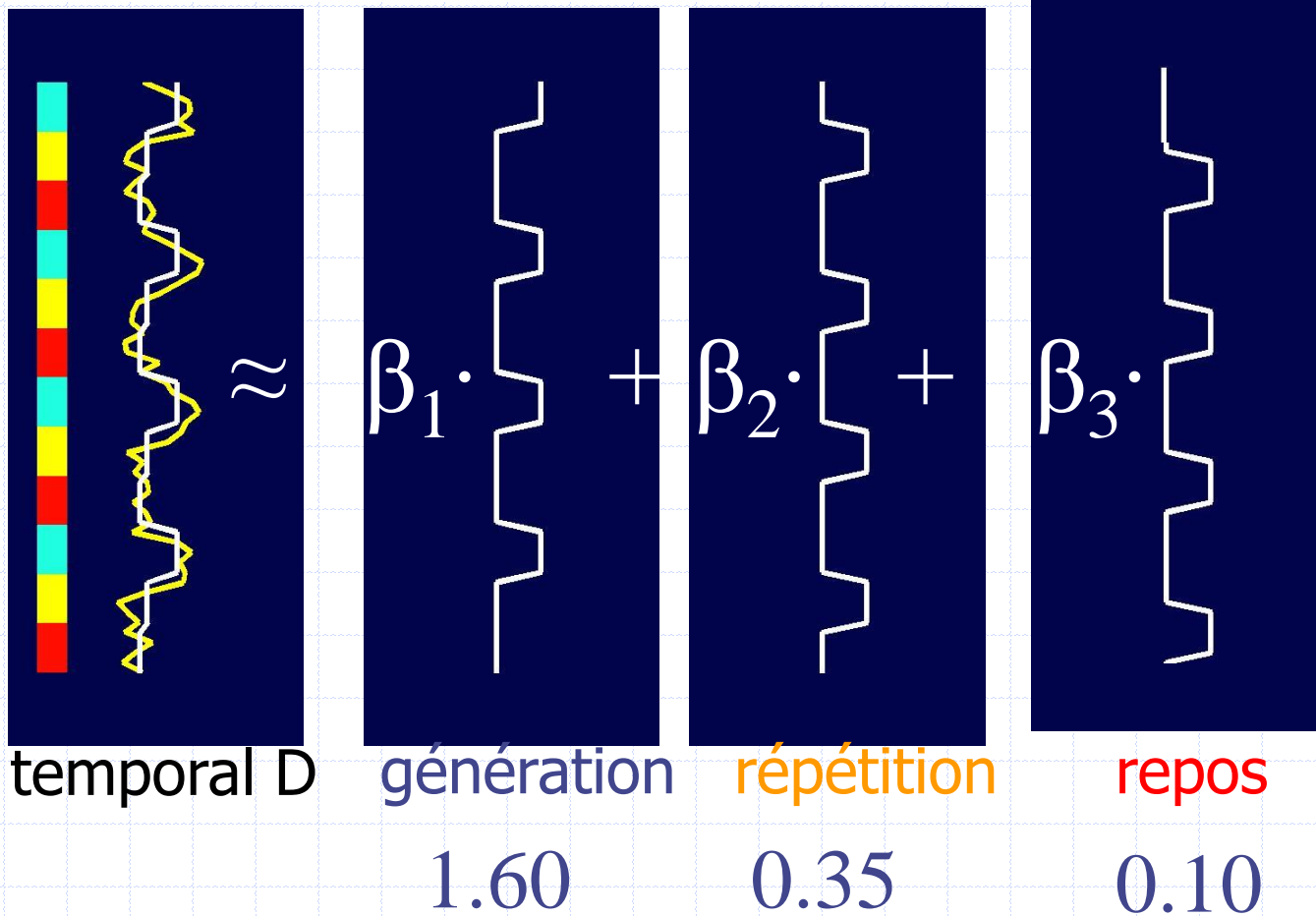
Signal mesuré

Signaux connus

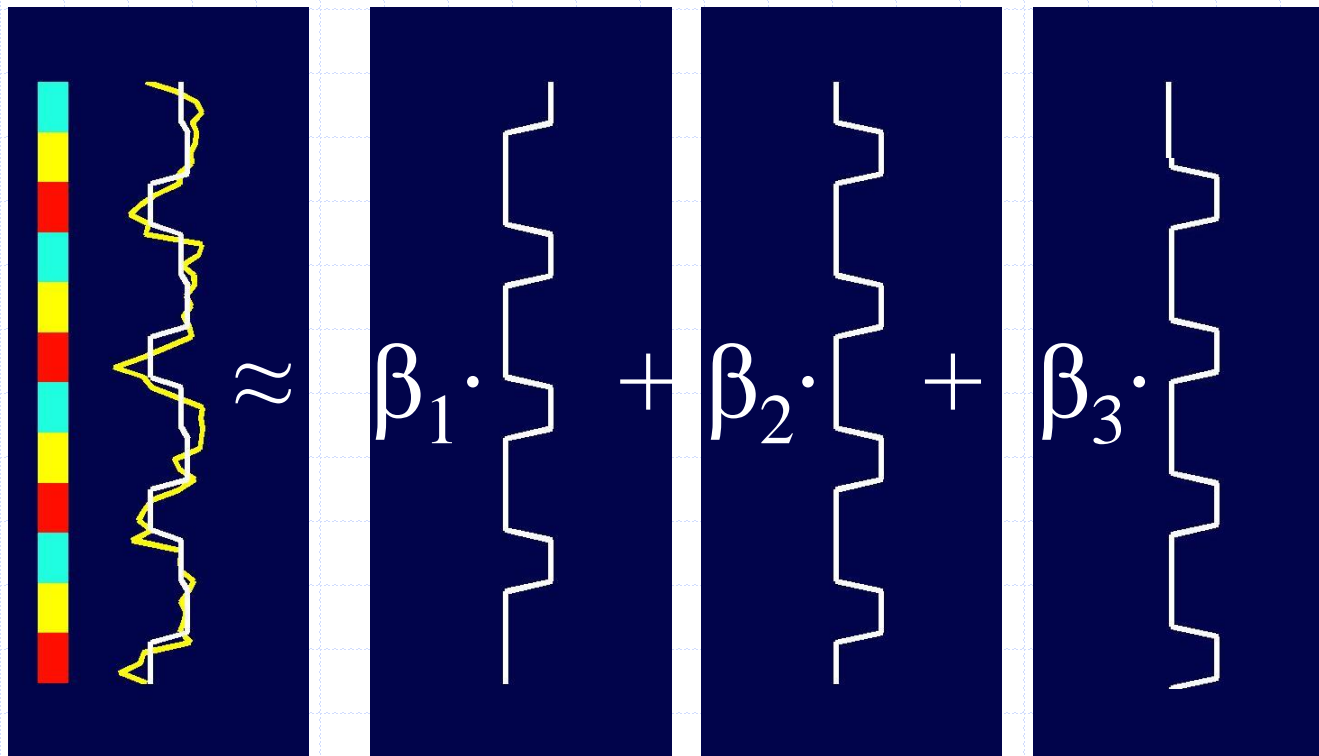


Problème: estimer les paramètres β_i

Estimation des paramètres β_i



Estimation des paramètres β_i



occipital G

génération

répétition

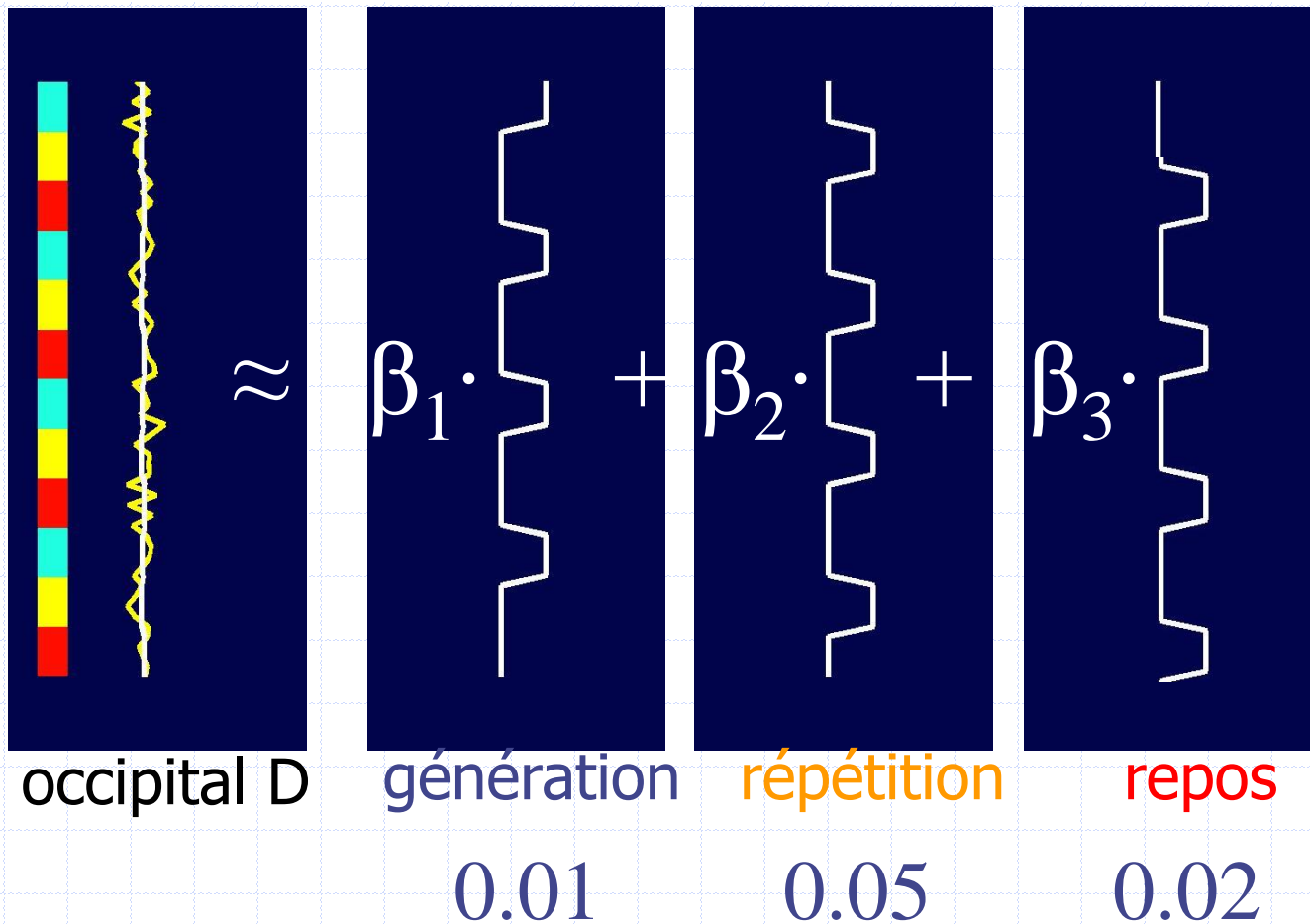
repos

1.1

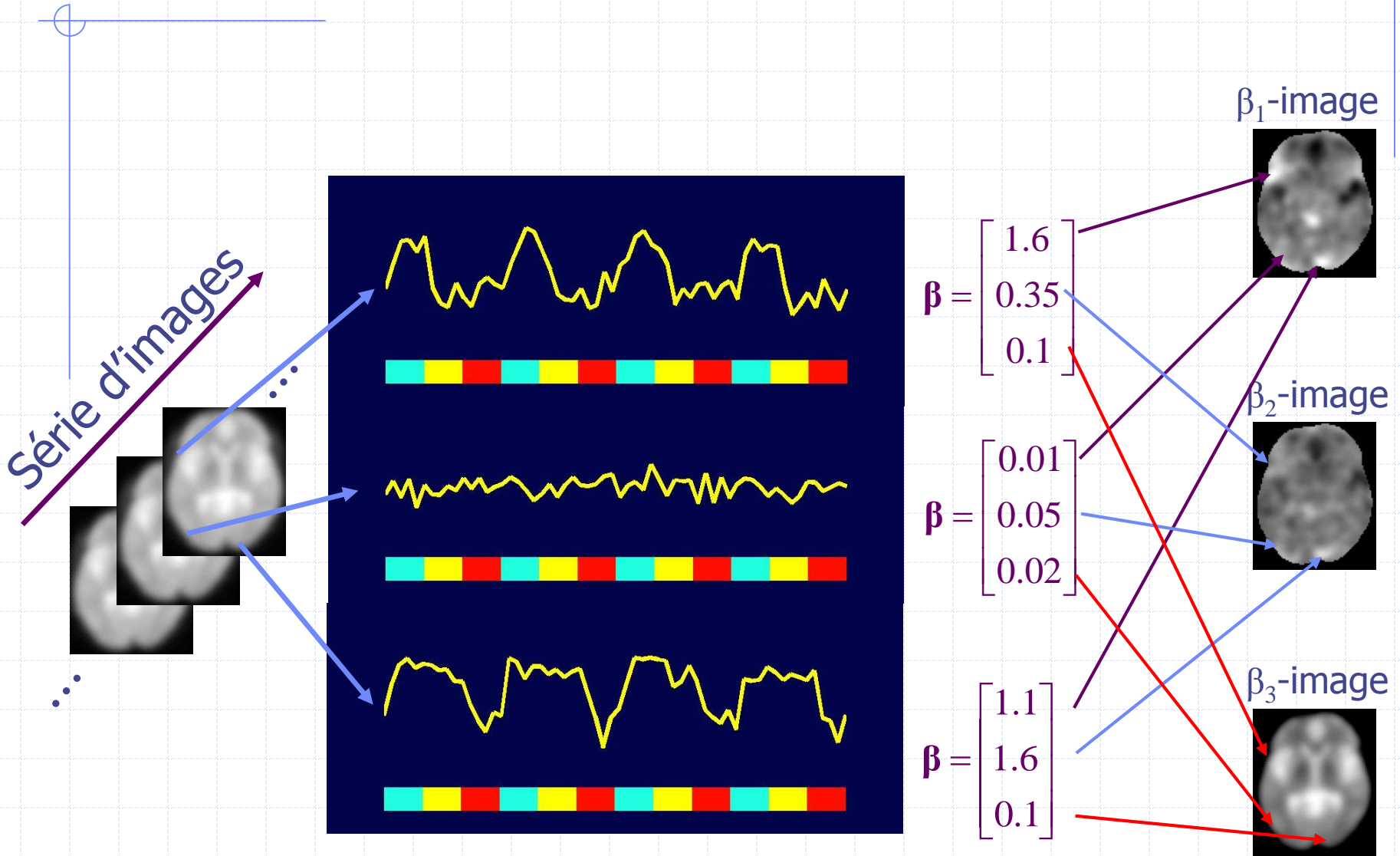
1.6

0.10

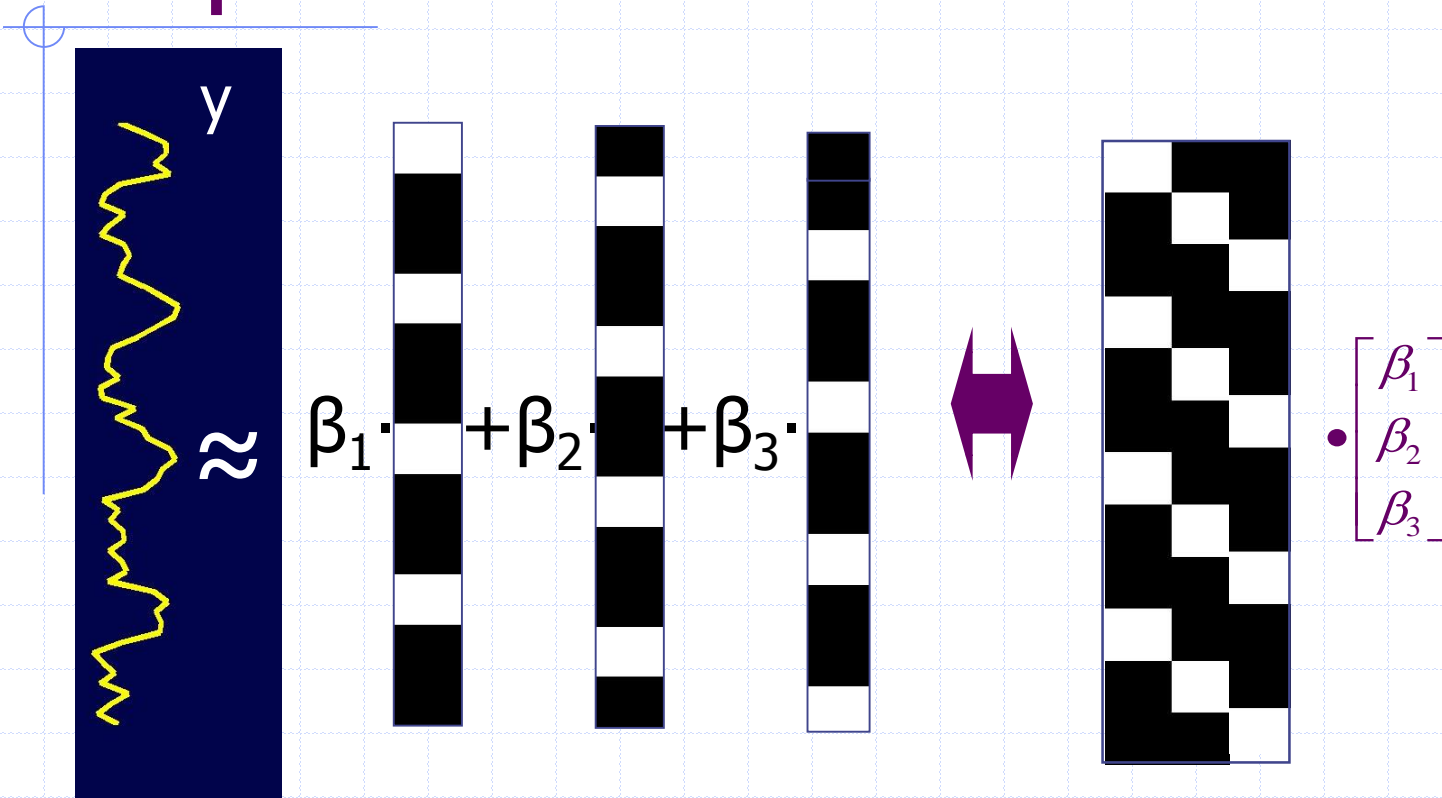
Estimation des paramètres β_i



Images paramétriques



Expression matricielle



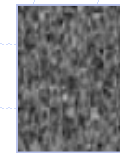
Design matrix : $\vec{y} = X \cdot \vec{\beta} + \vec{\mu} + \vec{\varepsilon}$

Tests statistiques

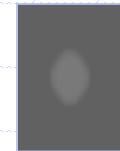
- Validité du modèle (nullité de tous les β_i)
 - Analyse de variances ($F = \text{var}(y) / \text{var}(\varepsilon) \approx 1$?)
- Hypothèses d'activation (différence de β_i)
 - Test t de Student (différence de moyenne)
- H_0 = pas de différence significative
- Rejet de H_0 si $p = \text{proba}(\text{test}/H_0)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

Comparaisons multiples et FP

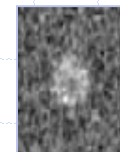
- $p = 0.01$ pour 100 000 voxels
 - \Rightarrow 1000 faux positifs
- Family Wise Error Rate
 - $\text{FWER} = p(\text{au moins un FP})$
- False Discovery Rate
 - $\text{FDR} = \text{Nb voxels FP} / \text{Nb voxels retenus}$
 - $\text{SPM} \Rightarrow p / \text{Moy}(\text{FDR}) < \text{seuil pr ed efini}$



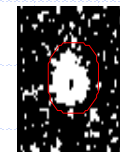
Bruit



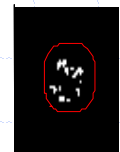
Signal



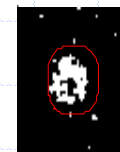
S+B



$p < 0.01$



FWER
 $Sp \uparrow$



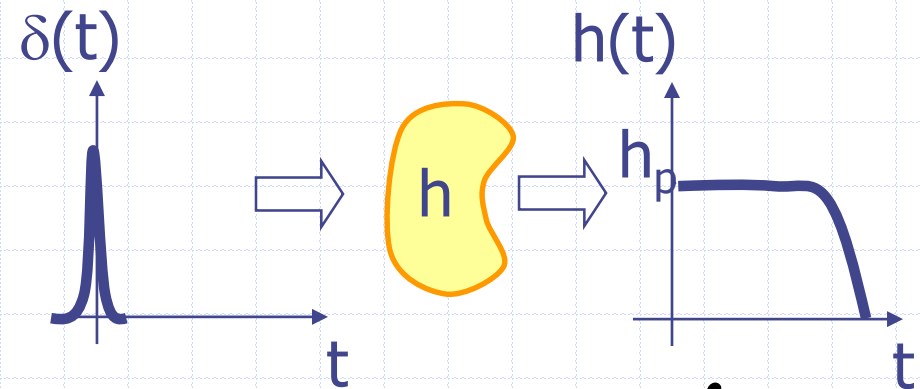
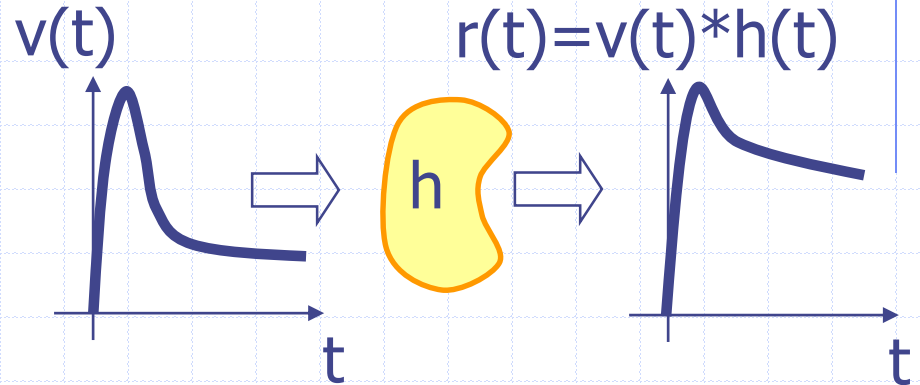
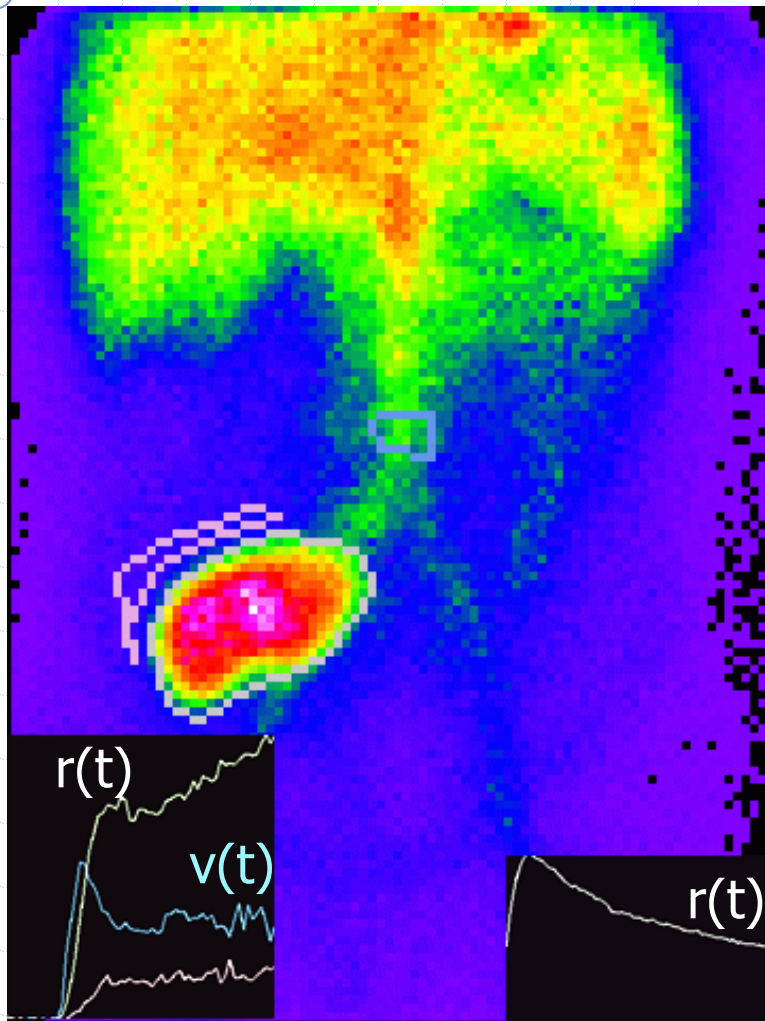
FDR
 $Se \uparrow$

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

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

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

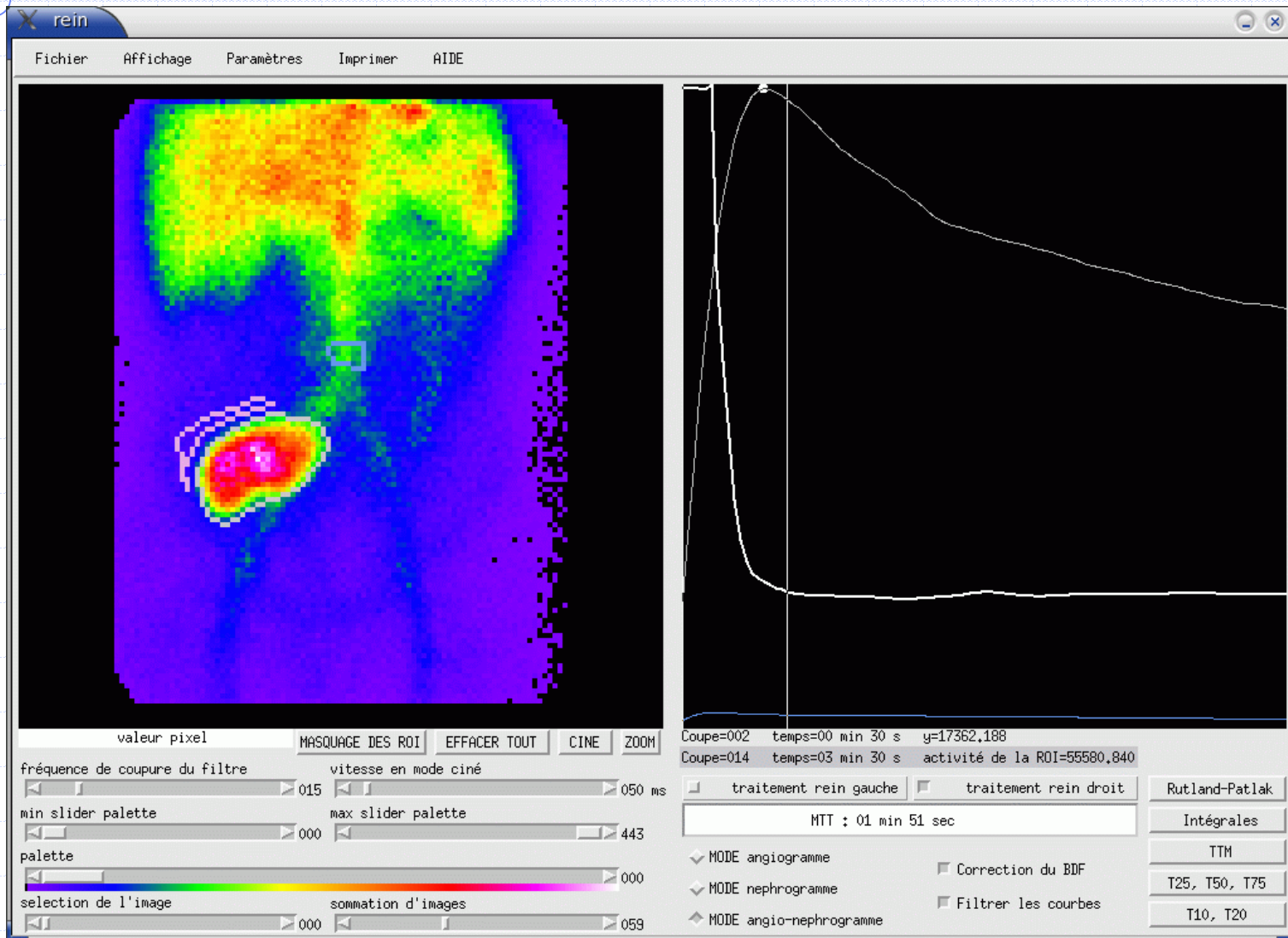
$$u = 1 \Rightarrow r(1) = v(1).h(0) + v(0).h(1) \Rightarrow h(1) = \frac{r(1)v(0) - v(1)r(0)}{v(0)^2}$$

etc...

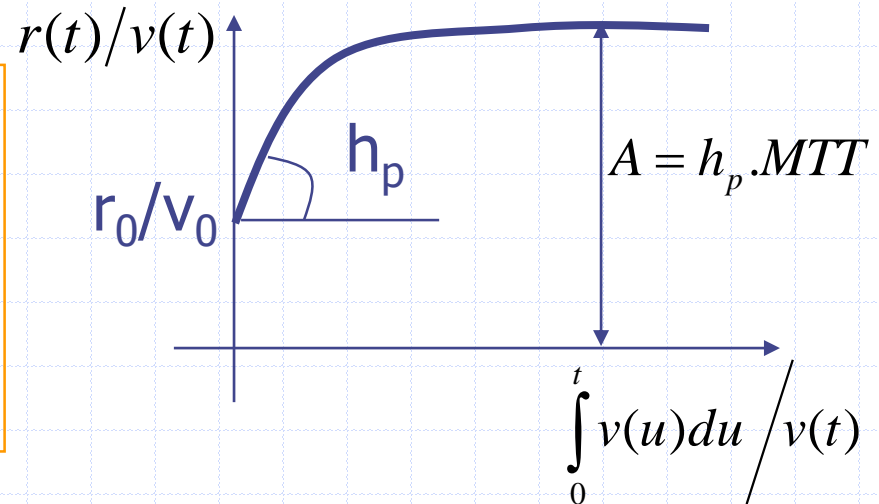
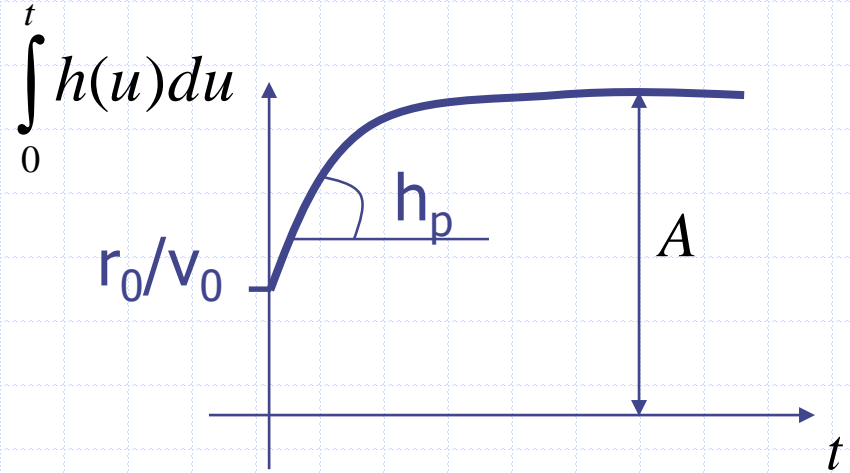
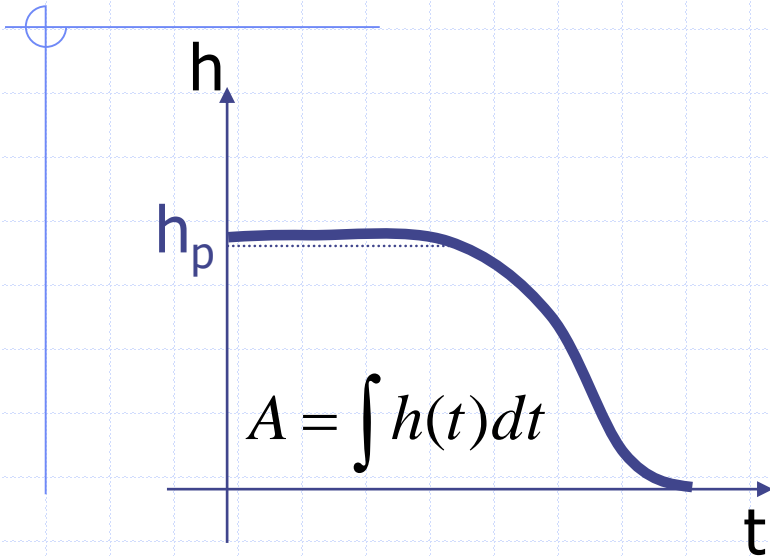
$$r = v * h \Rightarrow \hat{r} = \hat{v} \cdot \hat{h} \Rightarrow \hat{h} = \frac{\hat{r}}{\hat{v}}$$

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

Déconvolution de l'entrée vasculaire



Alternative: Rutland-Patlak

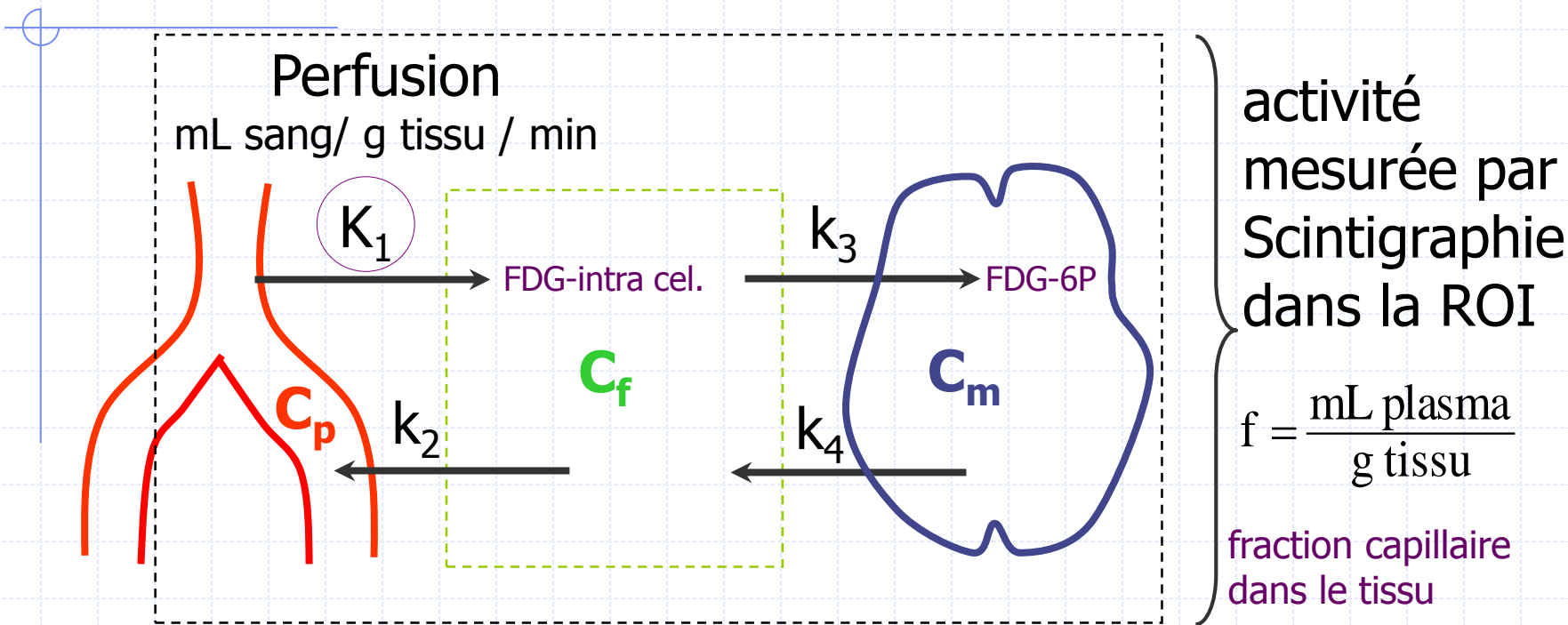


Le $MTT = A/h_p$ peut être déterminé à partir du plateau de la représentation de RP
 h accessible par dérivation de RP

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 $r(t)/v(t)$.

MODELE POUR LE FDG

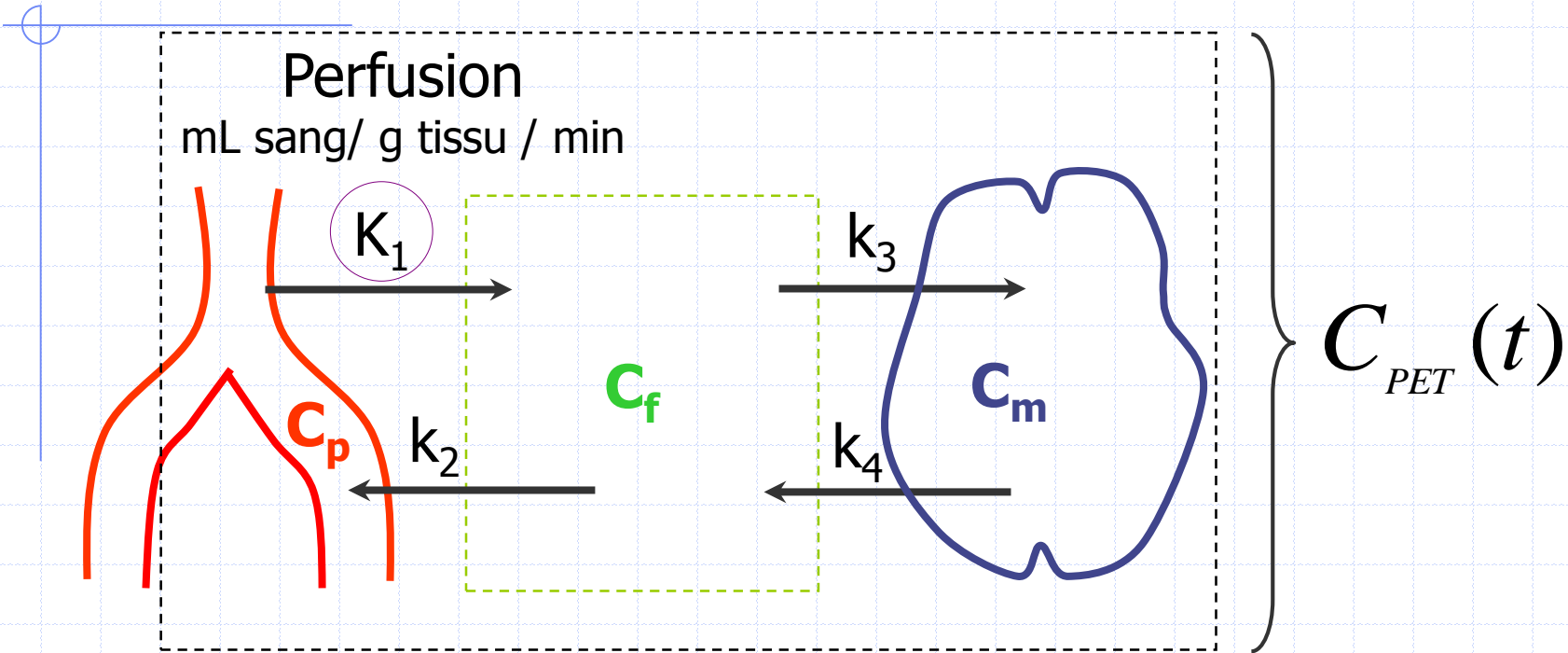


Activité mesurée ?
par la scintigraphie \Rightarrow
(kBq/mL)

Perfusion K_1 ($\text{ml.g}^{-1}.\text{min}^{-1}$) = $f.k_1$

Métabolisation du glucose
($\mu\text{mol.g}^{-1}.\text{min}^{-1}$): $MRG = \frac{Gly}{LC} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3}$

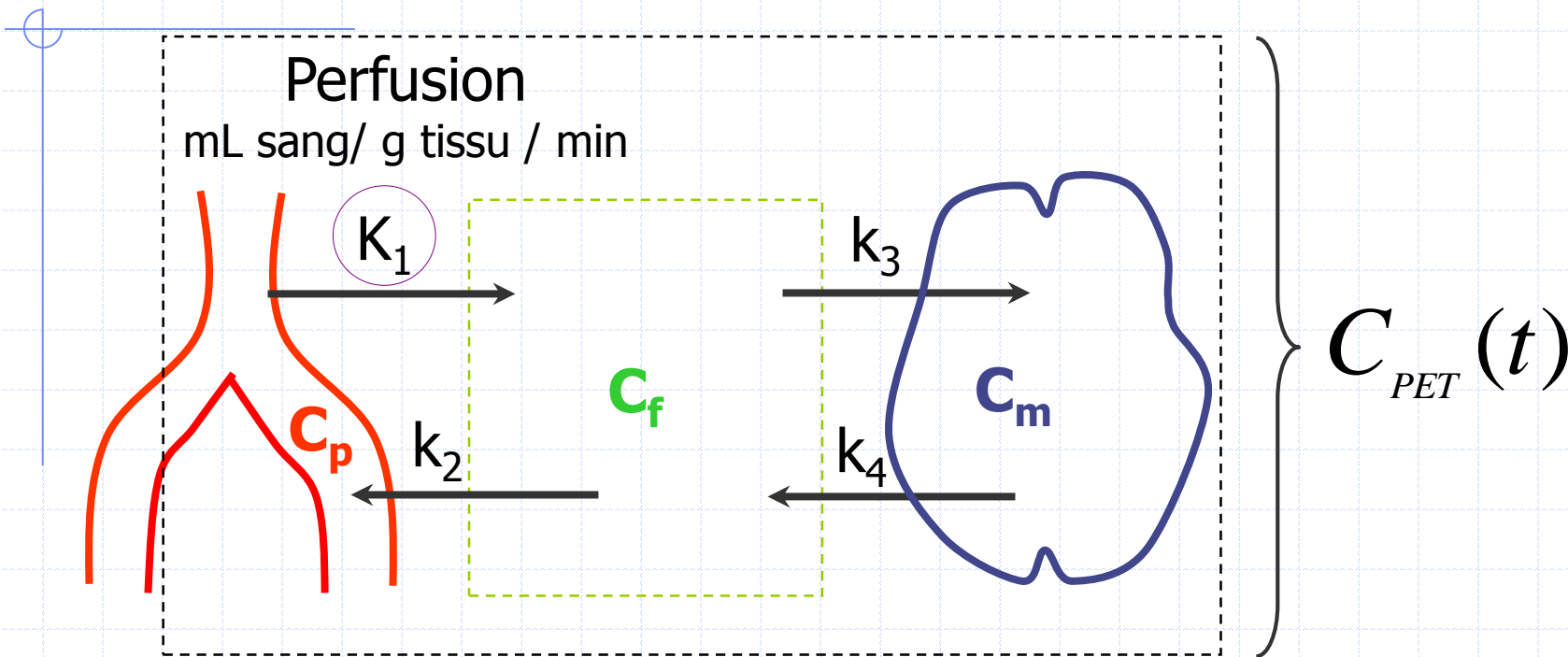
MODELE POUR LE FDG



$$\frac{dC_f(t)}{dt} = K_1 C_p(t) - (k_2 + k_3) C_f(t) + k_4 C_m(t)$$

$$\frac{dC_m(t)}{dt} = k_3 C_f(t) - k_4 C_m(t)$$

MODELE POUR LE FDG



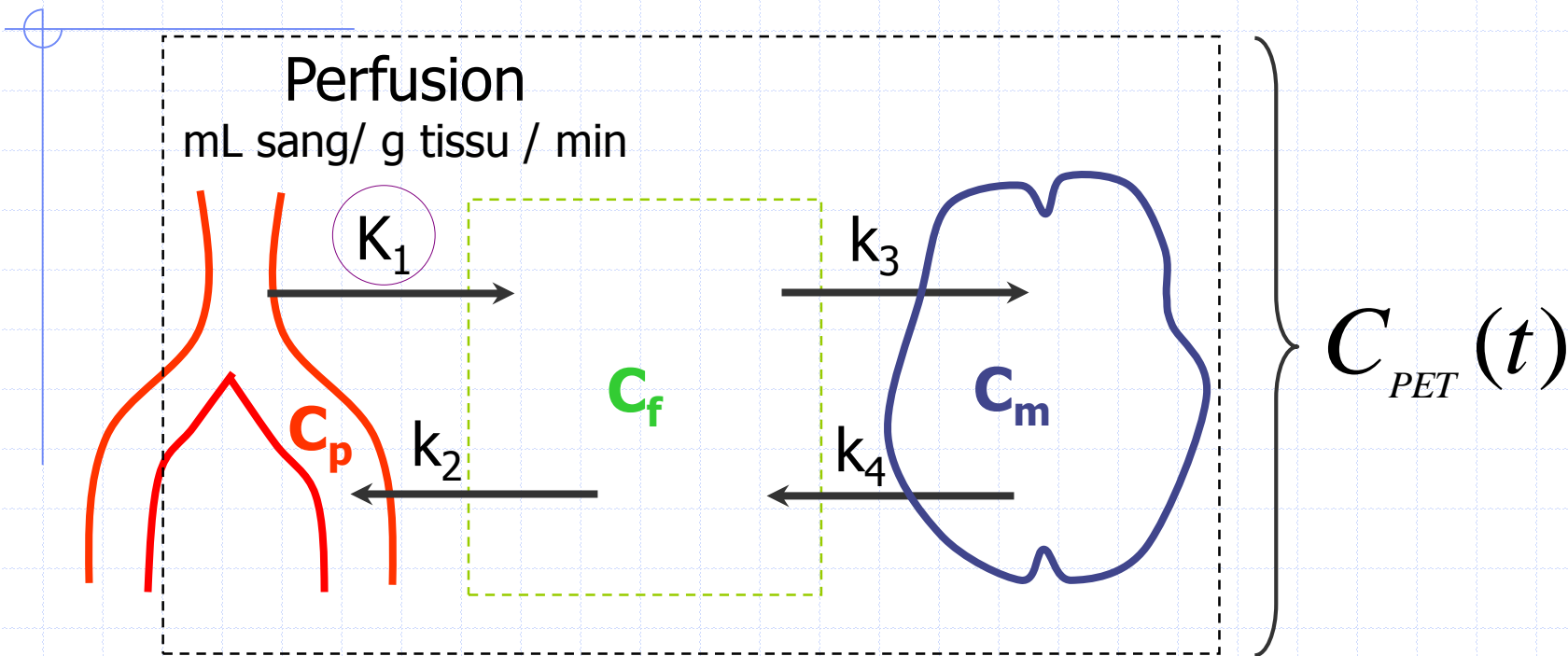
$$C_f(t) = \frac{K_1}{\alpha_2 - \alpha_1} \int_0^t [(k_4 - \alpha_1)e^{-\alpha_1 t} + (\alpha_2 - k_4)e^{-\alpha_2 t}] \cdot C_p(t - u) \cdot du$$

$$C_m(t) = \frac{K_1 k_3}{\alpha_2 - \alpha_1} \int_0^t [e^{-\alpha_1 t} - e^{-\alpha_2 t}] \cdot C_p(t - u) \cdot du$$

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

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

MODELE POUR LE FDG

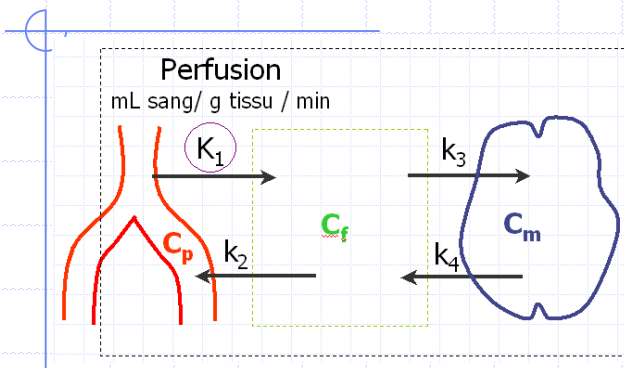


$$C_{PET}(t) = C_f(t) + C_m(t) + f \cdot C_p(t)$$

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

$$\alpha_{1,2} = \frac{k_2 + k_3 + k_4 \pm \sqrt{\Delta}}{2} \quad \text{et} \quad \Delta = (k_2 + k_3 + k_4)^2 - 4k_2k_4$$

MODELE POUR LE FDG



Estimation

$$K_1, k_2, k_3, k_4$$

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

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

Mesures de
 $C_{PET}^m(t)$ et $C_p(t)$

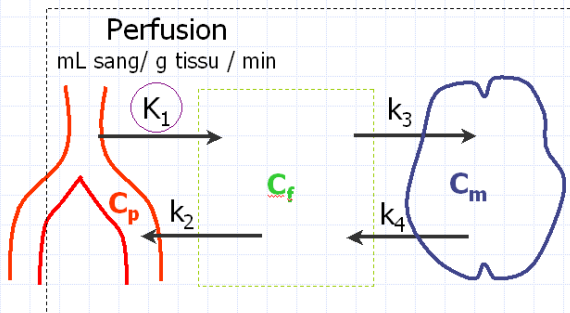
$|C_{PET}^m(t) - C_{PET}^e(t)|$
minimum ?

Ajustement
 K_1, k_2, k_3, k_4

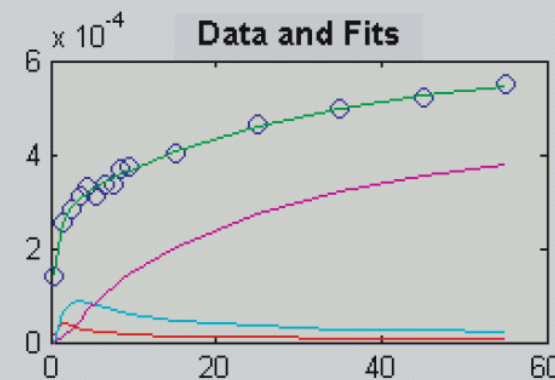
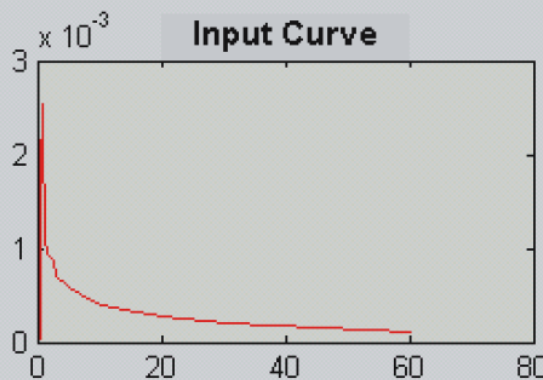
$Lumped\ Cst = E_{av}(FDG/G) = 0.4 \text{ à } 1.3$

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

MODELE POUR LE FDG



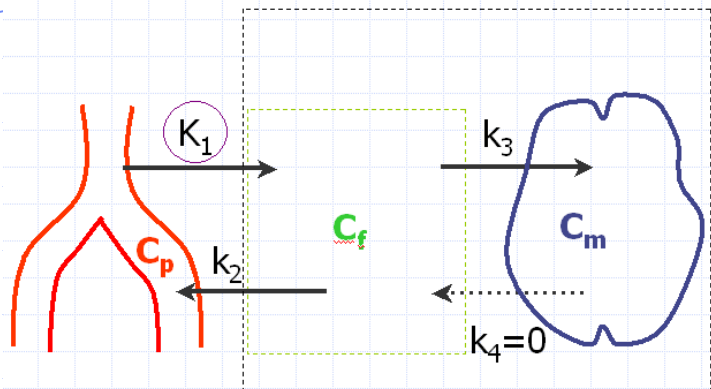
Input Parameters:		Output Parameters:	
Blood Curve:	p02433m.bcm	$K_1 =$	0.057409
PET Data:	.33_5c5_233d_de6_pl28_10rois_Visf	$k_2 =$	0.26432
<input checked="" type="checkbox"/> $K_1 =$	0.102	<input checked="" type="checkbox"/> $k_2 =$	0.13
<input checked="" type="checkbox"/> $k_3 =$	0.062	<input checked="" type="checkbox"/> $k_4 =$	0.0068
<input checked="" type="checkbox"/> $BV =$	0.04	<input checked="" type="checkbox"/> $T_s =$	0
$gl =$	96	$lc =$	0.42
mg/dl		$Td =$	Inf min
		Vary Td ?	<input type="radio"/> No
		$LC =$	0.42
		$gl =$	96
		$CMRG =$	34.294
		micromoles/100g/min	



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

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

MODELE SIMPLIFIE POUR LE FDG



Hypothèses :

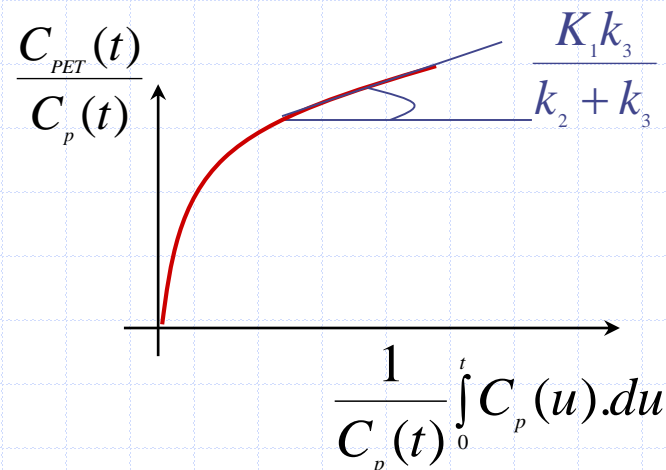
$$k_4 = 0$$

$t \gg$ bolus FDG: C_p cst versus $e^{-(k_2+k_3)t}$
 $f = 0$ (0.05 dans le cerveau)

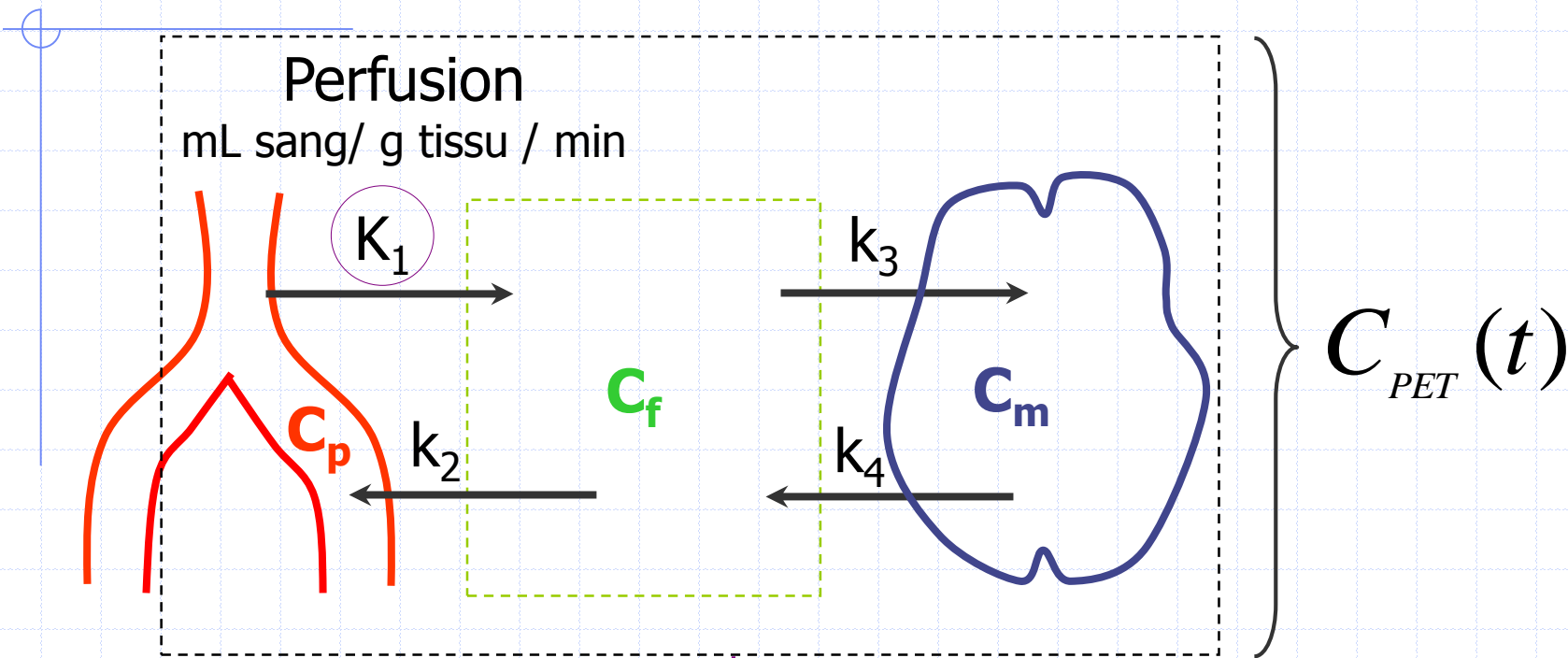
$$k_4 = f = 0 \Rightarrow C_{PET}(t) = \frac{K_1}{k_2 + k_3} \int_0^t (k_3 + k_2 e^{-(k_2+k_3)u}) \cdot C_p(t-u) \cdot du$$

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

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

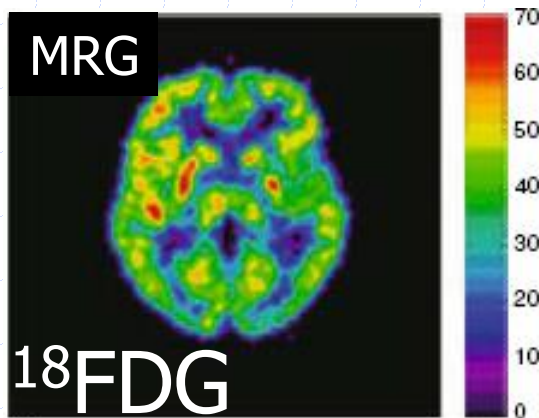


MODELE POUR LE FDG

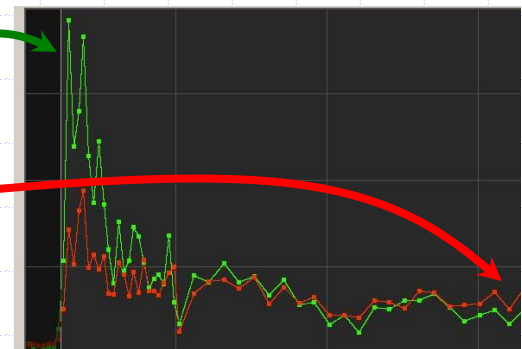
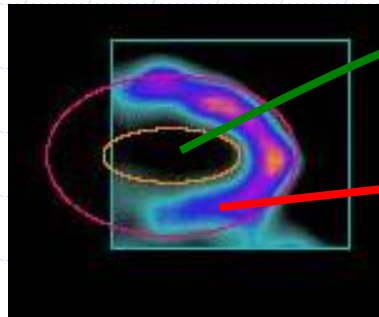
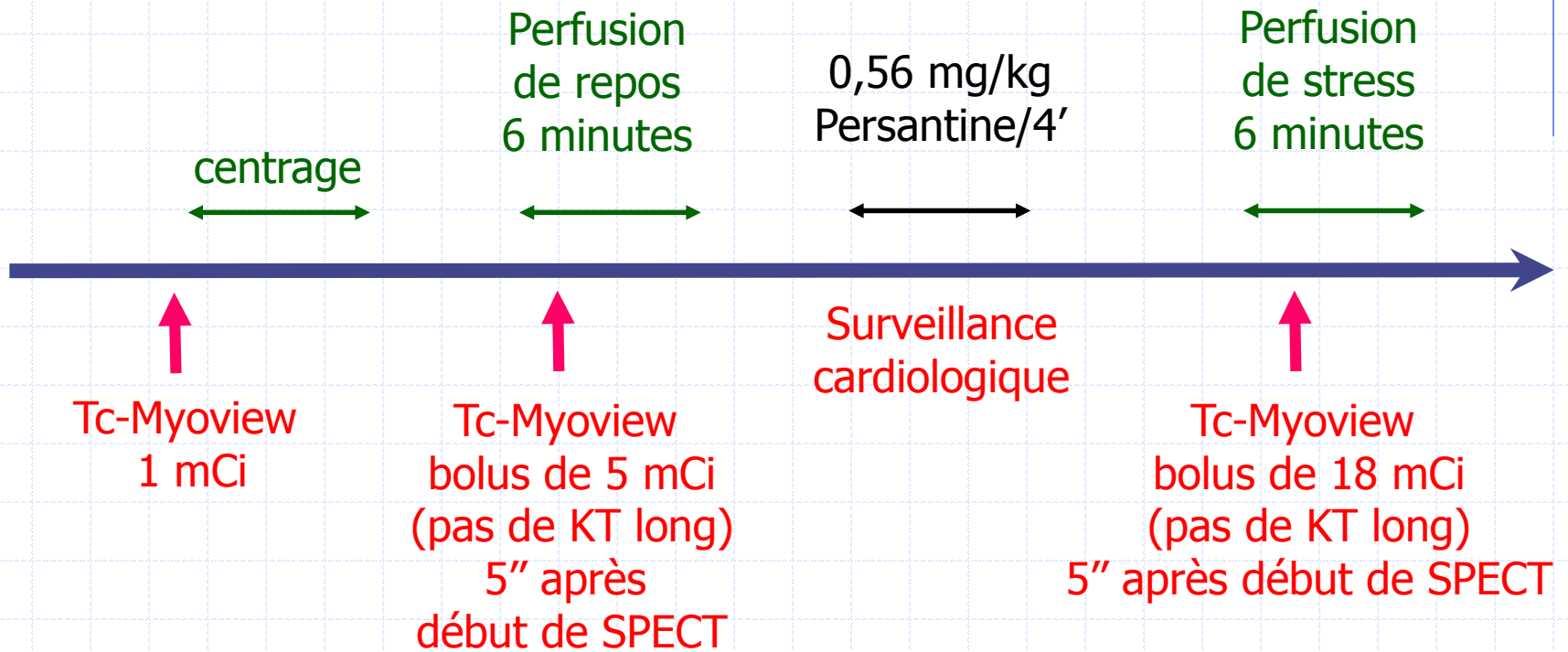


taux de métabolisation
du glucose en
 $\mu\text{mole} / 100 \text{ g} / \text{min}$

IMAGES PARAMETRIQUES



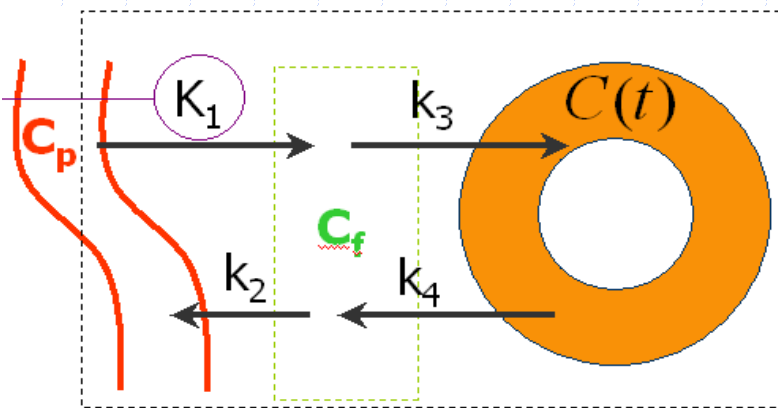
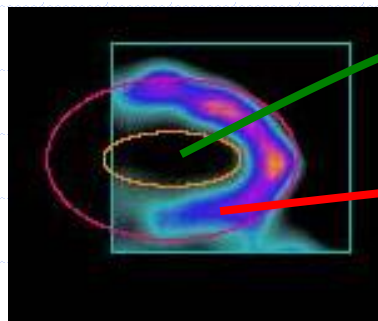
RESERVE CORONAIRE (CZT)



RESERVE CORONAIRE

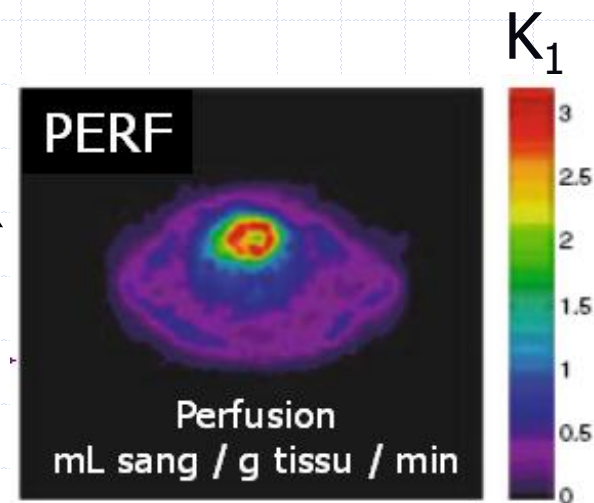
Intérêts :

Quantification absolue, suivi
Tri-tronculaires...

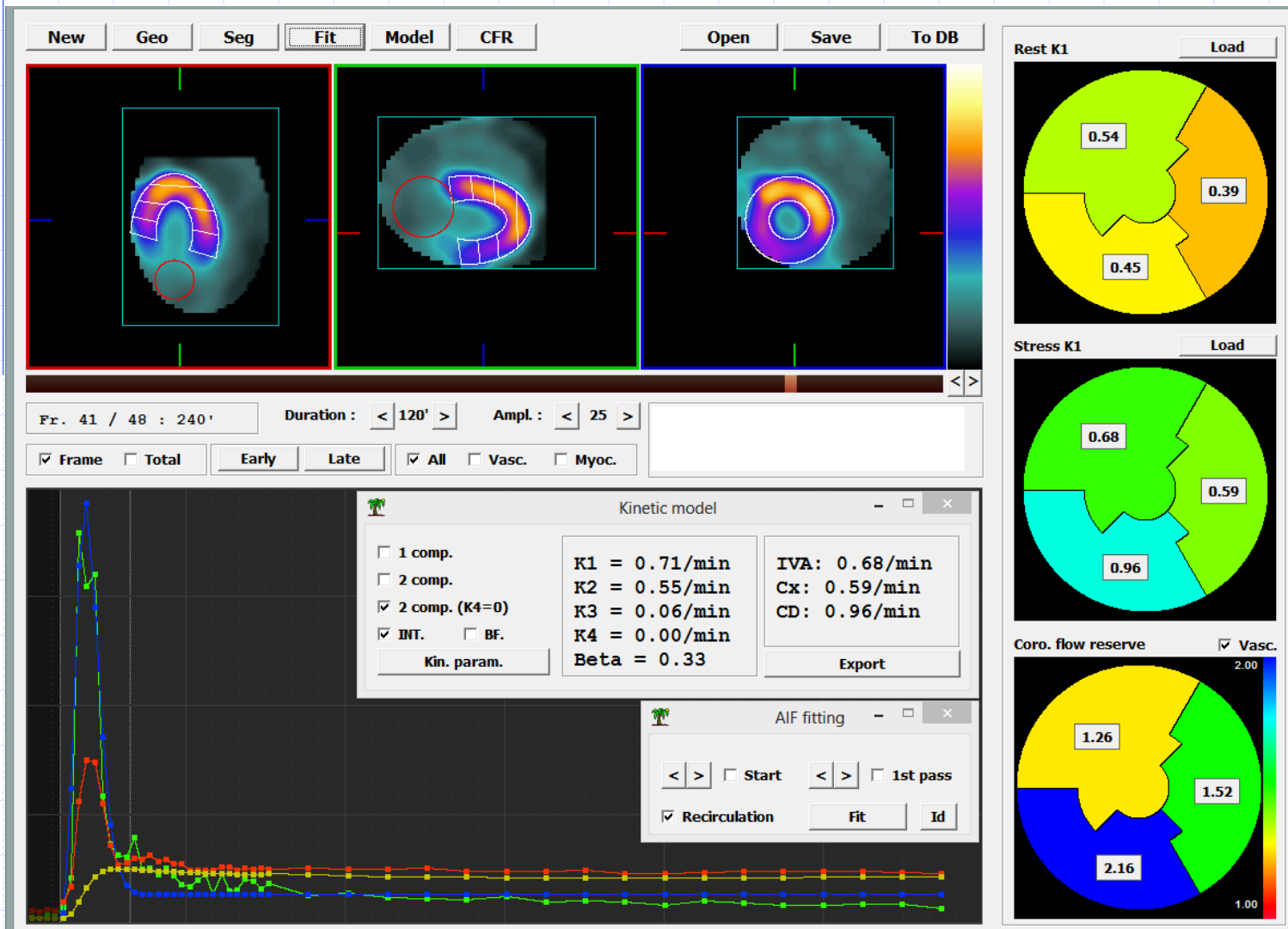


$$\frac{dC_f}{dt} = K_1 C_p(t) - (k_2 + k_3) C_f(t) + k_4 C(t)$$

$$\frac{dC}{dt} = k_3 C_f(t) - k_4 C(t)$$



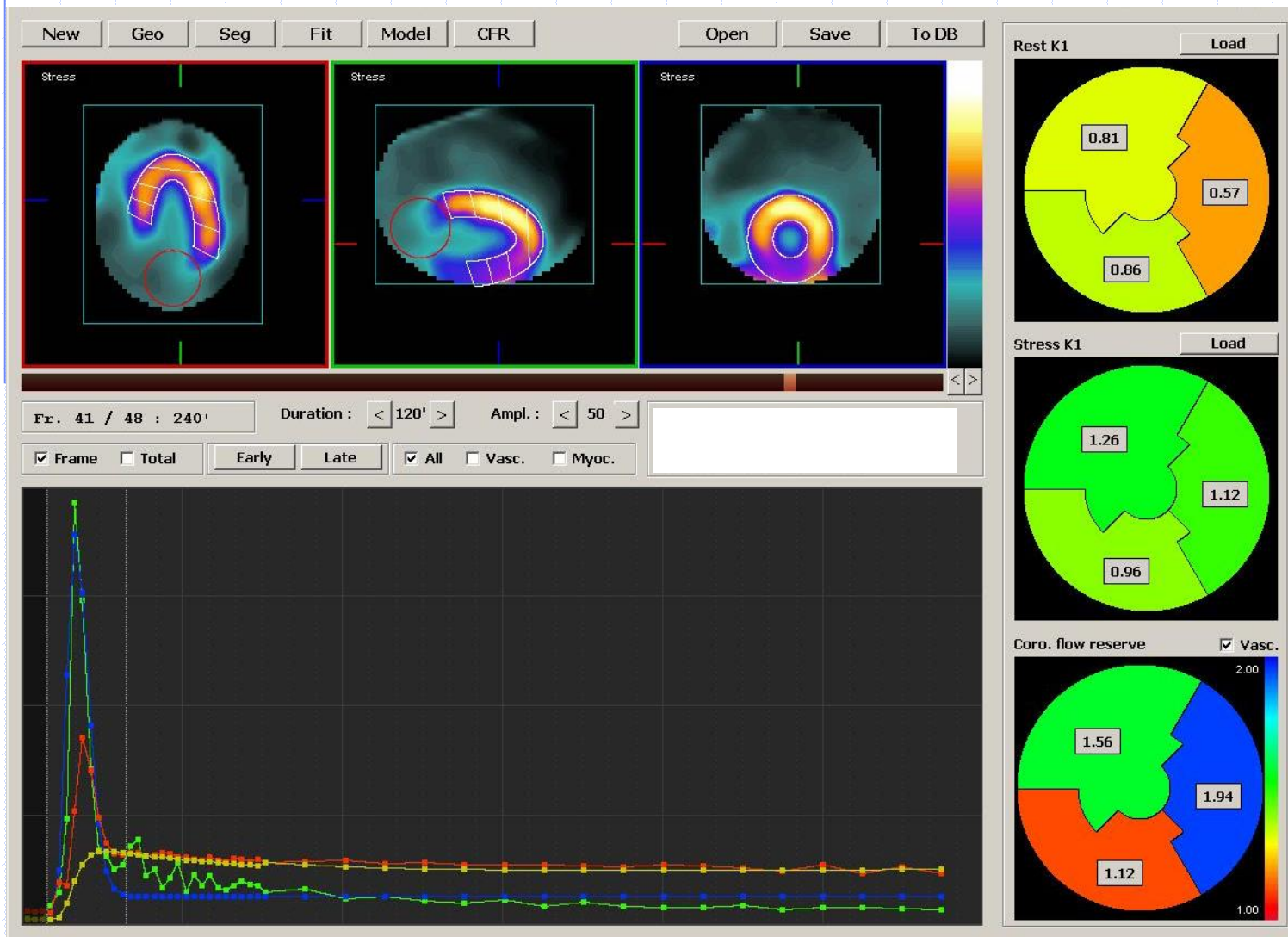
RESERVE CORONAIRE



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

TSM :
ischémie inf

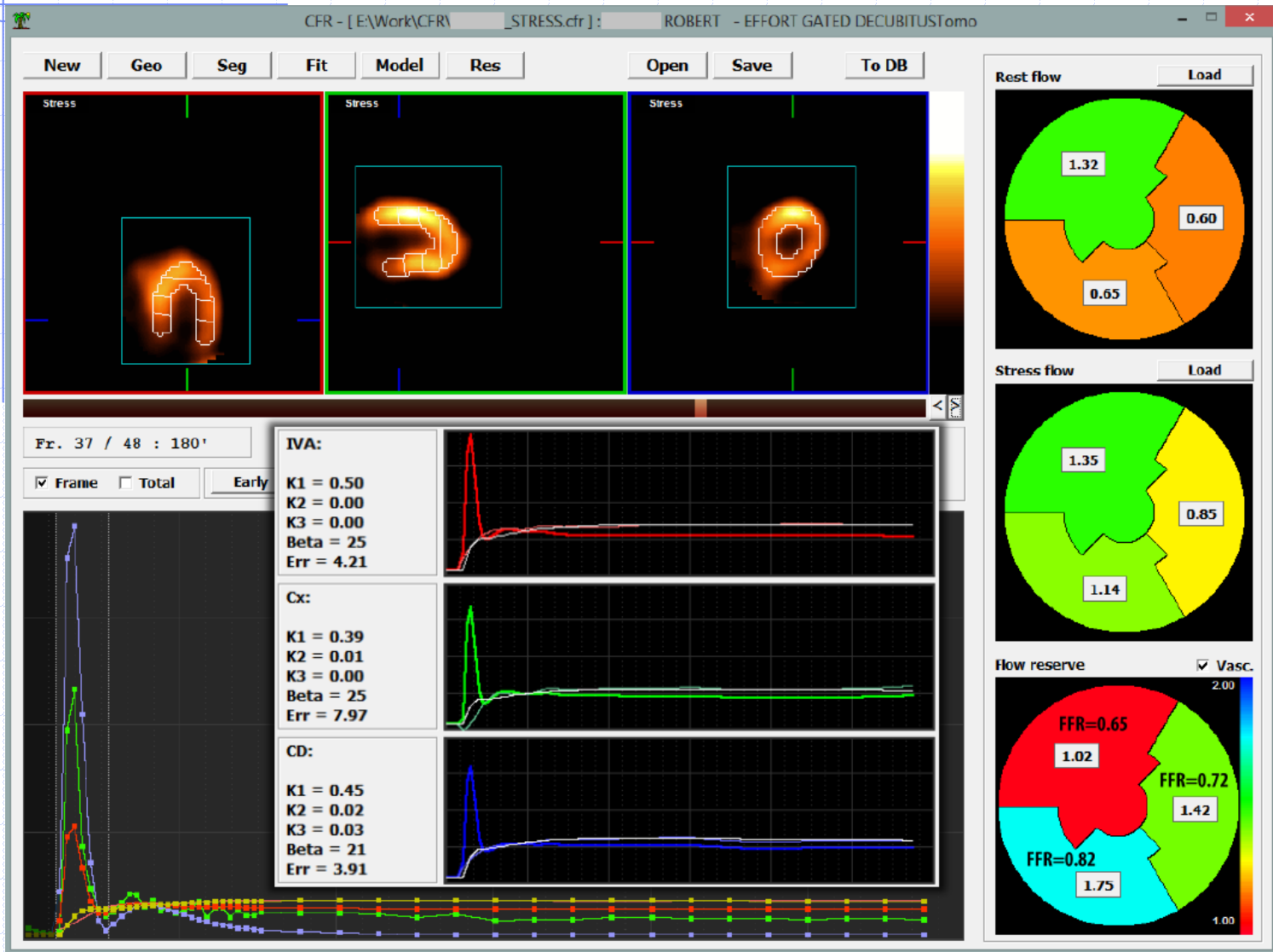
RESERVE CORONAIRE



lésion
critique CD
stentée
+ >50%
intra-stent
IVA & DIAG

TSM :
nécrose inf

RESERVE CORONAIRE & FFR

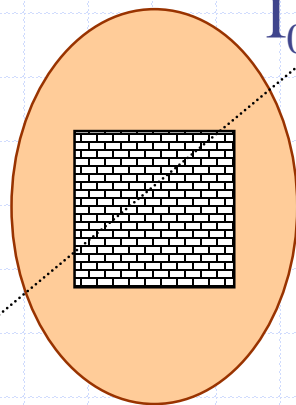
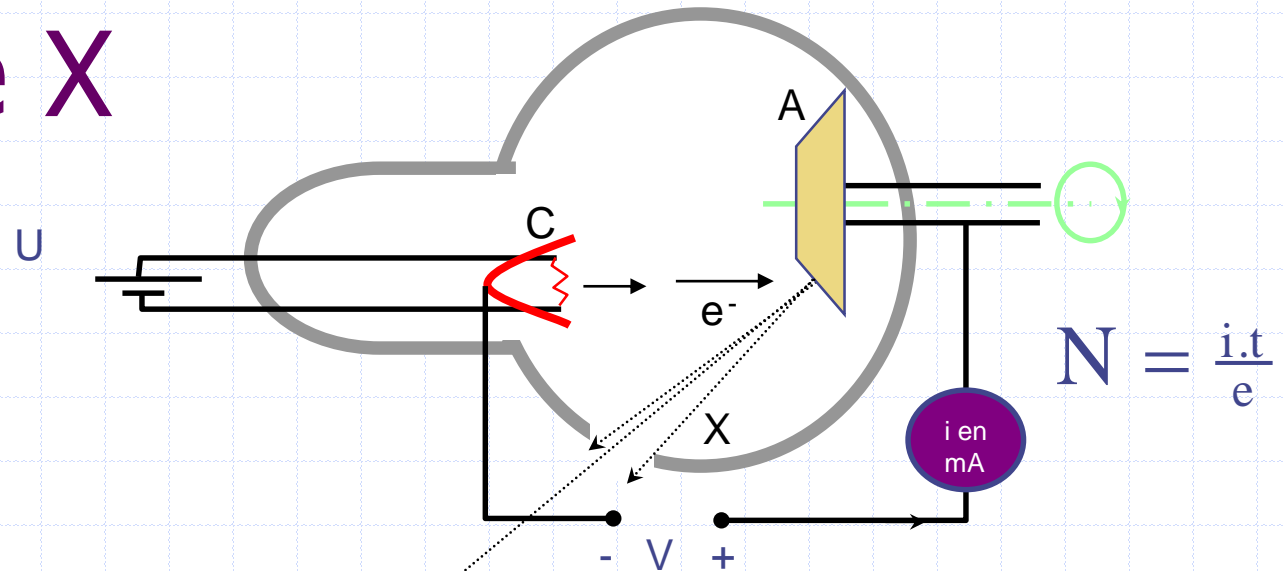


MODELES: SYNTHESE

- 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

Spectre X

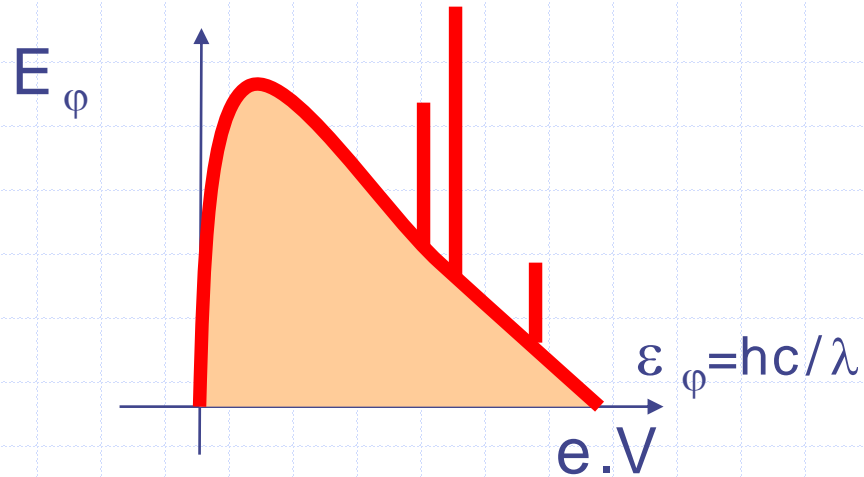


$$\mu = k \rho \frac{Z^3}{\epsilon_\phi^3}$$

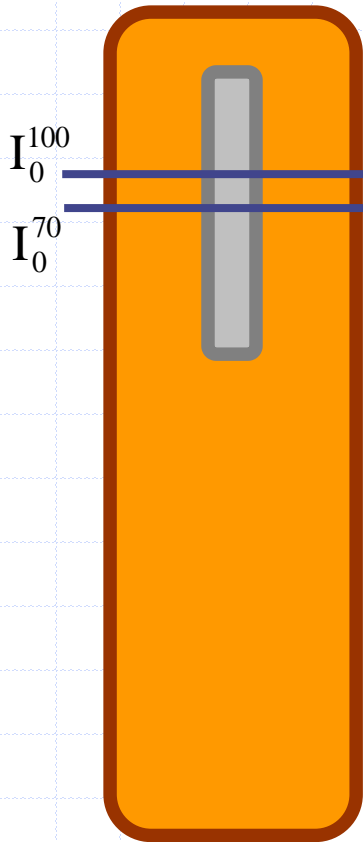
$$I = I_0 e^{-\mu_0 \cdot x_0 - \mu_{TM} \cdot x_{TM}}$$

$$I = I_0 e^{-\frac{\mu_0}{\rho_0} \cdot d_0 - \frac{\mu_{TM}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM}}$$

où $d = \rho \cdot x$ en g / cm^2



Masses osseuse et tissus mous



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

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

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

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

$$d_O = \rho \cdot X_O$$

en g/cm²

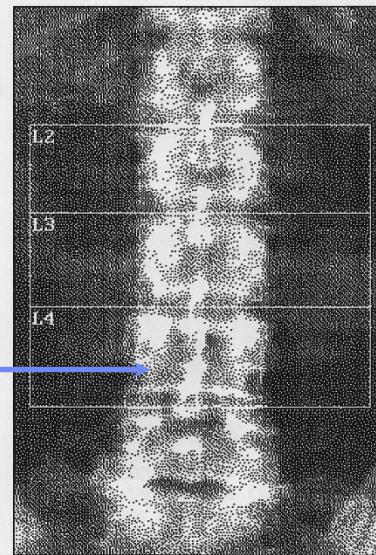
DEXA

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

$$-\ln \frac{I^{70}}{I_0^{17}} = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{70}}{\rho_O} \cdot d_O$$

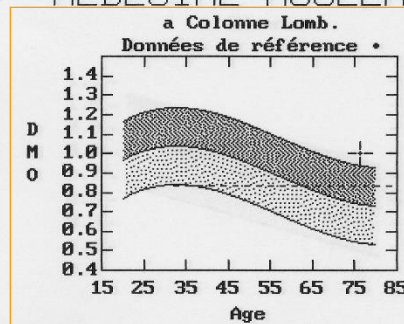
Ostéoporose :
T-score < - 2.5

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



[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]

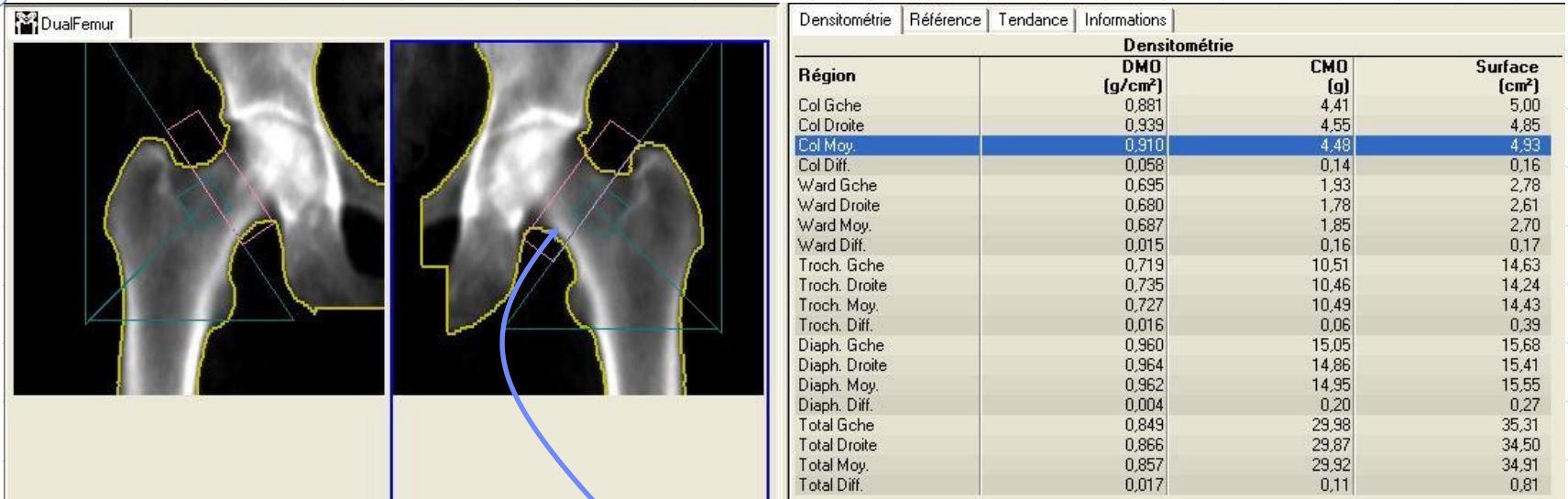
CV DMO TOTALE POUR L1 - L4 1.0%

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]

DEXA

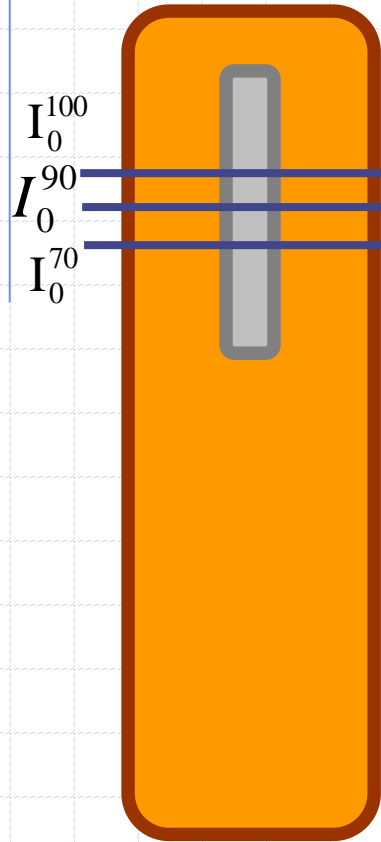


$$-\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_o^{100}}{\rho_o} \cdot d_o$$

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

3 énergies

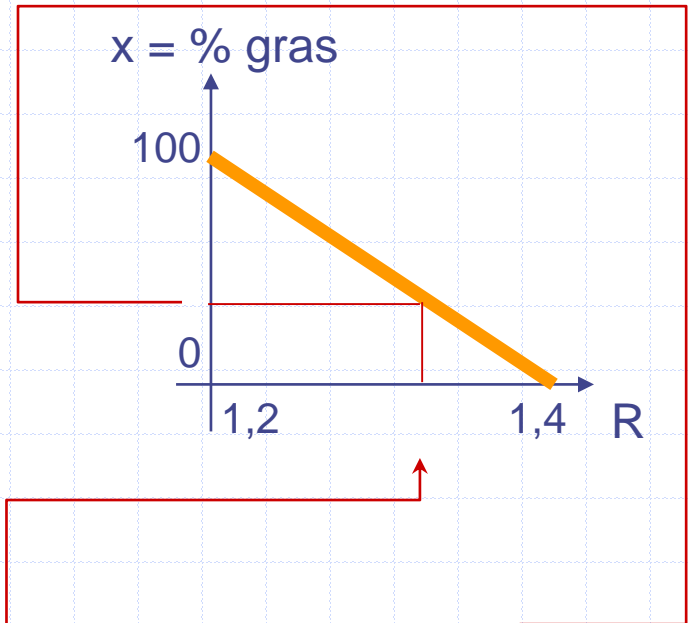
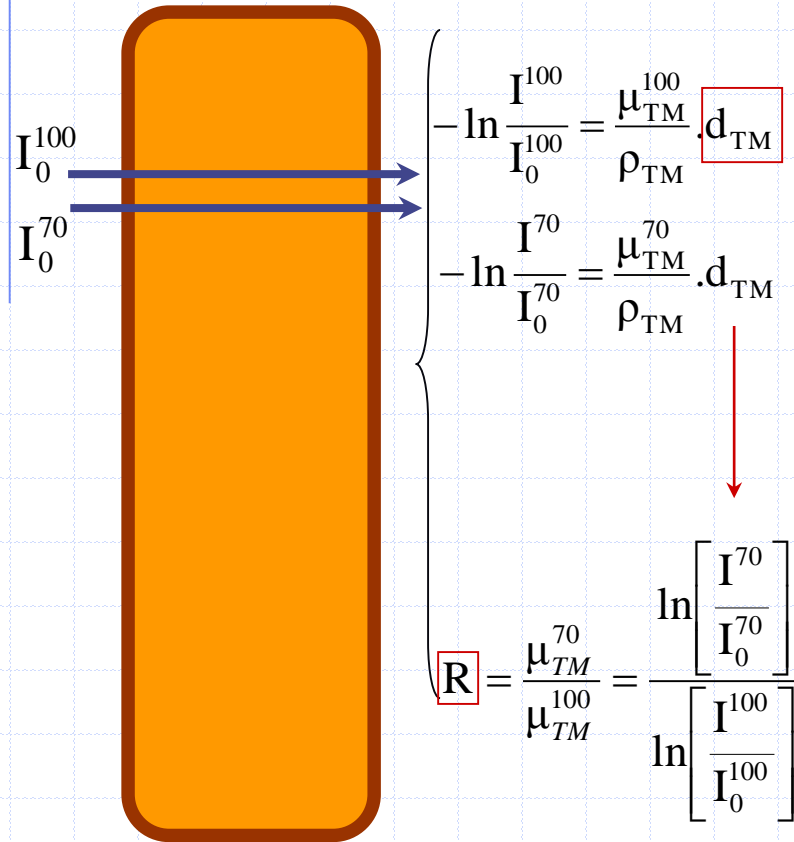
⇒ masses osseuse, maigre, grasse ?



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

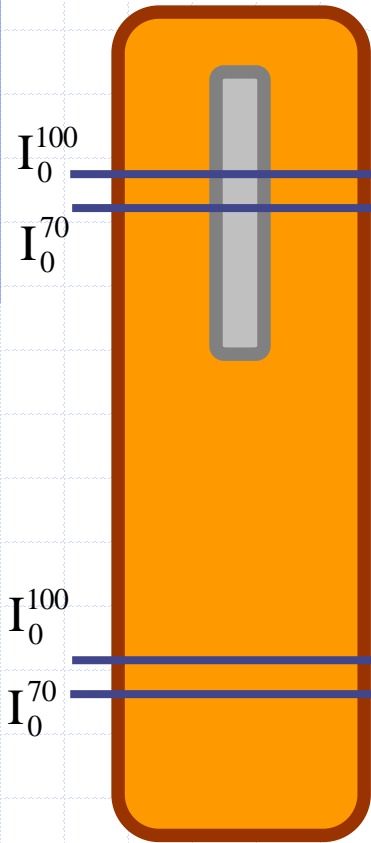
Systeme très mal conditionné
 ↪ mauvaise idée...

Distinction entre tissus gras & maigre



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

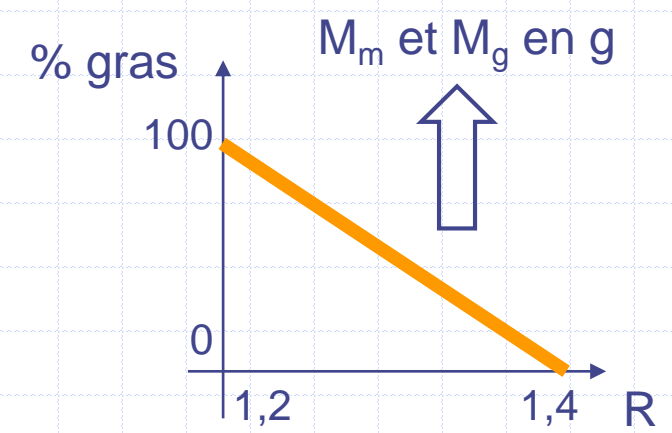
Ostéodensitométrie « corps entier »



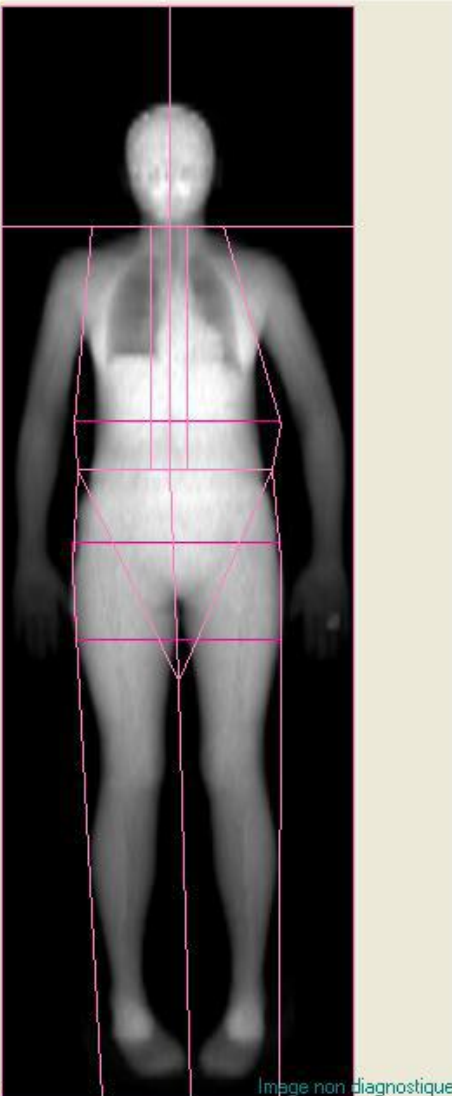
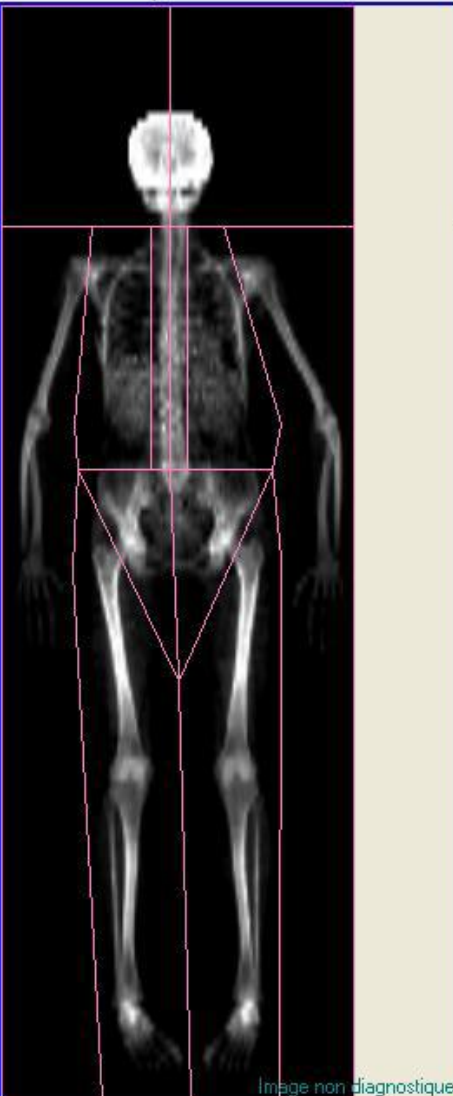
$$\left\{ \begin{aligned} -\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} &= \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O \\ -\ln \frac{I^{70}}{I_0^{70}} &= \frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{70}}{\rho_O} \cdot d_O \end{aligned} \right.$$

$\Rightarrow d_O$ en g/cm²

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

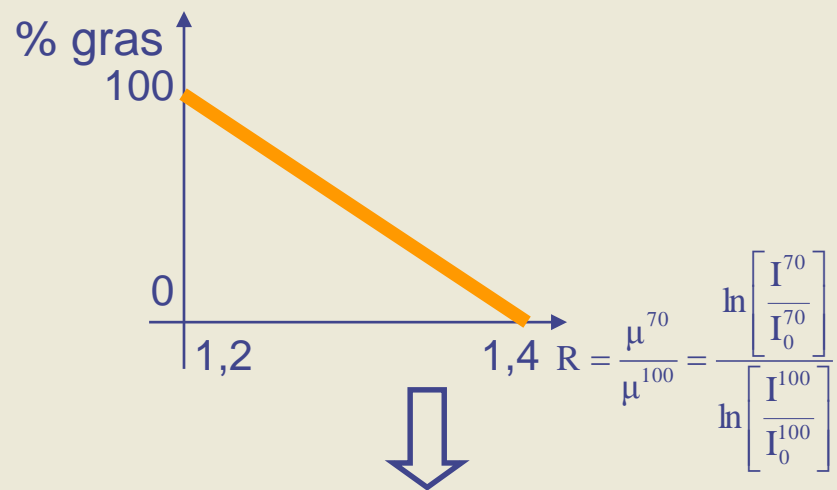


Corps Entier



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

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

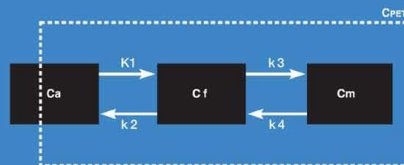
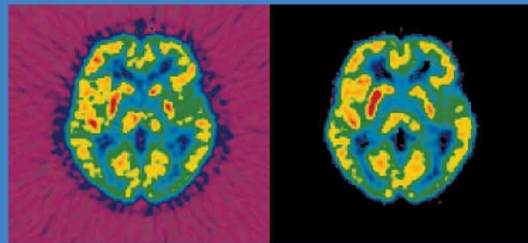


1. $\sigma(R-R') = \sqrt{C_R + C_{R'}}$ où $\sigma(R) = \sqrt{C_R}$ & $\sigma(R/R') = (R/R') \cdot \sqrt{(1/C_R + 1/C_{R'})}$
2. Statistique inconnue dans les coupes (non poissonnienne)
3. Images d'amplitude et de phase
4. Fits mono et multi-harmoniques
5. Quantification de la perfusion par QPS
6. Calcul 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 scintigraphiques.
10. Bases de l'ostéodensitométrie (système linéaire)

Une référence

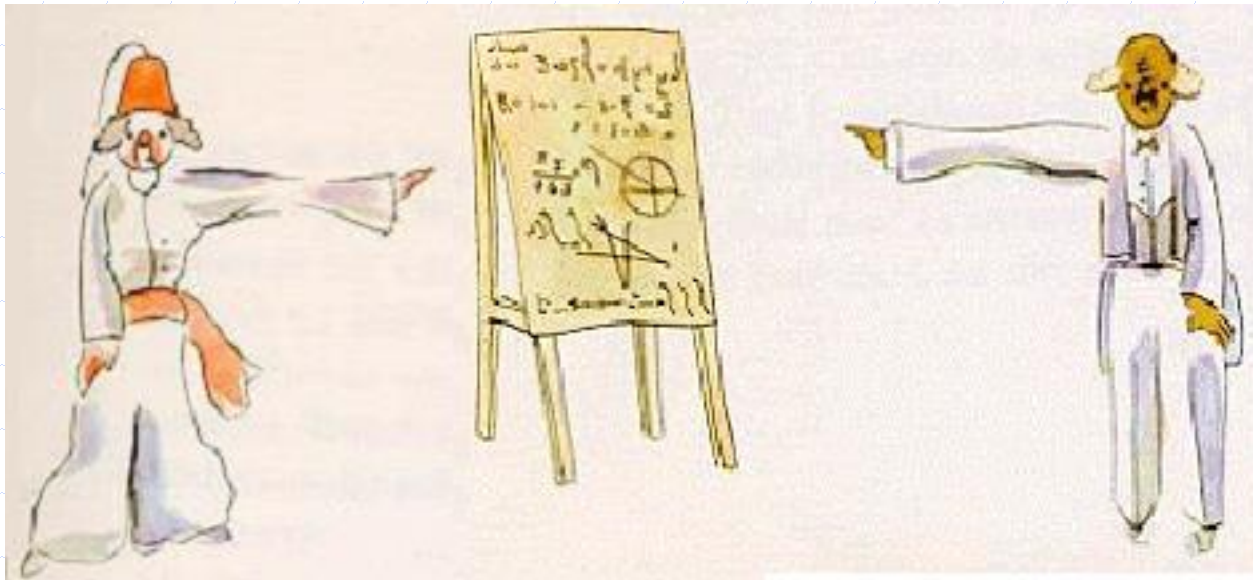
Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging

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...