

IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE



25-29 mars 2024

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, et à savoir faire
Le symbole Ⓜ désigne une diapositive masquée lors du cours, en complément, non exigible.

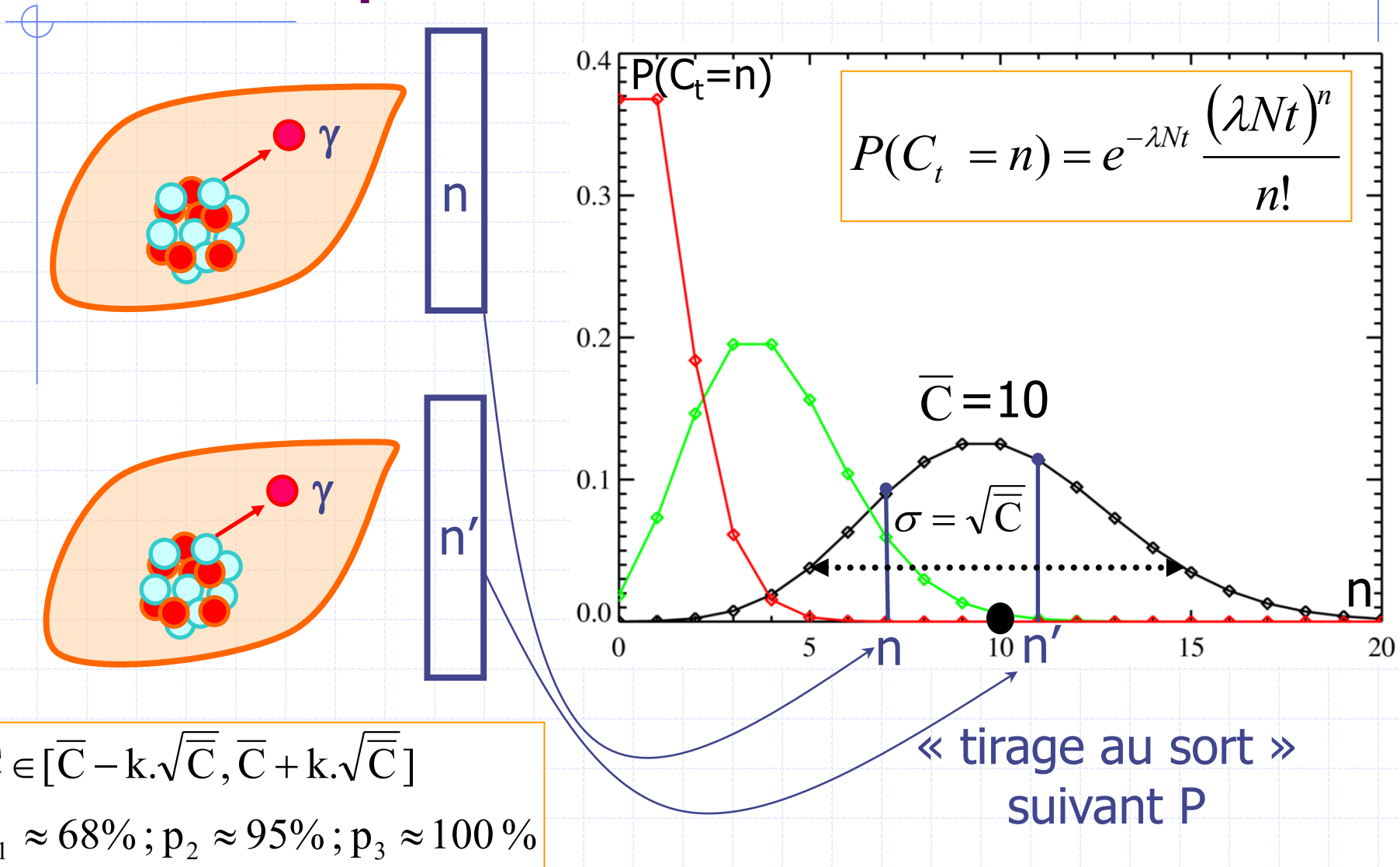
IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE

EXTRACTION D'INFORMATIONS MEDICALES PERTINENTES

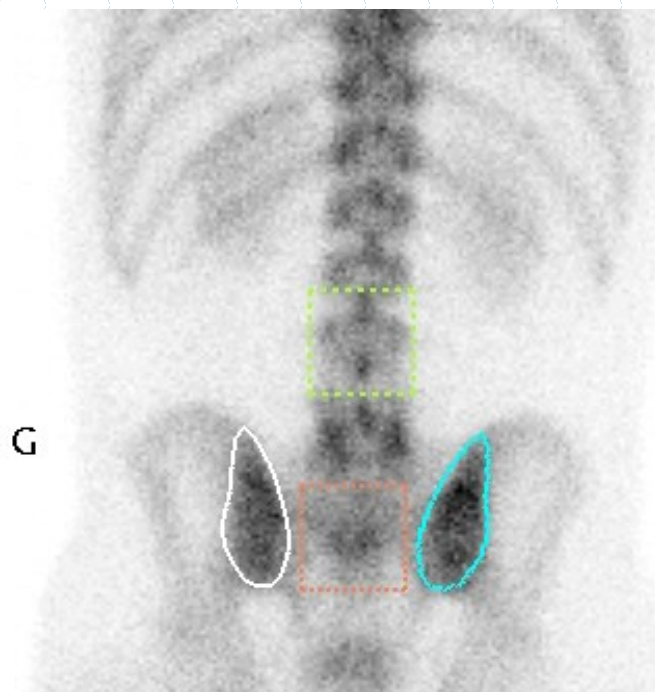
- ① **Comparaison de comptages 2D et 3D**
- ② **Imagerie cavitaire**
 - ♦ TAC, phase et amplitudes, FES, V, Q, SD(TES)
- ③ **Imagerie myocardique**
 - ♦ Perfusion, épaissement systolique, cinétique, FES
- ④ **Imagerie paramétrique statistique**
 - ♦ Applications en neurologie
- ⑤ **Imagerie rénale**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

① COMPARAISON DE COMPTAGES

Statistique de Poisson



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

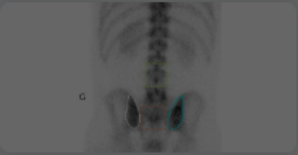
Lombaire Mean: 39.71

Comment participer ?



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

 [Copier le lien de participation](#)



[D 5] On mesure les taux de comptages suivants dans des ROI tracées autour des articulations sacroiliaques: $SIg=46474=216^2$ cps ($53=7.3^2$ cps/px) ; $SId=50278=224^2$ cps ($57=7.5^2$ cps/px).



1

Les taux de comptage totaux suivent une statistique de Poisson.

2

L'écart-type sur la mesure des taux de comptage totaux est égal au taux de comptage.



3

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

La comparaison des taux de comptage doit se faire sur les comptages moyens (par pixels).

4

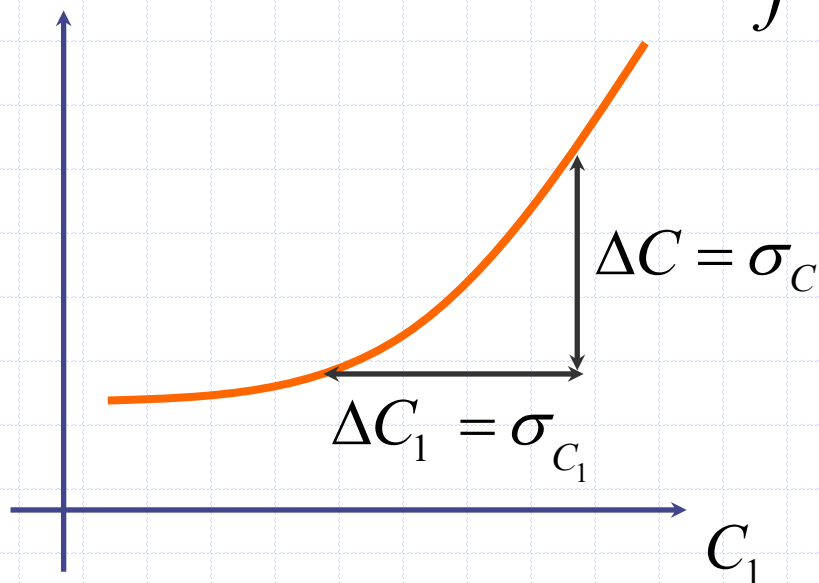
L'articulation sacroiliaque gauche fixe significativement moins que la droite.

5

L'examen est compatible avec une sacroilélite droite.

Somme ou rapport de comptages

$$C = f(C_1)$$



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

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

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

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

Deux exemples importants :

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

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

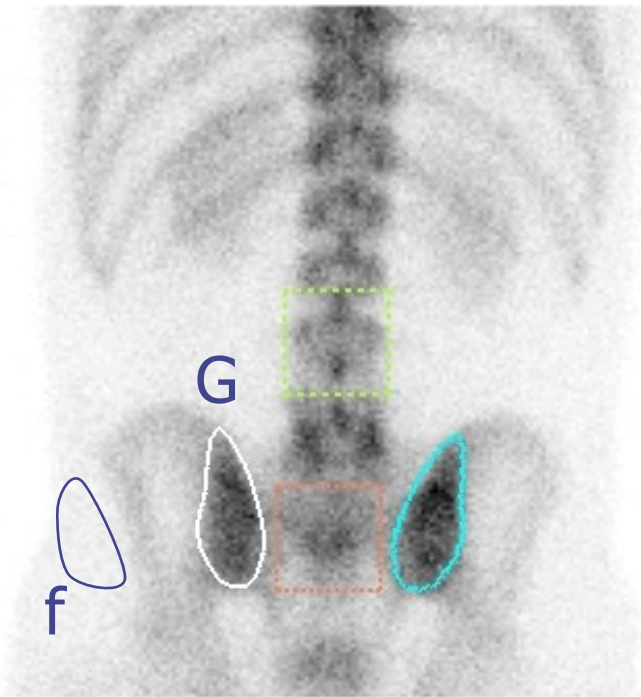
$$C = \ln C_1 \Rightarrow (\sigma_C) \approx \left(\frac{1}{C_1} \sigma_{C_1} \right) \Rightarrow \sigma_C = \frac{\sigma_{C_1}}{C_1}$$

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

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

En cas de soustraction du BDF

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

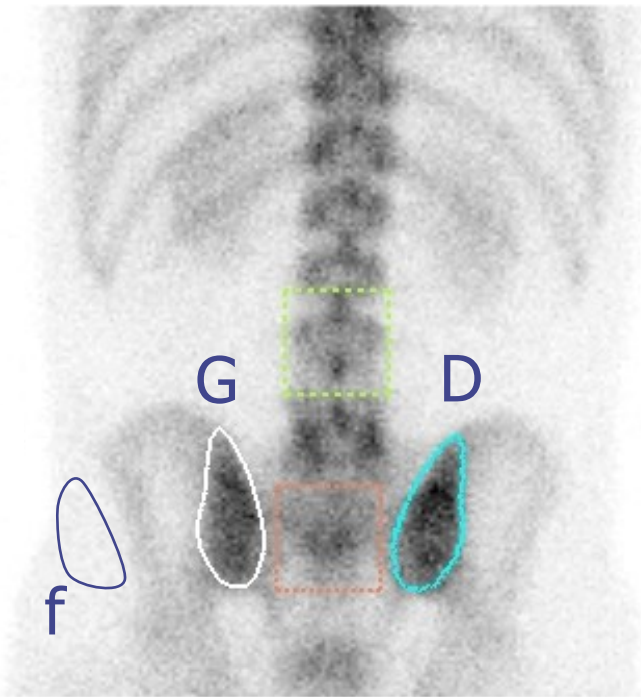


$$\sigma_{G-f} \approx \sqrt{C_G + C_f}$$

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

Erreur sur un rapport

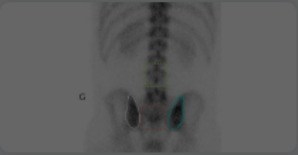
$$C = \ln C_D \Rightarrow \sigma_C = \frac{\sigma_{C_D}}{C_D}$$



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

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

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



[D 9] On mesure les taux de comptages suivants dans des ROI tracées autour des articulations sacroiliaques : SI g = $46\,474 = 100\,000/2.152$ cps ; SI d = $50\,278 = 100\,000/1.989$ cps.



1

Le rapport de fixation Sld/SIg = 1.08

2

Le rapport de fixation suit une statistique de Poisson

3

L'écart-type du rapport de fixation est de 0.007.

4

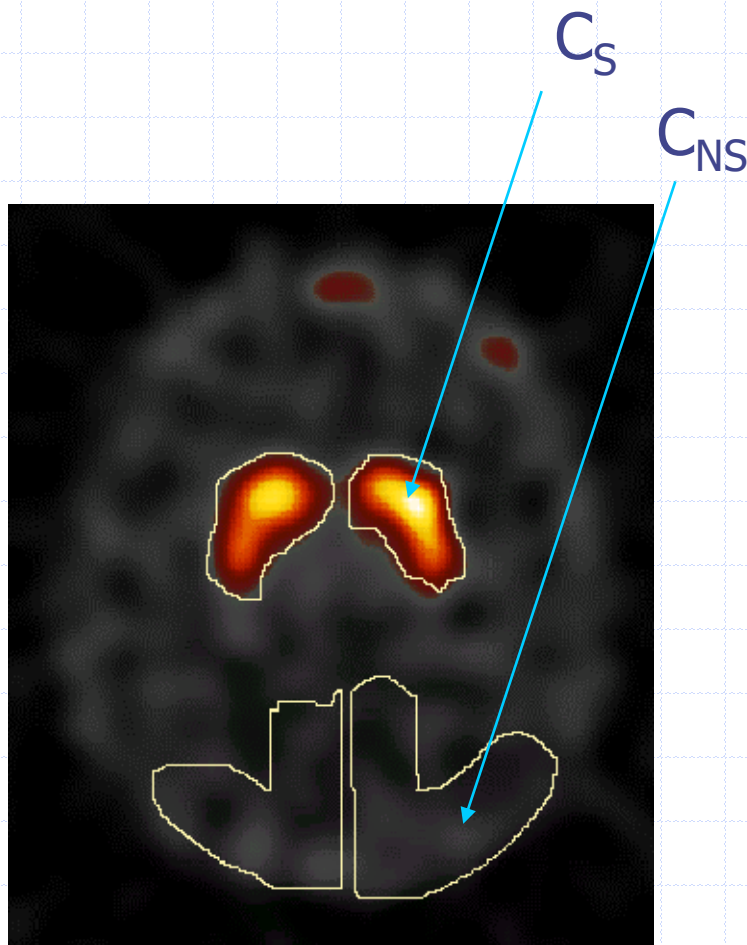
Le rapport de fixation est significativement différent de l'unité.

5

L'articulation sacro-iliaque droite fixe significativement plus que la gauche.

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

Comparaison de ROIs en TEMP

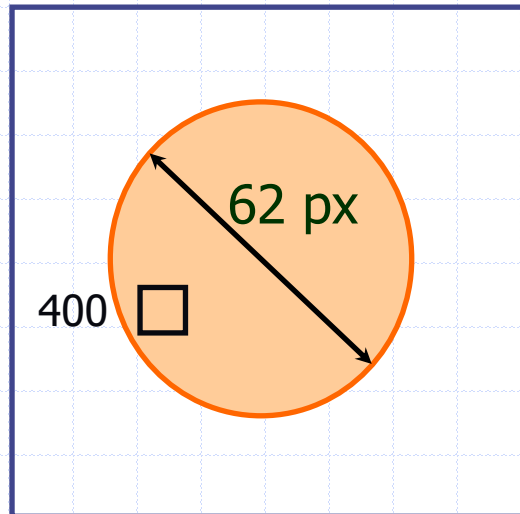


$$BP = \frac{C_S - C_{NS}}{C_{NS}} = \frac{C_S}{C_{NS}} - 1$$

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

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

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

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

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

② IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE CAVITAIRE

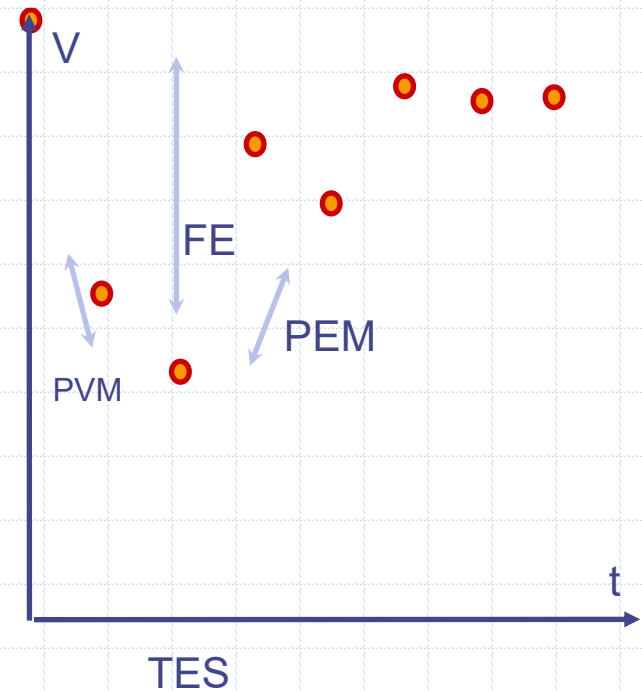
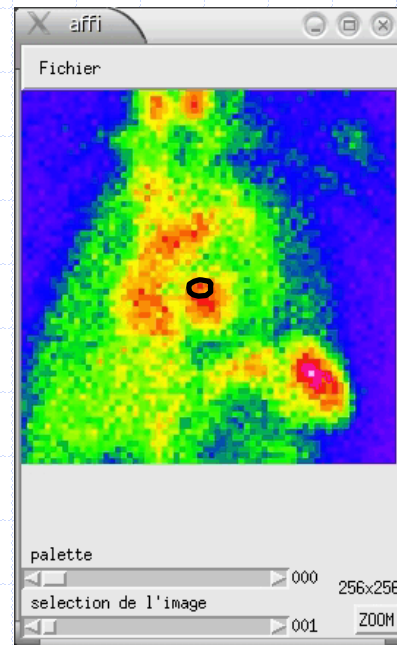
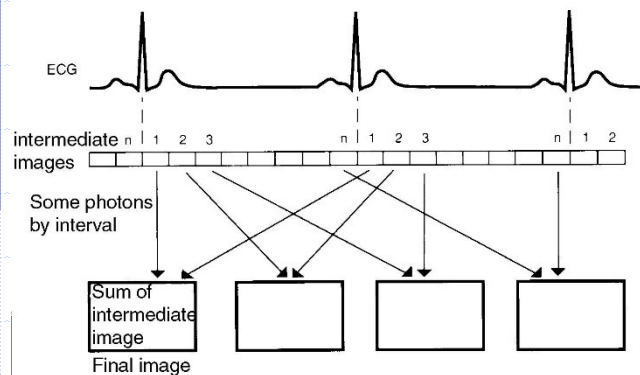
EXTRACTION DE COURBES TEMPS-ACTIVITE (CTA)

IMAGES D'AMPLITUDE

IMAGES DE PHASE

Ventriculographie isotopique

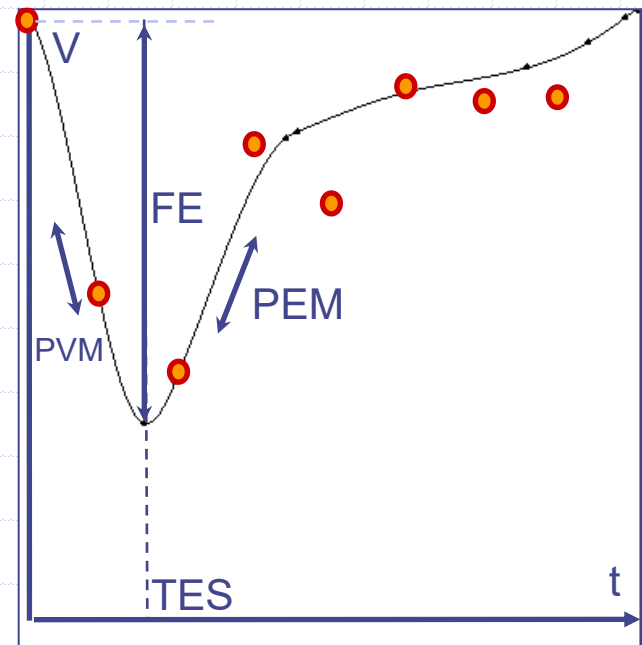
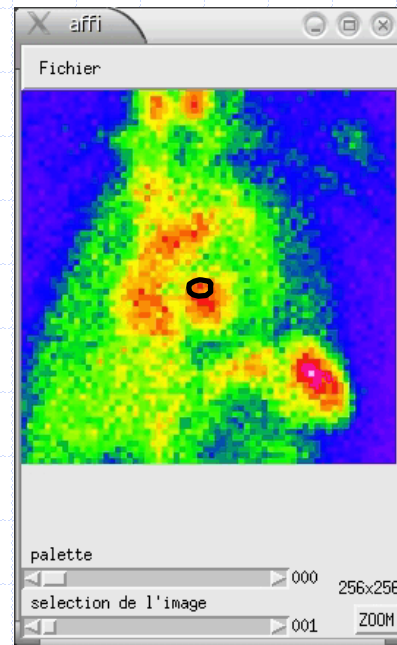
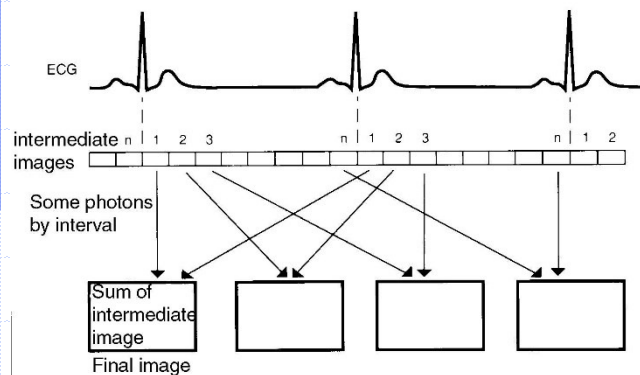
- Marquage des GR au ^{99m}Tc : Contraste
- Synchronisation ECG



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

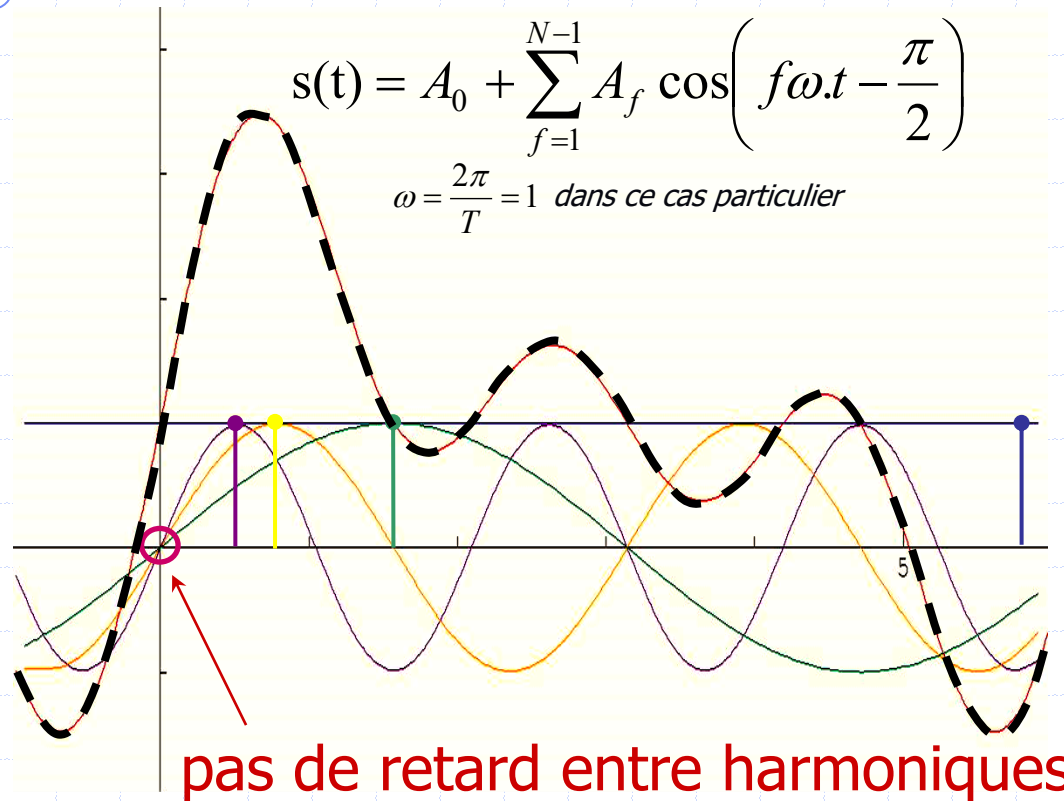
Ventriculographie isotopique

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

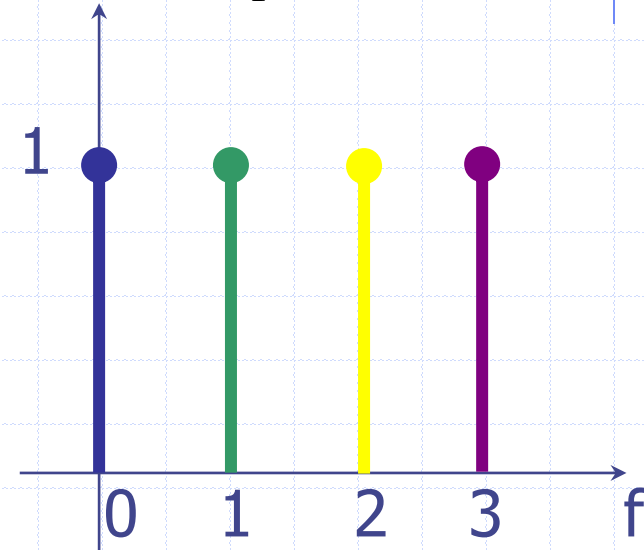


- Analyse de CTA
 - Activité \propto Volume
 - Globale ou locale

TF: suite et... fin !

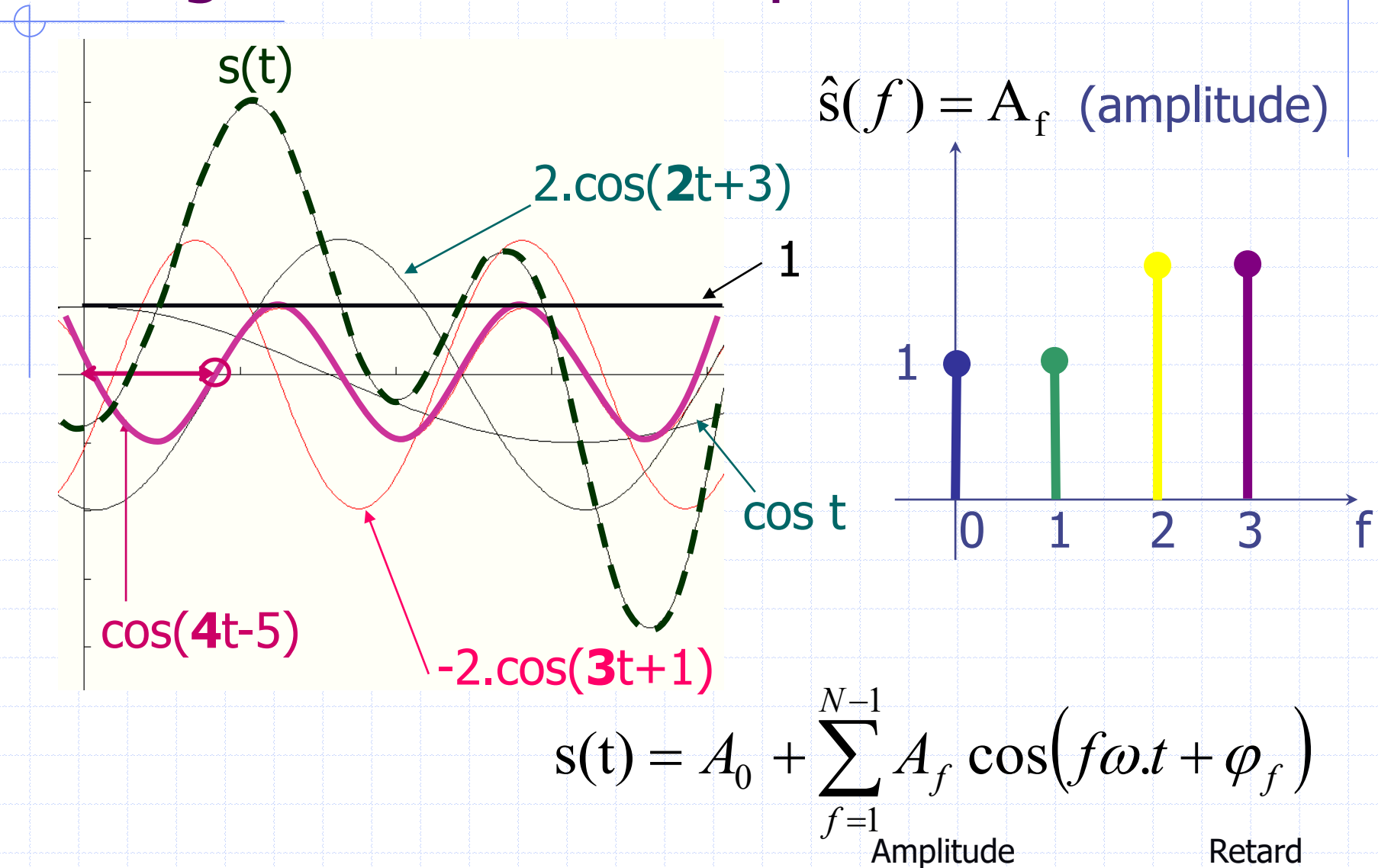


$$\hat{s}(f) = A_f \text{ (amplitude)}$$



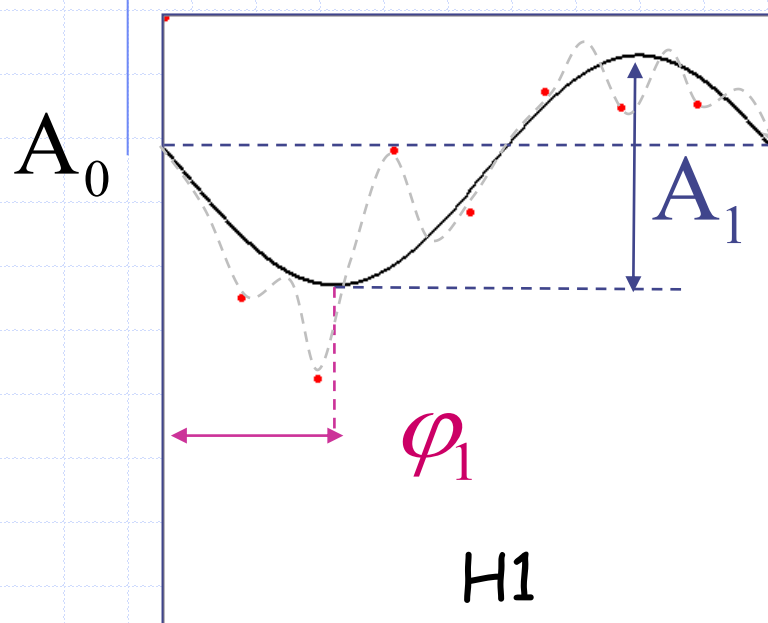
Dans ce cas particulier, toutes les harmoniques sont en phase ($-\pi/2$)
(elles ont même ici toutes la même amplitude $A_f=1$)

Cas général: Harmoniques \pm retardées



Approximation à 1 harmonique

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



$H1 = \text{fit cosinus}$

$$s(t) = A_0 + \sum_{f=1}^{N-1} A_f \cos(f\omega.t + \varphi_f)$$

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

fond

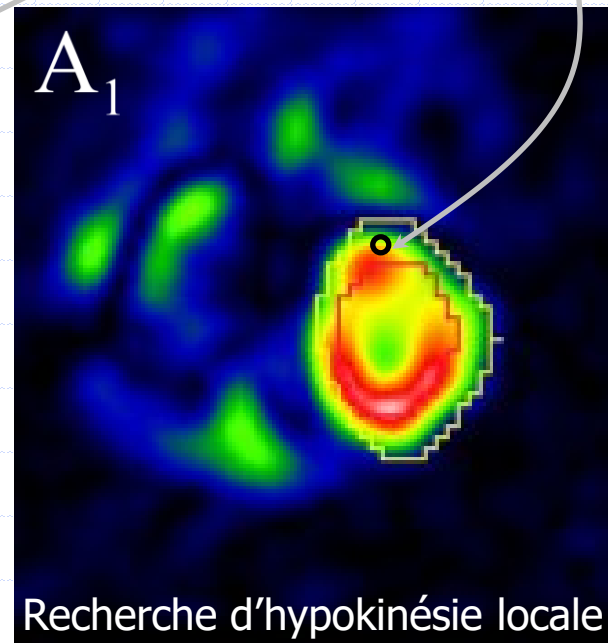
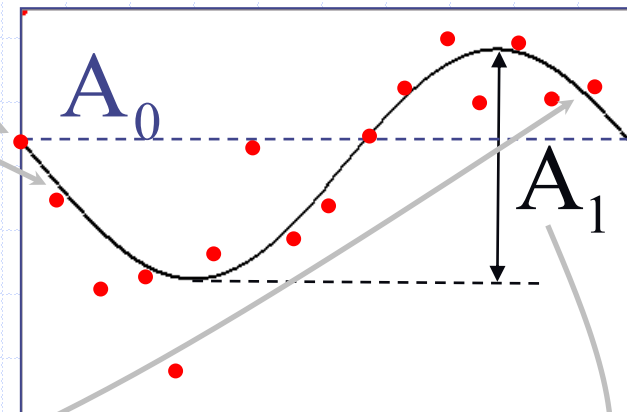
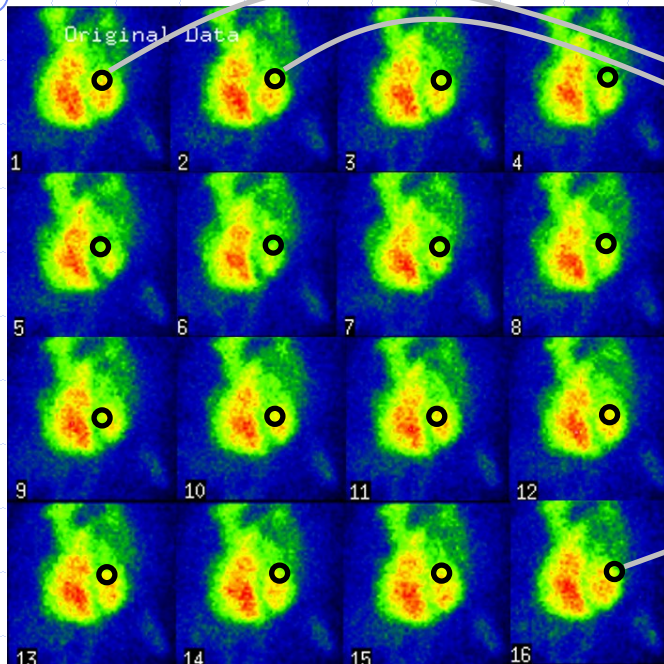
Ampitude du fit
↳ FES

↳ hypokinésies
locales ?

Phase du fit
↳ TES

↳ dyskinésies
locales ?

1^o harmonique: image d'amplitude

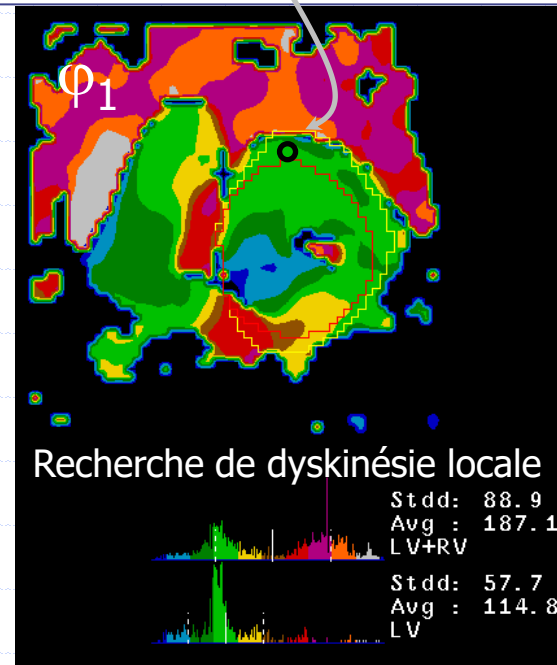
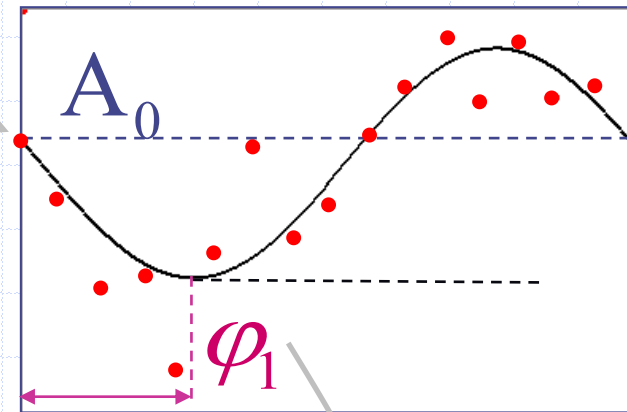
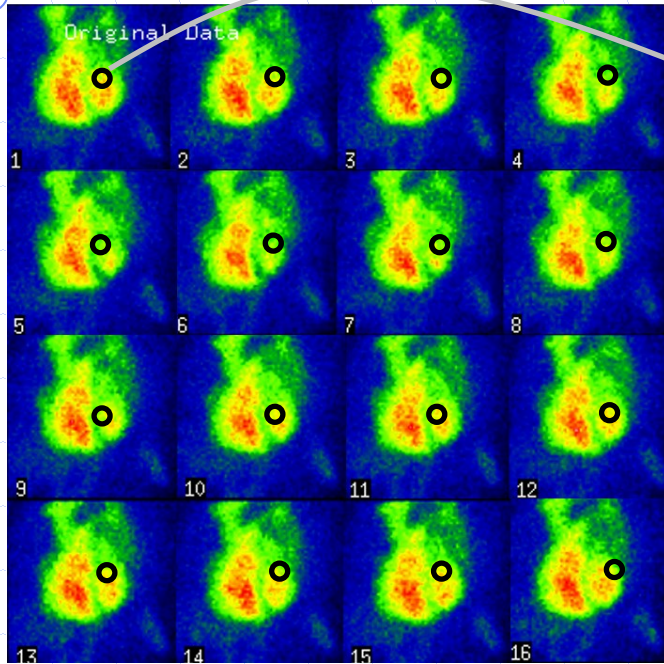


$$s(t) \approx A_0 + \boxed{A_1} \cos(\omega_0 t + \varphi_1)$$

$A_1 \equiv$ FEVG locale

Recherche d'hypokinésie locale

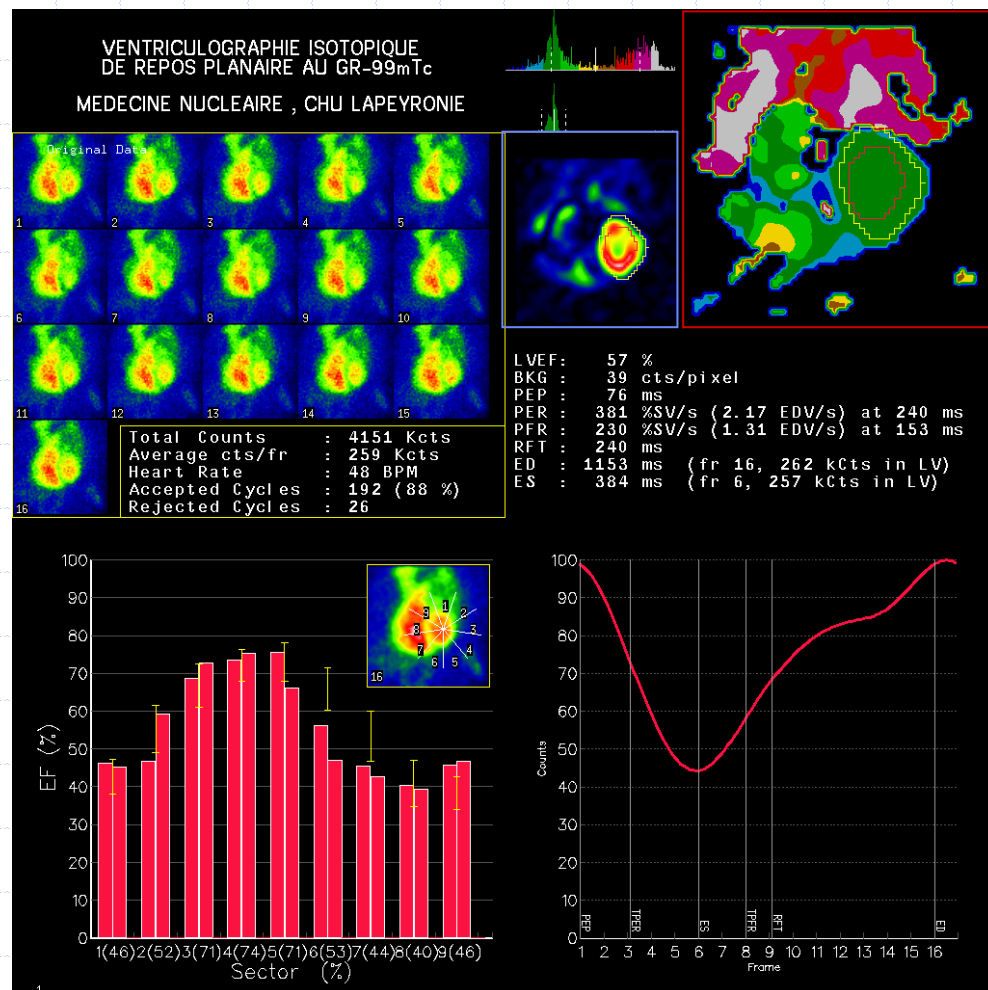
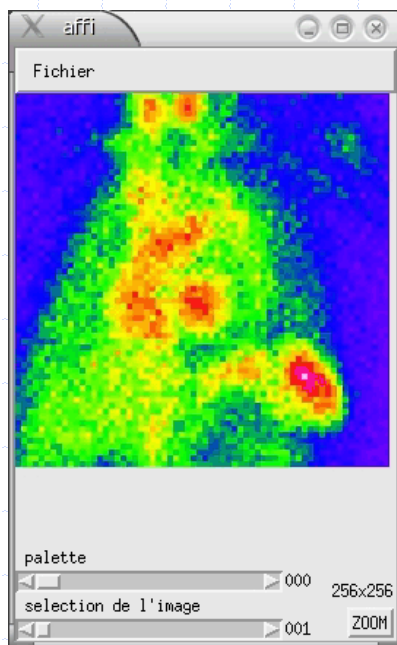
1° harmonique: image de phase



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

$\varphi_1 \equiv$ temps de fin de systole local

PMUGA

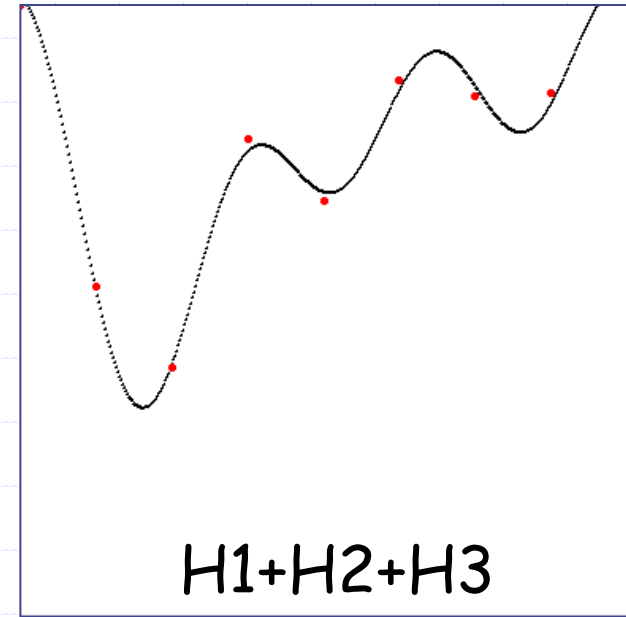
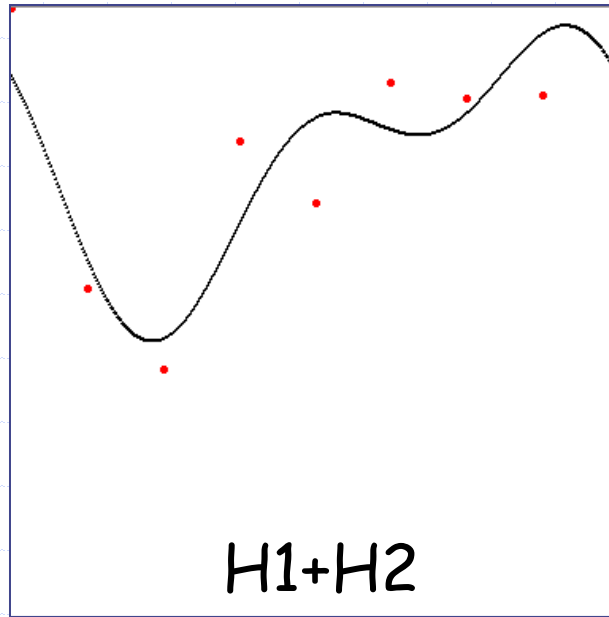
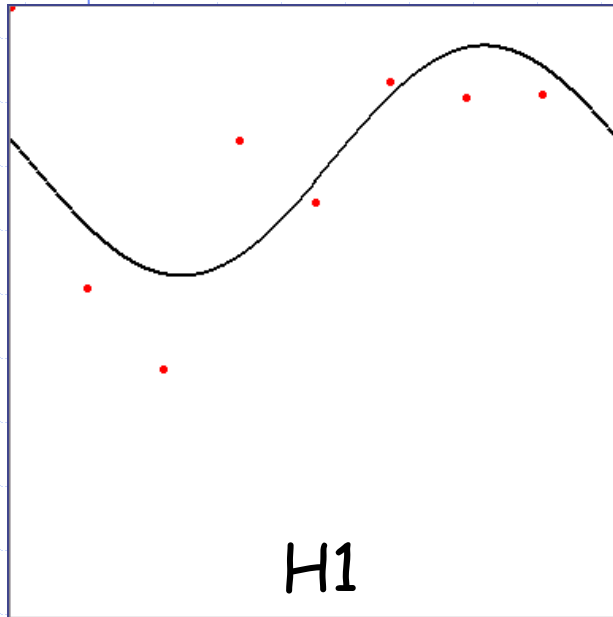
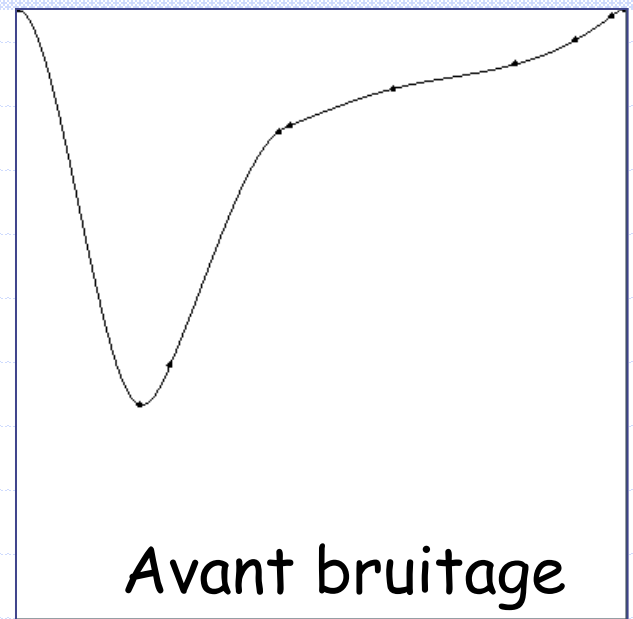


Etalon or pour le suivi de FEVG

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

Multi-harmoniques

$$s(t) = A_0 + \sum_{f=1}^{N-1} A_f \cos(f\omega.t + \varphi_f)$$



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

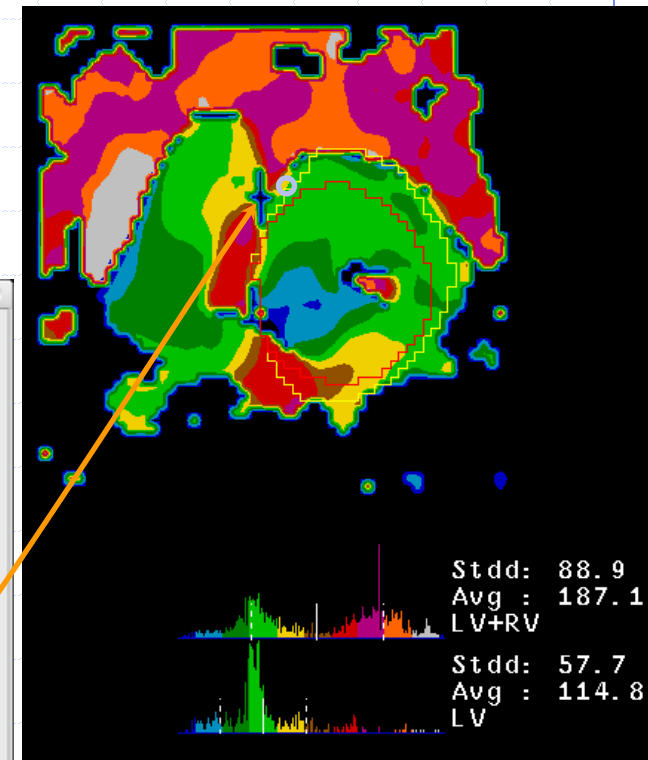
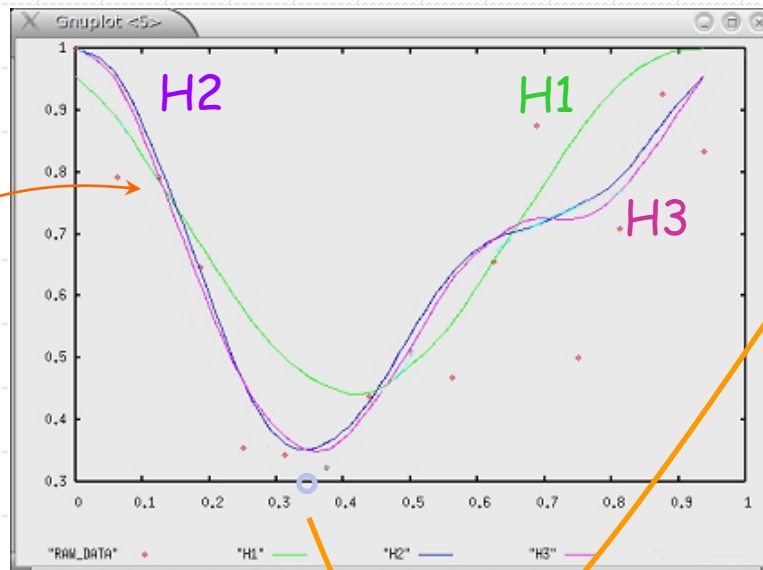
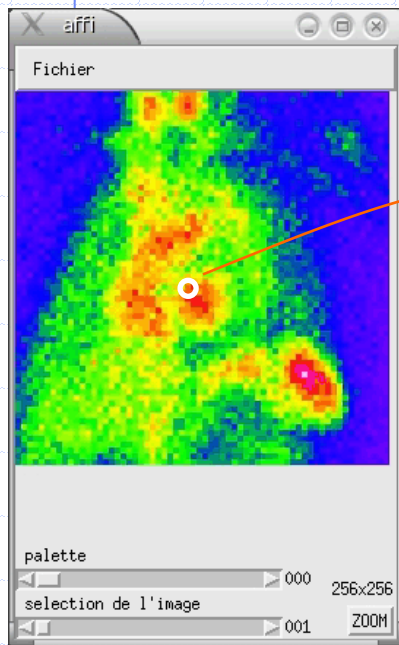
$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega.t + \varphi_1) + A_2 \cos(2\omega.t + \varphi_2)$$

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

Analyse multi-harmonique

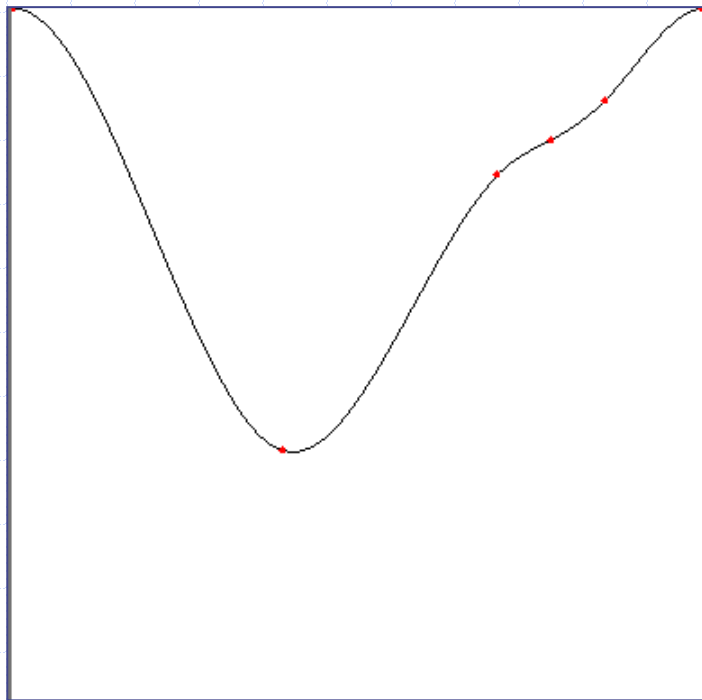
Rythmologie :

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

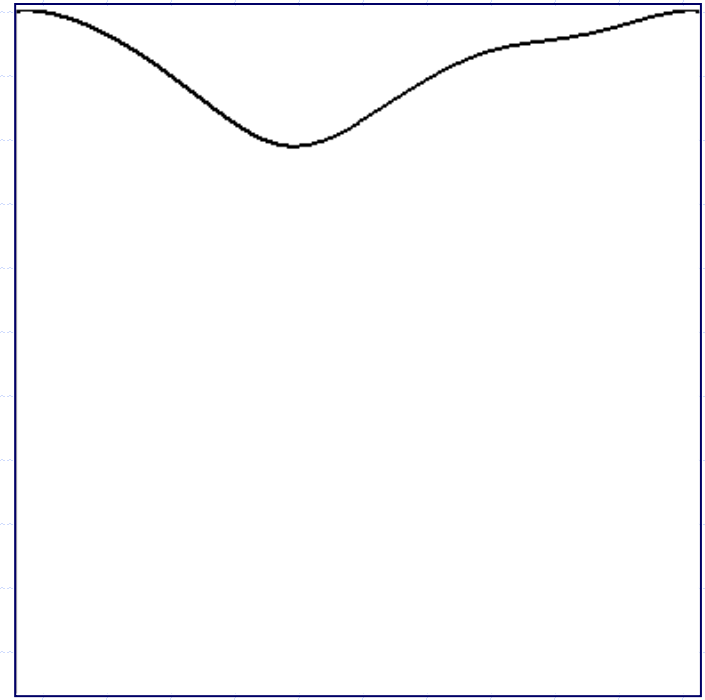
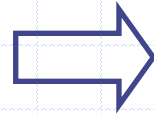


(Le Guludec, JACC 95)

Ajustement de CTA en amplitude

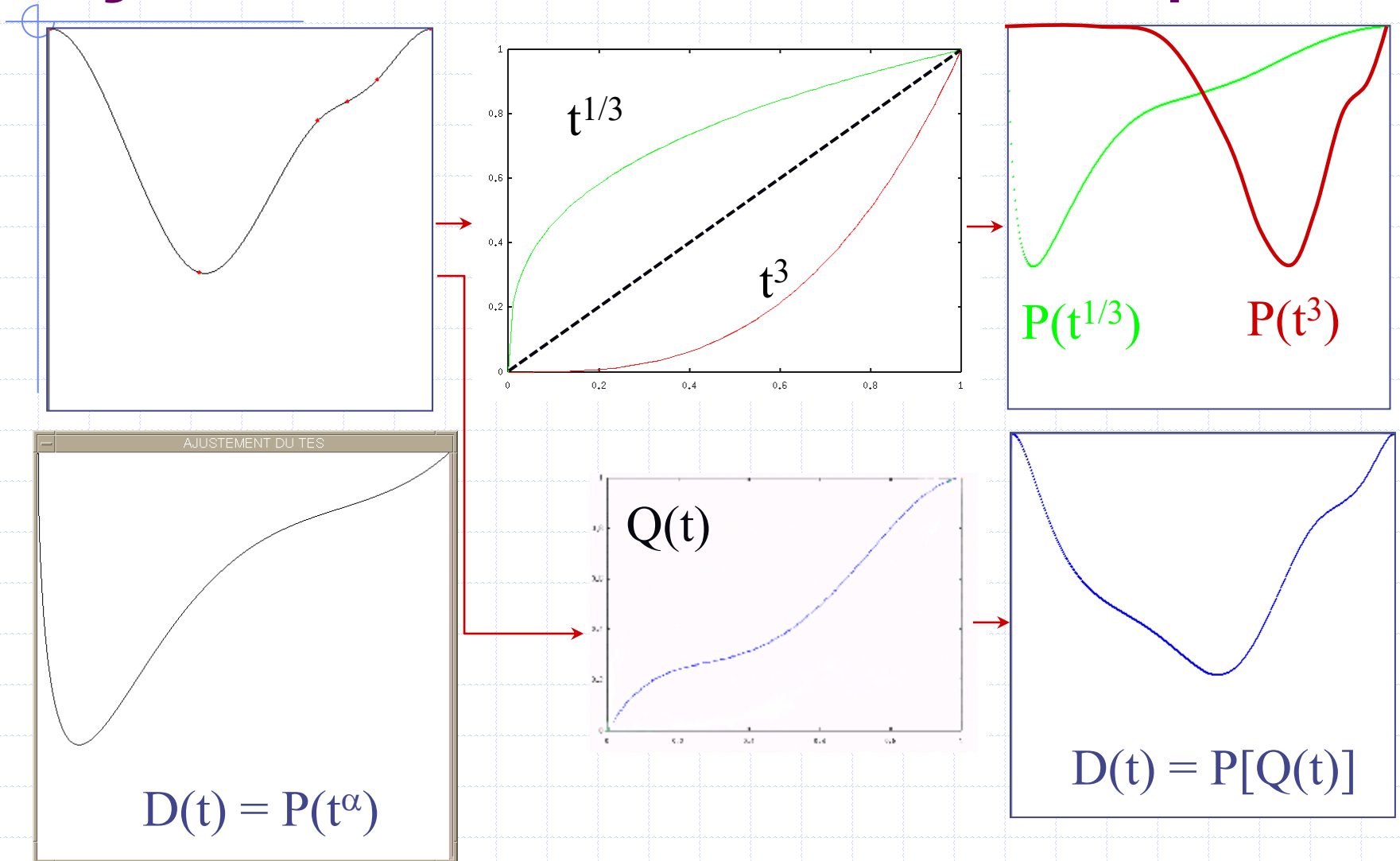


$P(t)$

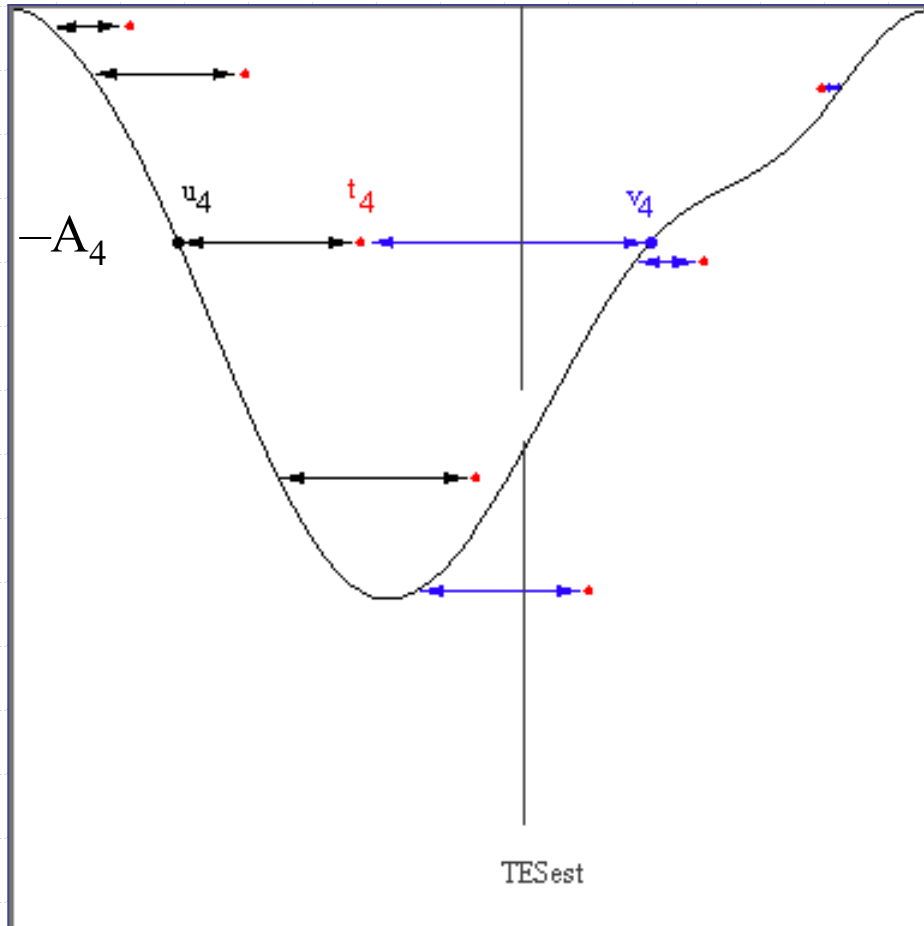


$D(t) = P(t)^\beta$

Ajustement de CTA en temps



Restauration du signal

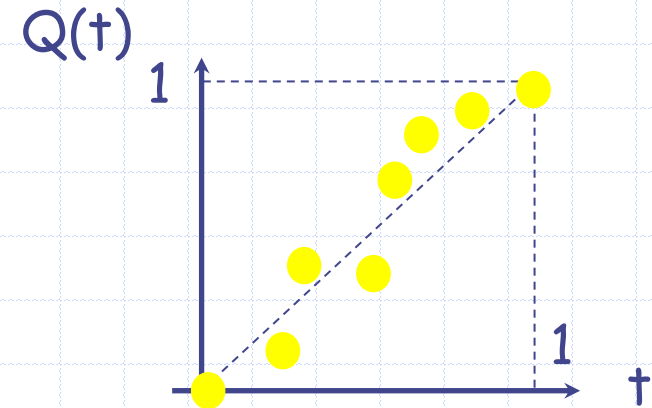


Acquisition bruitée (t_4, A_4)

$$A_4 = P(u_4)$$

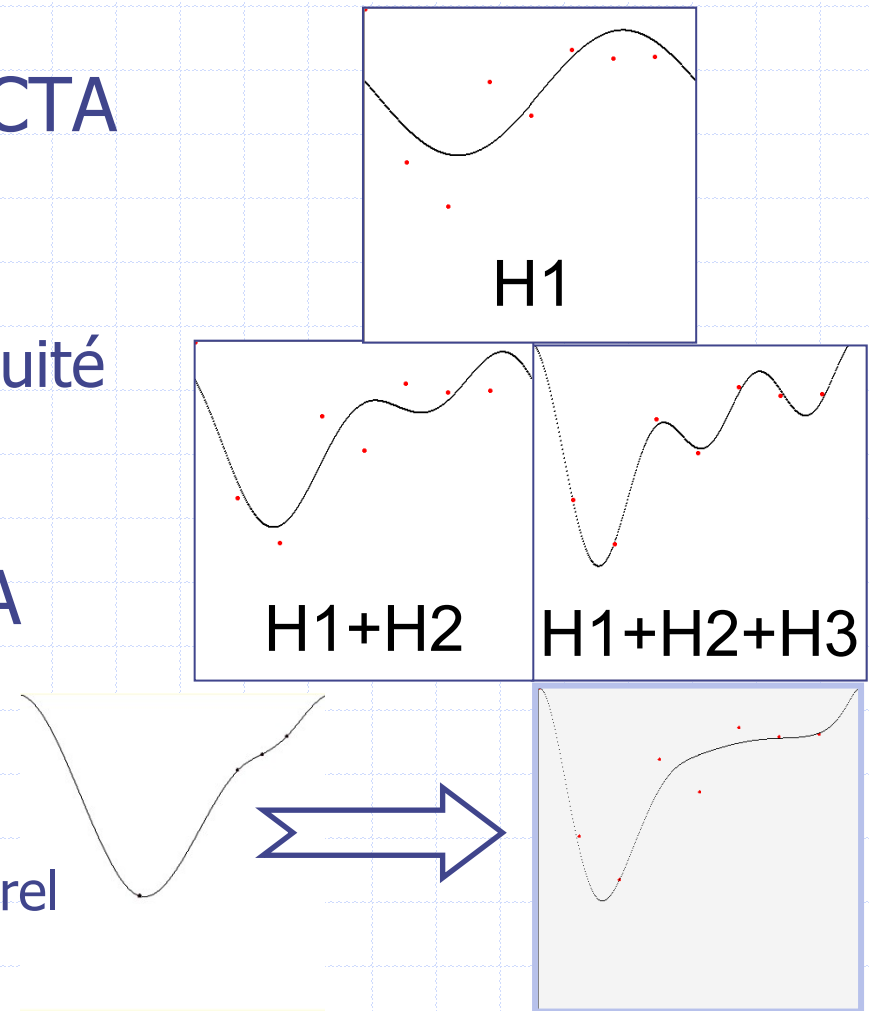
$$A_4 = D(t_4) = P[Q(t_4)]$$

$$Q(t_4) = u_4$$



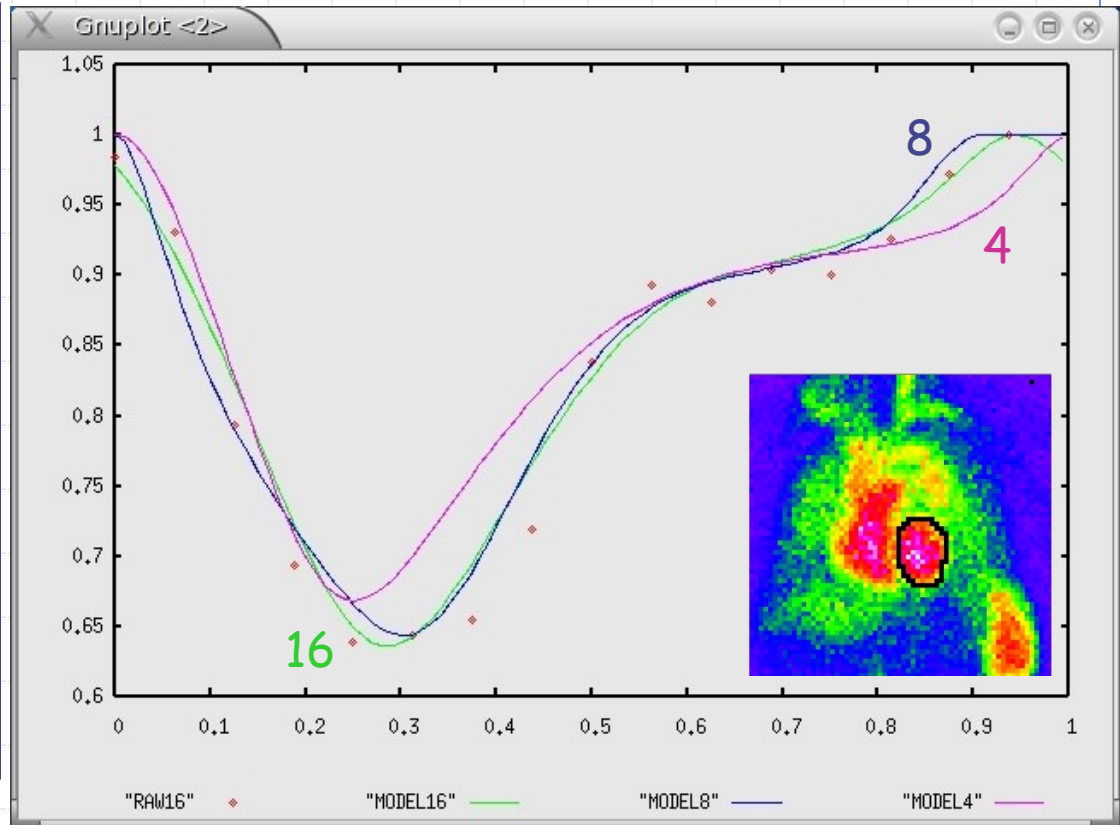
Résultats

- 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

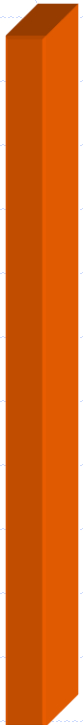
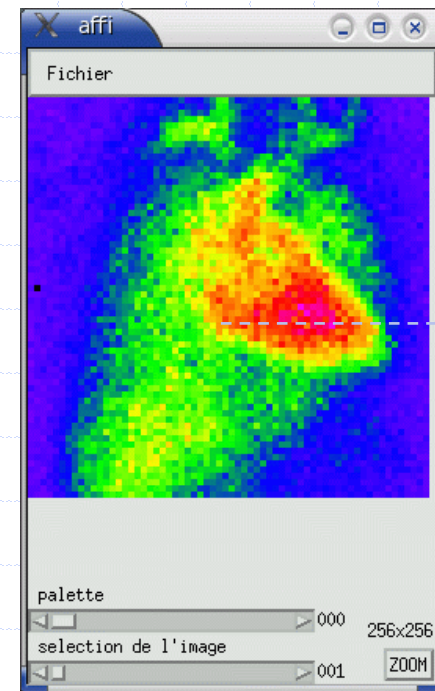
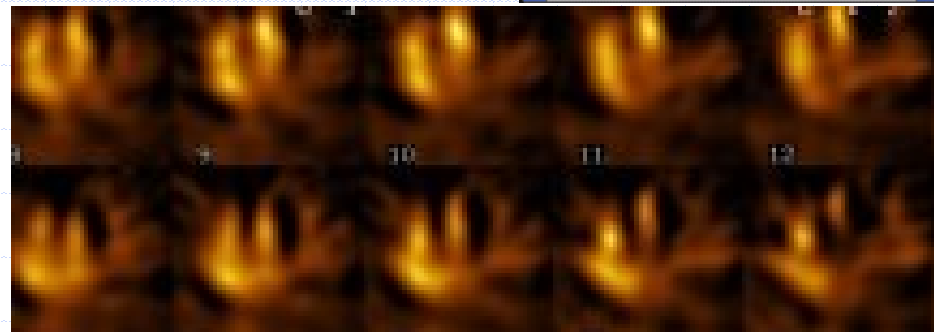
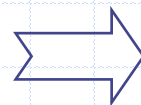
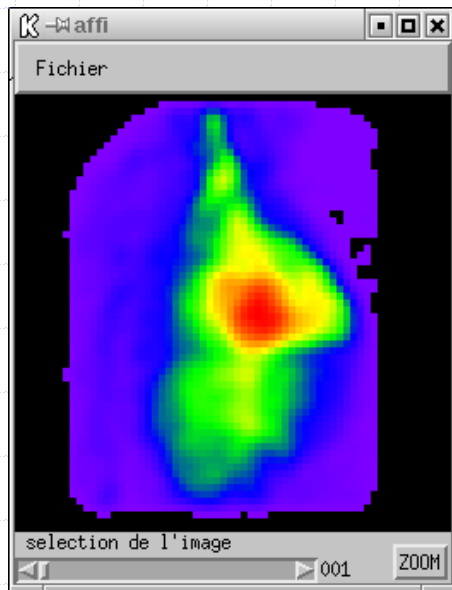


Limites de la ventriculographie 2D

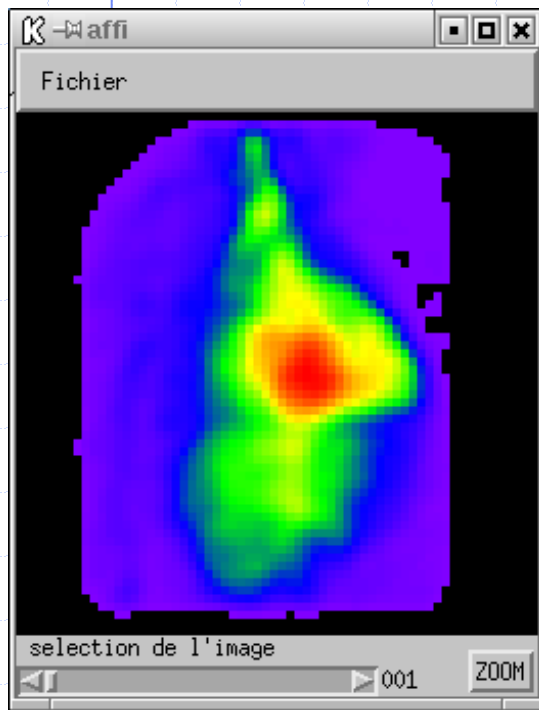
Superposition des plans :

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

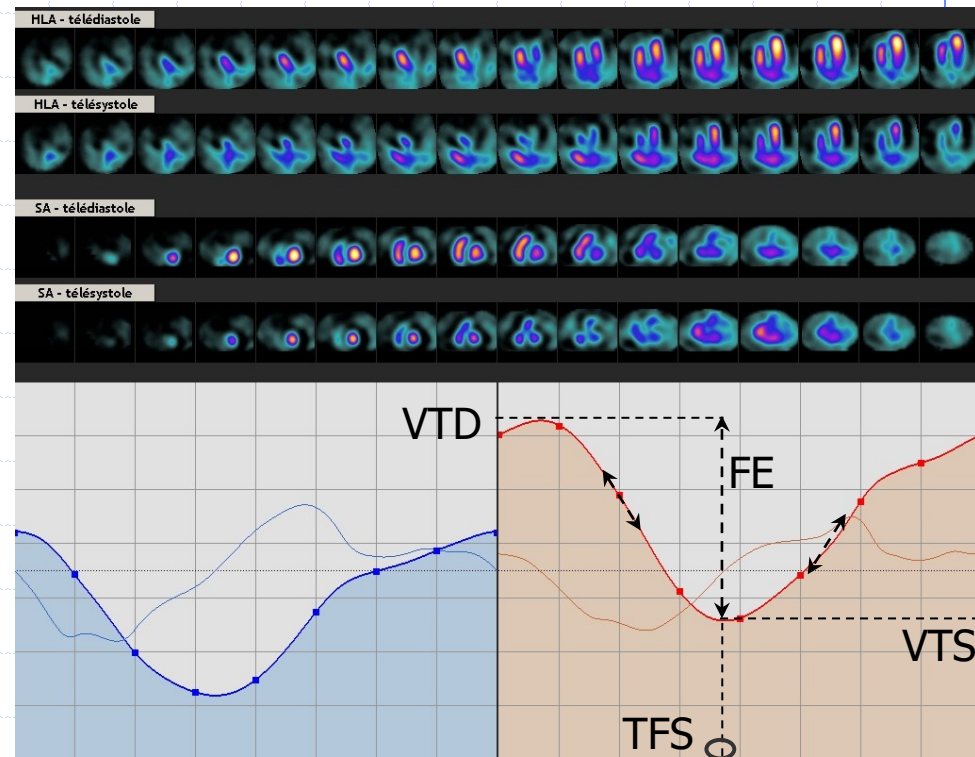
➡ **Mode tomographique:**
QBS, BP-SPECT,
QBE, TOMPOOL...



Tomo-ventriculographie (TMUGA)



ANALYSE
CTA



LPE

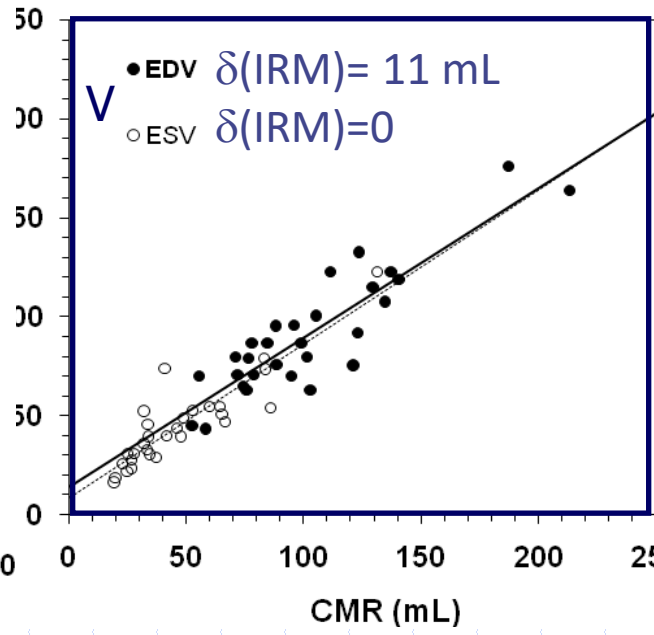
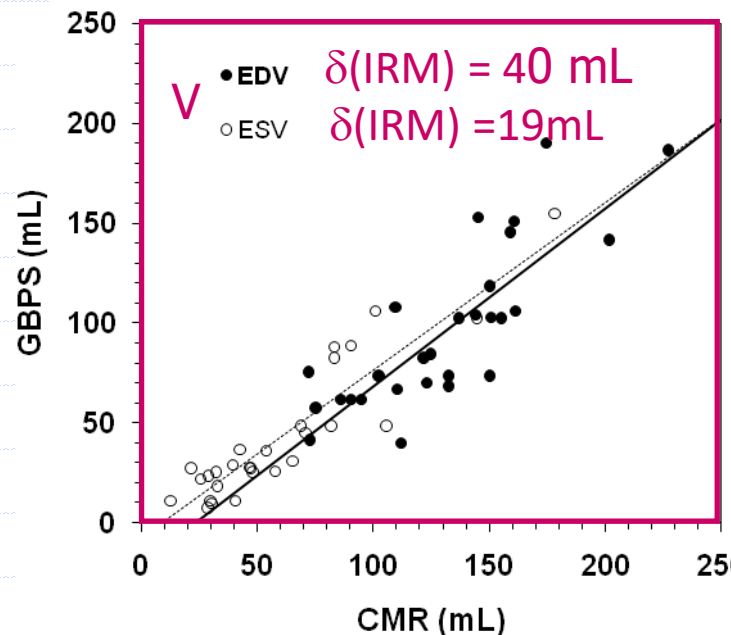
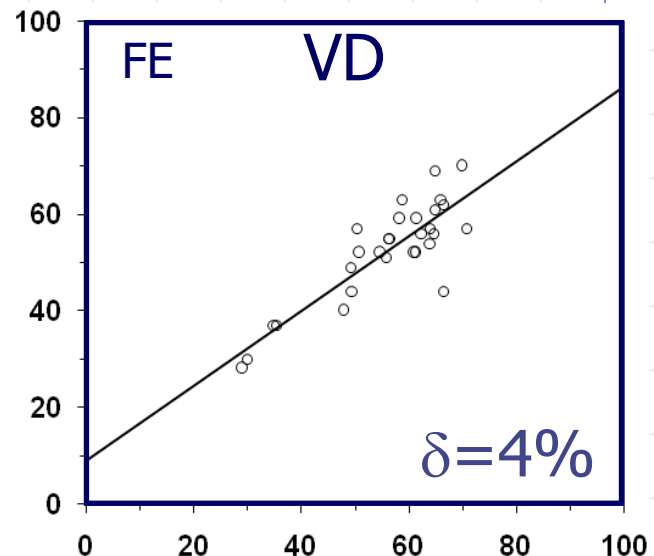
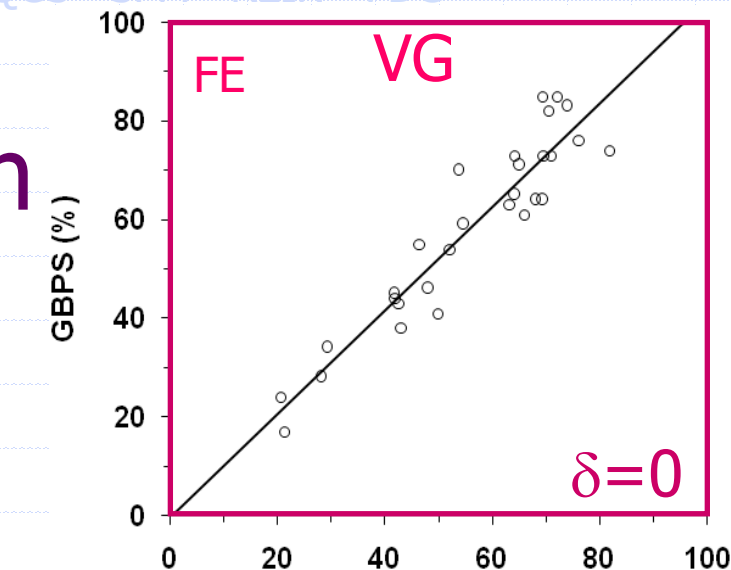


2 logiciels disponibles: GBPS® et TOMPOOL®

Mariano-Goulart et al. EJNM 1998;22 et EJNM 2001;28- Daou et al. JNM 2001;42

Validation

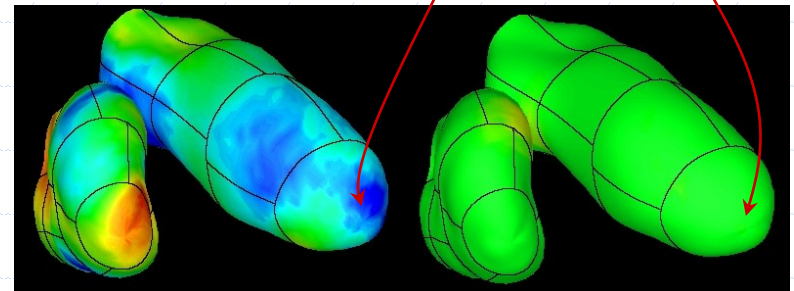
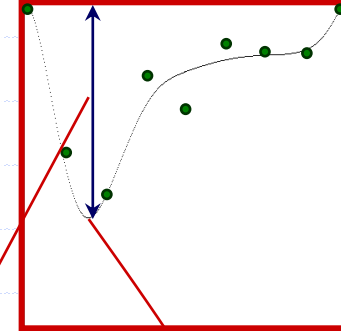
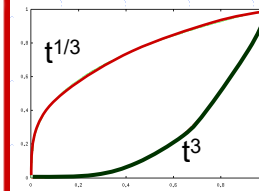
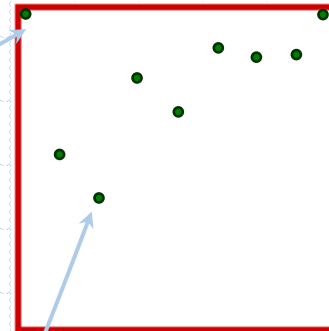
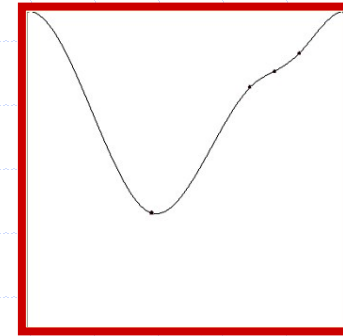
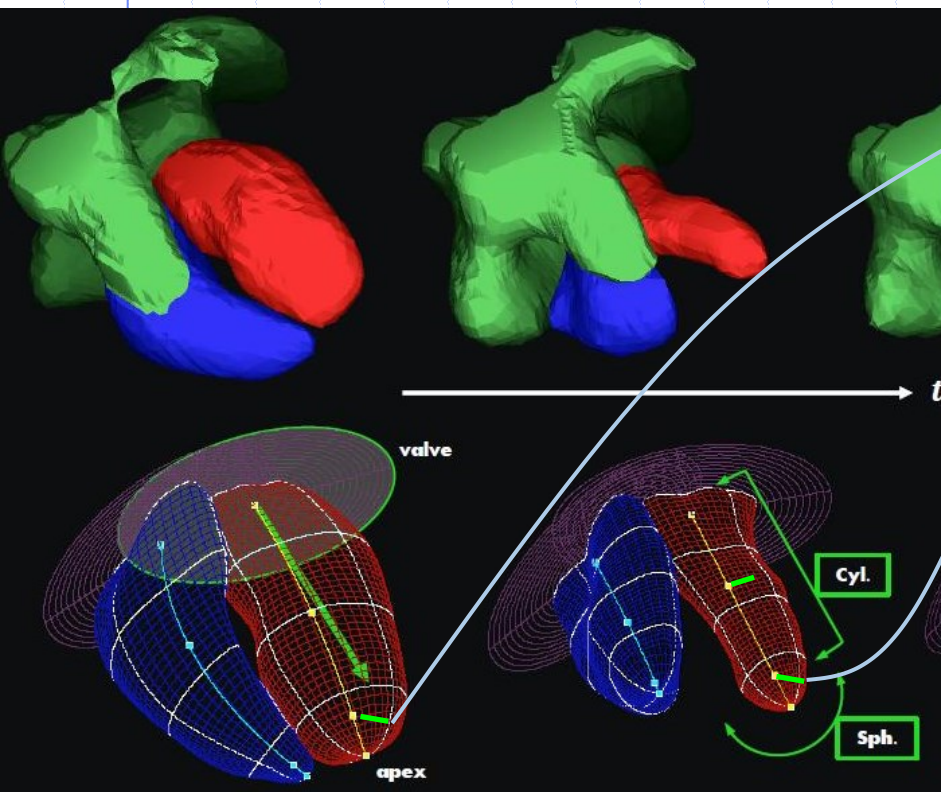
TVI
(tompool®)
versus
IRM



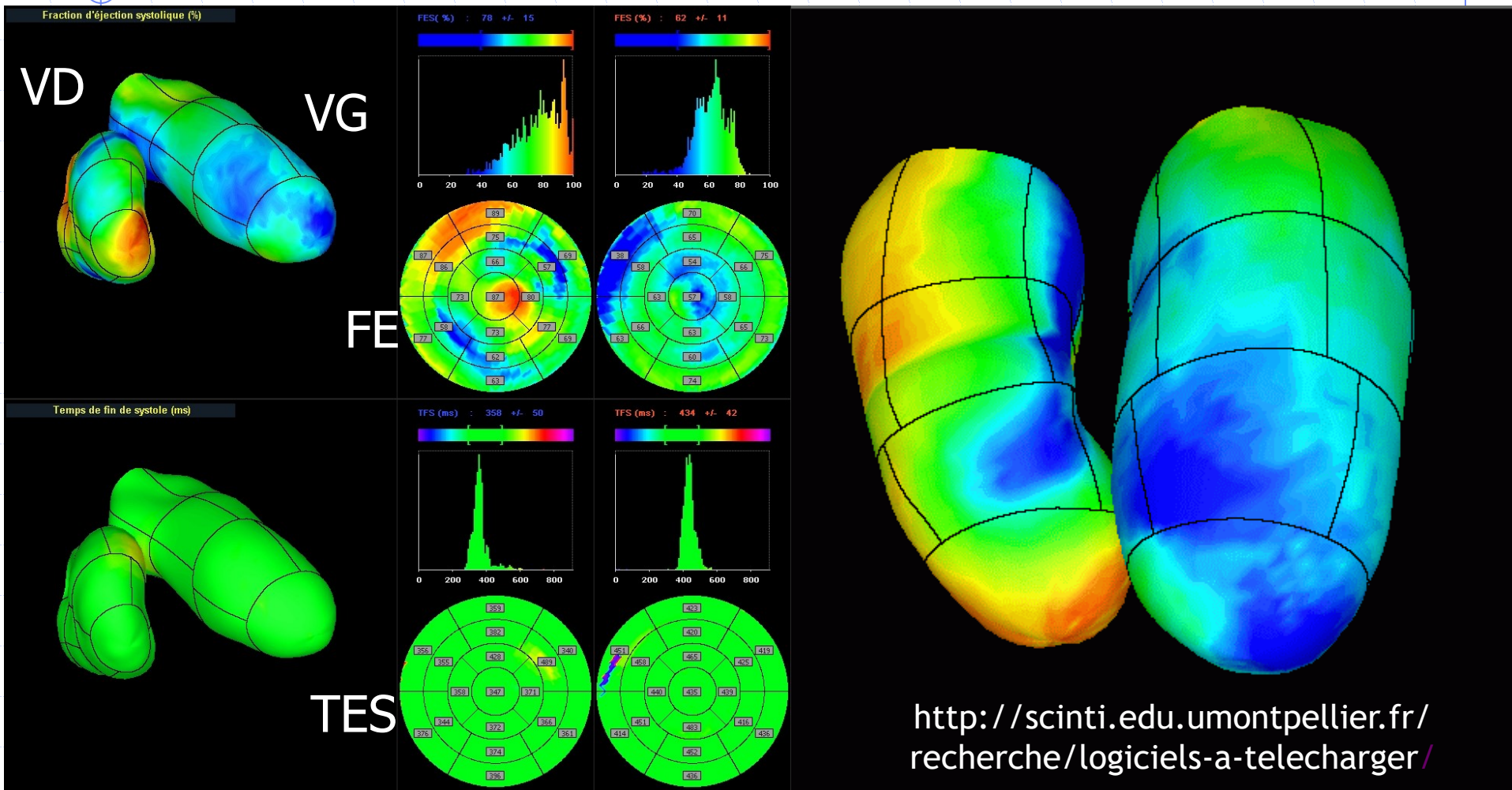
VES(G-D): 9 ± 14 (TVI) versus 18 ± 13 (IRM)

ANALYSE LOCALE

(Tompool[®])

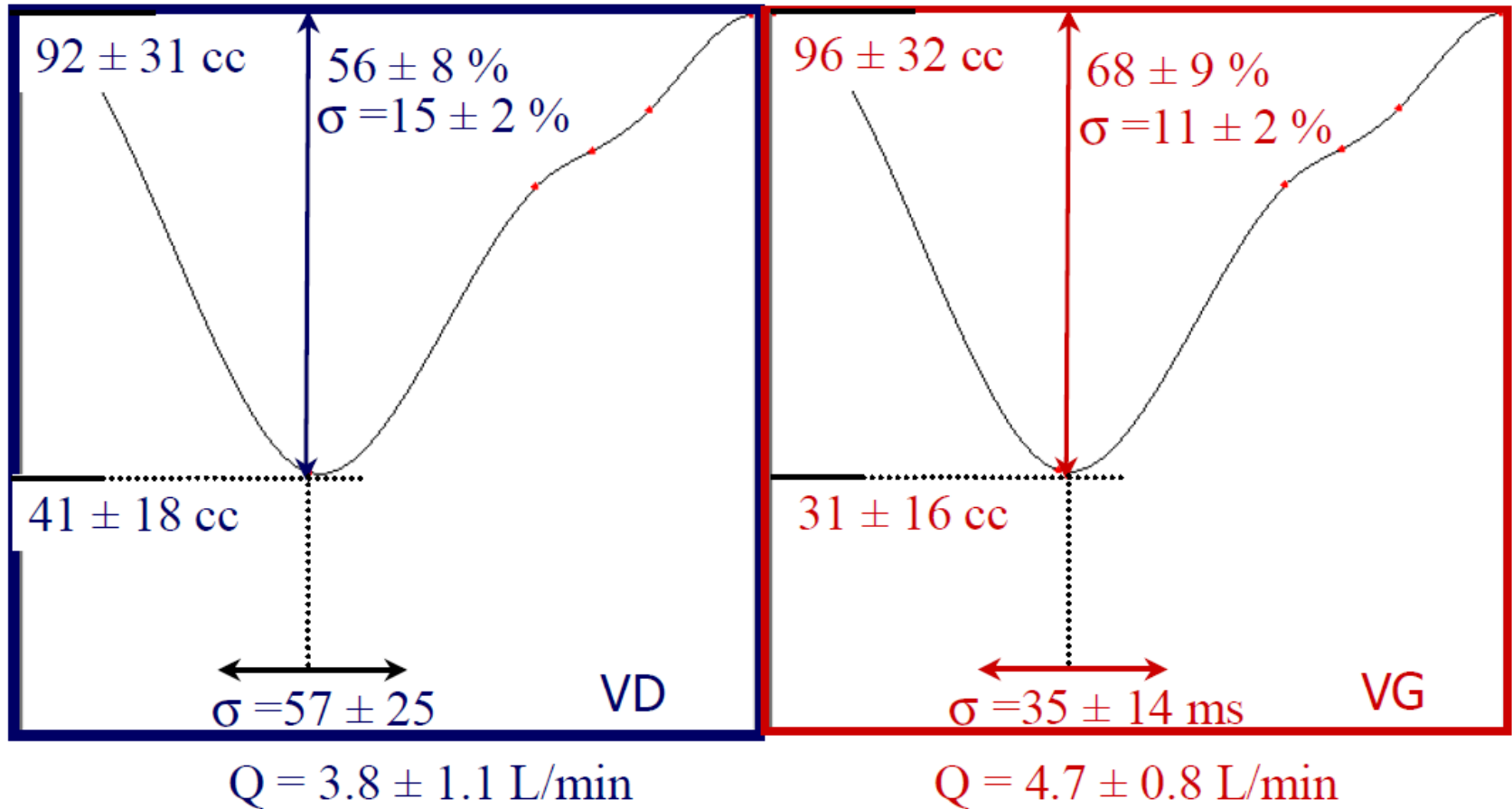


Analyse 3D de CTA locales



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

Normales Tompool (Moyenne \pm SD)



Normales BP-SPECT (Columbia).

Int J Cardiovasc Imaging (2008) 24:717-725

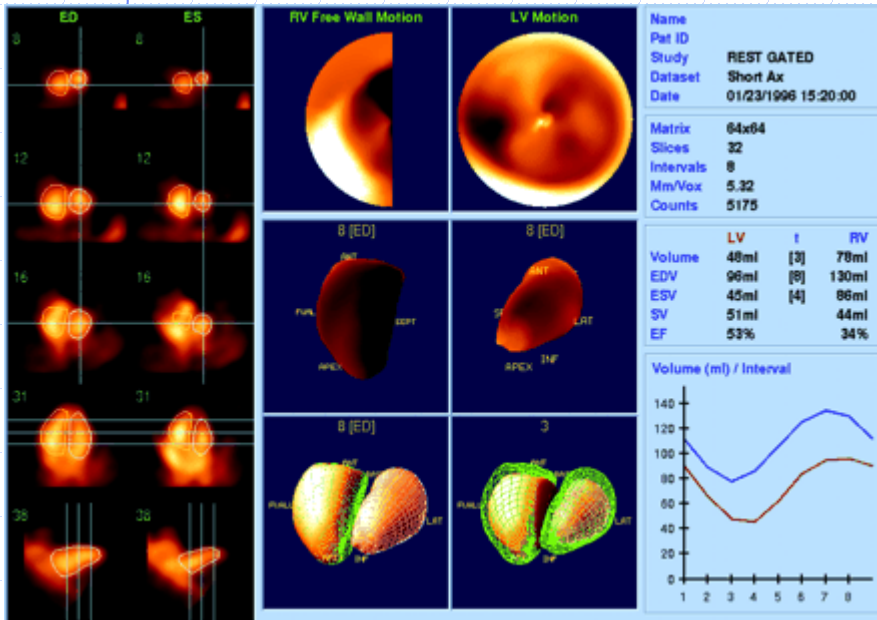
721

Table 1 Gated blood pool SPECT global and regional function and phase parameters

BP-SPECT (Columbia Univ.)	Left ventricle		Right ventricle	
	Normal	CHF	Normal	CHF
EF	62 ± 5%	27 ± 10% ^a	58 ± 7% ^b	48 ± 11% ^a
EDV	123 ± 37 ml	278 ± 115 ml ^a	141 ± 45 ml ^b	162 ± 46 ml
End-systolic volume	46 ± 17 ml	208 ± 105 ml ^a	58 ± 20 ml ^b	85 ± 37 ml ^a
Peak ejection rate (EDV/s)	-2.7 ± 0.4	-1.0 ± 0.5 ^a	-2.5 ± 0.3 ^b	-1.6 ± 0.5 ^a
Peak filling rate (EDV/s)	2.3 ± 0.4	0.9 ± 0.5 ^a	1.8 ± 0.4 ^b	1.3 ± 0.5 ^a
Time of peak filling	168 ± 80 msec	202 ± 100 msec	165 ± 41 msec	189 ± 41 msec
Apical EF	95 ± 10%	9 ± 42% ^a	84 ± 19% ^b	73 ± 35%
Apical phase	35 ± 8%/RR	61 ± 25%/RR ^a	33 ± 8%/RR	39 ± 15°
Apical ejection time	345 ± 82 msec	640 ± 315 msec ^a	329 ± 80 msec	393 ± 178
Total activation time	95 ± 37 msec	398 ± 224 msec ^a	137 ± 86 msec ^b	363 ± 184 msec ^a
Lateral-septal time	-26 ± 61 msec	118 ± 243 msec	-65 ± 23 msec	-286 ± 304 msec ^a
Apical-basal time	-19 ± 54 msec	227 ± 289 msec ^a	-11 ± 65 msec ^b	-102 ± 190 msec
Inferior-anterior time	-16 ± 23 msec	5 ± 104 msec	12 ± 55 msec ^b	-21 ± 164 msec
Regional EF disp	28% ± 10%	91% ± 38% ^a	42% ± 14% ^b	81% ± 44% ^a
Regional phase disp	8% ± 3%	25% ± 11% ^a	12% ± 7% ^b	25% ± 11% ^a
Regional ejection time disp	5% ± 2%	18% ± 7% ^a	8% ± 4% ^b	20% ± 8% ^a
Regional phase SD	12 ± 6°	29 ± 19° ^a	15 ± 9°	42 ± 24° ^a
z-score	0.0 ± 1.0	3.2 ± 1.8 ^a	0.0 ± 1.0	3.7 ± 2.4 ^a
Histogram mean phase	137 ± 33°	180 ± 44°	133 ± 33°	156.6 ± 28.5°
Histogram SD	15 ± 3°	44 ± 13°	19 ± 7°	41.4 ± 22.9°
Histogram band width	52 ± 14°	145 ± 59°	57 ± 12°	137.3 ± 76.2°
Histogram skewness	0.3 ± 0.7	1.8 ± 3.9	0.0 ± 0.6 ^b	3.5 ± 4.4°
Histogram kurtosis	-2.6 ± 6.2	-14.5 ± 23.3 ^a	0.1 ± 0.9 ^b	1.3 ± 2.9
RV-LV apical phase difference	-3 ± 6%/RR	-19 ± 29%/RR ^a	-	-

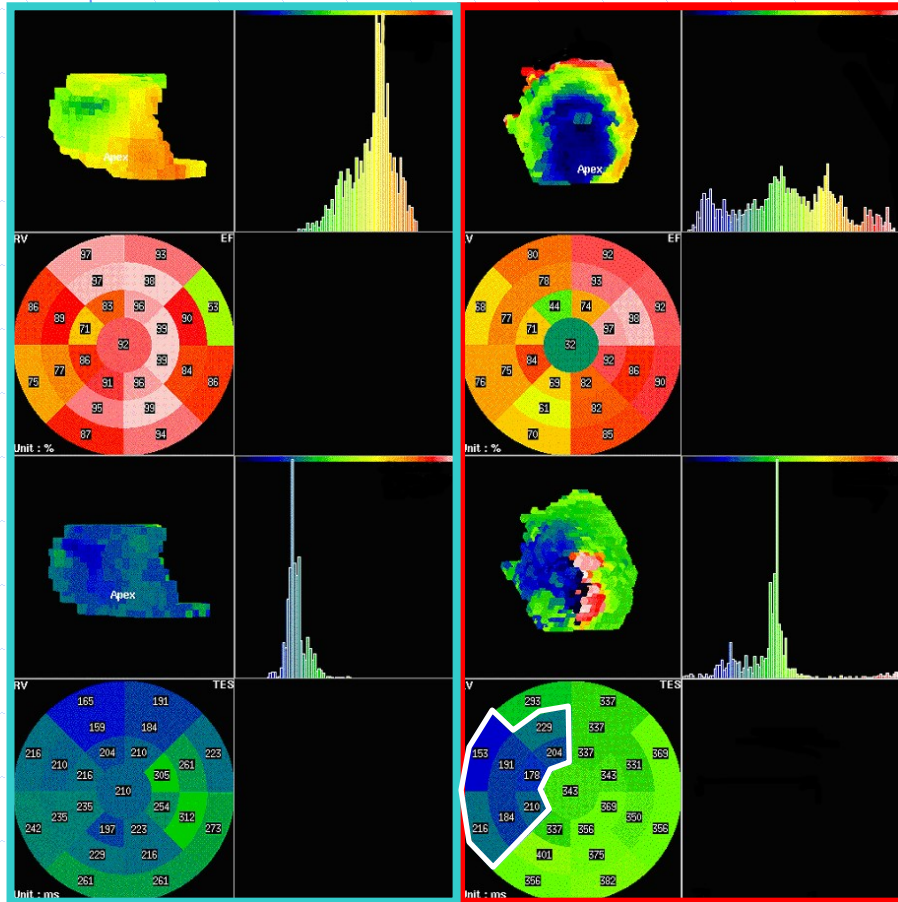
^a $P < 0.05$ NL versus CHF^b $P < 0.05$ RV versus LV

EF = ejection fraction; EDV = End-diastolic volume; msec = milliseconds; ml = milliliters; RR = R-R interval; disp = dispersion; SD = standard deviation

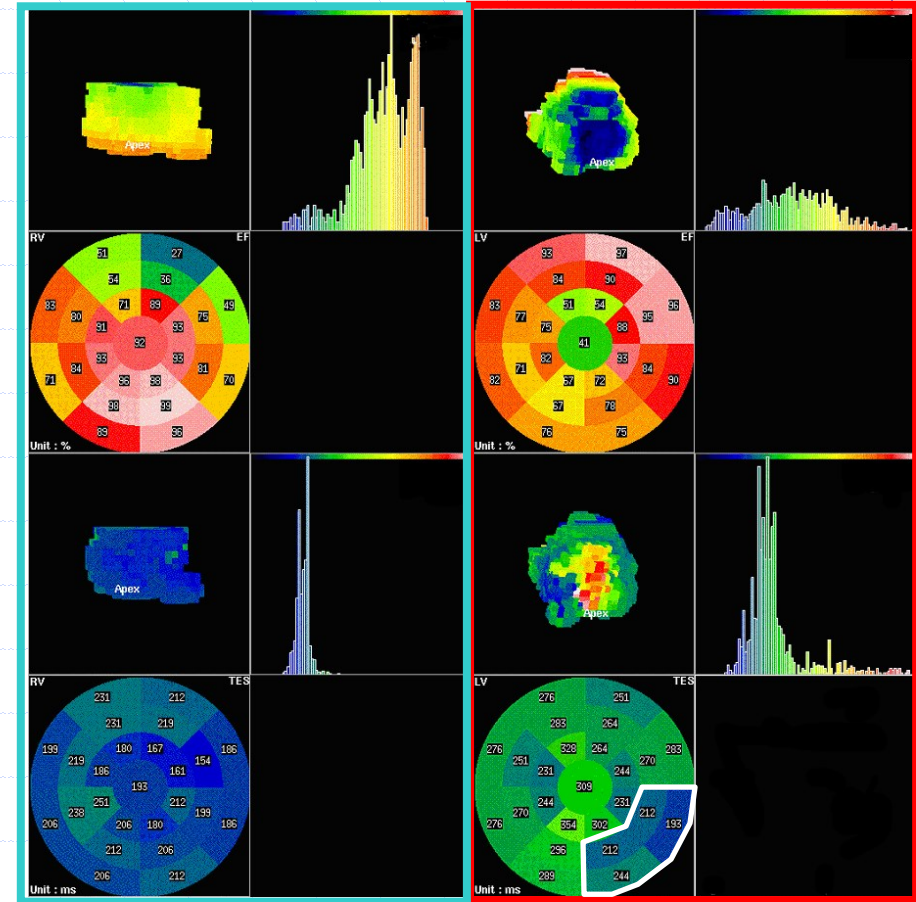


BPGS (Cedars)

Stimulation VG: DIV, Δt , σ_{TES} ...

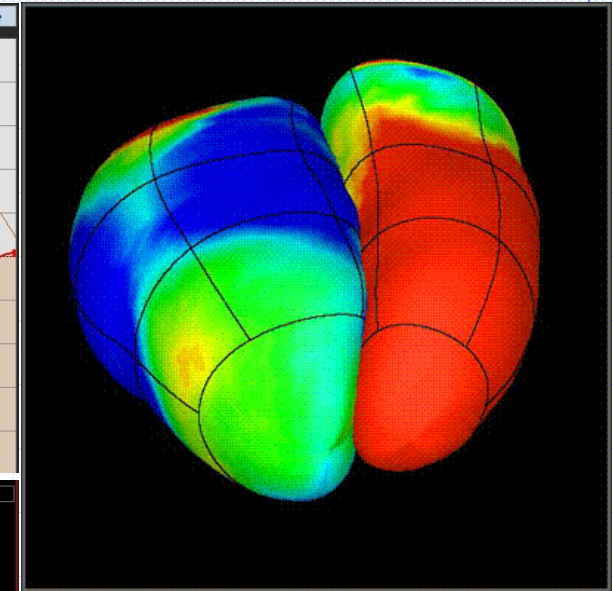
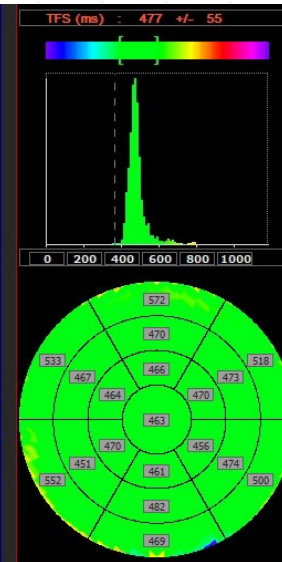
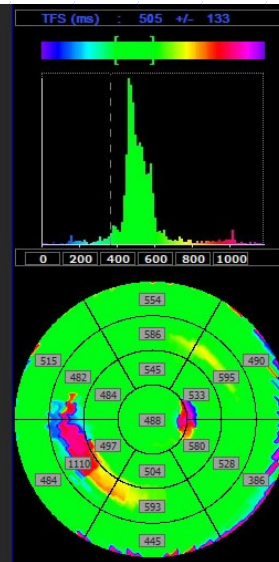
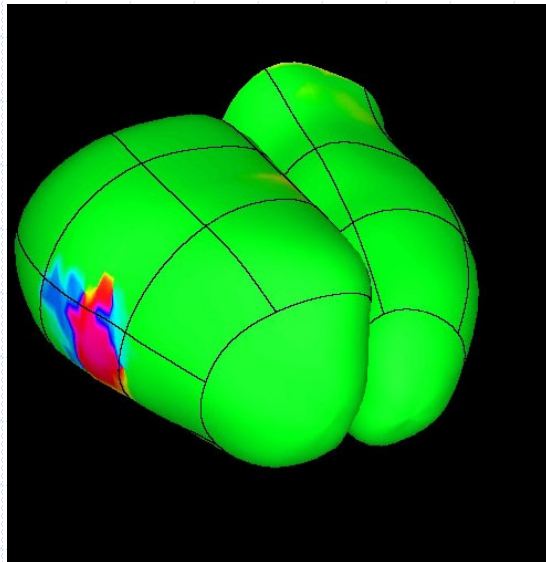
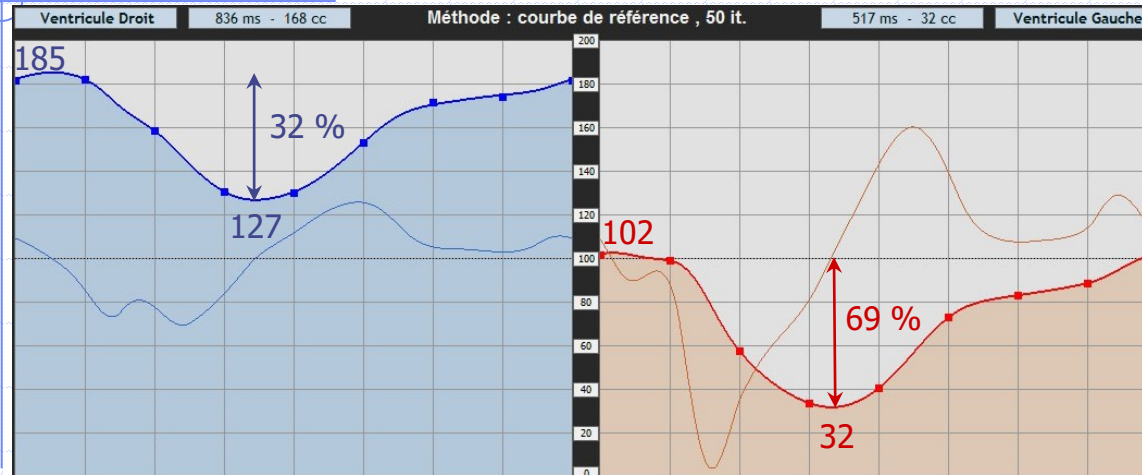


Non stimul  



Stimul  

Ex: DYSPLASIE ARYTHMOGENE VD

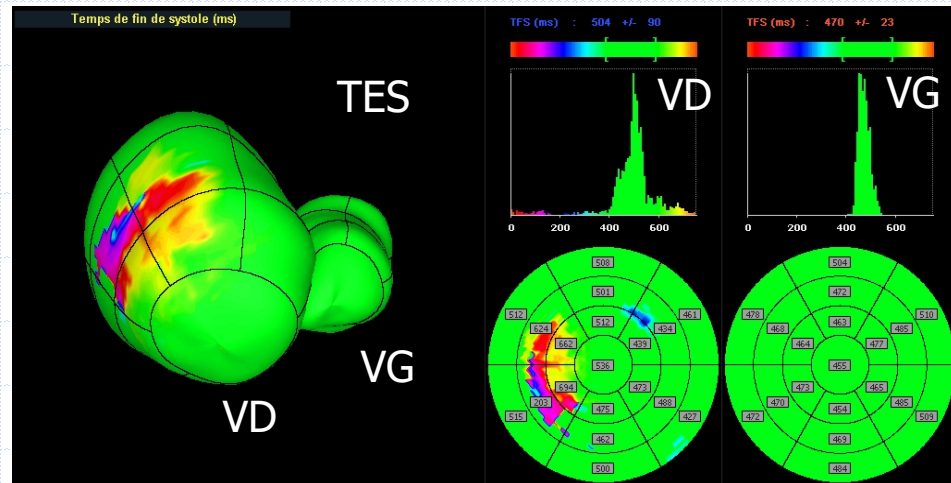
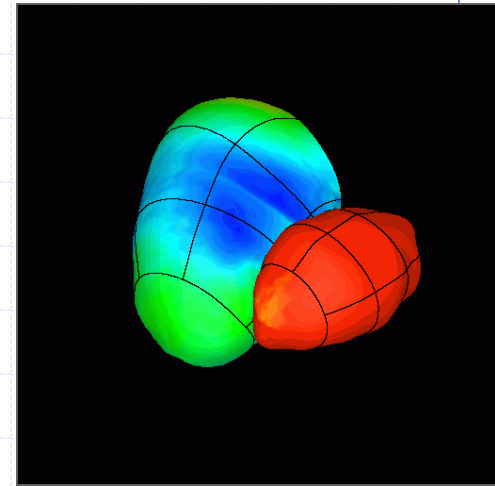


DVDA locales:

$$\sigma_{TES} > 80 \text{ ms}$$

$$Se = VPN = 100\%$$

$$Sp = VPP = 80\%$$



Ex: RESERVE SYSTOLIQUE VG

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

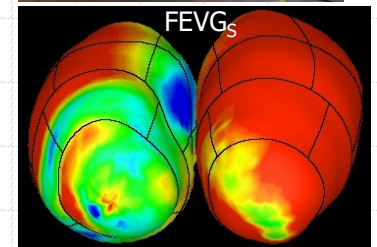
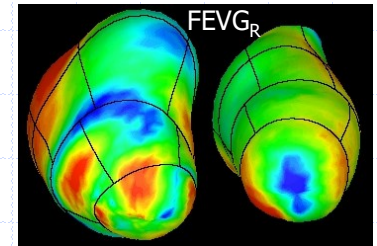
$\Delta > 20$ /min

REPOS

$\Delta > 5-10$ % ?

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

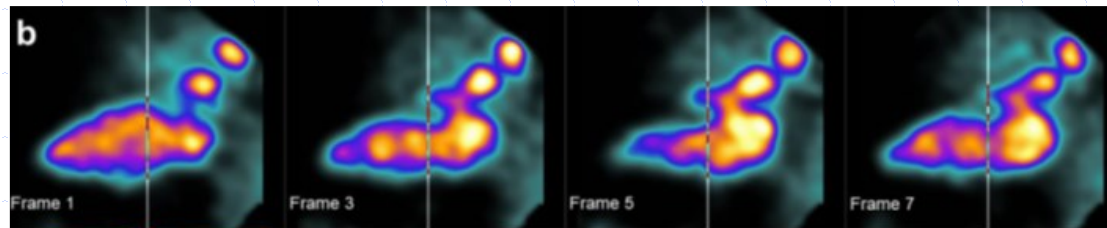
5 → 10 → 20 μ g/kg/min IVSE DOBUTREX



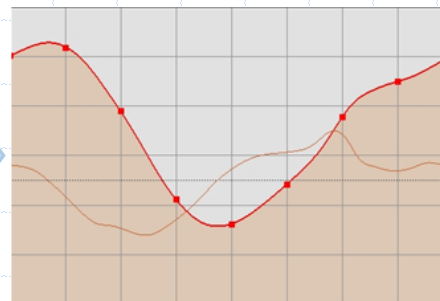
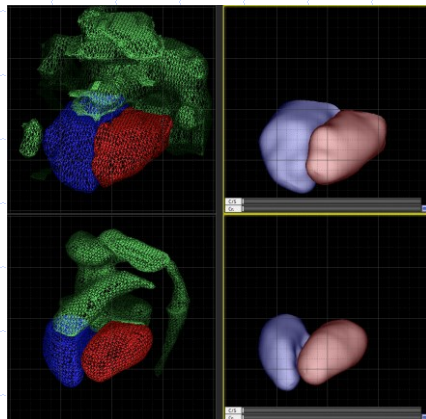
Bilans préopératoires de
scolioses dans la
myopathie de Duchenne

VENTRICULOGRAPHIE EN TEP

Patients adressés en PET ^{18}F FDG pour un suivi de cancer sous chimiothérapie:

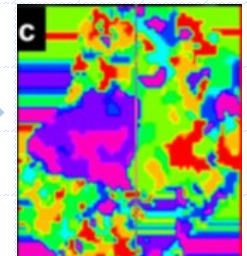


TOMPOOL



PMUGA ou TMUGA EN TEP 1'

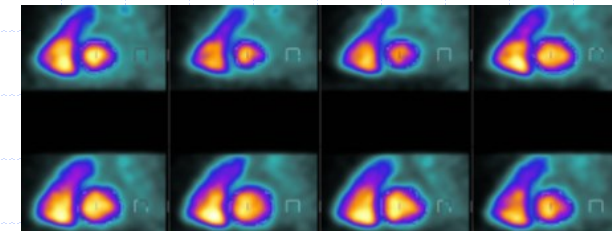
somme phase



Plan mitral

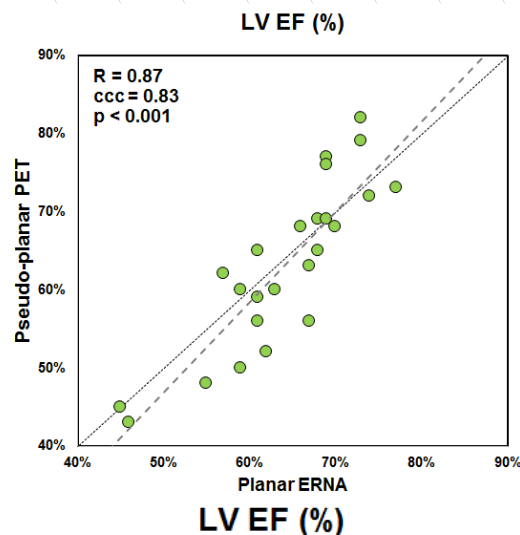
somme

SA sommées
de l'apex
à la mitrale



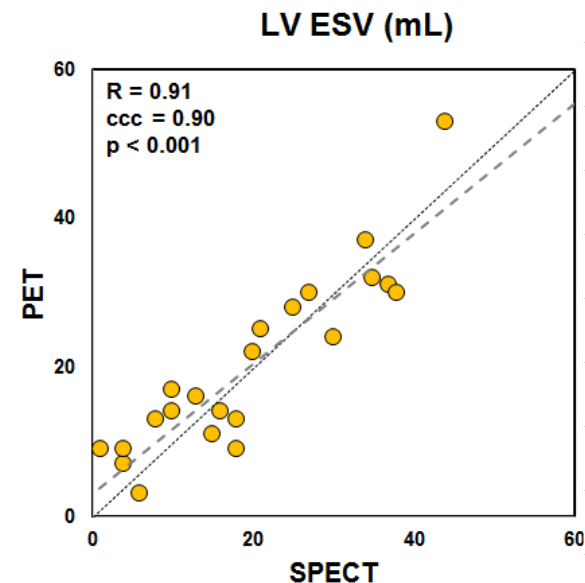
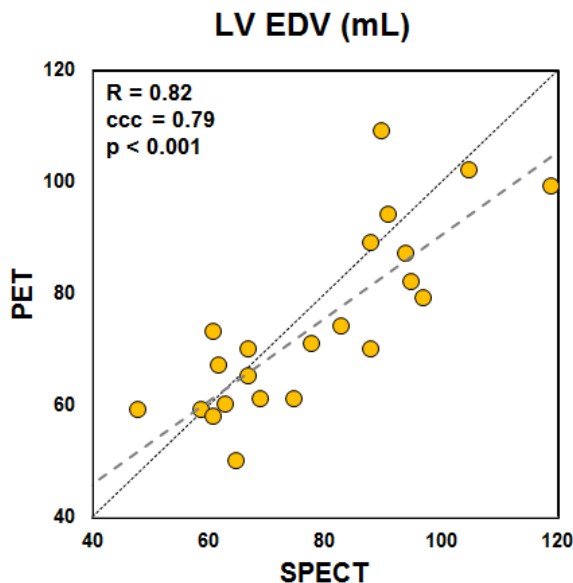
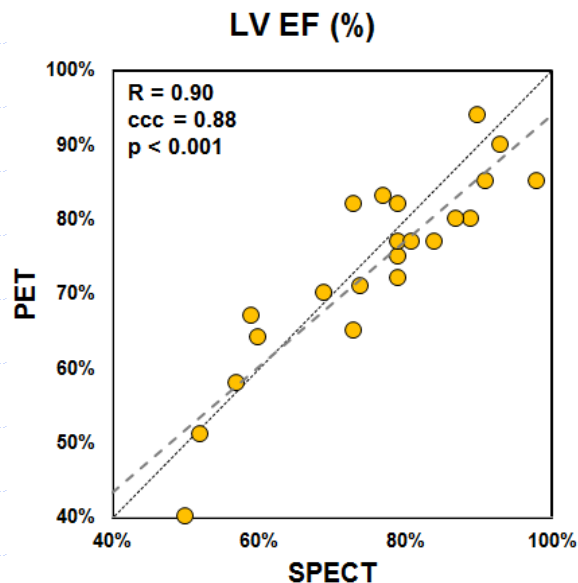
ERNA

VENTRICULOGRAPHIE EN TEP



Pas de différence entre :

- 1- PMUGA TEP 1' et PMUGA par ERNA
- 2- TMUGA TEP 1' et TMUGA par tompool



VENTRICULOGRAPHIE

- Décomposition harmonique du signal
 - $s(t) \approx A_0 + A_1 \cdot \cos(\omega t + \varphi_1) + A_2 \cdot \cos(2\omega t + \varphi_2) + A_3 \cdot \cos(3\omega t + \varphi_3) + \dots$
 - 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

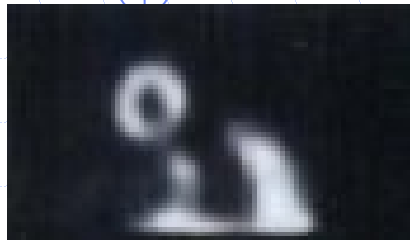
Quantification de la perfusion coronaire

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

Analyse de la fonction ventriculaire G.

✓ épaississement systolique, cinétique, FE

Objectifs

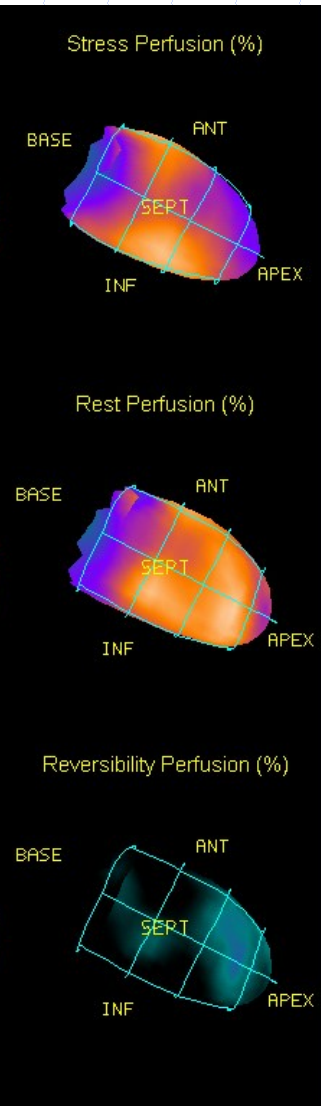
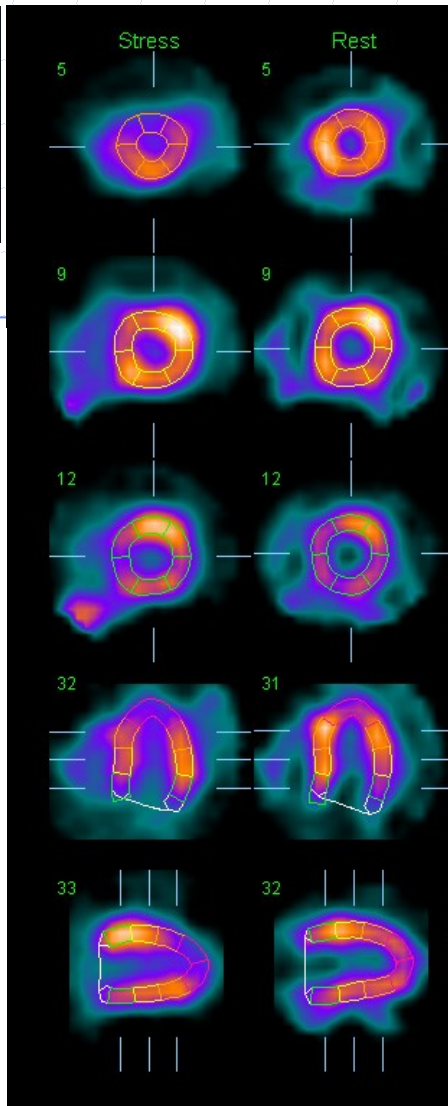


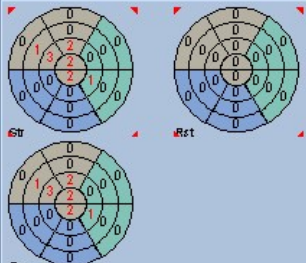
Reproductibilité

Comparaisons
effort - repos
avec BDD
normale

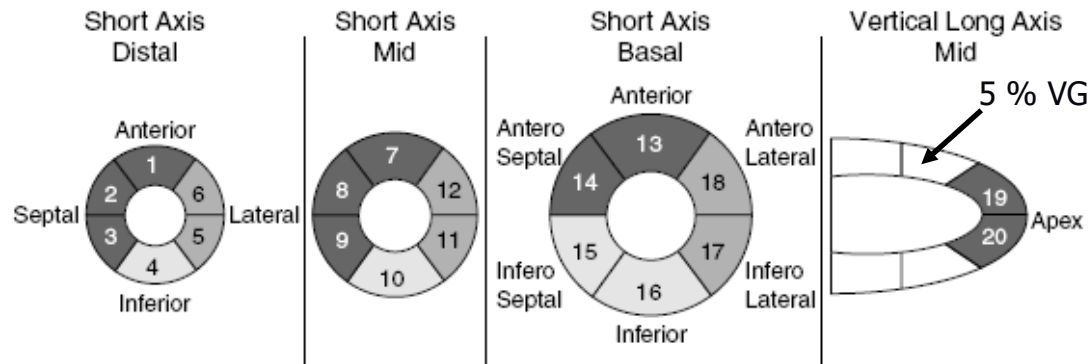
pronostique

→ fonction



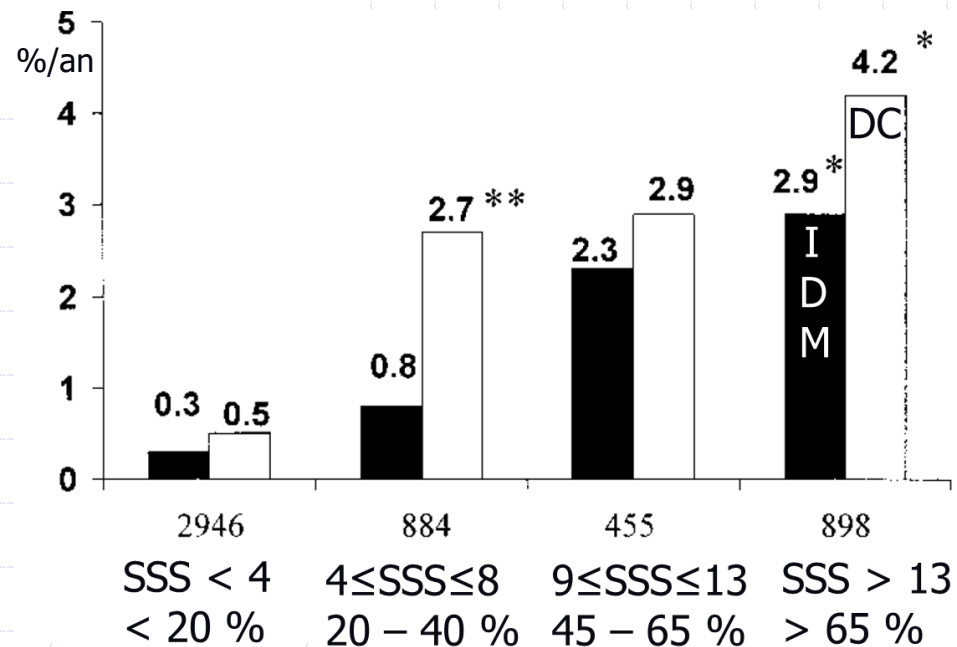
SSS	11	SRS	0	SDS	11
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	STRESS_FBPSC				
Date					
Volume	52ml				
Area	103cm ²				
Defect	17cm ²				
Extent	17%				
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	REST_FBPSC				
Date					
Volume	57ml				
Area	104cm ²				
Defect	1cm ²				
Extent	1%				
					
Reu	Auto	0	-	Grid	Accept
				Reject	

Evaluation subjective: 20 segments

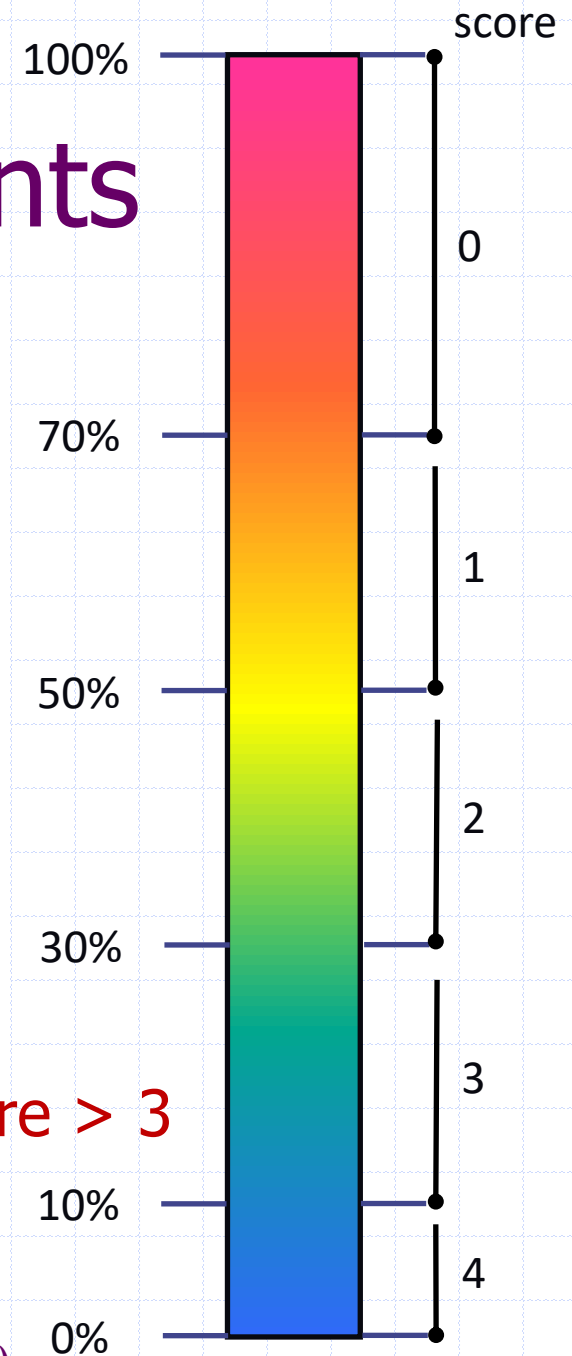
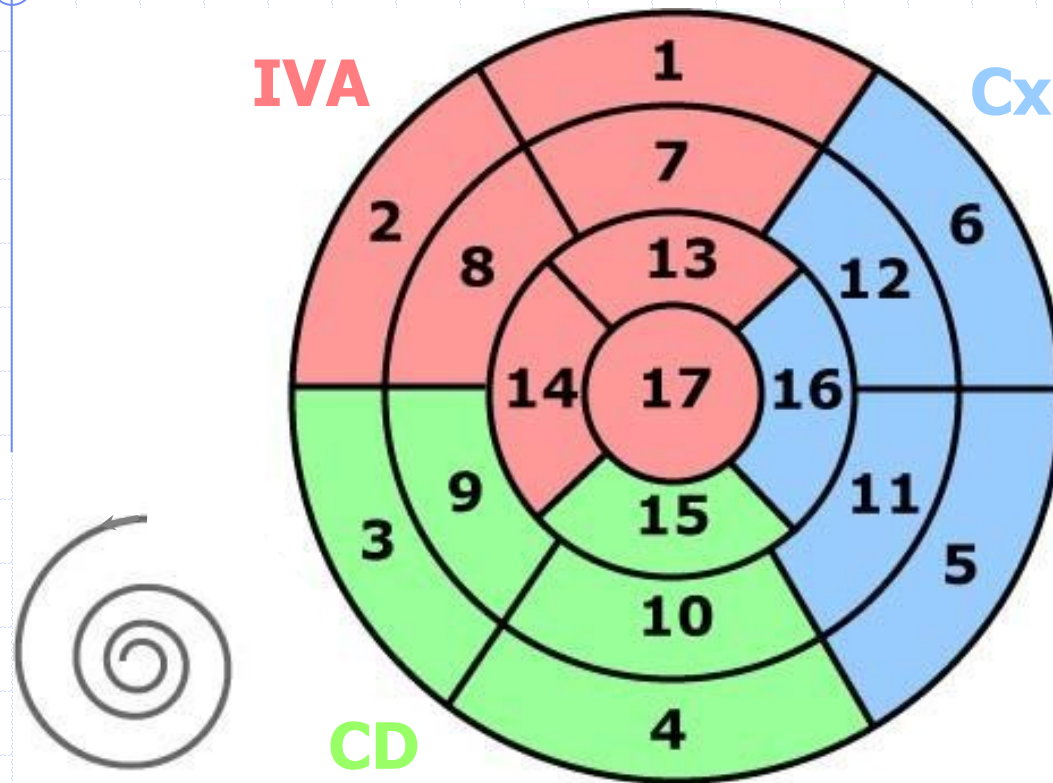


0 = Normal
 1 = Slight reduction of uptake
 2 = Moderate reduction of uptake
 3 = Severe reduction of uptake
 4 = Absent radioactive uptake

■ LAD ■ LCX ■ RCA



Standard à 17 segments



hypo-perfusion si score > 3

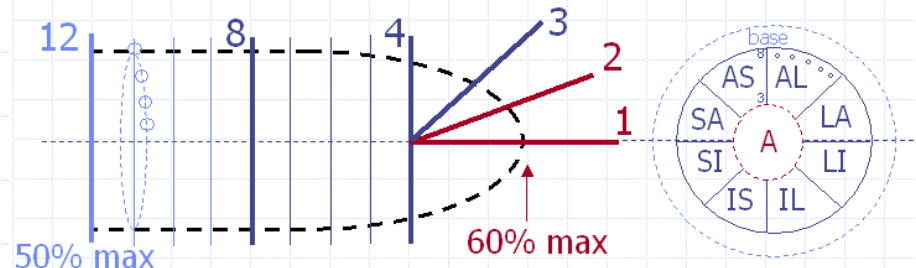
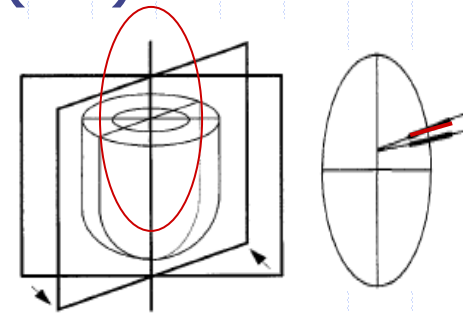
- ☺ diagnostic/pronostic, idem en écho
- ☹ reproductibilité

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...

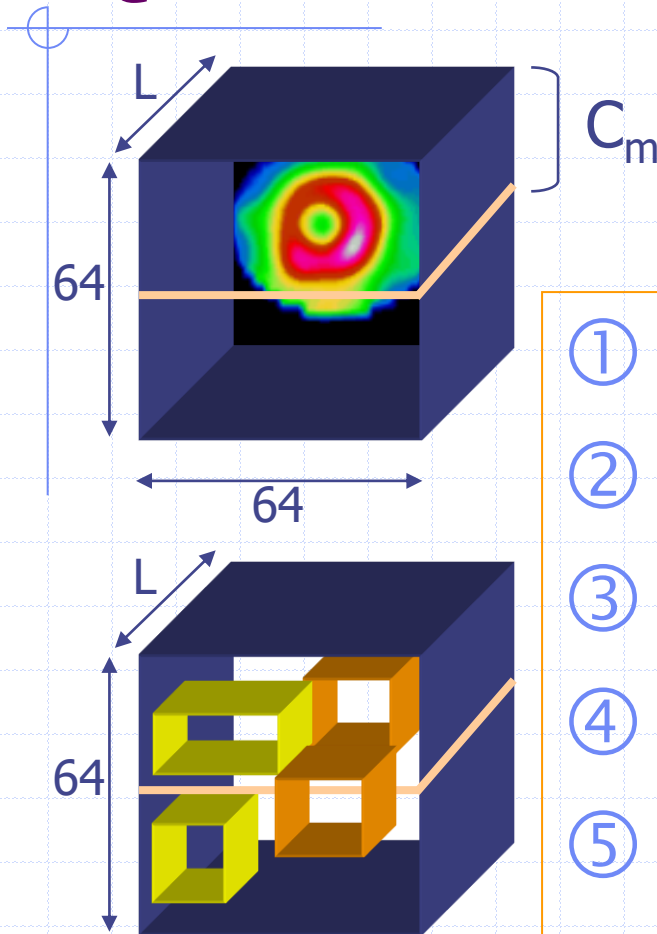
- **PERFIT** : approche 3D avec 2 recalages
 - (T,H) sur axes d'inertie
 - SIMPLEX sur somme différences des voxels à une BDD
- **MYOQUANT** : sur coupes grand axe (LA)
 - Somme LA \rightarrow maxima \rightarrow ellipse
 - Σ maxi sur segment de 5 pixels
- **CEQUAL** sur coupes petit axe (SA)
 - Profils circonférenciels d'activité max,
 - Regroupement par zones et comparaison des profils à une BDD



QPS[®], étude détaillée car :

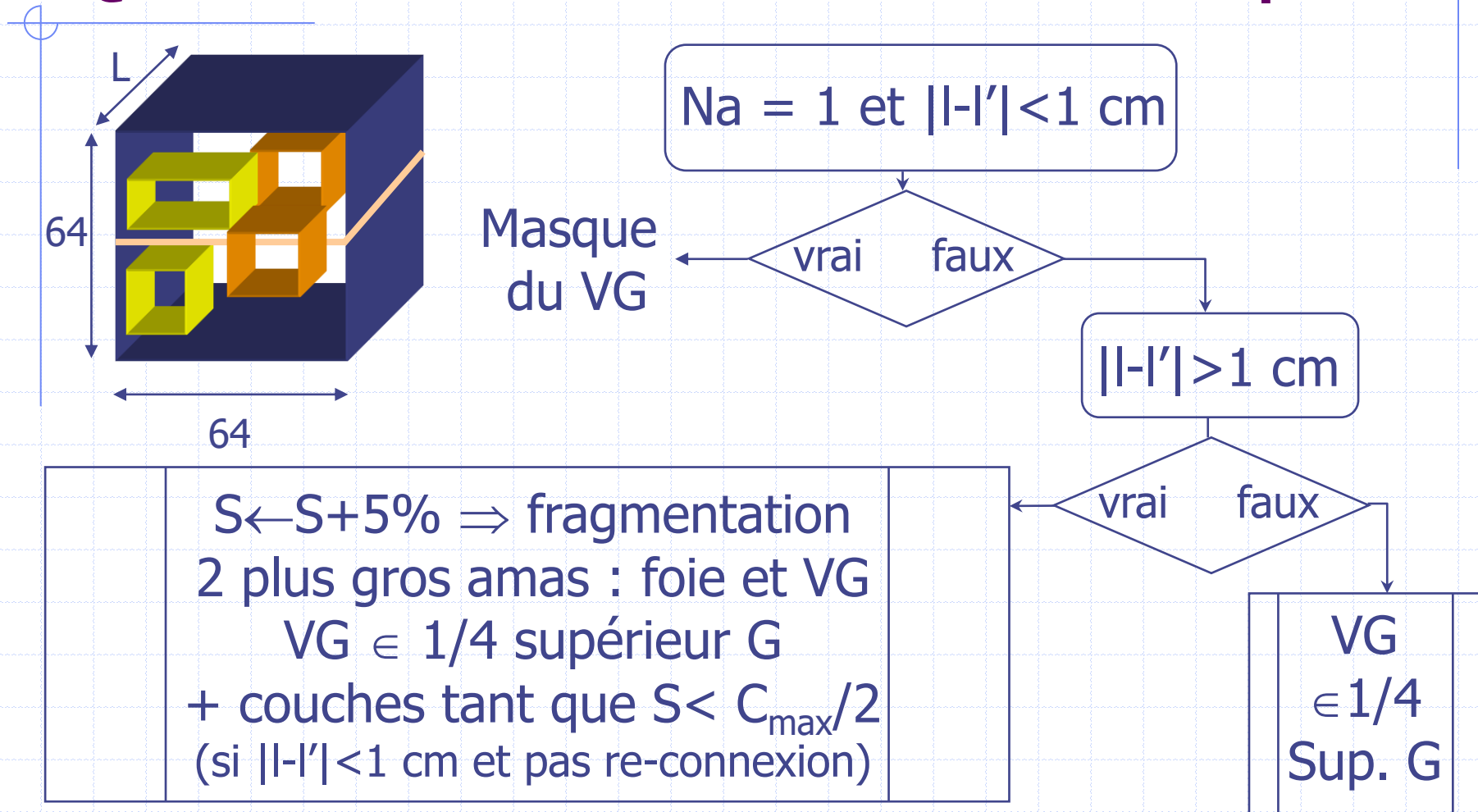
- relativement empirique, mais...
- très utilisée pour la quantification de la perfusion myocardique
- interfacée comme première étape à une analyse de la fonction VG :
 - volumes ventriculaires
 - mouvement pariétal et épaissement
 - fraction d'éjection

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 $\text{amas} < 50 \text{ mL} \leftarrow 0$
- ④ rectangle (l, l') min $\supset \text{amas}$
- ⑤ ? Nombre d'amas = N_a

QPS[®] : activité extra-cardiaque

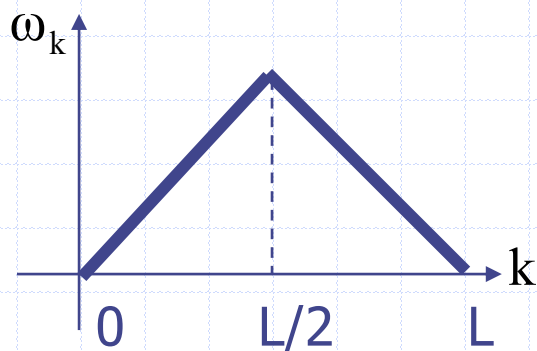
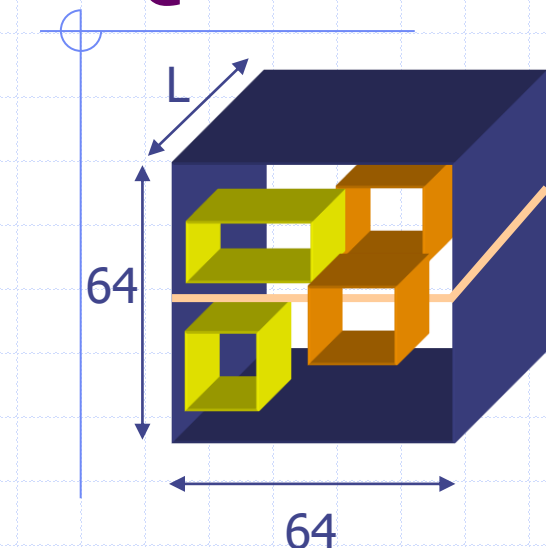


A Ezekiel et al. in Computers in cardiology. NY, IEEE Computer society. 1991:237-240

G. Germano et al. JNM 1995;36:1107-1114 et 1995;36:2138-2147

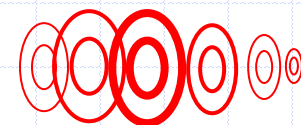
QPS[®] : en cas d'échec...

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



① Somme pondérée des coupes SA

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



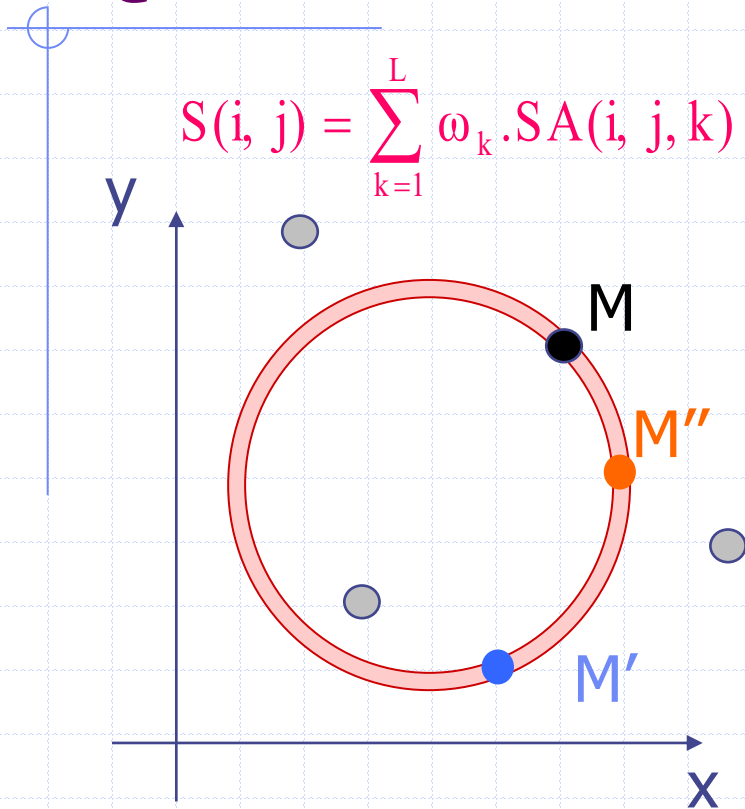
② ? Maxima locaux de $S(i, j)$

- supérieur seuil et au moins 4-connexes

③ Transformée de Hough

- ? cercles dans un nuage de points

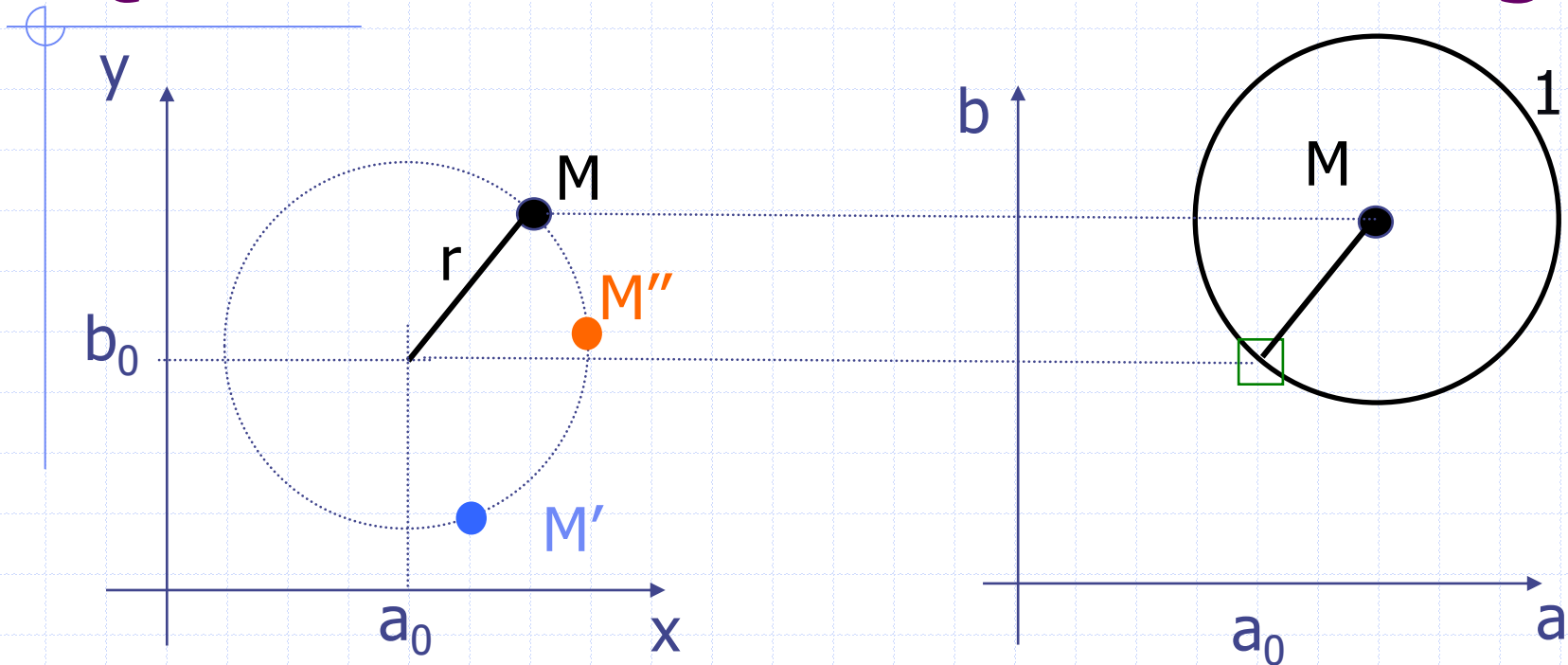
QPS[®] : en cas d'échec...



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

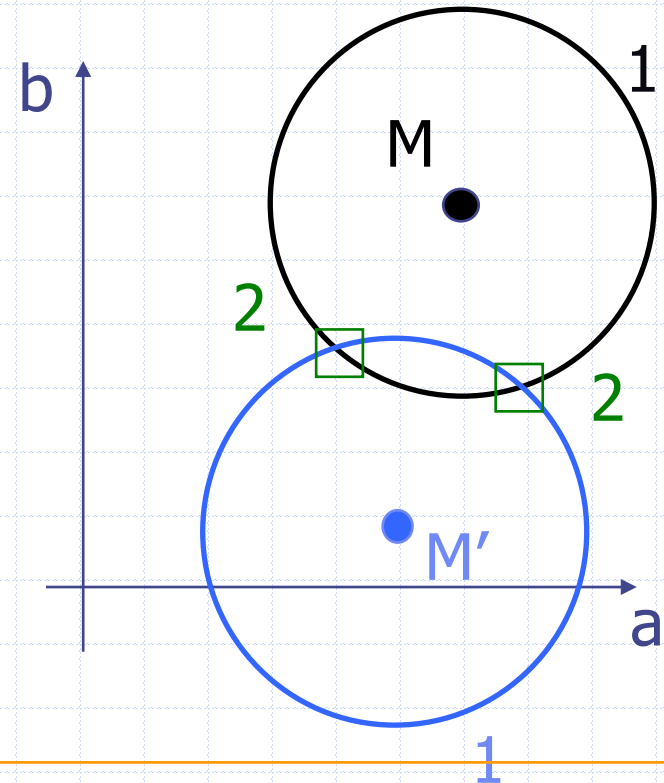
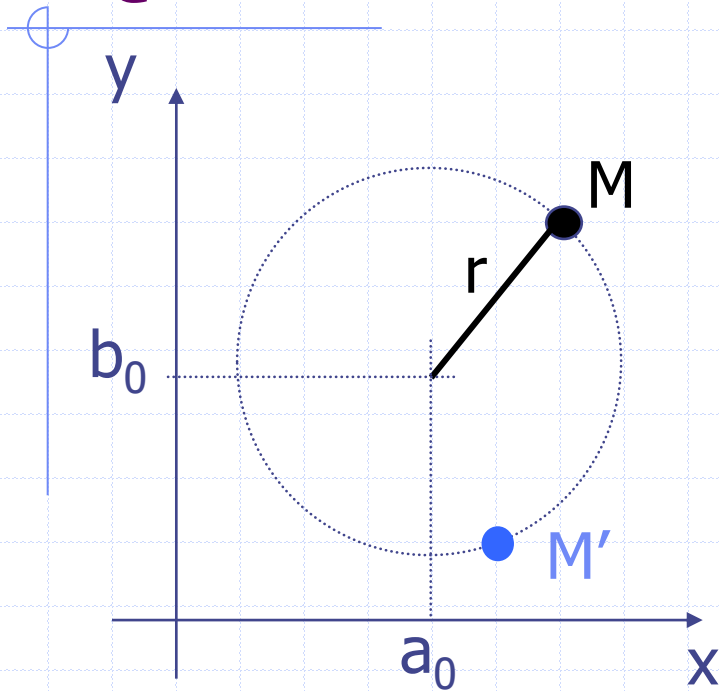
QPS[®] : transformation de Hough



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

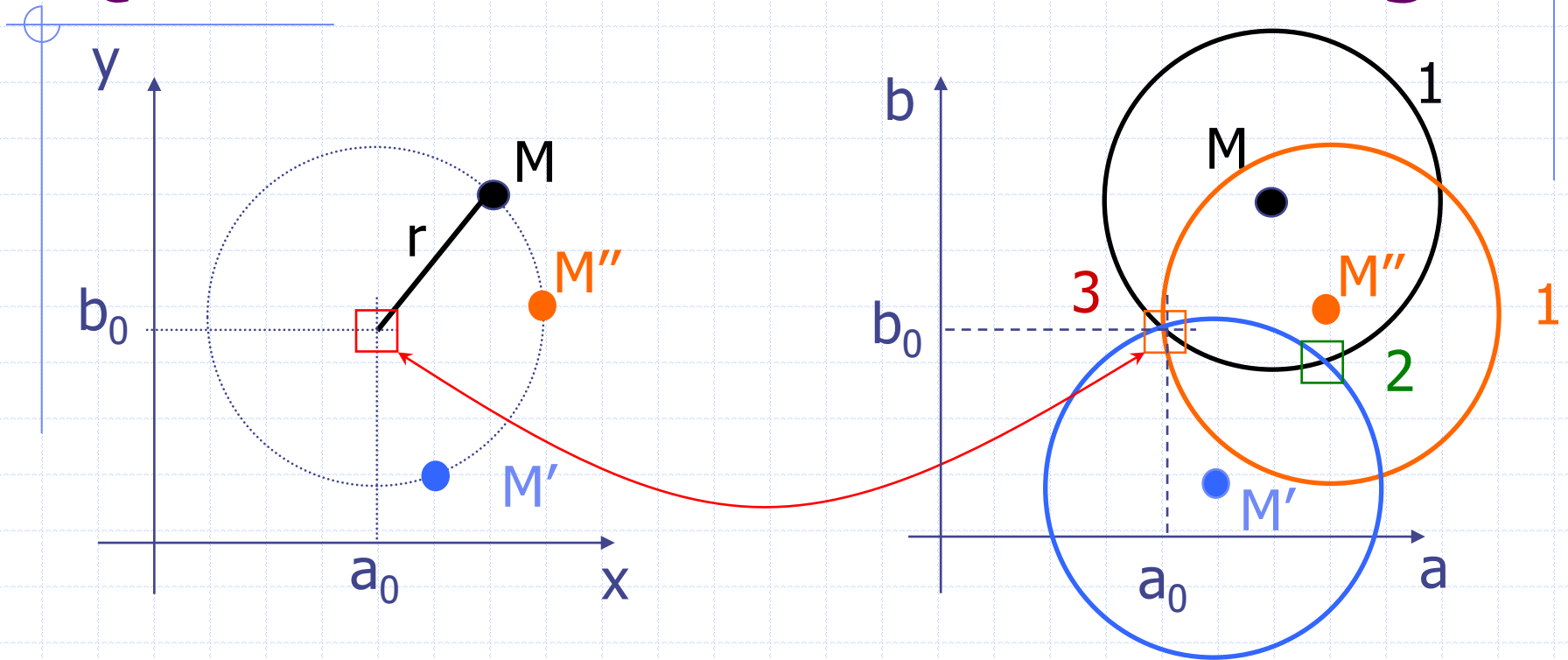
Les centres possibles sont sur un cercle de rayon r centré en M : on met ces points à 1

QPS[®] : transformation de Hough



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

QPS[®] : transformation de Hough

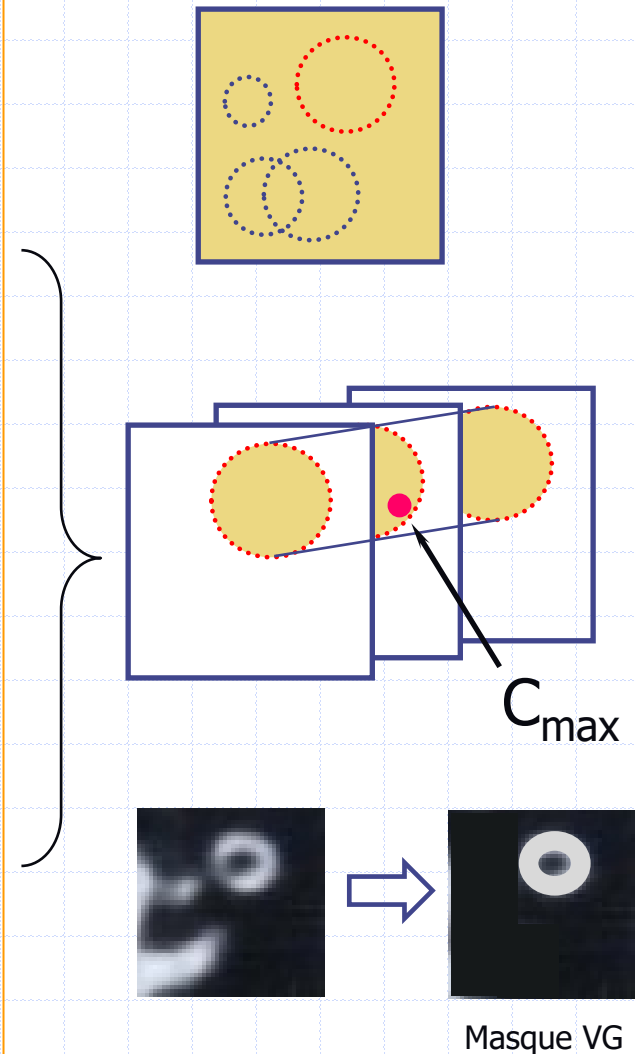


On recommence avec un 3^o point M'' qui identifie le centre cherché

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

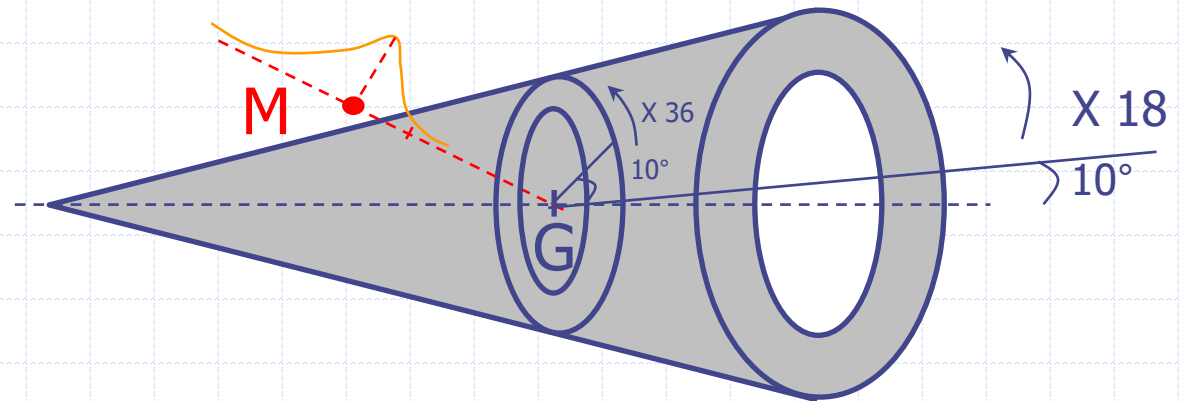
QPS[®] : T. Hough en cas d'échec

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



QPS[®] : surface myocardique médiane

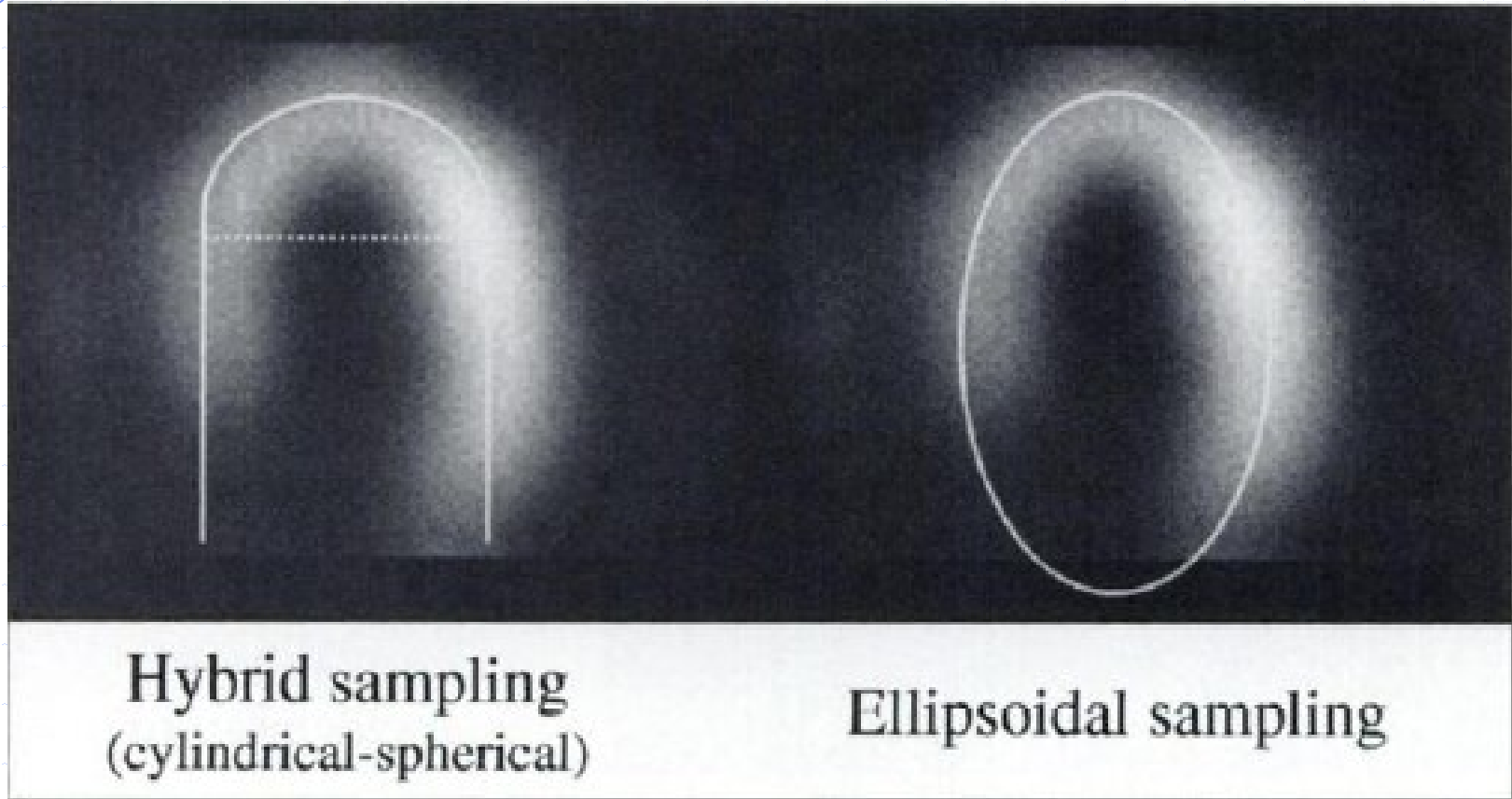
- ① G : Centre de Gravité du masque binaire
- ② Données = Volume SPECT x Masque
- ③ Extraction de 18x36 profils d'activité
- ④ Surface médio VG = maxima des profils M
- ⑤ Fit ellipse 3D → axe VG → proj.(G)/axe → G



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

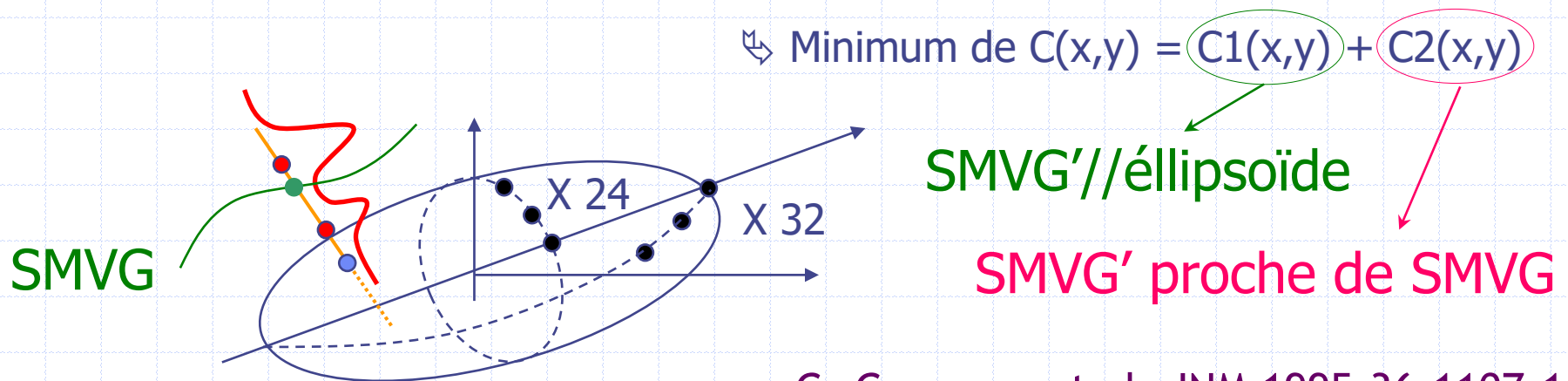
QPS[®] : surface myocardique médiane



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

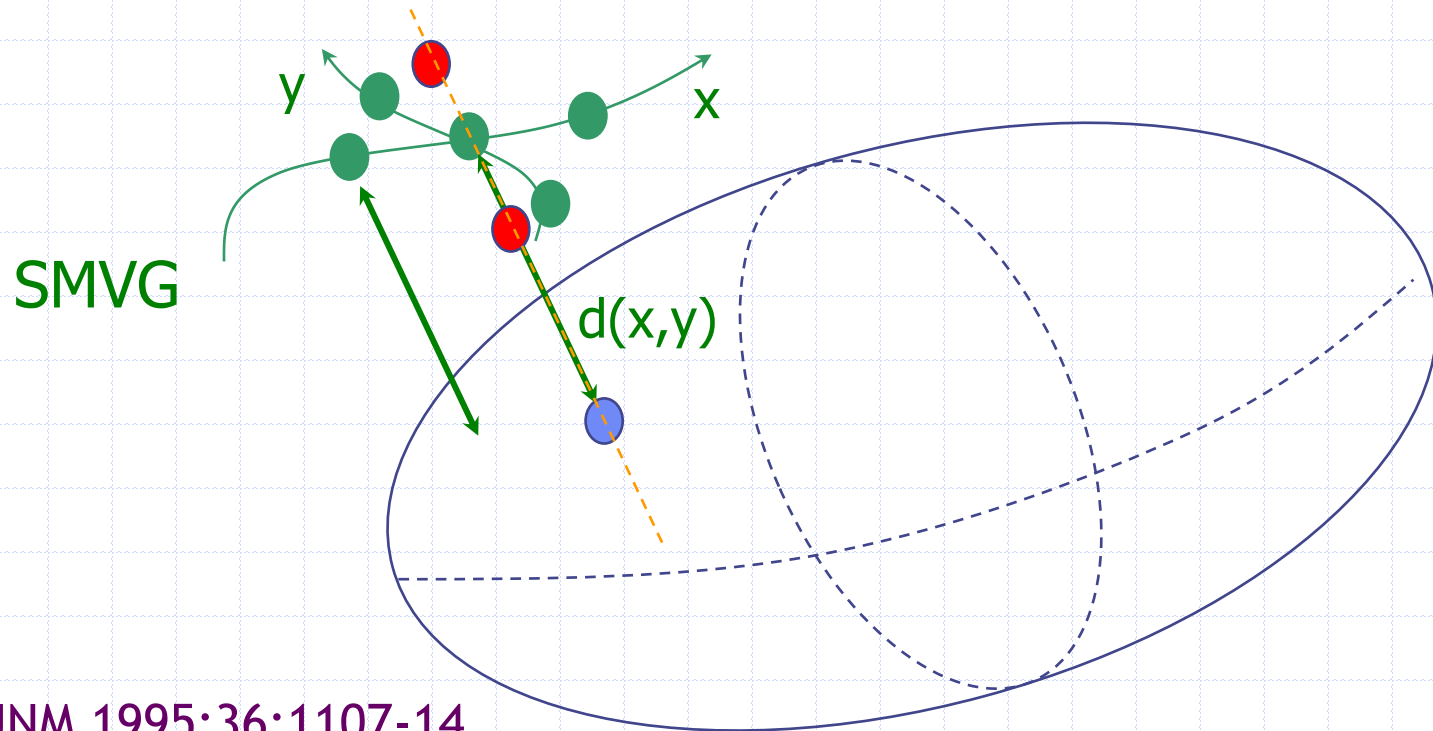
QPS[®]: gestion des lacunes de perfusion

- 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
- ⑤ Extraction des maxima locaux sur chaque profil
- ⑥ Sélection d'un maximum local par profil → SMVG'



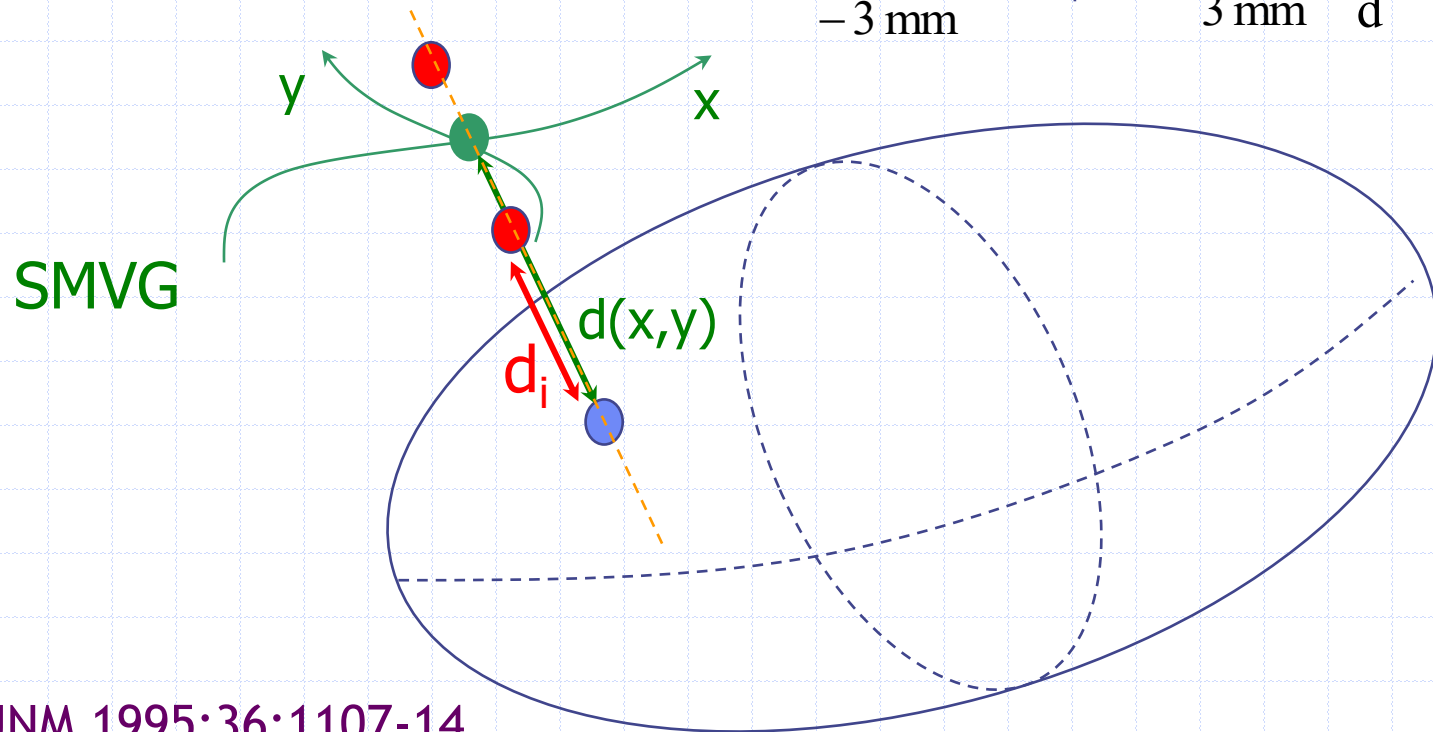
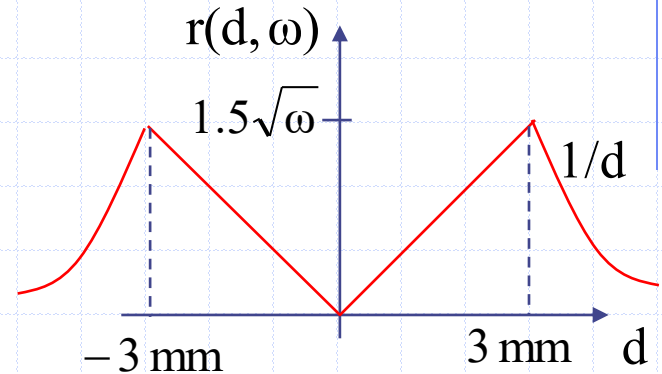
QPS[®]: gestion des lacunes de perfusion

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



QPS[®]: gestion des lacunes de perfusion

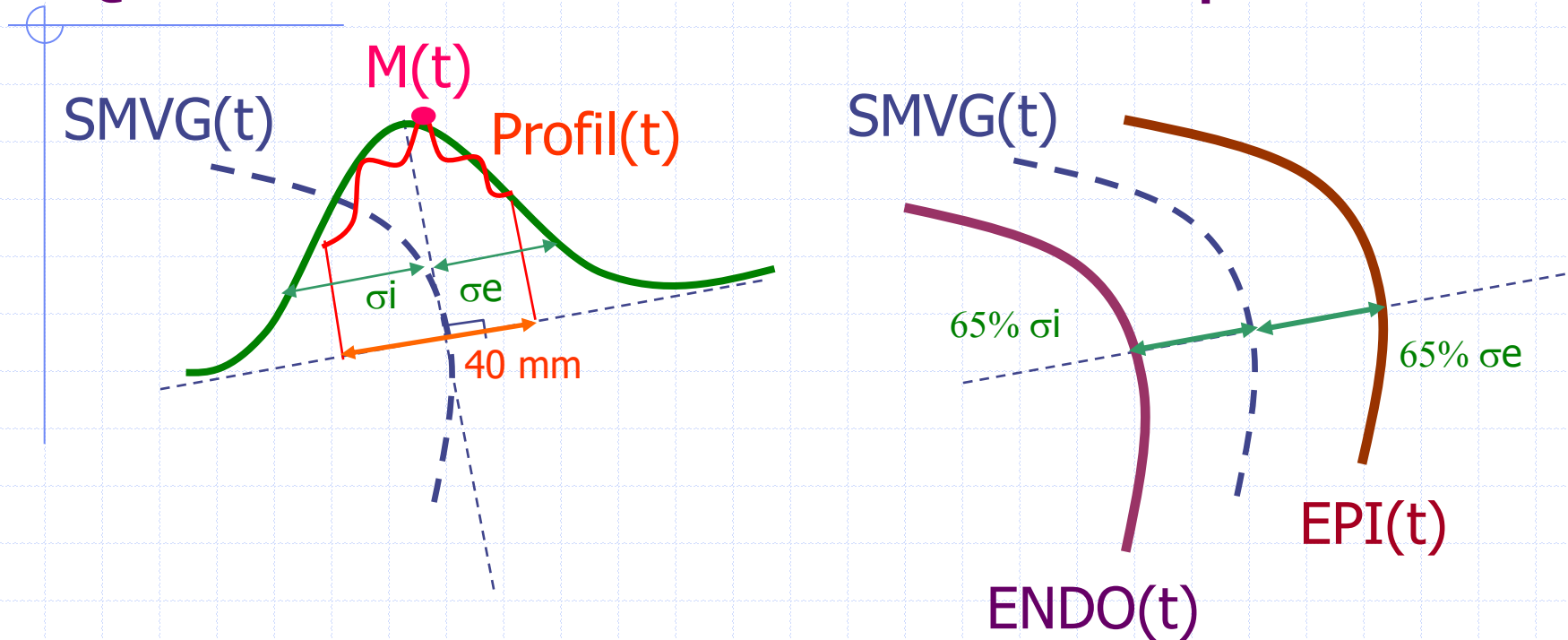
$$C_2(x, y) = \sum_{i=1}^{\text{Nb. max. locaux}} r(d(x, y) - d_i, \omega_i)$$



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
- ⑤ Extraction des maxima locaux sur chaque profil
- ⑥ Sélection d'un maximum local par profil
 - ↳ surface médio-VG sans lacune de perfusion
- ⑦ Fit d'un dernier ellipsoïde, d'axe = axe du VG
- ⑧ Plan des valves: SMVG(TD) + données sommées
- ⑨ Idem + continuité temporelle pour SMVG(t)

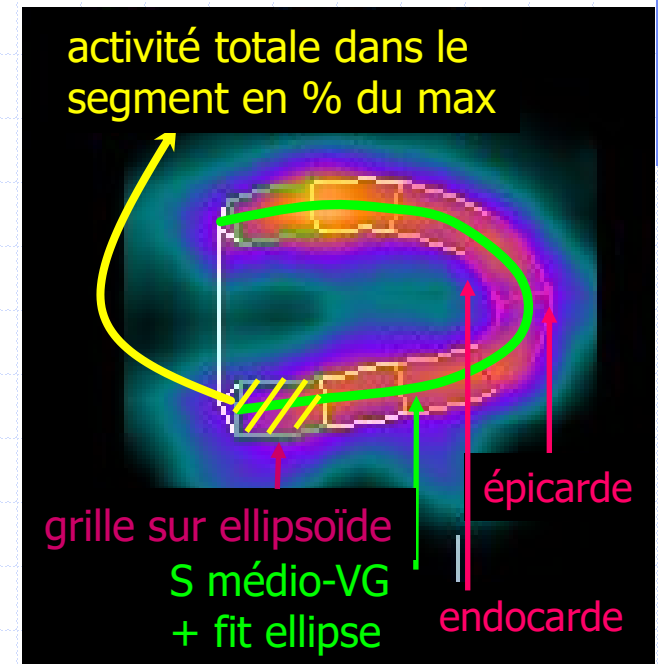
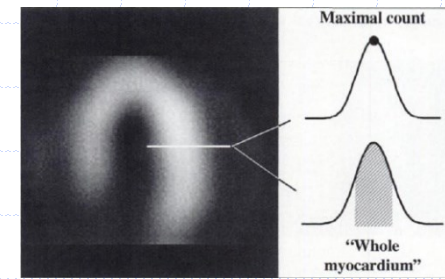
QPS[®] : « endocarde » et « épicarde »



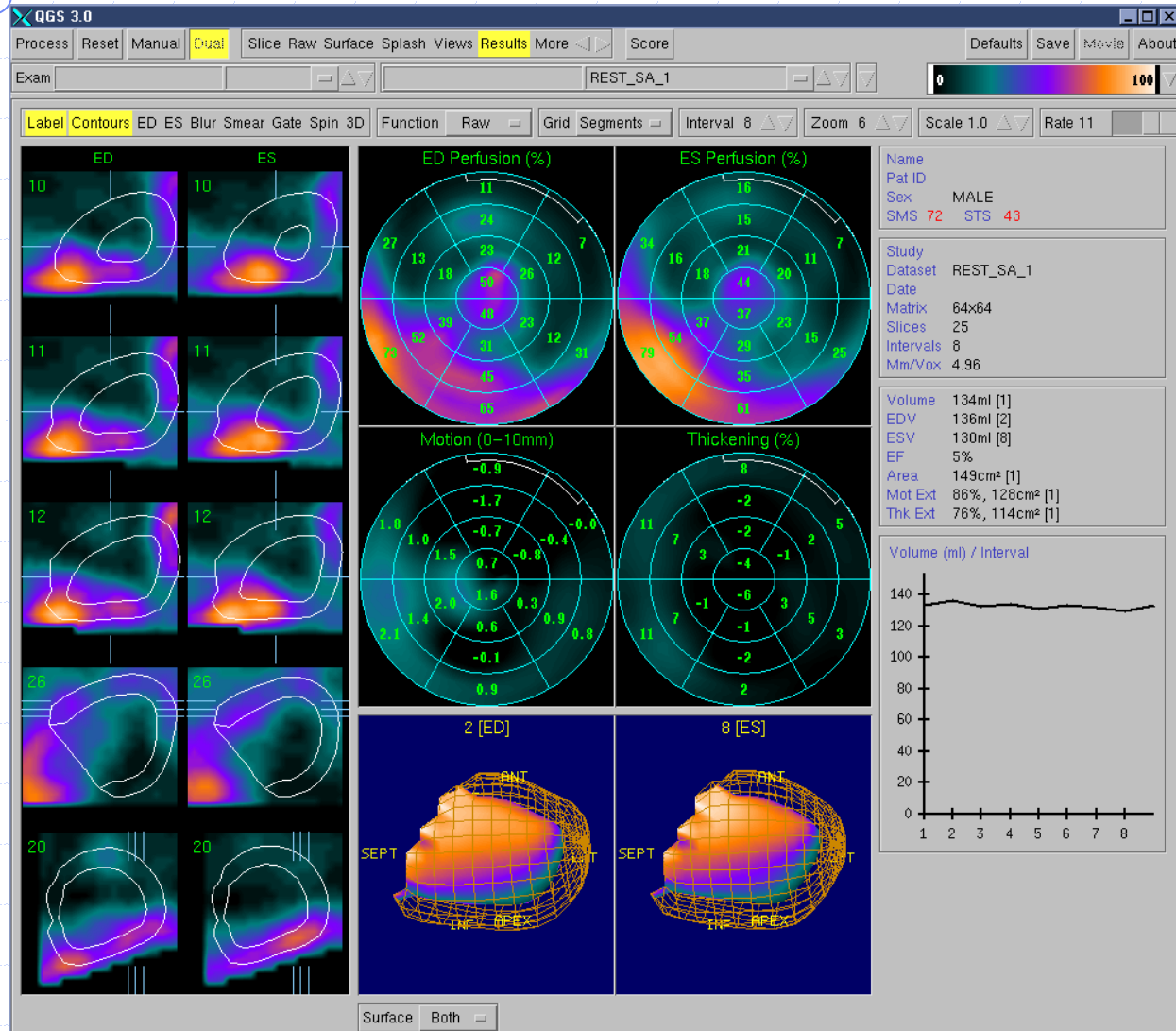
- ① $M(t) < C_m/2 \Rightarrow$ minimiser l'écart aux 4 σ voisins
- ② Affiner/ Volume myocardique = EPI-ENDO = cste(t)

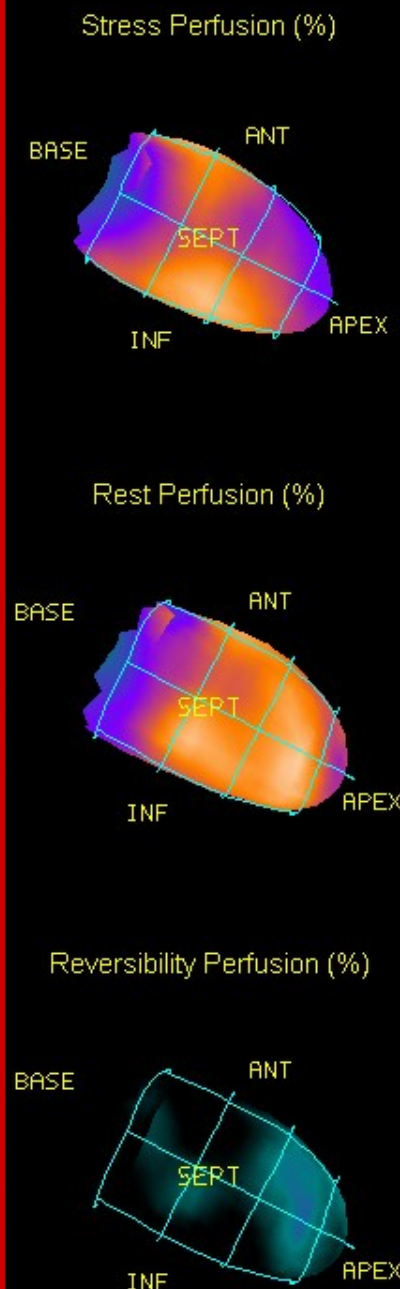
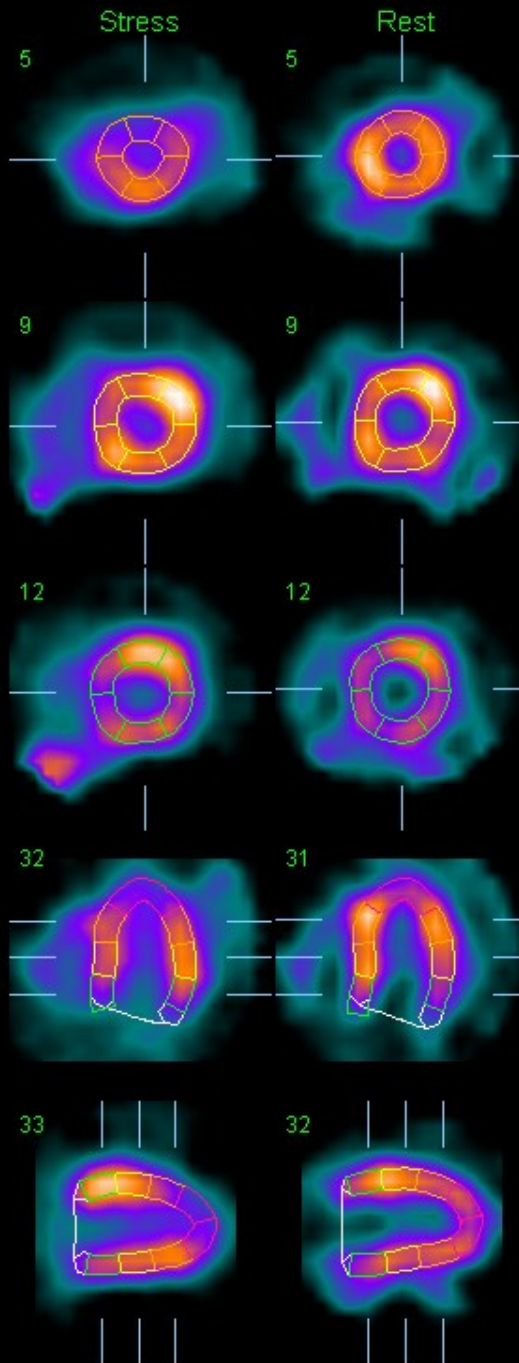
QPS[®], on a donc:

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



QPS[®]: Contrôle médical

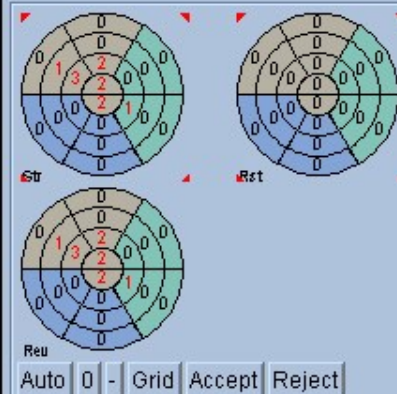




SSS 11 SRS 0 SDS 11

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 < 63 mL/m ²
Area	104cm ²
Defect	1cm ²
Extent	1%



SSS/SRS/SDS
reproducible
⇒ diagnostic
⇒ pronostic

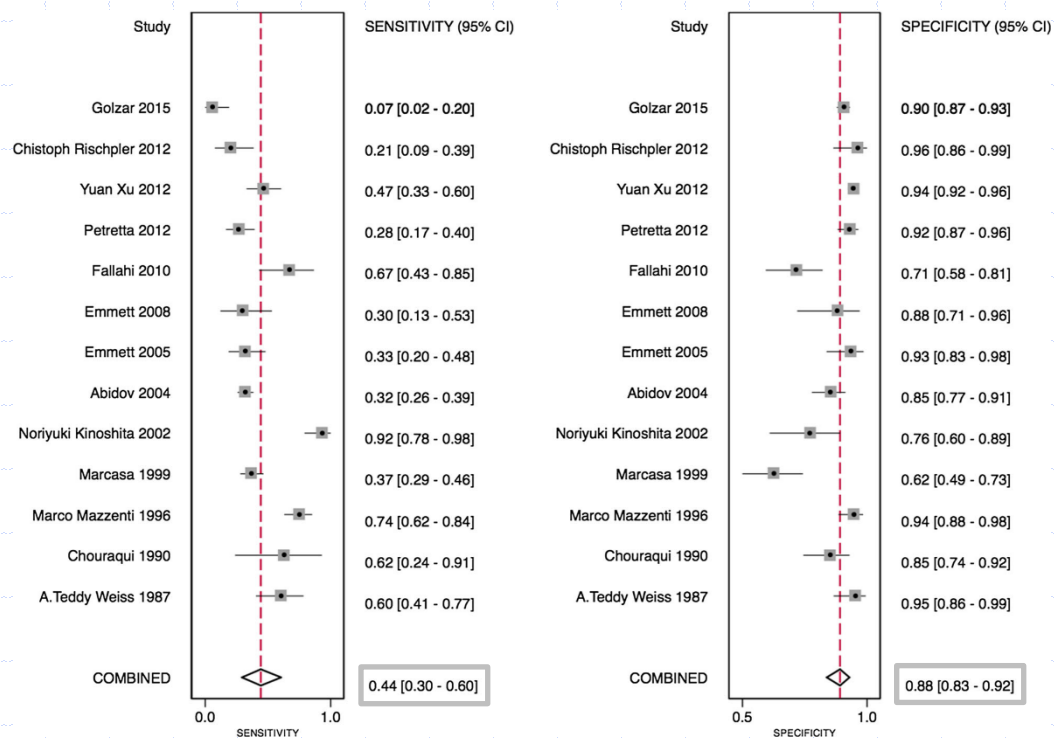
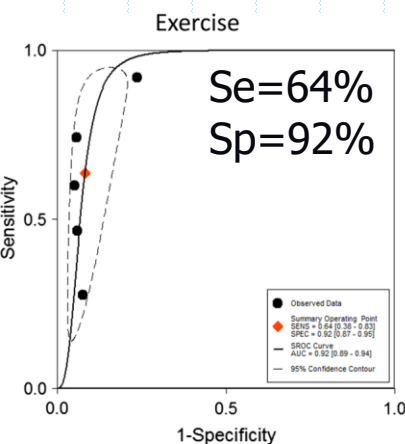
Dilatation ischémique transitoire

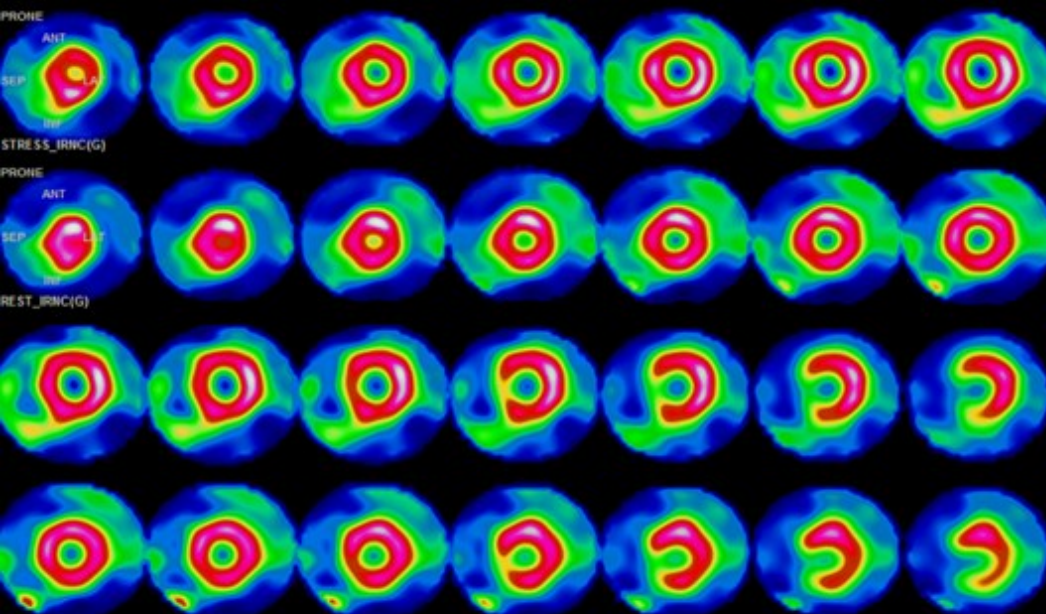
- $DEF = V_{\text{stress}} / V_{\text{repos}} > 1,12-1,38$ (sans synchro)

- Causes :

- ischémie sous
 - endocardique diffuse
- sidération de stress

- $Sp = 88\%$ pour maladie coronaire diffuse même si perfusion homogène (DNID)





STRESS_IRNC(G)

Date: 2022/09/14 09:58

SA Pixel Size: 4.00mm

SA Thickness: 4.00mm

Recon: OSEM/Bw/0.37/5

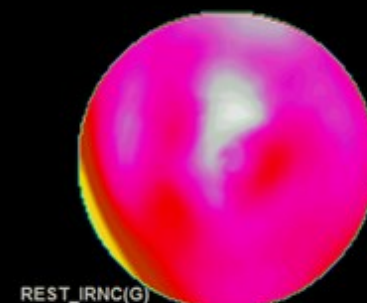
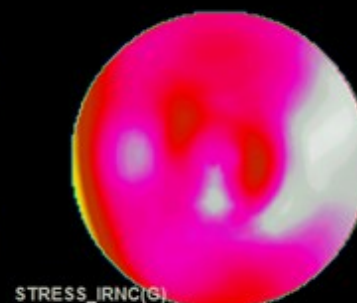
REST_IRNC(G)

Date: 2022/09/14 08:29

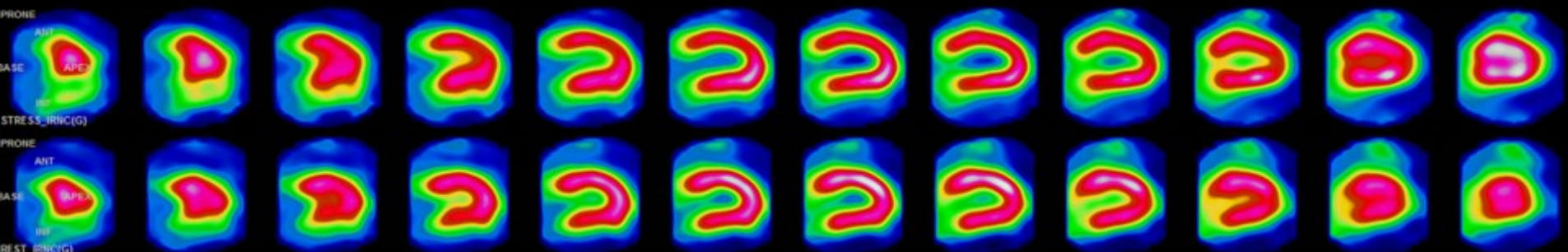
SA Pixel Size: 4.00mm

SA Thickness: 4.00mm

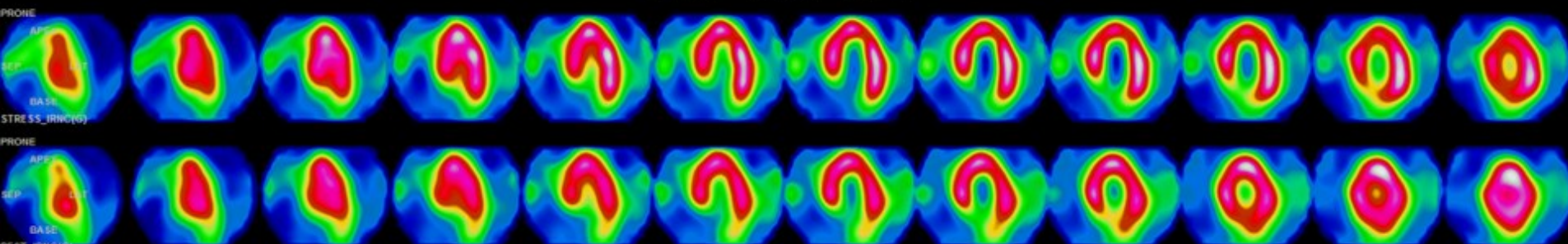
Recon: OSEM/Bw/0.4/7



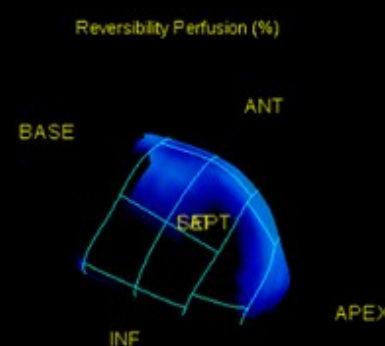
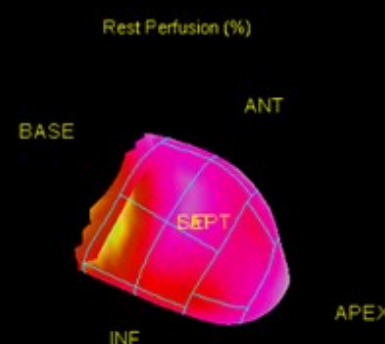
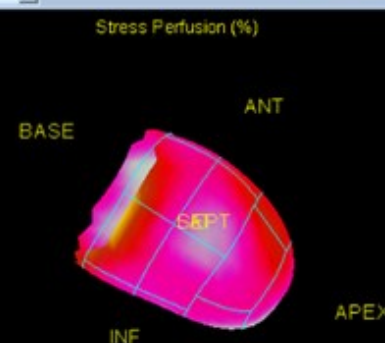
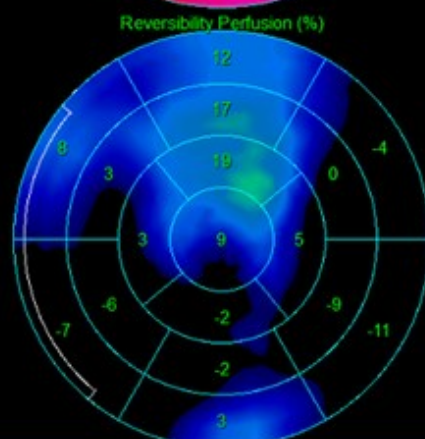
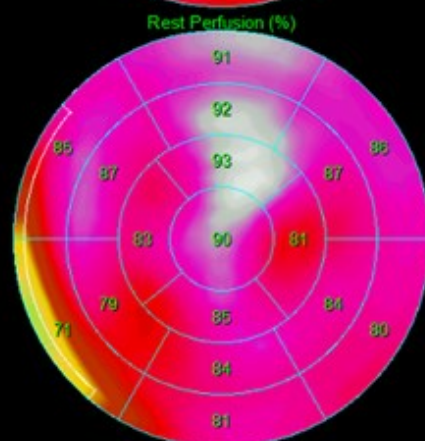
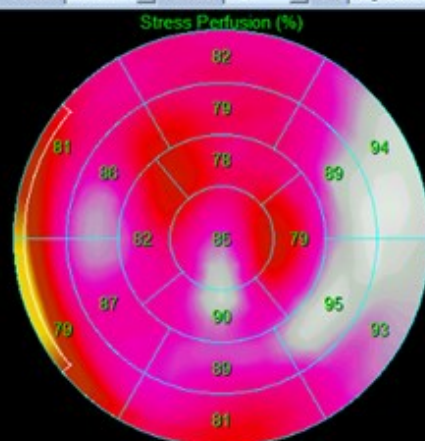
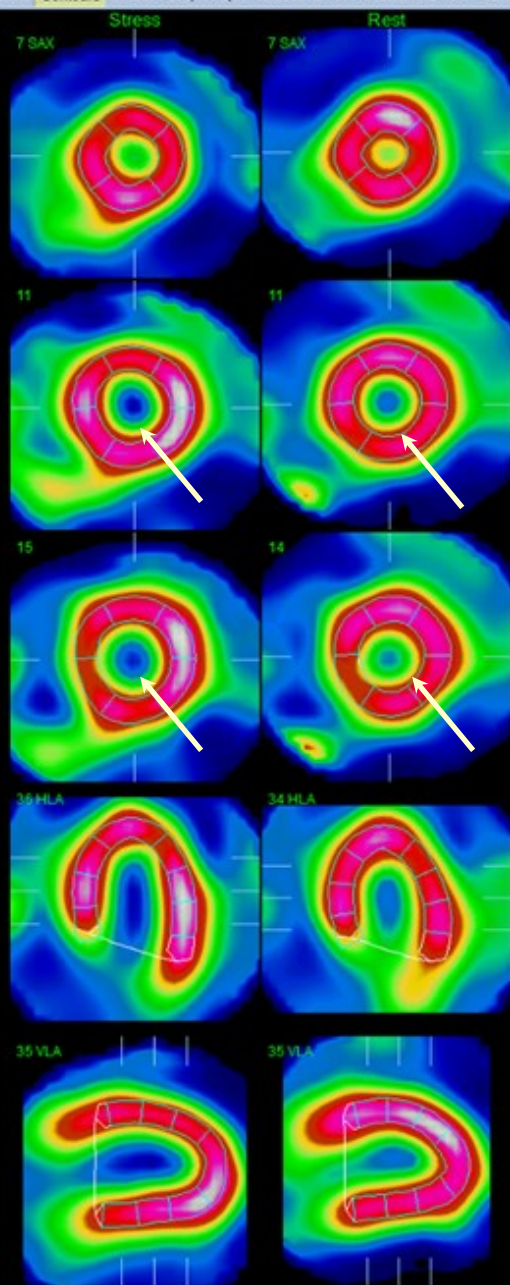
← Apical Short Axis Basal →



← Septal Vertical Axis Lateral →



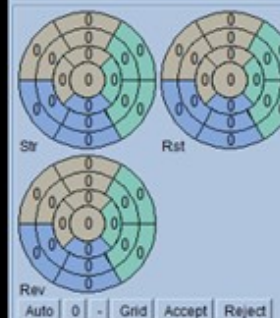
← Inferior Horizontal Axis Anterior →



Name THIEBAULT GEORGES
Pat ID 003607187
Sex MALE
Limits --
SSS 0 SRS 0 SDS 0
SS% 0 SR% 0 SD% 0

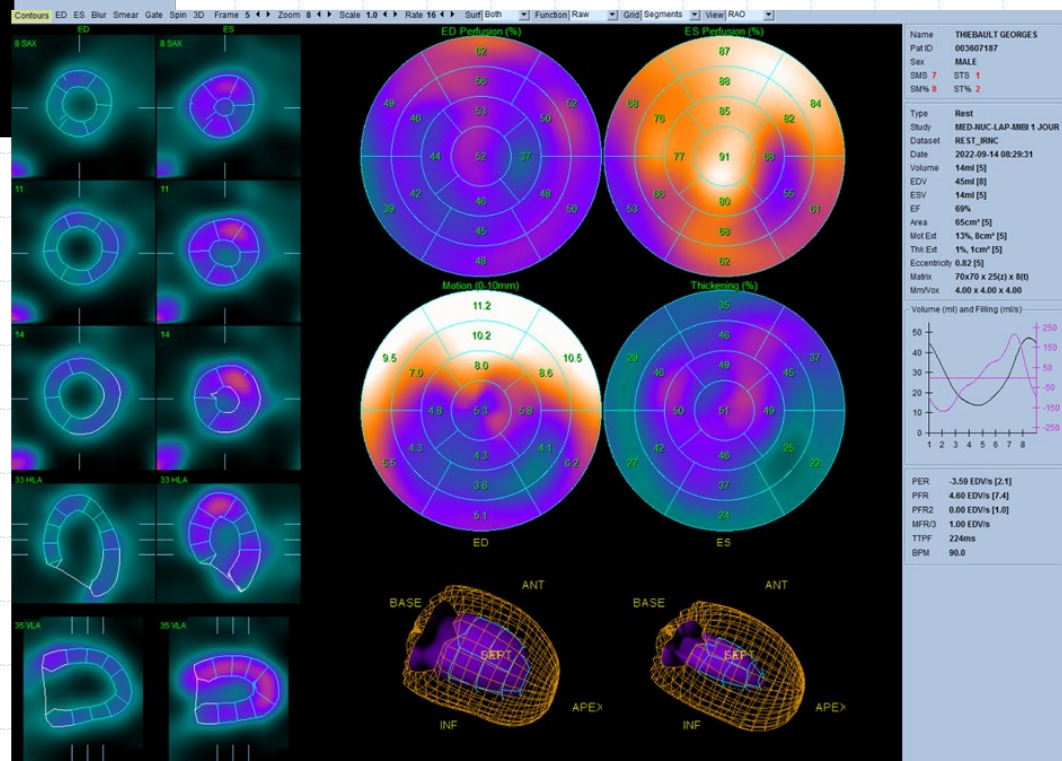
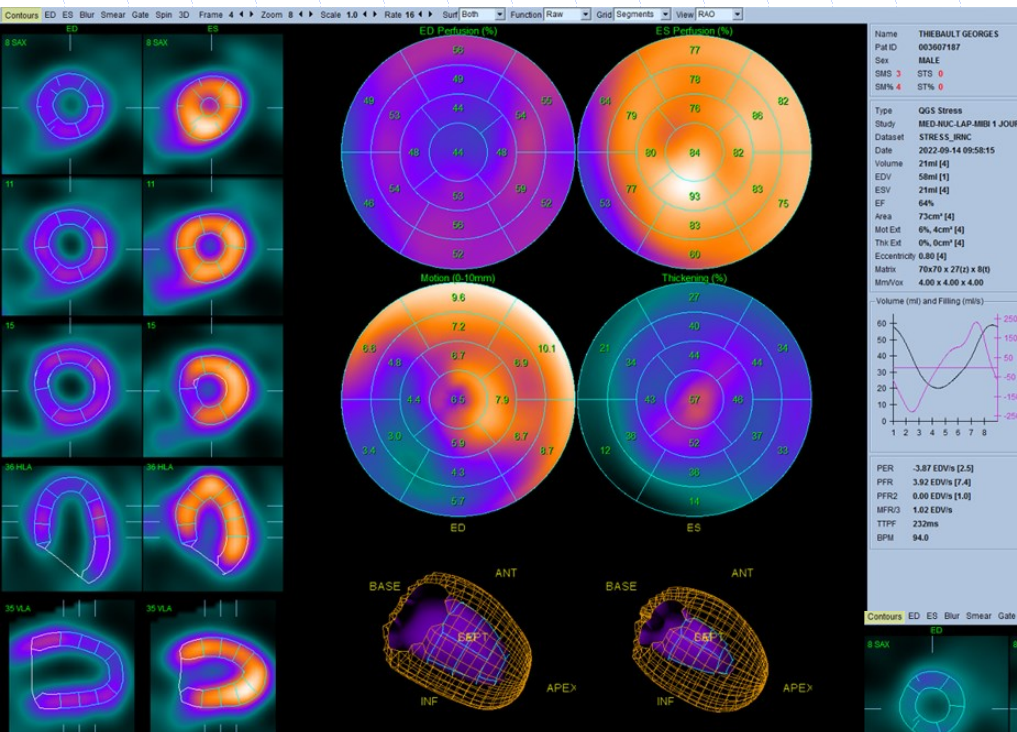
Study MED-NUC-LAP-MIBI 1 JOUR
Dataset STRESS_IRMC
Date 2022-09-14 09:58:15
Database MaleProneStressMB
Volume 41ml
Area 74cm²
Defect 8cm²
Extent 11%
TPD 11%
Eccentricity 0.84

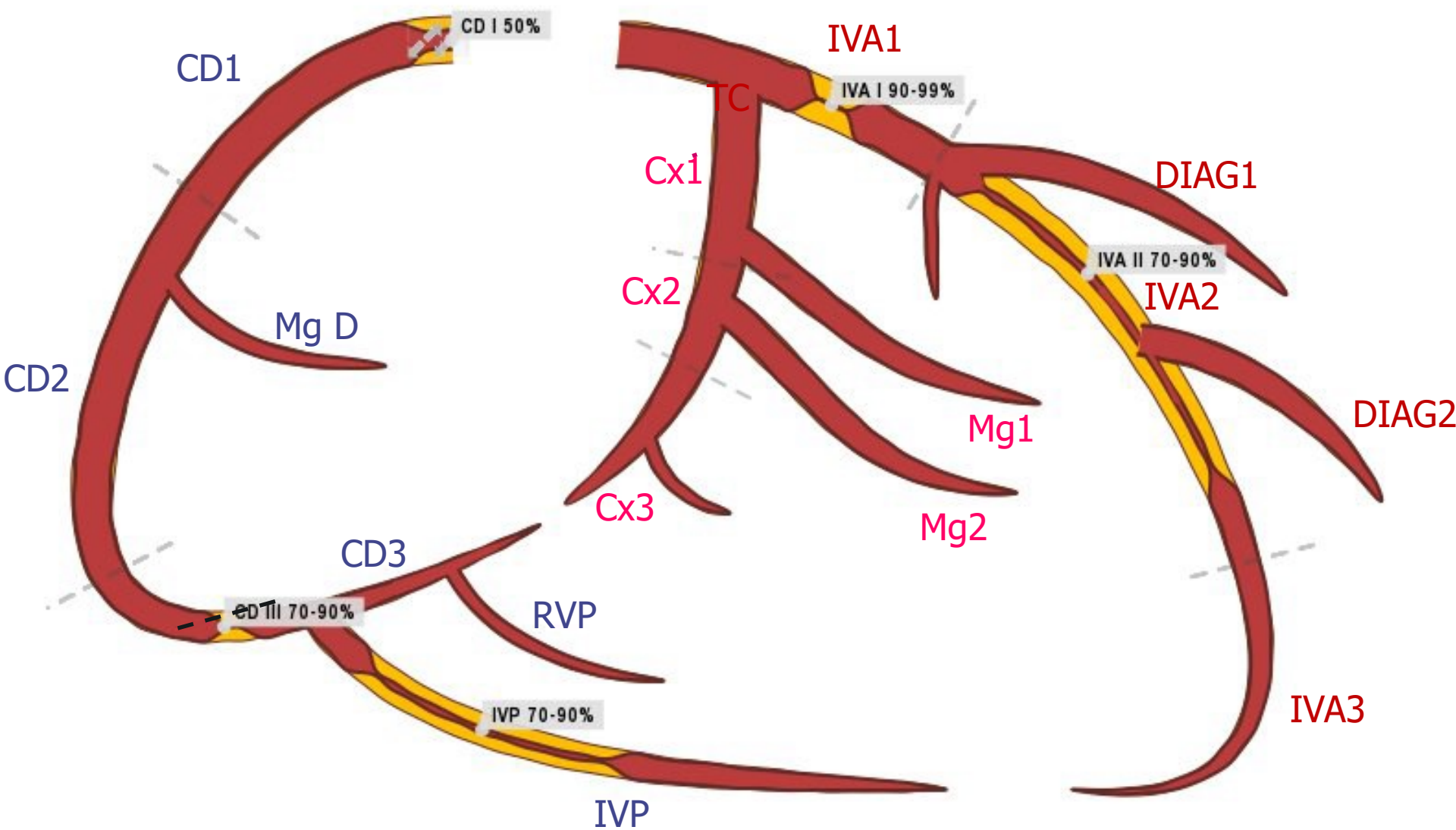
Study MED-NUC-LAP-MIBI 1 JOUR
Dataset REST_IRMC
Date 2022-09-14 08:29:31
Database <No Matches>
Volume 31ml
Area 66cm²
Defect --
Extent --
TPD --
Eccentricity 0.80



Rev Auto 0 - Grid Accept Reject

$$\frac{V_{stress}}{V_{reps}} = \frac{41}{31} = 1,32$$





QUANTIFICATION DE LA PERFUSION

- Importante en routine clinique
 - Reproductibilité, normes,
 - ↑ Se et Spé diagnostique (DIT, Remodelage VG)
- 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

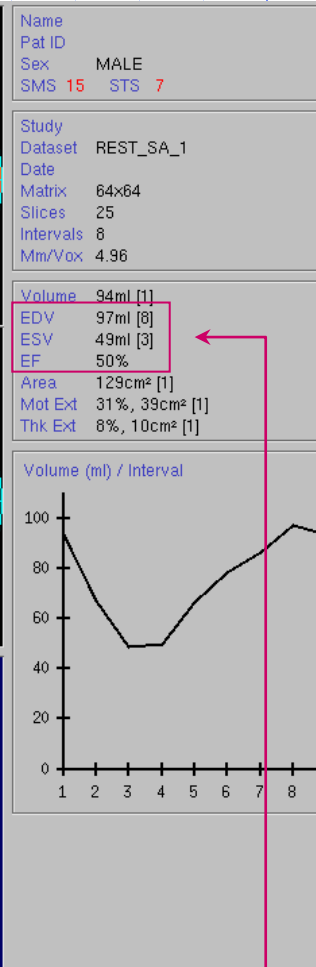
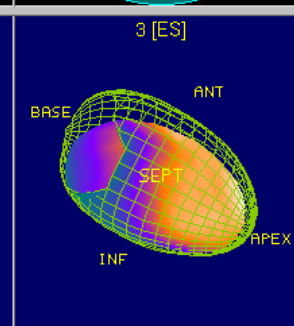
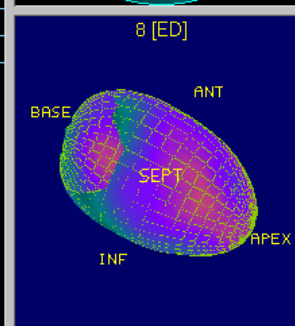
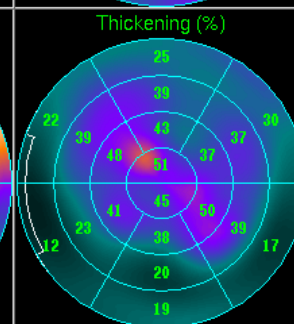
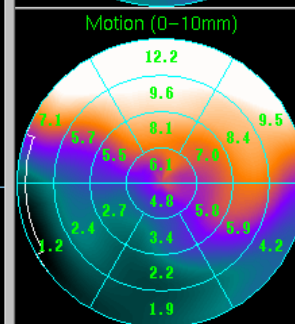
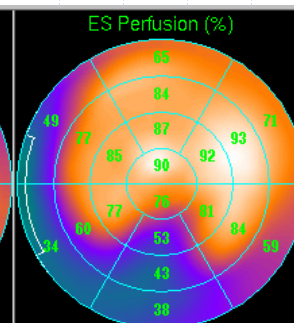
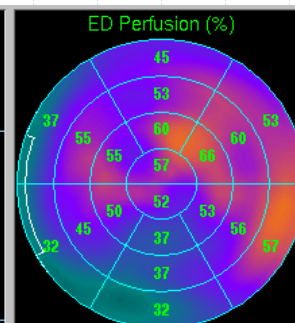
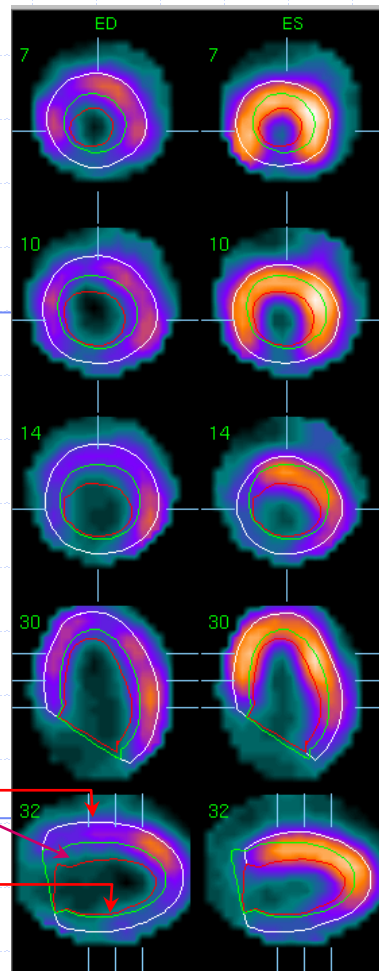
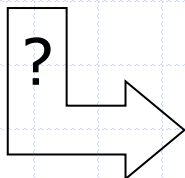
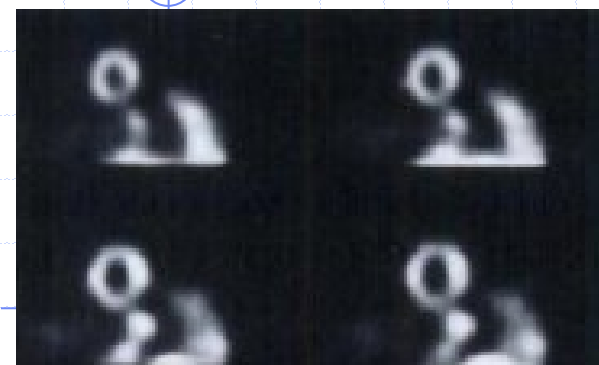
Volumes télé-diastolique et systolique

Fraction d'éjection VG

Cinétique pariétale et épaissement

Autres paramètres

Objectifs



épicaarde

mouvement
endocarde

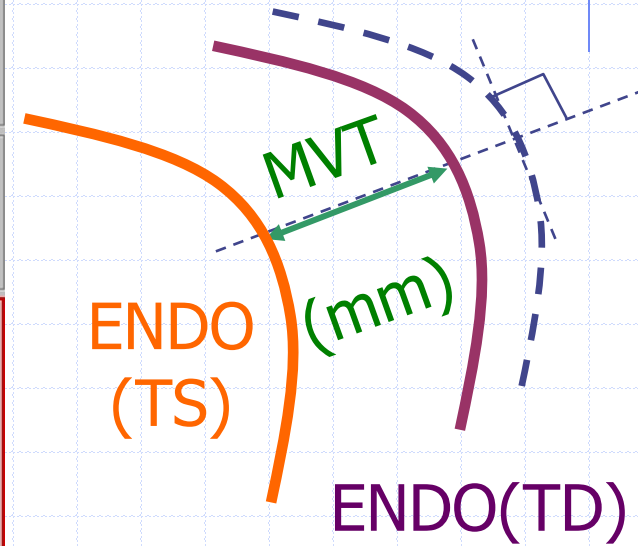
épaississement

volumes & fraction d'éjection

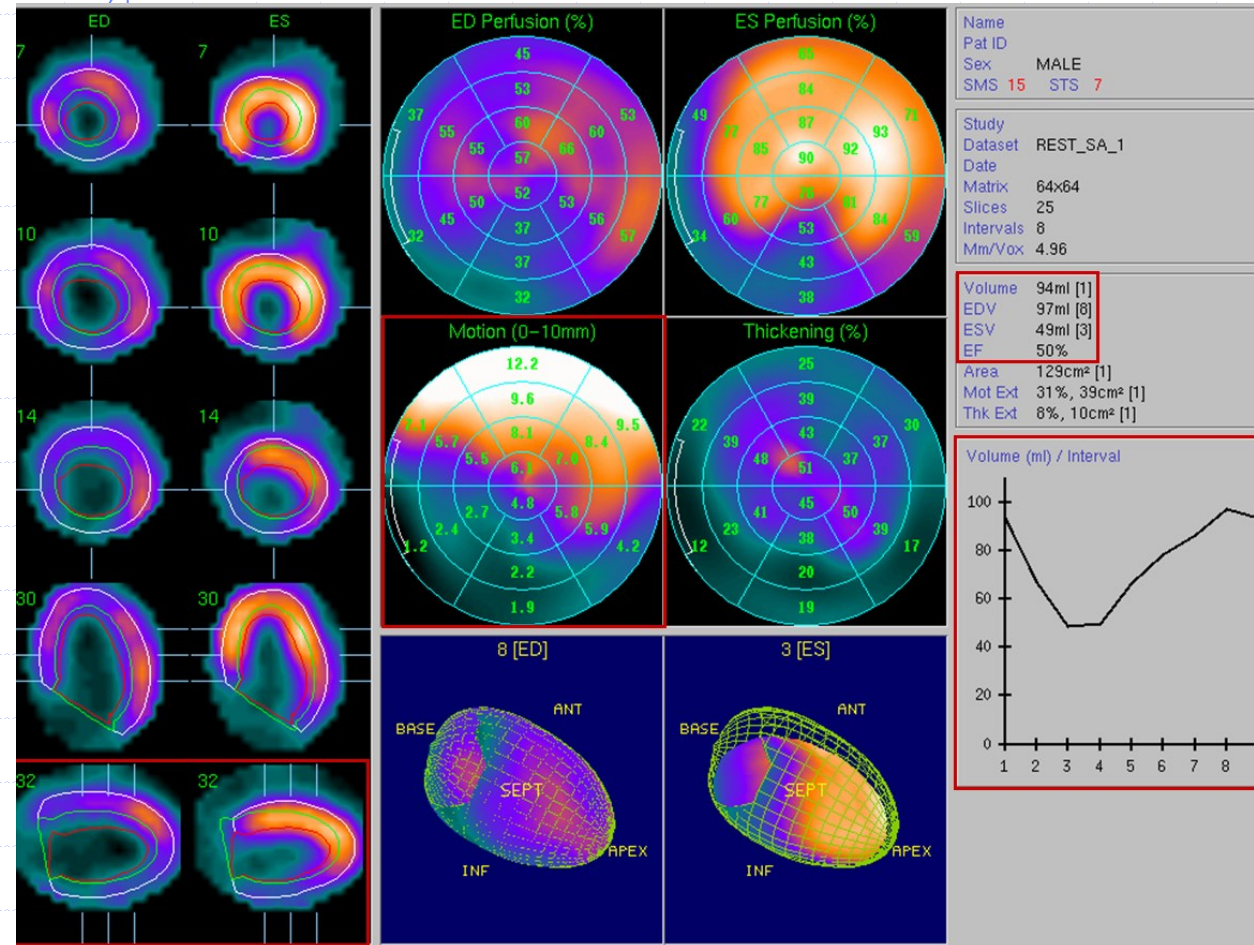
QGS[®]: Mouvement pariétal et FE

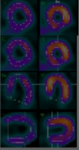


SMVG moyenne
entre TD et TS



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





[D 68] Dans ces images, pourquoi le signal SPECT sur le myocarde est-il moins intense en diastole (ED) par rapport à la systole (ES) ?



1

Parceque la fixation du traceur varie dans le myocarde entre systole et diastole.

2

Parcequ'il y a une anomalie de perfusion myocardique.

3

Parceque la radioactivité est sur-estimée en systole du fait du fait de la tachycardie.

4

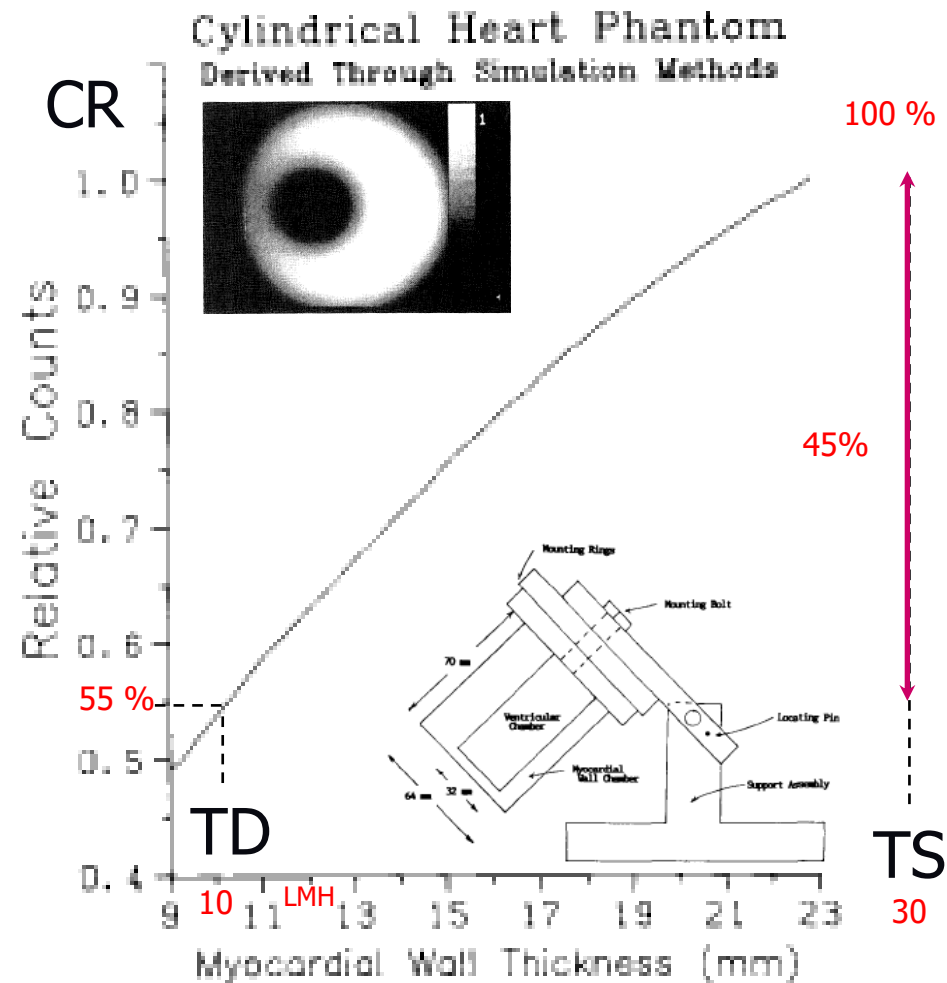
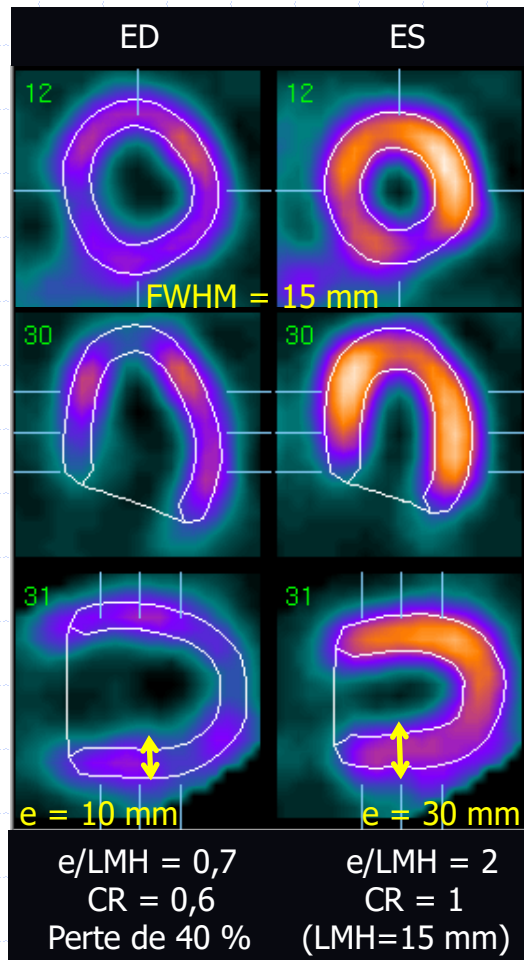
Parceque le myocarde est plus épais en systole qu'en diastole.

5

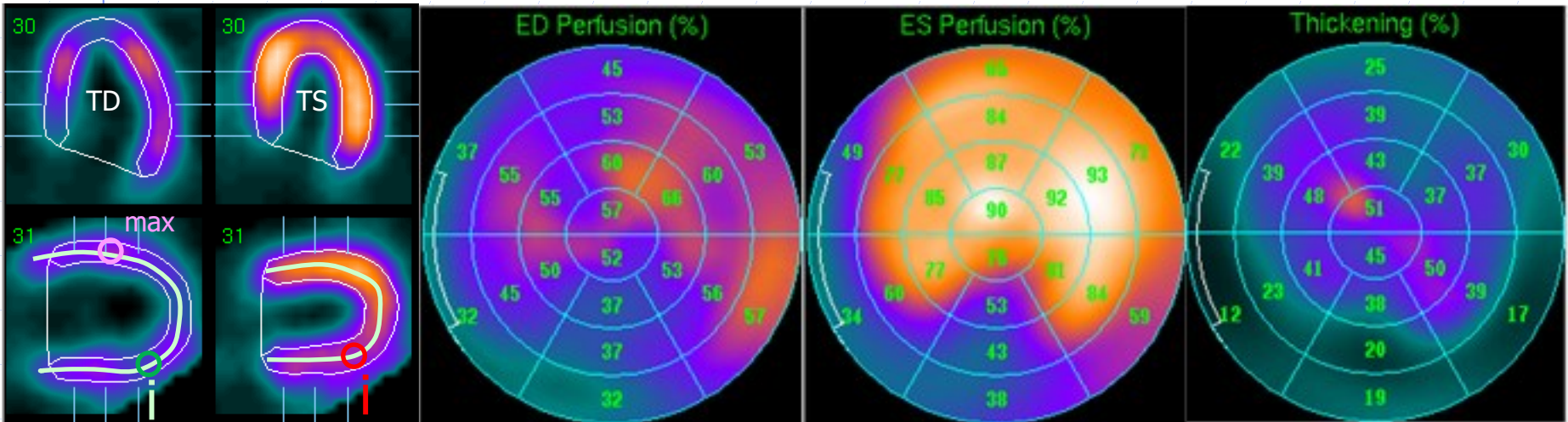
Parcequ'il n'y a pas de nécrose.

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

QGS[®] : Épaississement systolique



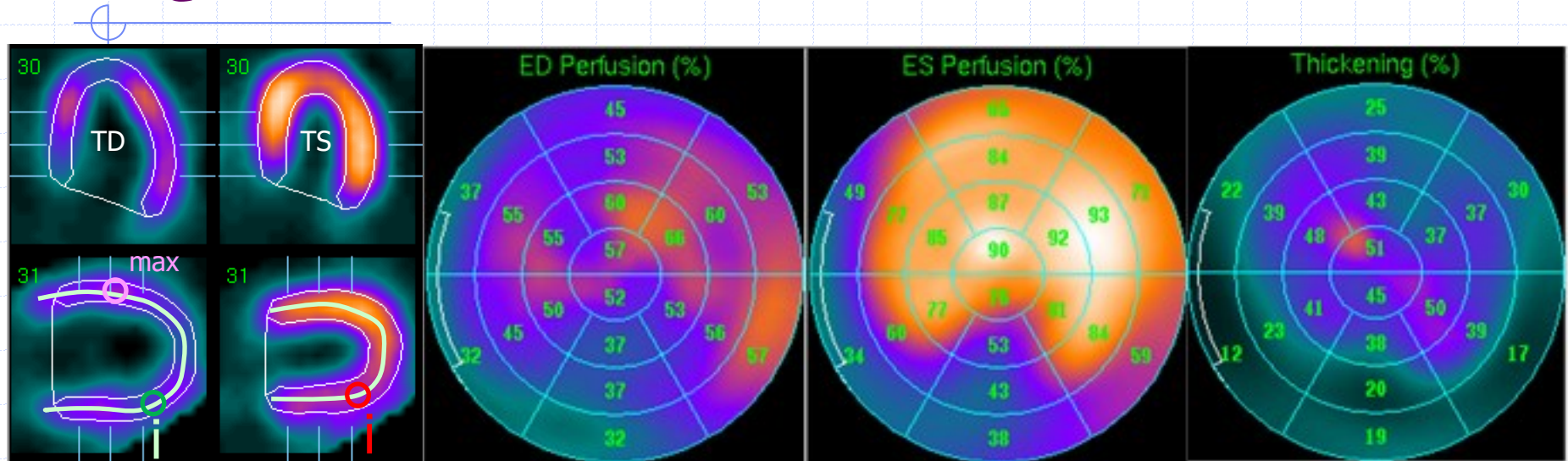
QGS[®] : Épaississement systolique



$$\frac{C_{SMVG}(TS, i) - C_{SMVG}(TD, i)}{\text{Max } C_{SMVG}(TD)} = L(i) - 1$$

$L=1,5$ correspond donc à un épaississement de 50% (si $\gamma_{TS}=1$)

QGS[®] : Épaississement systolique

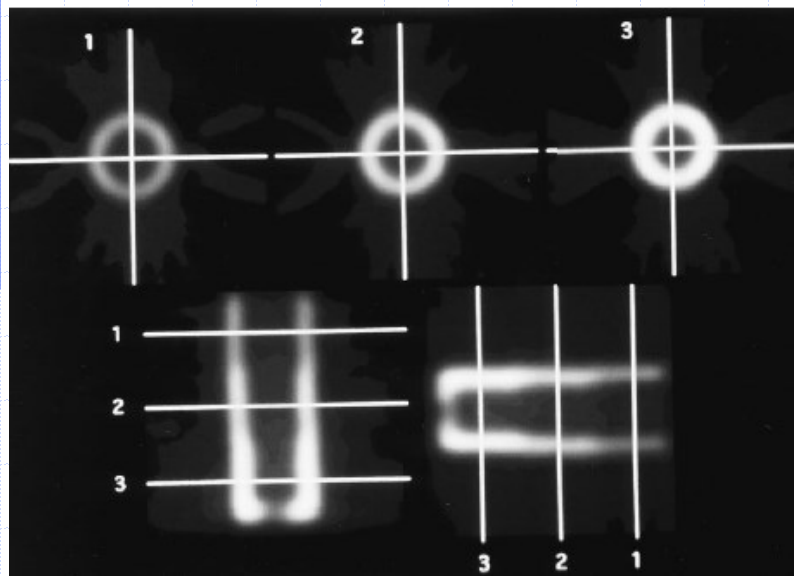


$$\frac{C_{SMVG}(TS, i) - C_{SMVG}(TD, i)}{\text{Max } C_{SMVG}(TD)} = \gamma_{TS} \cdot L(i) - 1$$

$L=1,5$ correspond donc à un épaississement de 50% (si $\gamma_{TS}=1$)

γ_{TS} : facteur de normalisation pour un volume myocardique constant dans le temps

QGS[®] : validation métrologique



Dual
Detector:
180°

Thickening (L(TS,i))

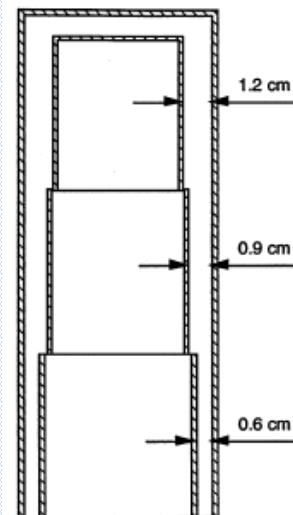
1.00 (0%)	1.00 ± 0.09
1.33 (33%)	1.33 ± 0.15
1.50 (50%)	1.53 ± 0.17
2.00 (100%)	2.03 ± 0.22

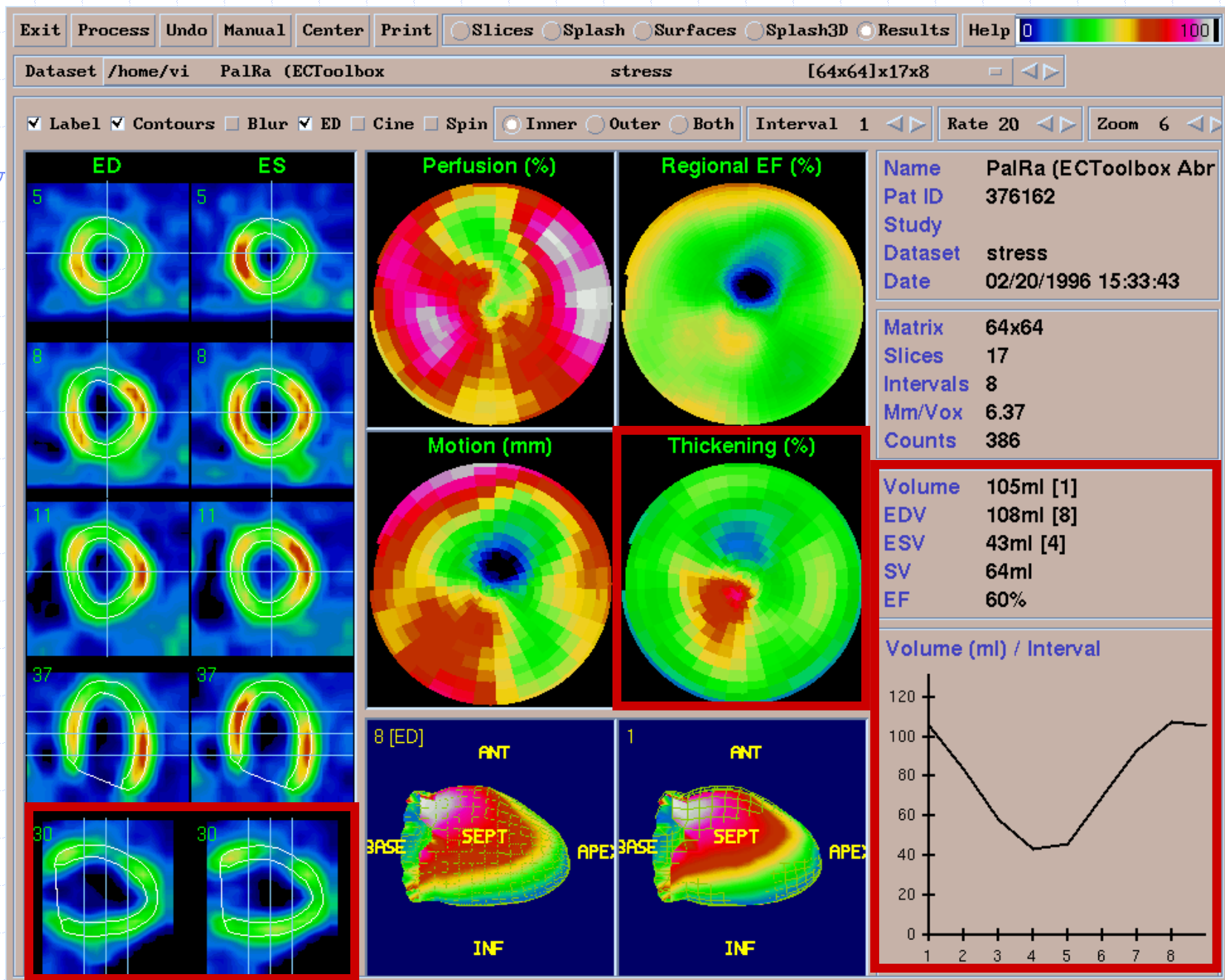
2 ± 2 %

Motion(MVT)

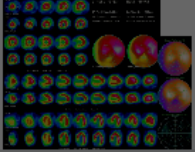
0 mm	0.01 ± 0.21
3 mm	2.66 ± 0.44
6 mm	5.32 ± 0.67

10 ± 1 %





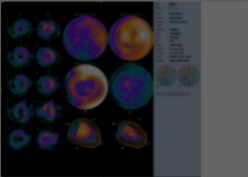
[D 73-74] Sur cette TSM réalisée en decubitus dans le cadre d'un dépistage d'ischémie myocardique silencieuse chez une homme de 60 ans, DNID...



1

Il existe un hyposignal inférieur hétérogène et non réversible.

2



L'épaississement systolique est conservé sur tout le VG, y compris en inférieur.



3

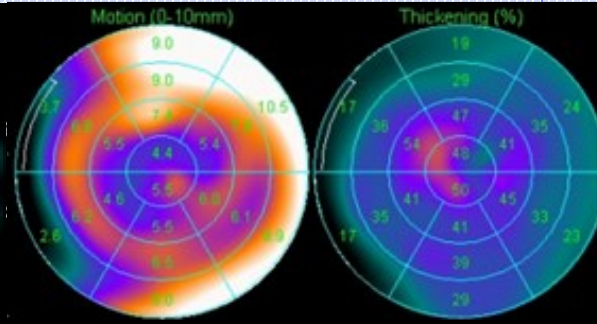
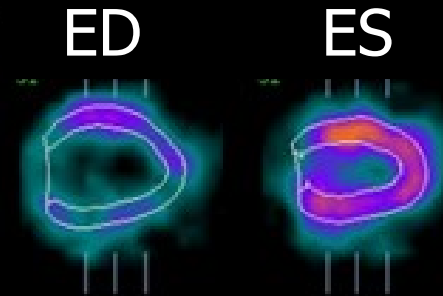
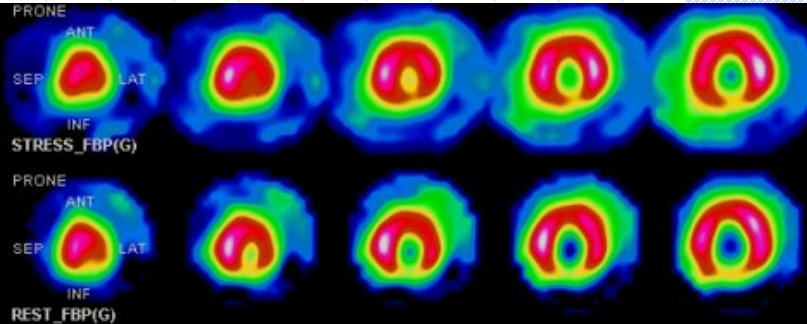
La cinétique segmentaire est conservée sur tout le VG, y compris en inférieur.

4

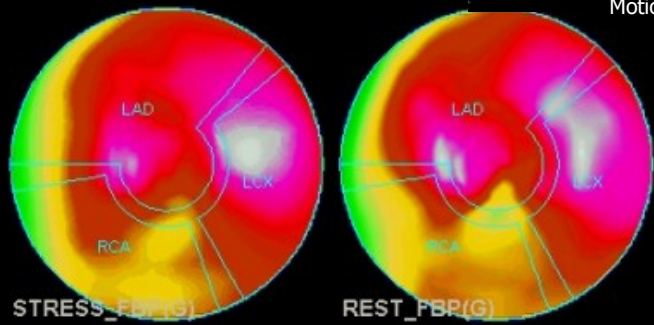
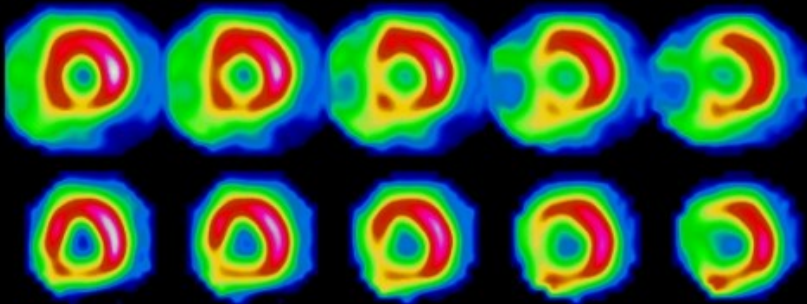
Il n'existe pas d'élément scintigraphique évocateur d'ischémie myocardique silencieuse.

5

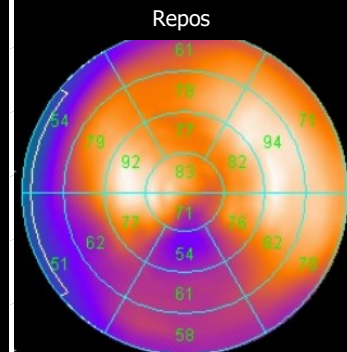
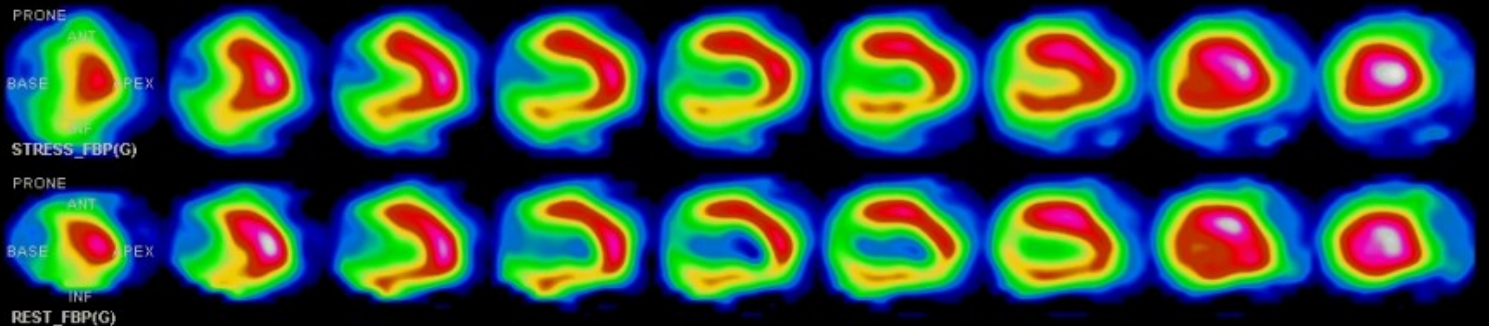
L'examen est strictement normal.



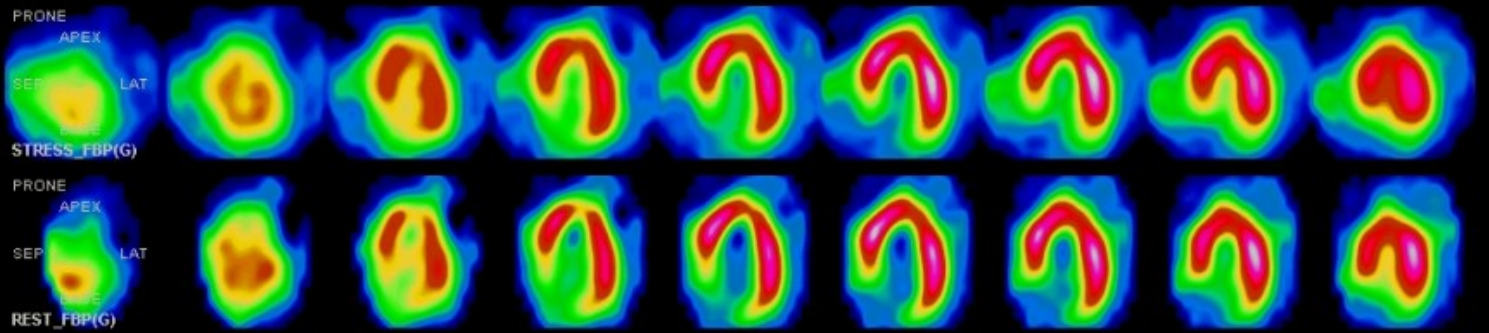
Motion Thickening



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

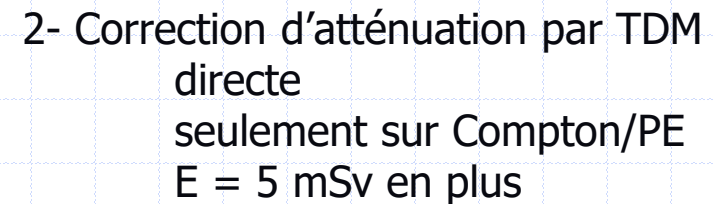
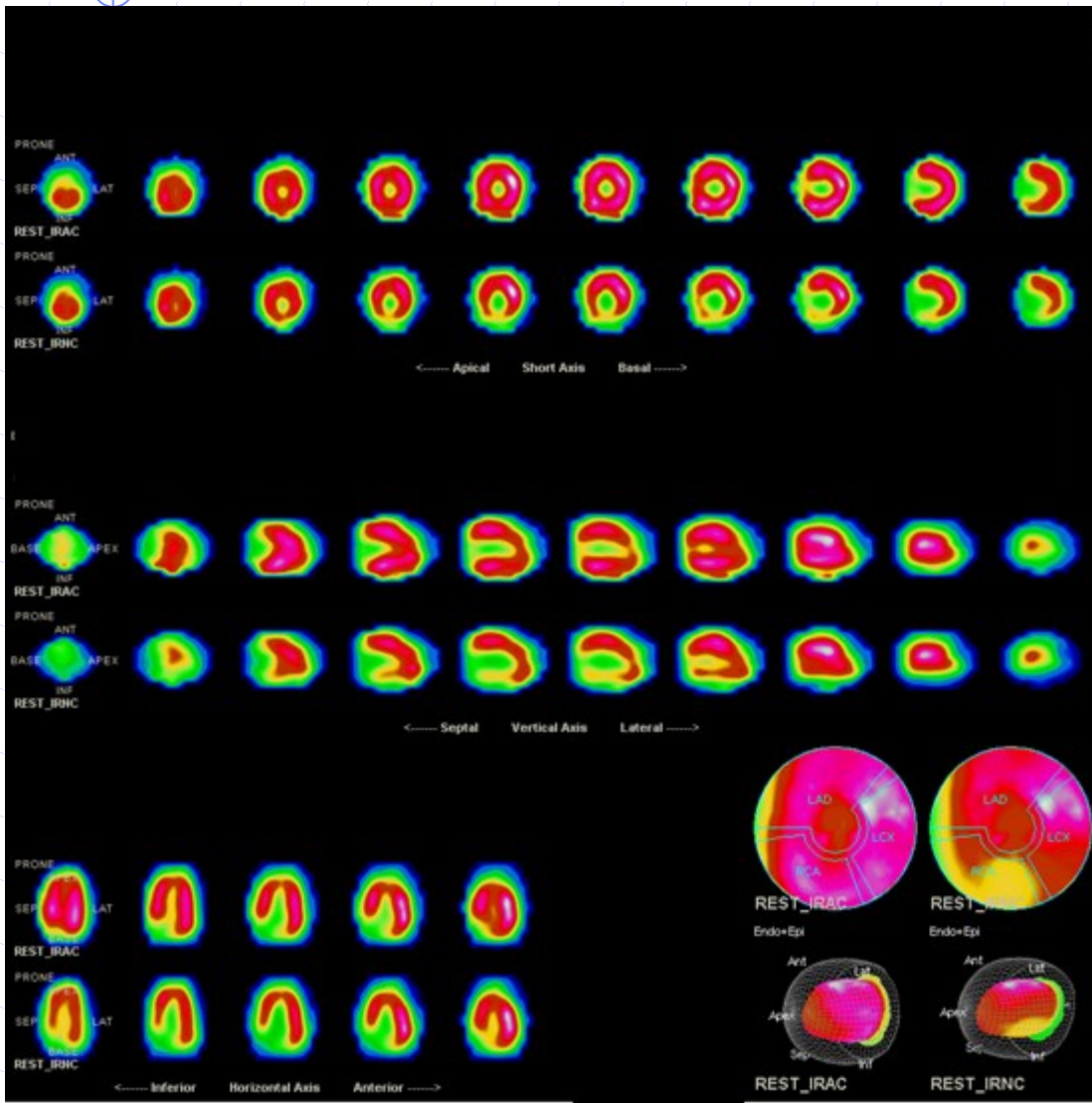


<----- Septal Vertical Axis Lateral ----->



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

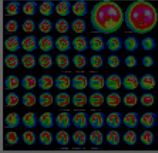




En pratique, pour des sténoses > 50%

Bateman 2005: N=116 CA Mowatt: N=3032 (méta)		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	

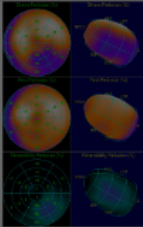
Benkiran 2015 : N=70 (suivi 2 ans, 13 CA)	TSM	+ ES	+ TDM
Sensibilité %	77	69	67
Spécificité %	60	98	81
Exactitude %	63	93	79



[D 81-82] Cette scintigraphie a été réalisée en dépistage d'IMS chez une homme de 54 ans HIV asymptomatique.



1

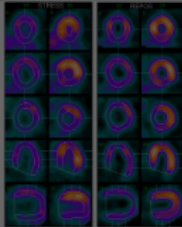


On y observe une
ischémie
myocardique
inférieure et inféro-
latérale.

5

Il existe une sidération de stress.

2



L'épaississement
systolique est
normal au repos.



6

Une sténose > 80% de l'artère circonflexe est
probable.

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

3

L'épaississement systolique est normal au stress.

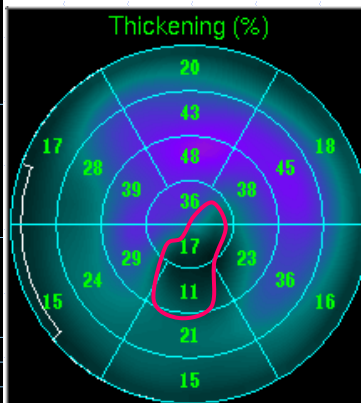
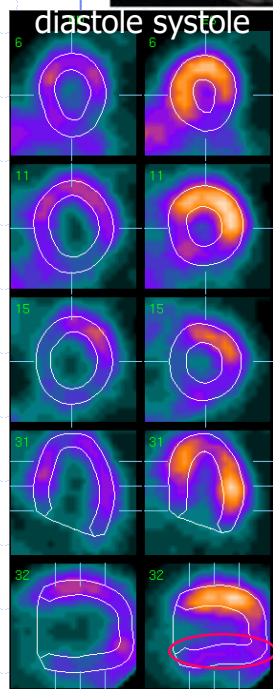
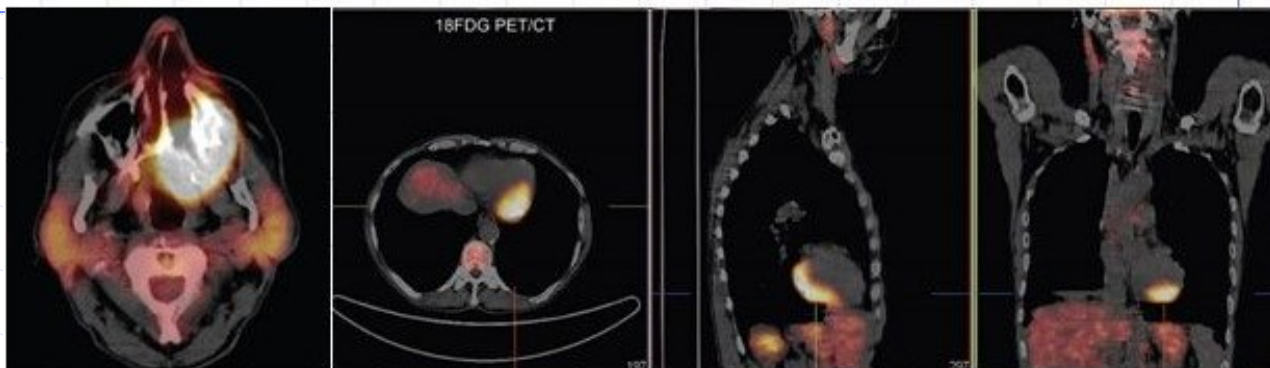
7

Une coronarographie à visée thérapeutique est
indiquée dans un délai bref.

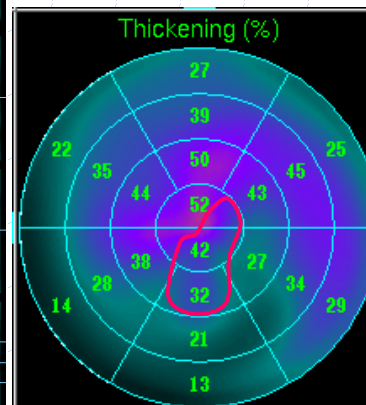
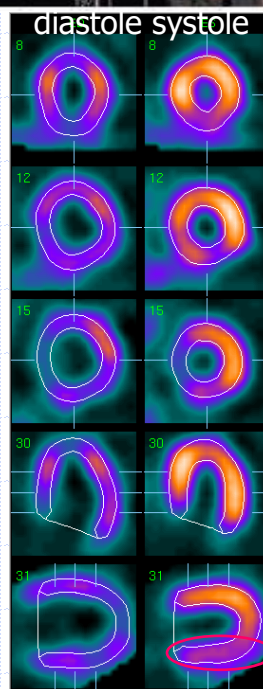
4

Il existe une hypokinésie de stress réversible au
repos.

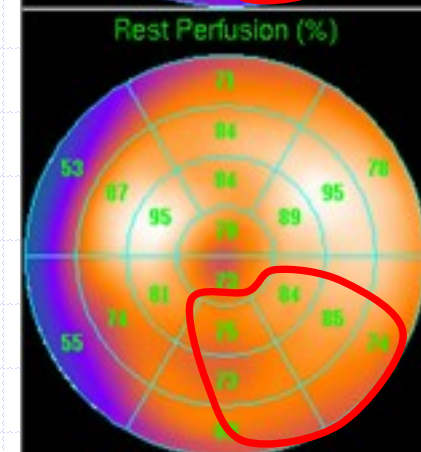
CC: ♂ 54 ANS HIV, LBDGC ASYMPTOMATIQUE



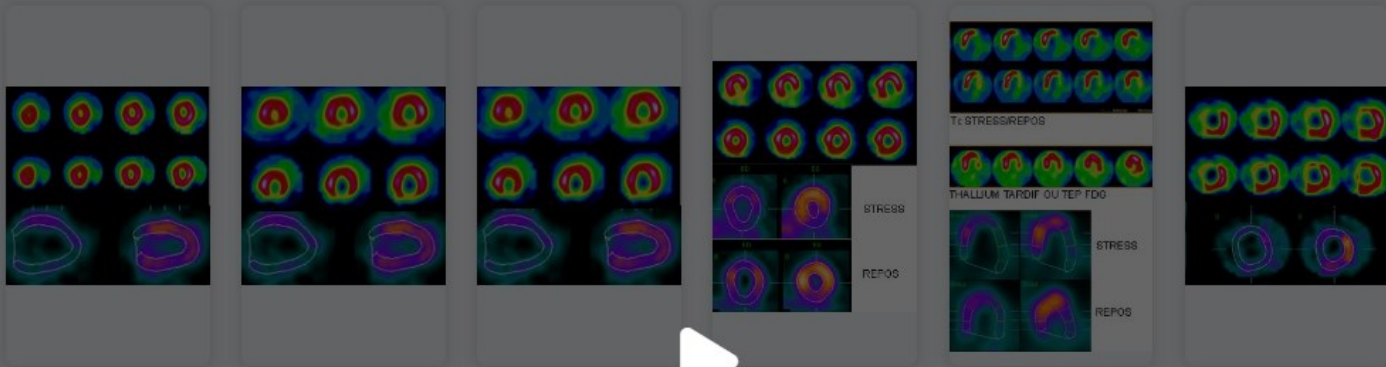
EFFORT



REPOS



Classez ces images type dans la spirale ischémique:



1

2

3

4

5

6

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

A

B

C

D

E

F

Absence
d'anomalie
de perfusion

Hibernation

Ischémie
myocardique

Nérose
myocardique

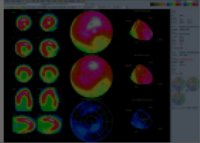
Ischémie
avec
sidération de
stress

Absence
d'anomalie
de perfusion



[D 76-78] Homme 68 ans, 70 kg. TSM à 6 mois d'un ST+ CD2 stenté + stents IVA3 et DIAG1. Hypokynésie INF, INFLAT et INFSEPTALE avec FE=50% à l'échographie. Q en INF à l'ECG.

1

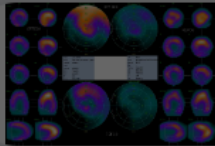


La TSM en decubitus montre une hypoactivité non réversible en inférieur, inférolatéral et inferoseptobasal.

2

Il existe une dilatation ischémique transitoire.

3



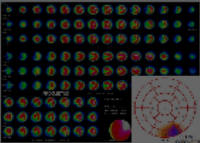
L'épaississement systolique est altéré en inférieur, inférolatéral et inferoseptobasal.

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

4

Les fractions d'éjection sont altérées et contredisent celle mesurées à l'échographie.

5



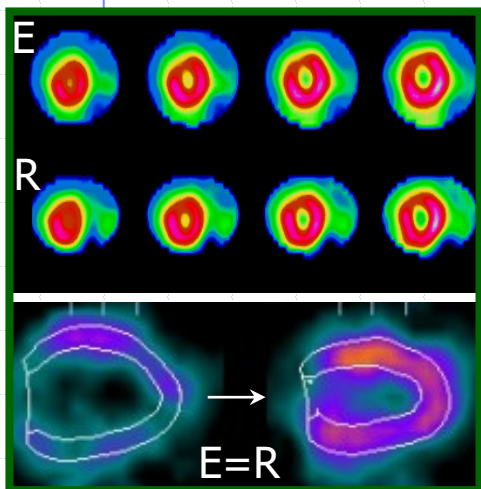
L'acquisition en procubitus est faussement négative du fait d'une activité digestive qui rend fausse la correction d'atténuation par TDM.

6

Le diagnostic final le plus vraisemblable est celui d'une séquelle inférobasale très limitée (5% du VG).

SYNTHESE

NORMAL



DIASTOLE SYSTOLE

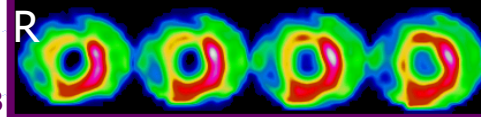
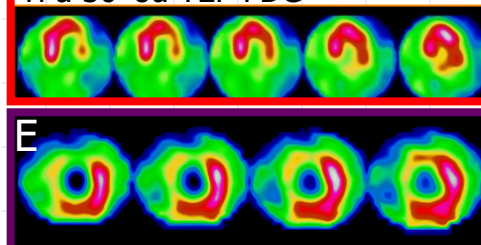
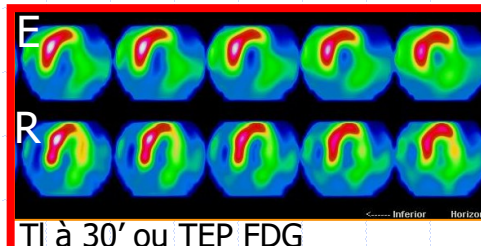
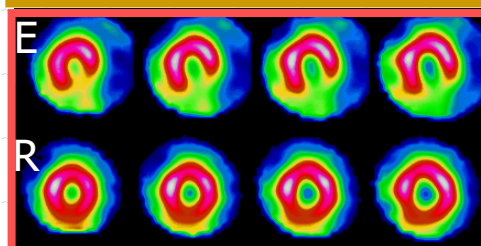
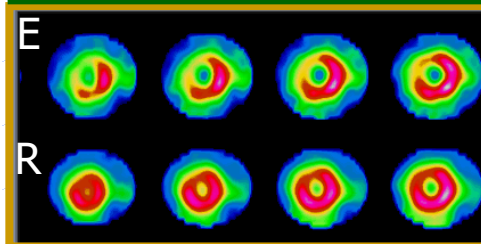
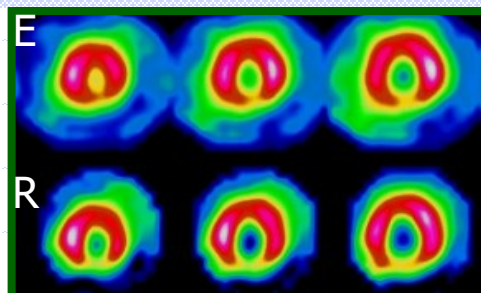
NORMAL
(ARTEFACT)

ISCHEMIE
Sténose
de 50 à 80%

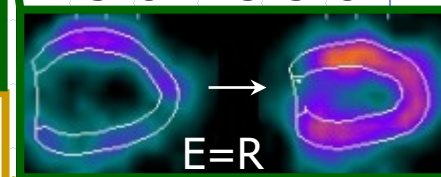
SIDERATION
D'EFFORT
Sténose
> 80%

ISCHEMIE E/R
VIABLE
(HIBERNATION)

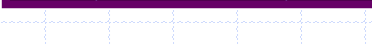
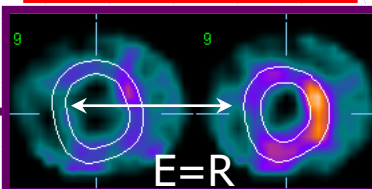
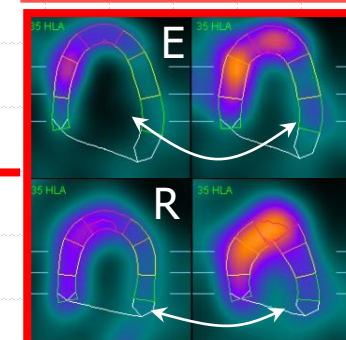
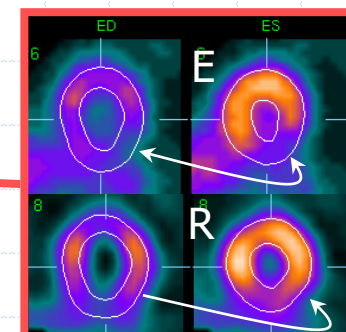
NECROSE



DIASTOLE SYSTOLE



DIASTOLE SYSTOLE

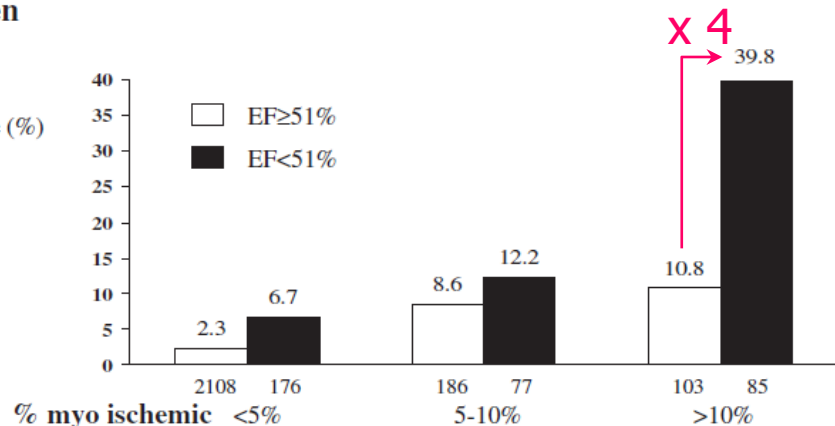


QGS[®] : APPORT PRONOSTIQUE



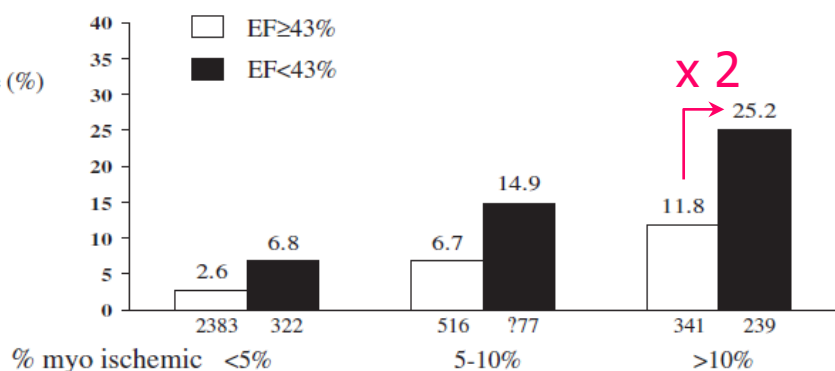
A women

3-year
Adjusted
Event Rate (%)



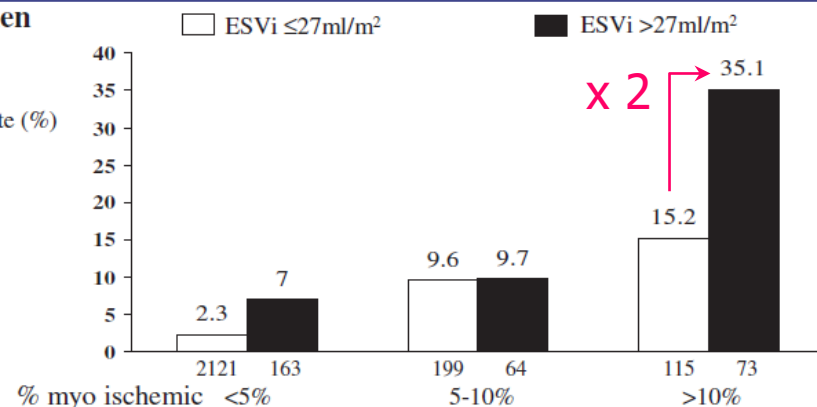
B men

3-year
Adjusted
Event Rate (%)



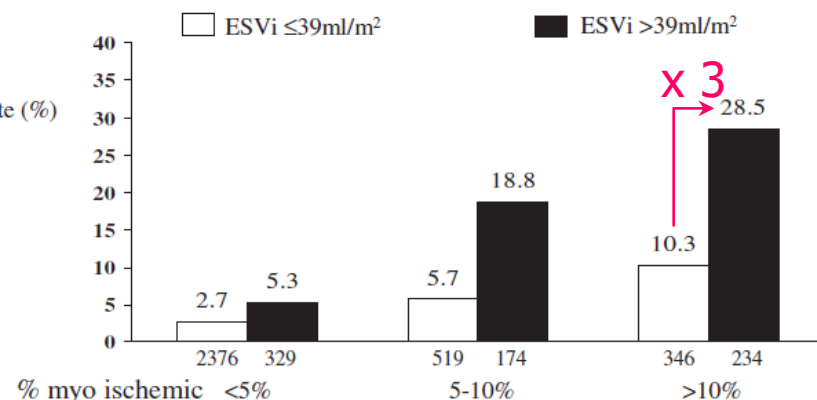
A women

3-year
Adjusted
Event Rate (%)



B men

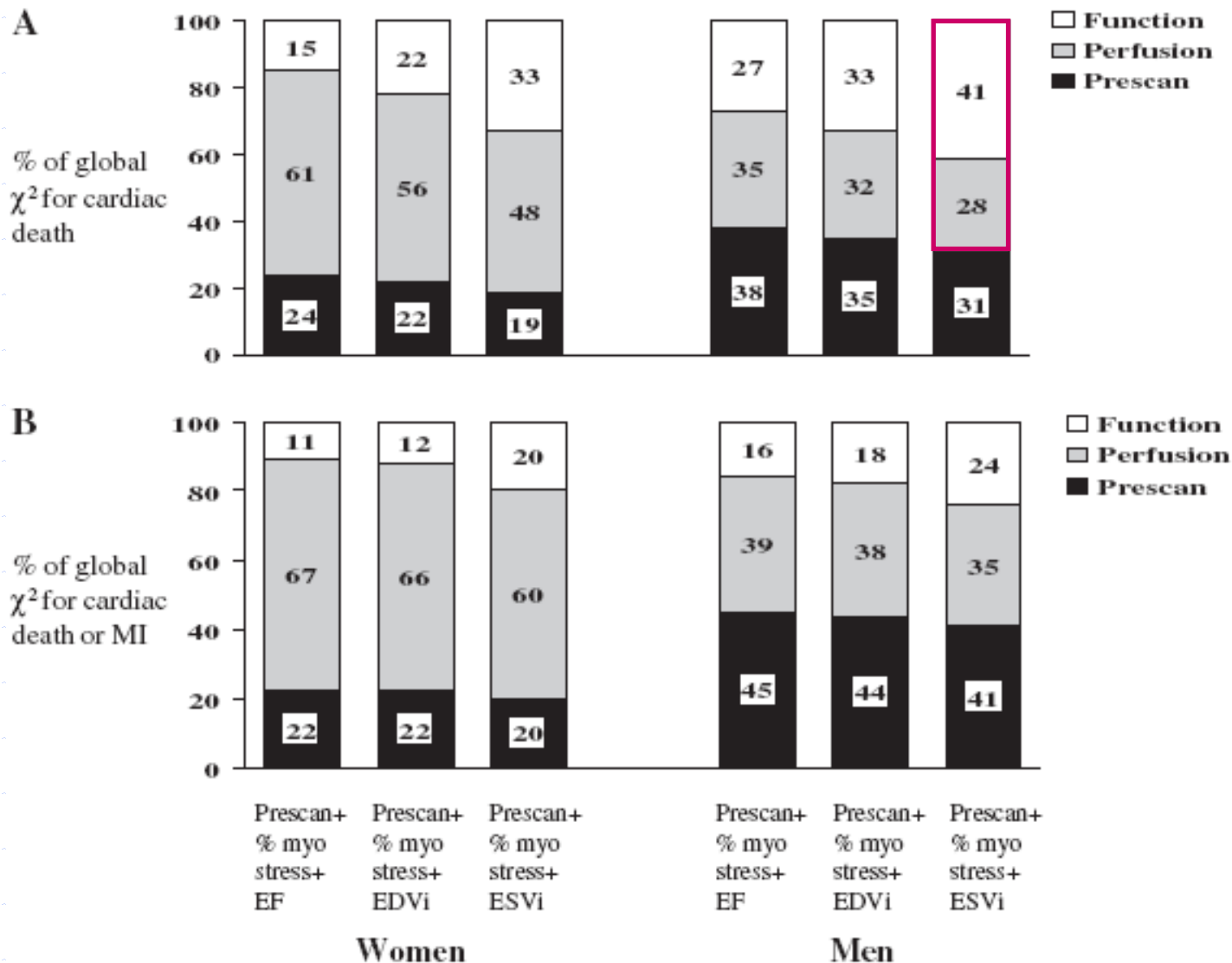
3-year
Adjusted
Event Rate (%)



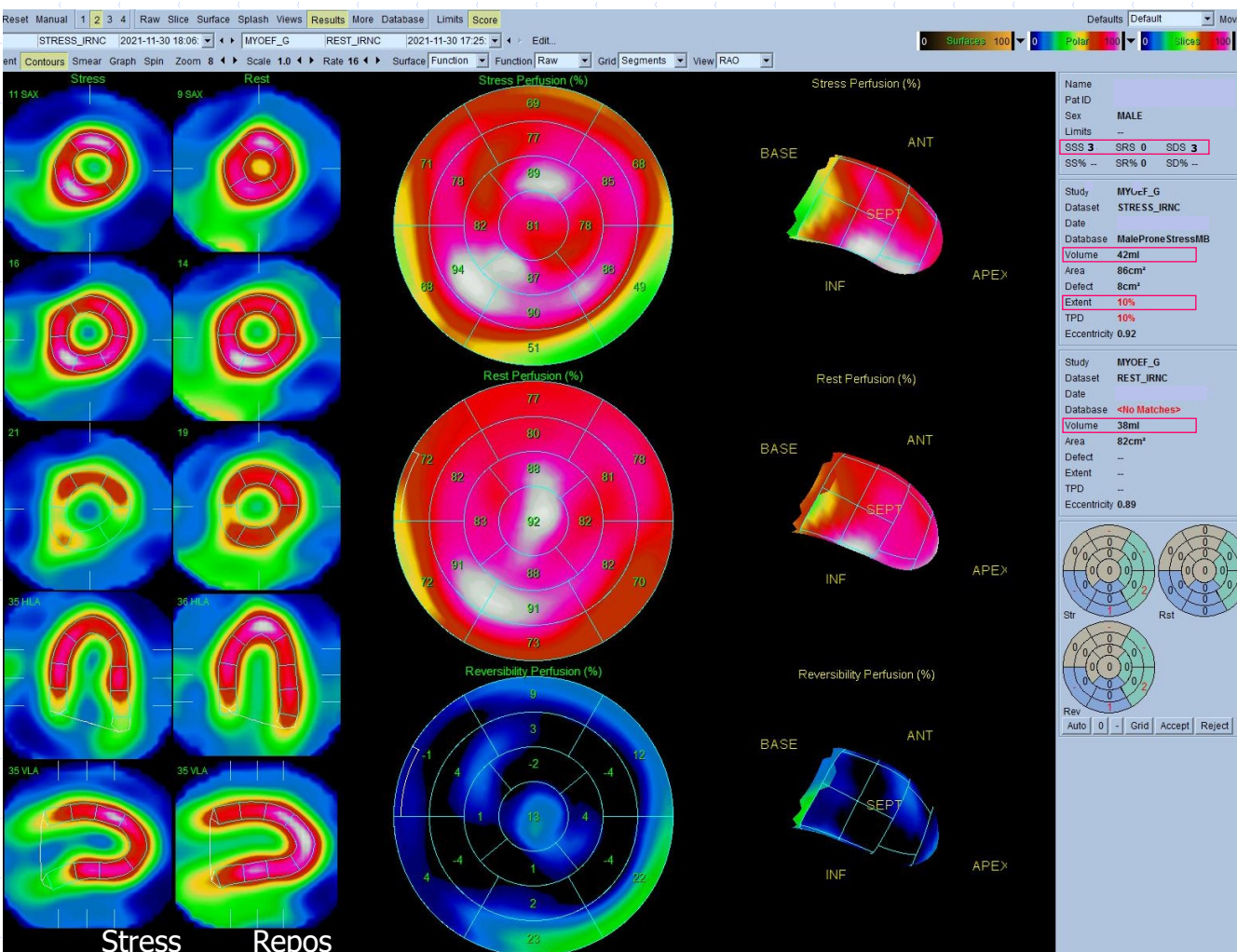
6713 patients = 2735 femmes et 3978 hommes,
suivi 35 ± 14 mois pour IDM ou mort cardiaque

T. Sharir et al. Circulation 1999;100:1035-42 et J Nucl cardiol 2006;13(4):495-506

QGS[®] : APPORT PRONOSTIQUE

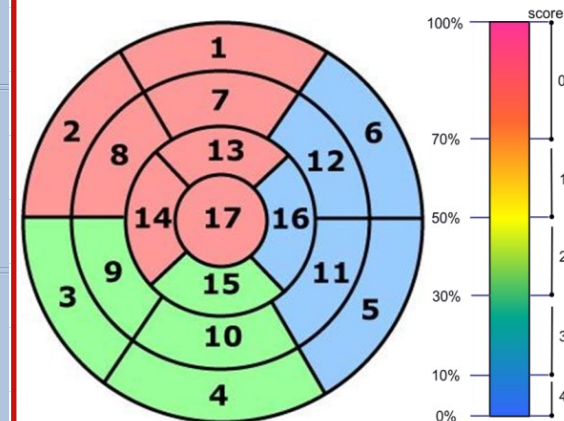


SYNTHESE QPS-QGS



1- Quantification relative (QPS)

Scores sommés: ischémie/nécrose
% Surface VG anormale

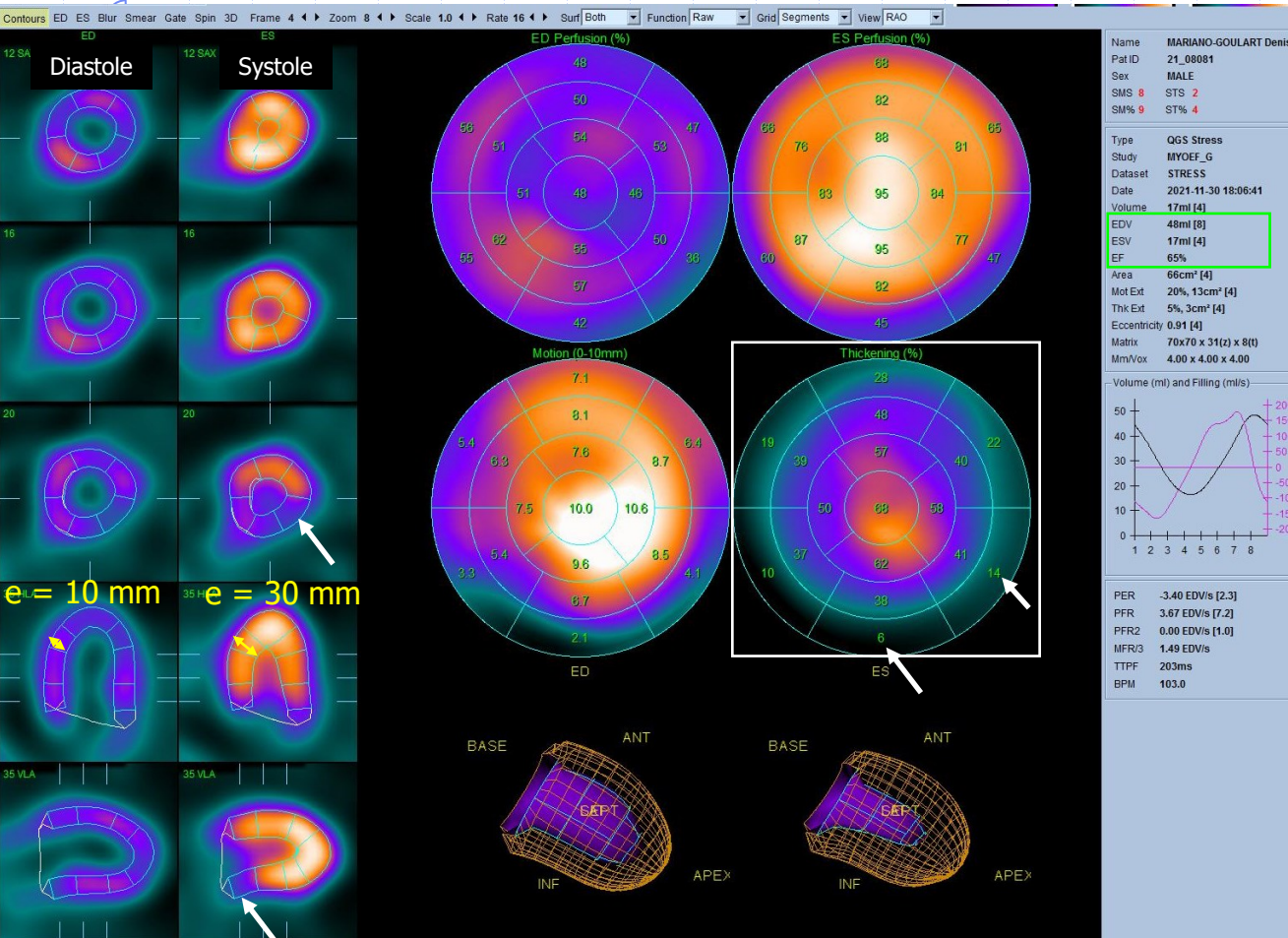


2- Dilatation VG (QPS)

DIT: $V_{\text{stress}}/V_{\text{repos}}(\text{non gated}) > 1,4$
= ischémie sous endocardique diffuse

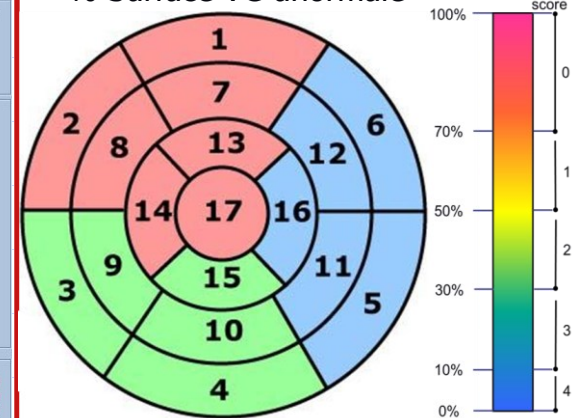
Remodelage VG : $V > 63 \text{ mL/m}^2$
soit environ 120 mL (H; $1,9 \text{ m}^2$)
ou 100 (F; $1,6 \text{ m}^2$) mL

SYNTHESE QPS-QGS



1- Quantification relative (QPS)

Scores sommés : ischémie/nécrose
% Surface VG anormale



2- Dilatation VG (QPS)

DIT: $V_{\text{stress}}/V_{\text{repos}}(\text{non gated}) > 1,4$
Remodelage VG: $V > 63 \text{ mL/m}^2$
soit environ 120 (H) ou 100 (F) mL

3- Cinétique segmentaire (QGS)

Sidération (au stress): $\emptyset < 20\%$, 3T
Hibernation (au repos et stress)

4- Artefacts d'atténuation (QGS)

Hypo S/R à ES normal > AC par CT

5- Pronostic CV à 3 ans (QGS)

FE < 51 (F) ou 43% (H)
ESV > 27 (F) ; 39 (H) mL/m² ($\approx 50; 75 \text{ mL}$)

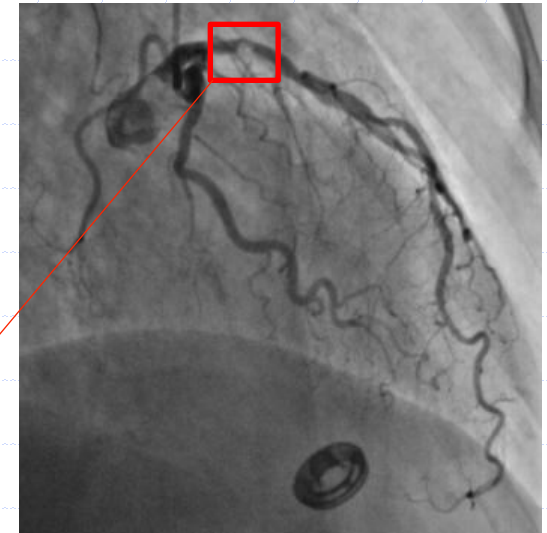
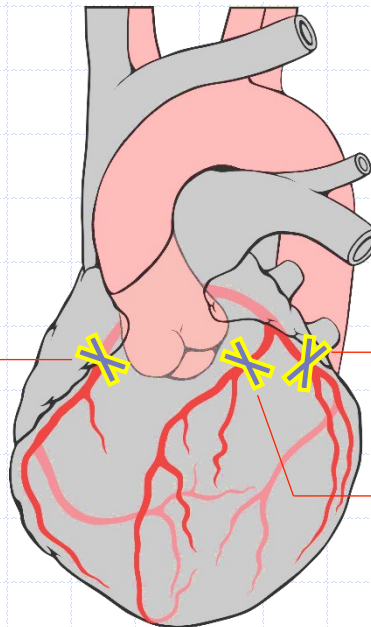
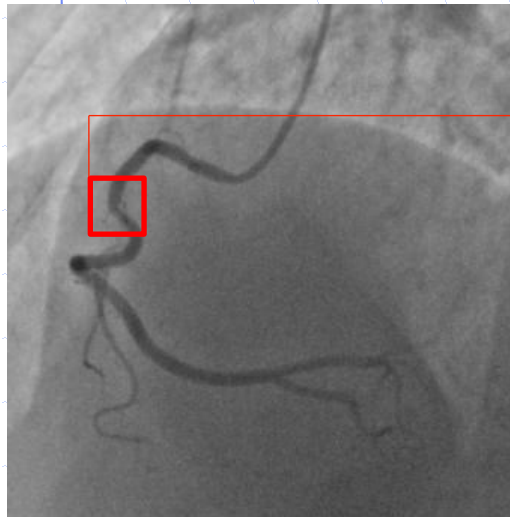
JR Galt. IEEE Trans Med Imag. 1990; 9 ; G Germano. JACC 1997;30 ;

T. Sharir et al. Circulation 1999;100 ; J Nucl cardiol 2006;13(4) et J Nucl cardiol 2018;25; Emmet JACC 2002;39;

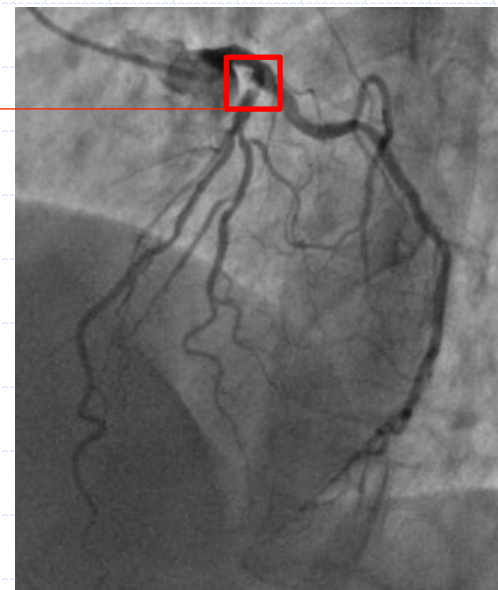
S Karimi-Ashtiani J Nucl Med 2012;53; Wei Yang J Nucl Cardiol 2018;25

TRITRONCULAIRES

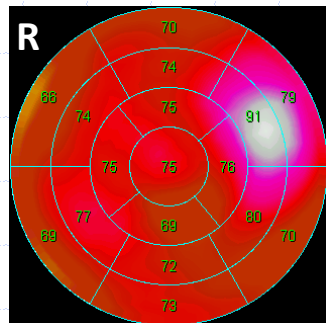
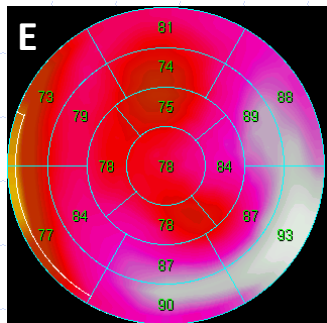
CD



Cx

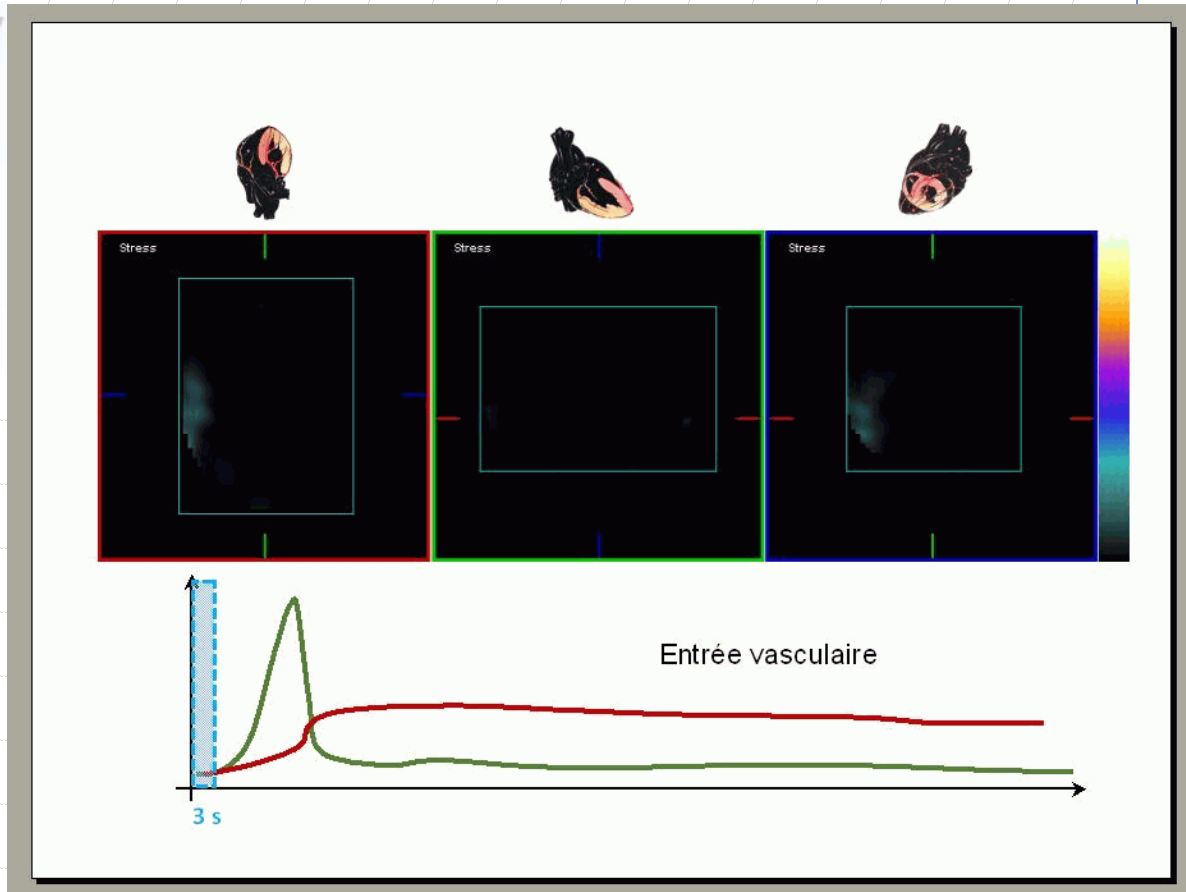
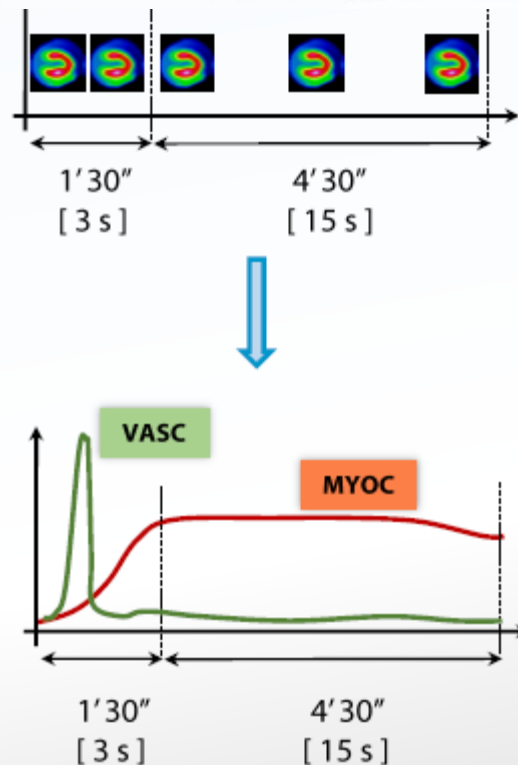


IVA



Nécessité d'une quantification absolue et non relative de la perfusion

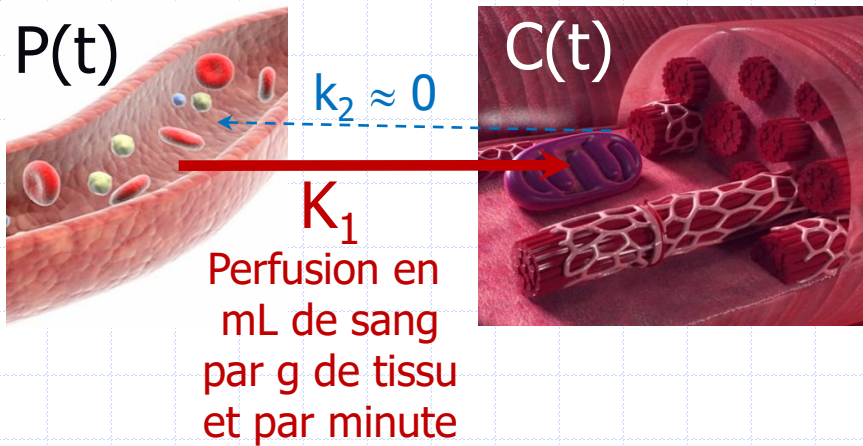
SPECT DYNAMIQUE (LIST MODE)



1 mCi Tc-TF 5 mCi Tc-TF 0,56 mg/kg DIP 18 mCi Tc-TF

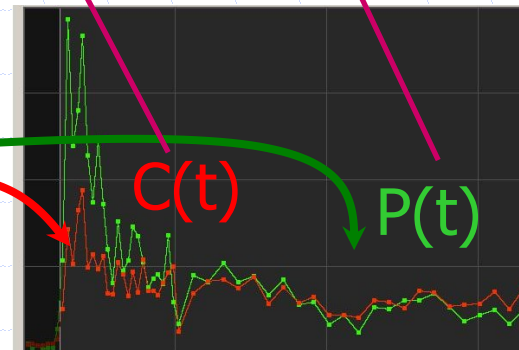
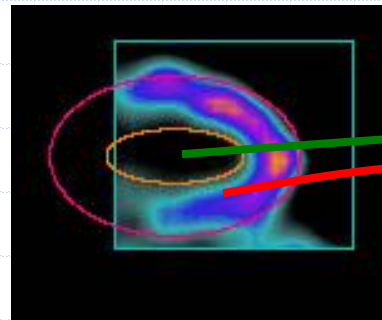
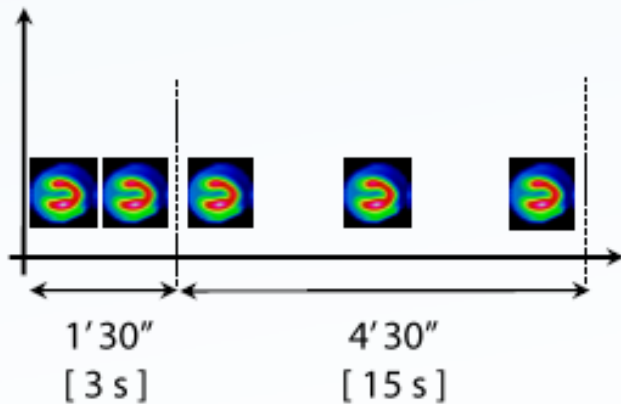
centrage Repos List 5' 4' Stress List 5'

MODELE PHARMACOCINETIQUE

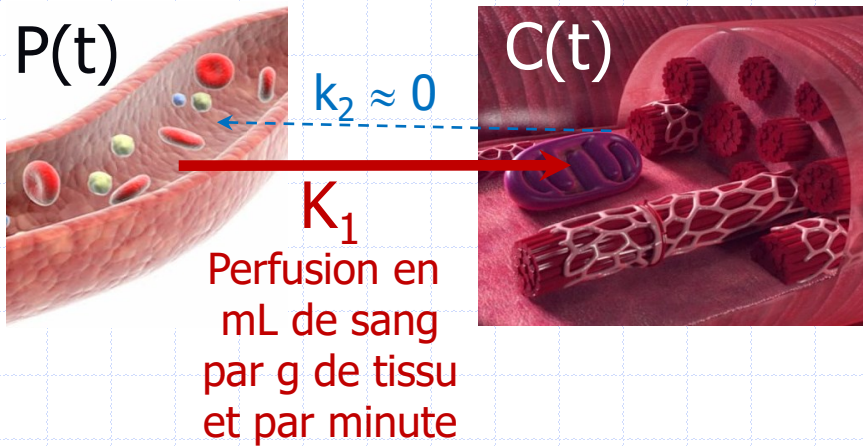


$$\frac{dC(t)}{dt} = K_1 \cdot P(t) \Rightarrow \int_0^t \frac{dC(t)}{dt} dt = K_1 \cdot \int_0^t P(t) dt$$

$$C(t) = K_1 \cdot \int_0^t P(t) dt$$

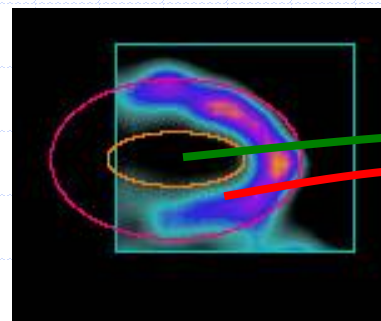
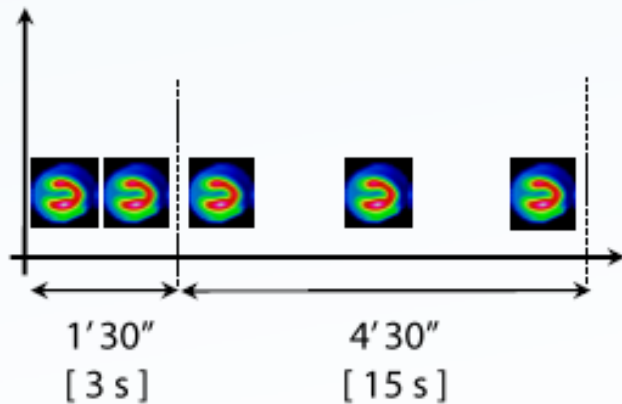


MODELE PHARMACOCINETIQUE



$$\frac{dC(t)}{dt} = K_1 \cdot P(t) \Rightarrow \int_0^t \frac{dC(t)}{dt} dt = K_1 \cdot \int_0^t P(t) dt$$

$$C(t) = K_1 \cdot \int_0^t P(t) dt$$

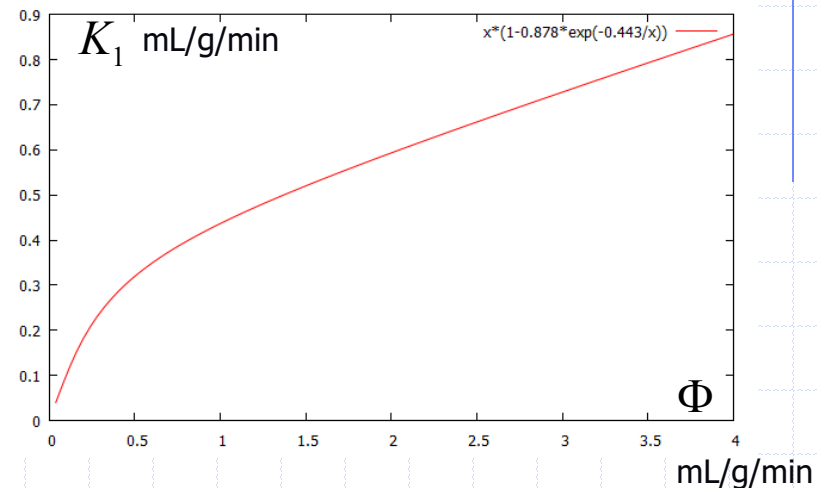
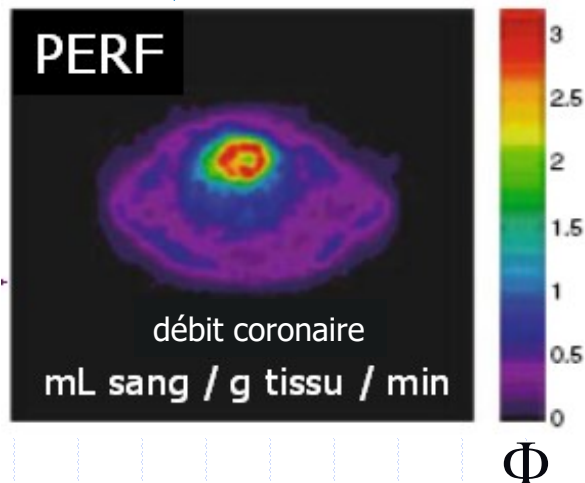
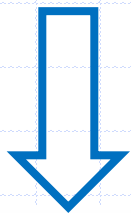


$$K_1 = \frac{C(t)}{ASC(t)} \approx \frac{\bar{C}_{Myoc\ plateau}}{ASC_{Pic\ vascu}}$$

RESERVE CORONAIRE EN CZT

Passage de K_1
au débit coronaire Φ :

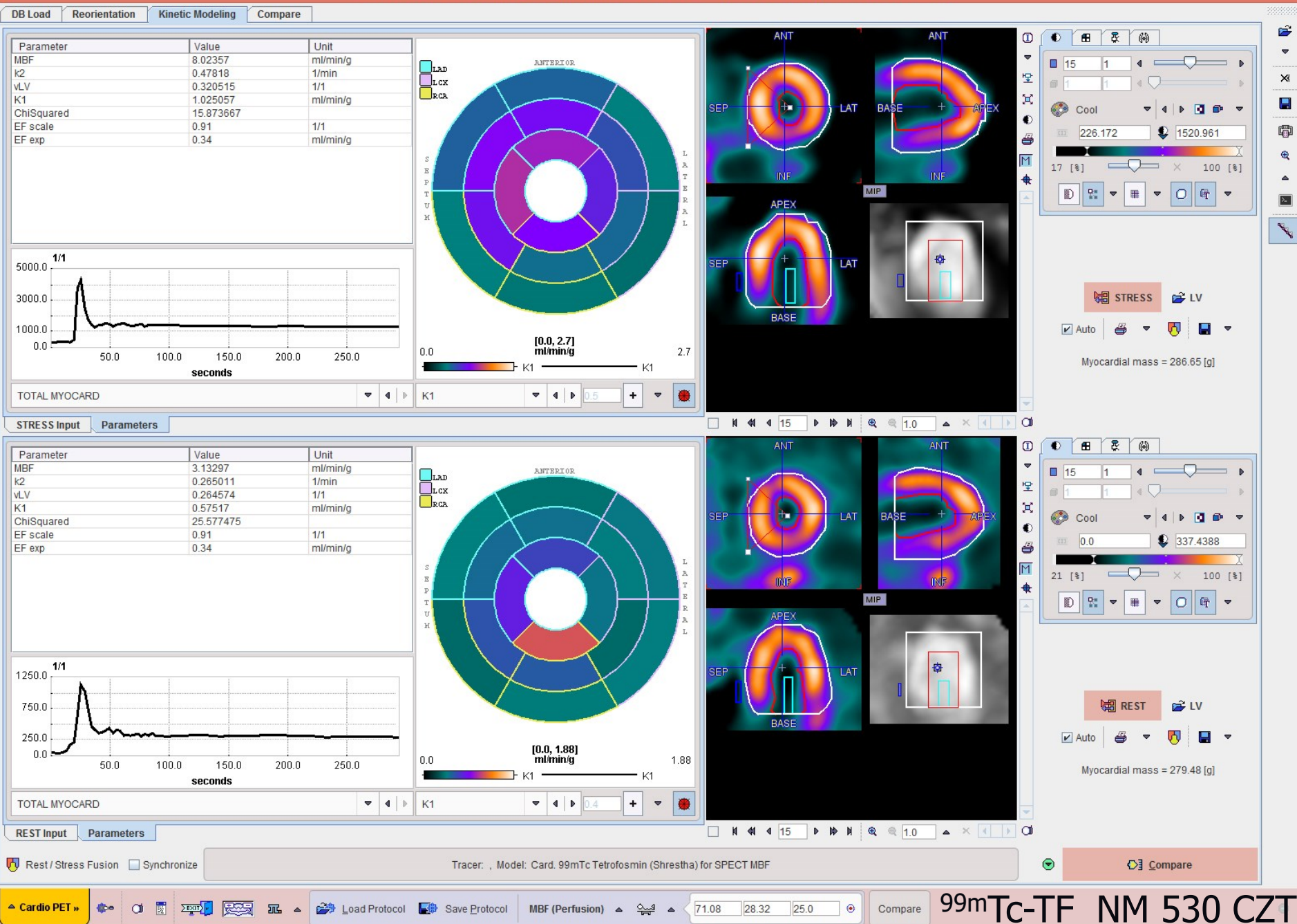
Renkin-Crone: $K_1 = \Phi \cdot (1 - 0.9 \cdot e^{-\frac{0.4}{\Phi}}) = \Phi \cdot EF$



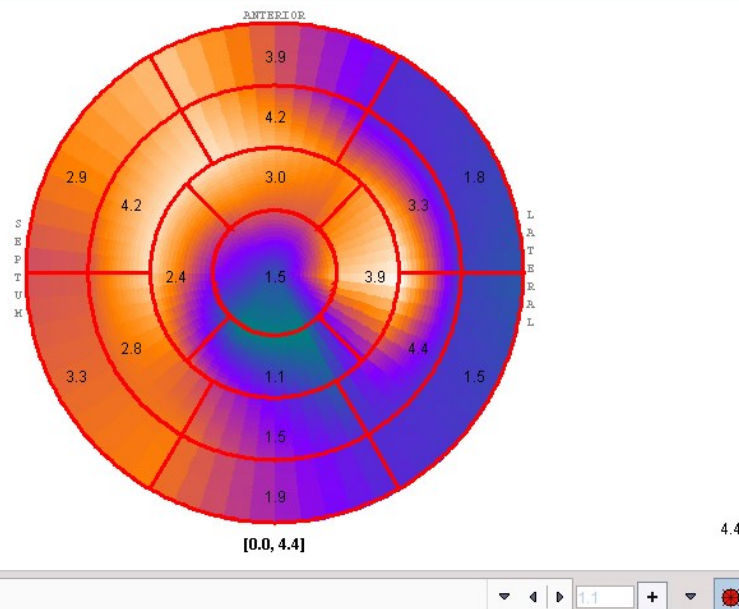
RESERVE CORONAIRE

$$RC = \frac{\Phi_{stress}}{\Phi_{repos}}$$

(Rm: correction EVP et contamination P→C)



RESERVE CORONAIRE (PI-MOD)

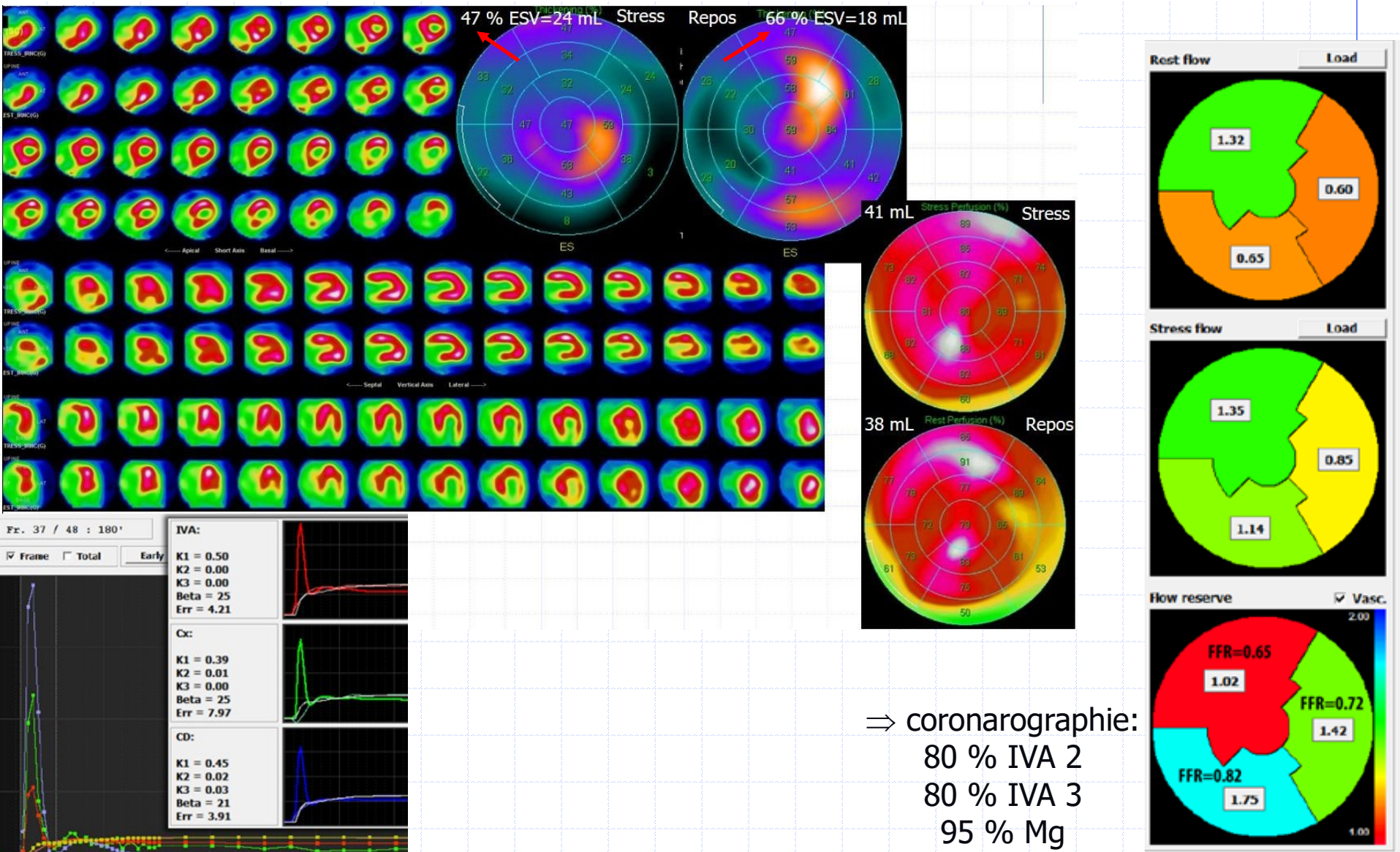


Segment [1/1]	Value	%
1. basal anterior	3.88446	88.21
2. basal anteroseptal	2.902009	65.9
3. basal inferoseptal	3.299700	74.93
3. basal inferoseptal	1.892456	42.98
5. basal inferolateral	1.461196	33.18
6. basal anterolateral	1.791929	40.69
7. mid anterior	4.178699	94.89
8. mid anteroseptal	4.169406	94.68
9. mid inferoseptal	2.837374	64.43
9. mid inferoseptal	1.481905	33.65
11. mid inferolateral	4.403579	100.0
12. mid anterolateral	3.333418	75.7
13. apical anterior	3.016674	68.5
14. apical septal	2.413306	54.8
15. apical inferior	1.099946	24.98
16. apical lateral	3.943216	89.55
17. apex	1.518129	34.47

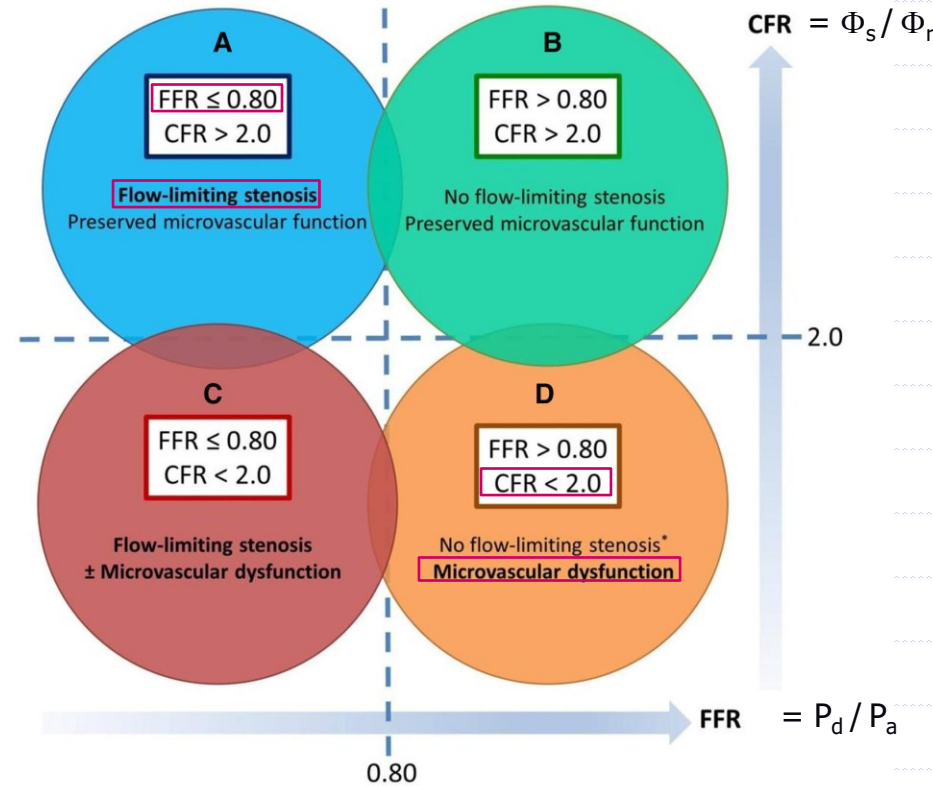
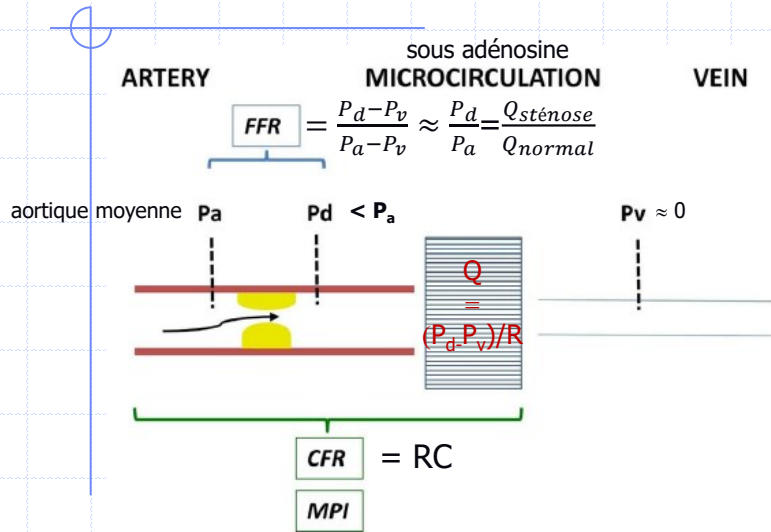
$$K_1 = \Phi \cdot (1 - 0,91 \cdot e^{-\frac{0.34}{\Phi}}) = \Phi \cdot EF$$

99mTc-TF NM 530 CZT

SURVEILLANCE TRI TRONCULAIRE STENTE SUR CD1



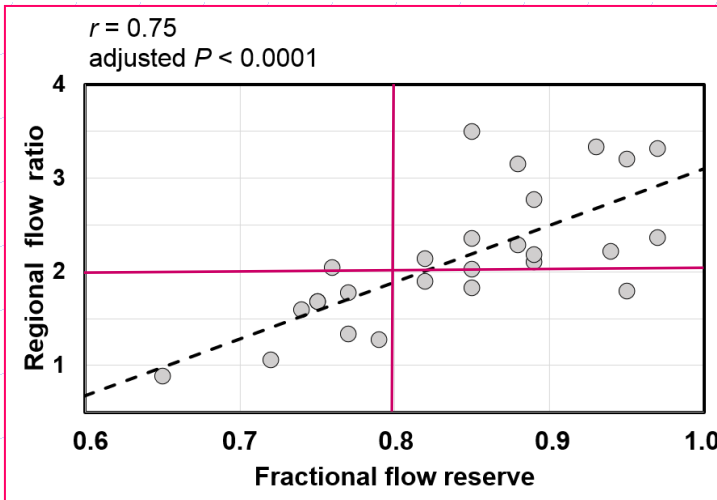
PREMIERS RESULTATS: PERFUSION



*If microvascular dysfunction is very severe, FFR may be falsely raised and flow limiting stenosis may still be present

Limitations de la FFR:

- sténoses étagées
- micro angiopathie (IDM récent, HTA, HVG, Diabète, HTG, tabac)
- PVC, P°TD élevées (**dysfonction diastolique**)
- **Utilisée dans 6-7% des coro**



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)
- ◆ **Quantification absolue en SPECT CZT dynamique: 3-troncs**
 - Bonne alternative au PET à $^{15}\text{OH}_2$ (et autres PET de perfusion myocardique).
- ◆ 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

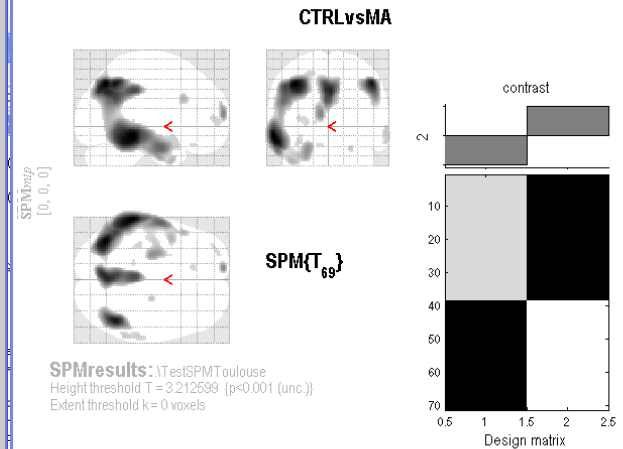
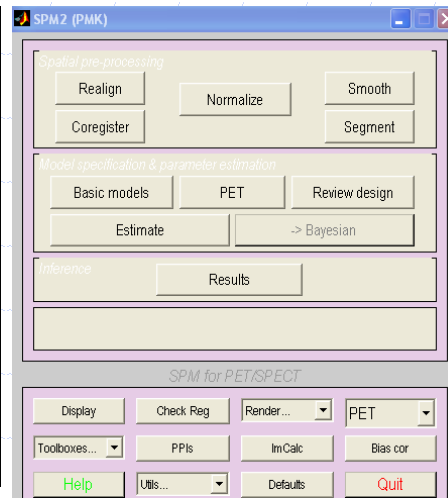
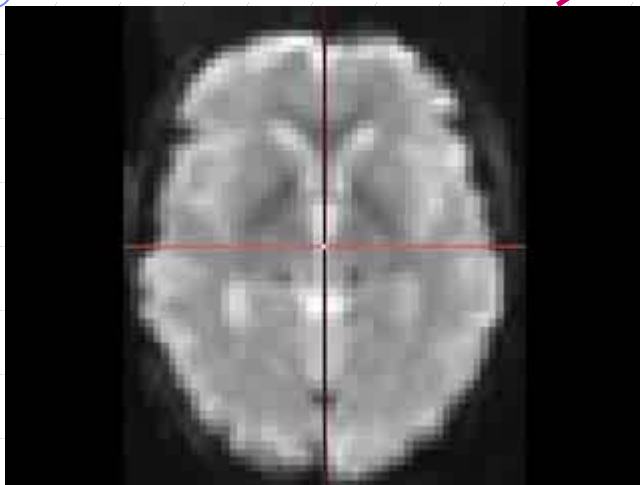
SPM : Statistical Parametric Mapping

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/>

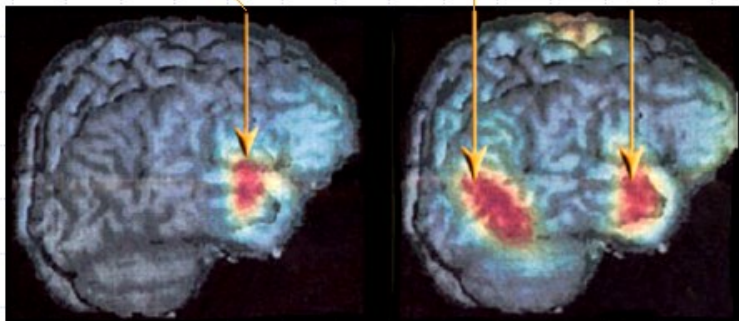


Objectifs



Effet BOLD

Cortex auditif Cortex visuel



Statistics: *p-values adjusted for search volume*

set-level	p	C	cluster-level			peak-level						mm mm mm
			$P_{FWE-corr}$	$q_{FDR-corr}$	k_E	$P_{FWE-corr}$	$q_{FDR-corr}$	T	(Z_w)	P_{uncorr}		
0.001	11	0.000	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	0.046	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 8.0mm apart

Height threshold: $T = 3.21$, $p = 0.001$ (0.973)
Extent threshold: $k = 0$ voxels
Expected voxels per cluster, $k <=$ 143.102
Expected number of clusters, $k <=$ 3.62
FWER: 4.791, FDR: 4.777, FWER: 987, FDR: 987

Degrees of freedom = [1, 0, 69.0]
FWHM = 20.6 23.1 22.6 mm mm mm; 10.3 11.6 11.3 (voxels)
Volume: 336960 = 421245 voxels = 299.8 resels
Voxel size: 2.0 2.0 2.0 mm mm mm; (resel = 1342.00 voxels)

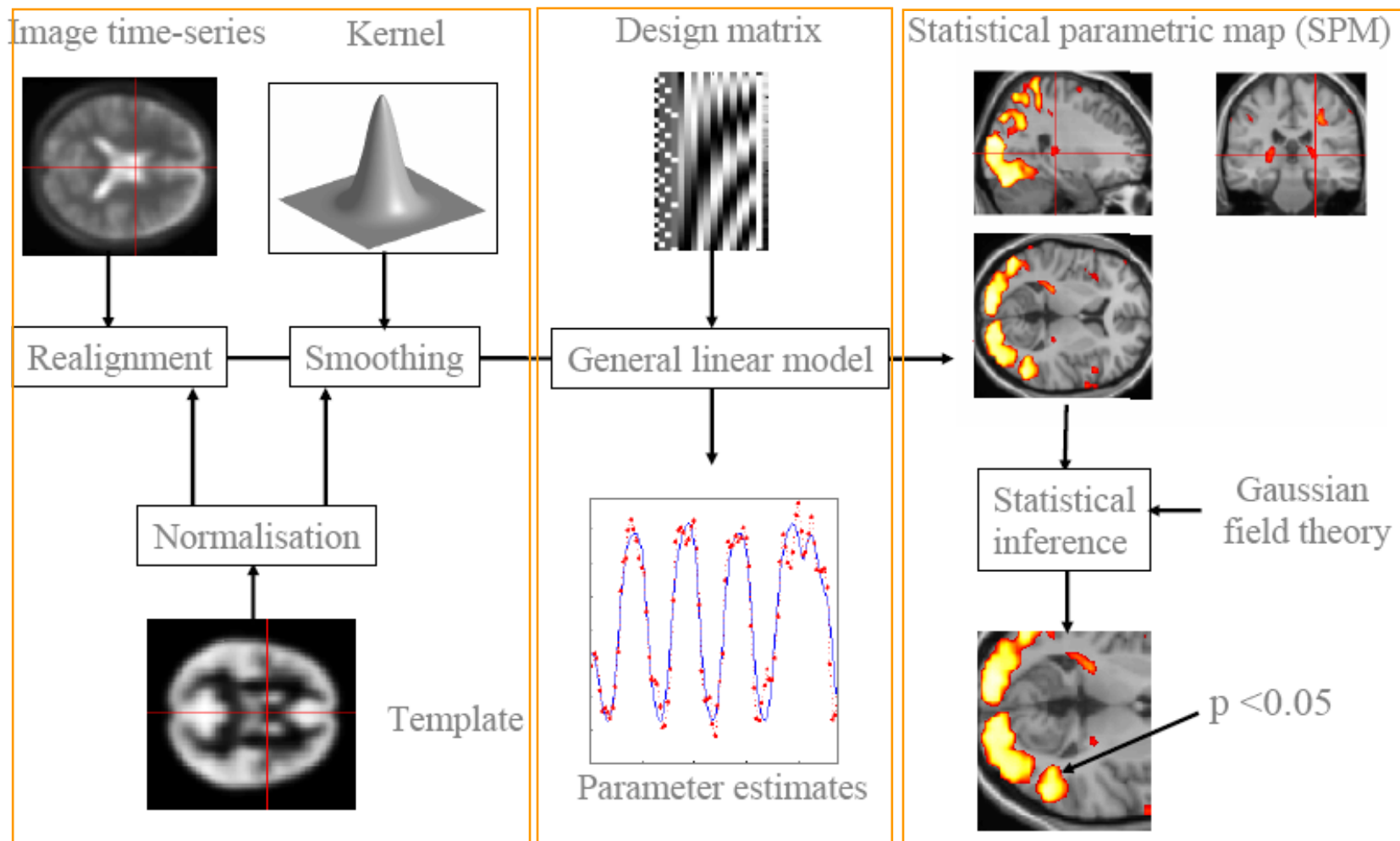
Sujet contrôle Aveugle de naissance

Procédure générale

Standardisation anatomique

? Paramètres explicatifs

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

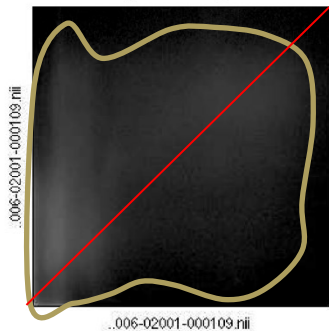
Normalised Mutual Information Coregistration

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

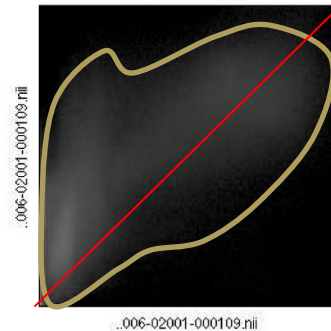
$$Y1 = -0.151 * X + 0.867 * Y + 0.943 * Z - 35.084$$

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

Original Joint Histogram



Final Joint Histogram



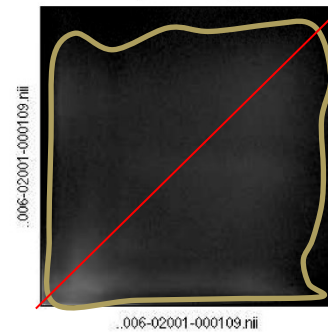
Normalised Mutual Information Coregistration

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

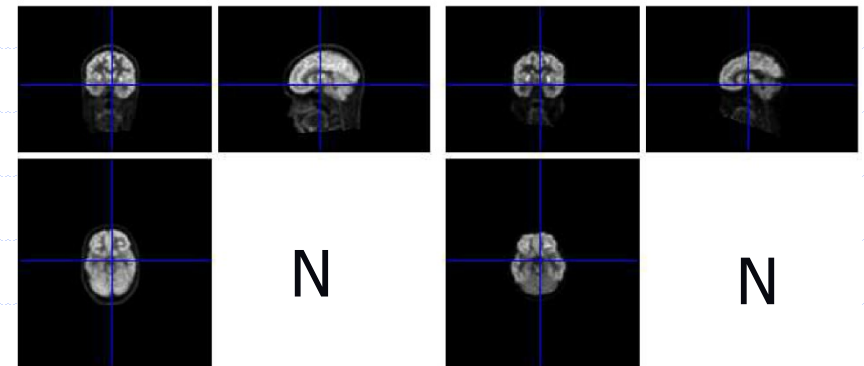
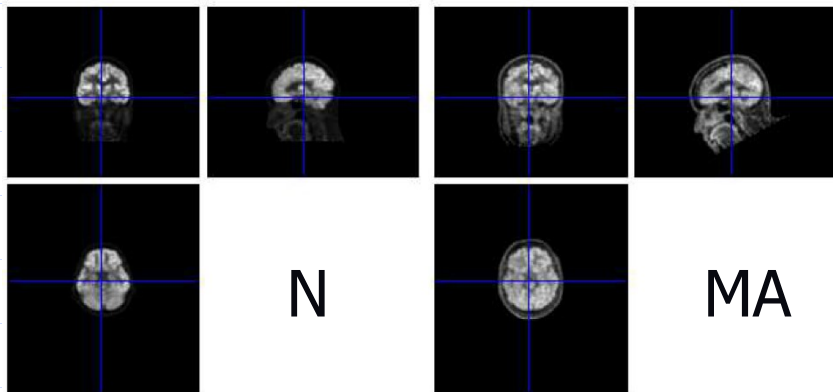
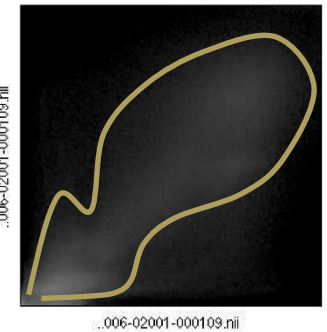
$$Y1 = -0.040 * X + 0.903 * Y - 0.852 * Z + 64.589$$

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

Original Joint Histogram



Final Joint Histogram

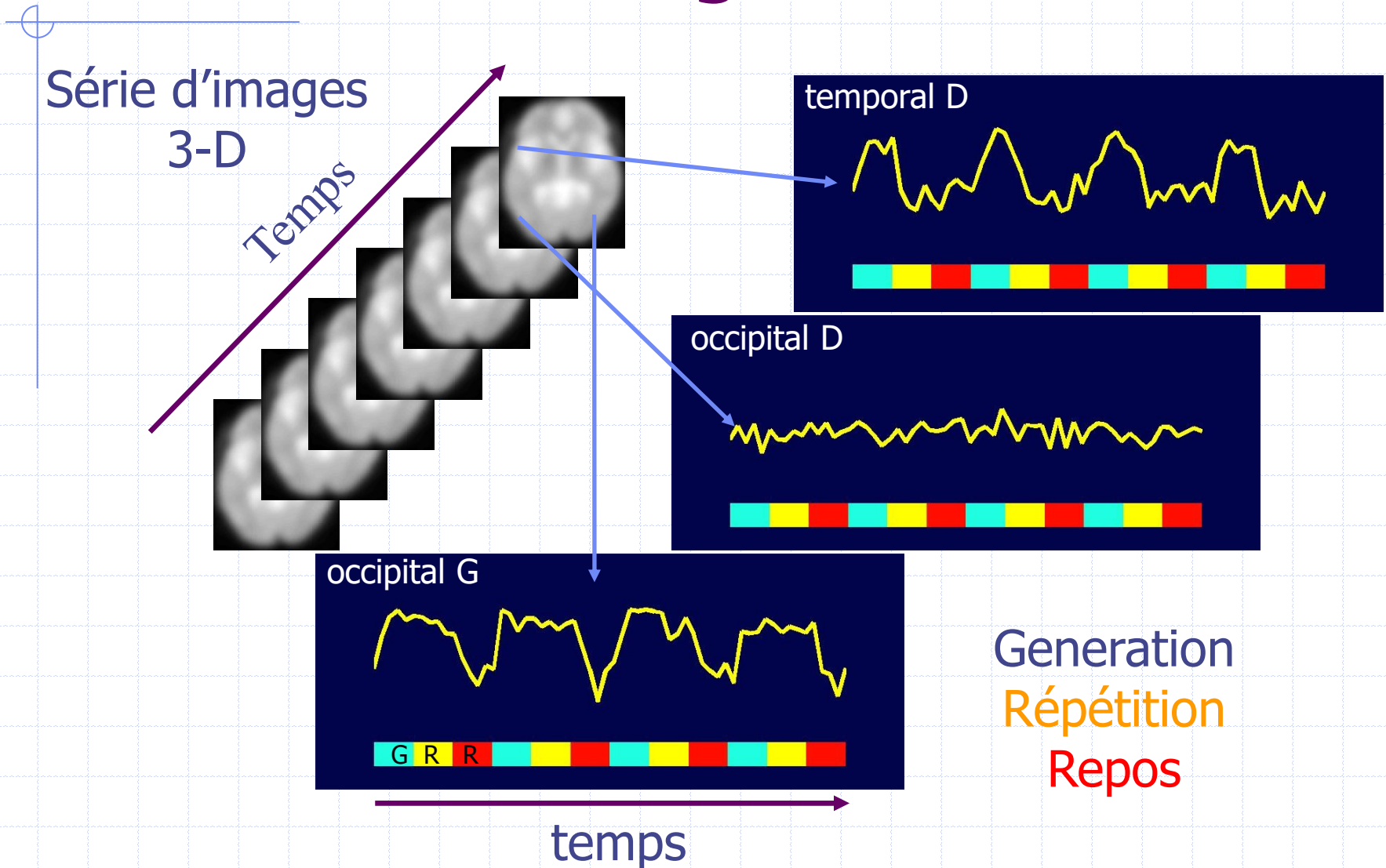


Modèle linéaire généralisé

Exemple sur une tâche sémantique:

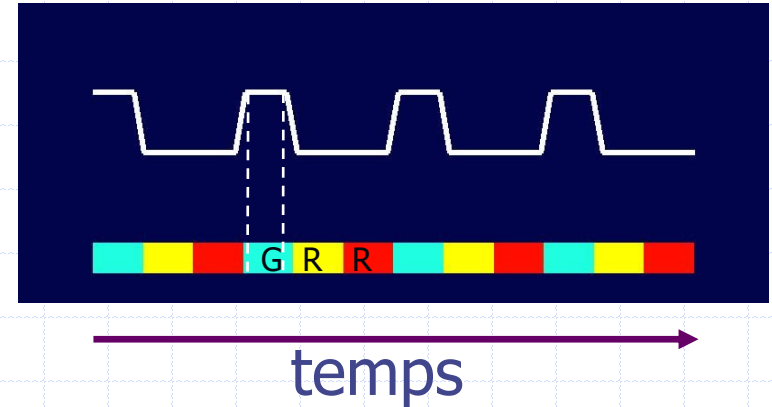
- 1: génération d'un verbe / vision d'un mot
- 2: répétition d'un verbe
- 3: repos / vision d'une croix

Modèle linéaire généralisé

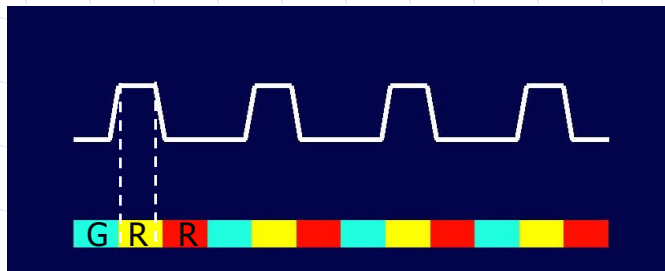


Hypothèses du modèle

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

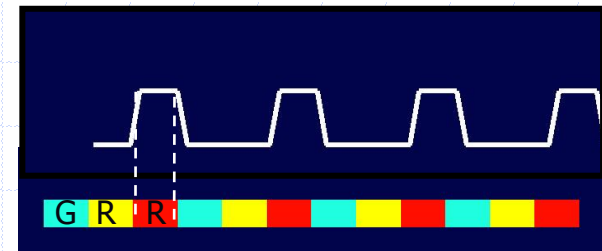


Un pixel activé par la répétition a un signal de ce type:

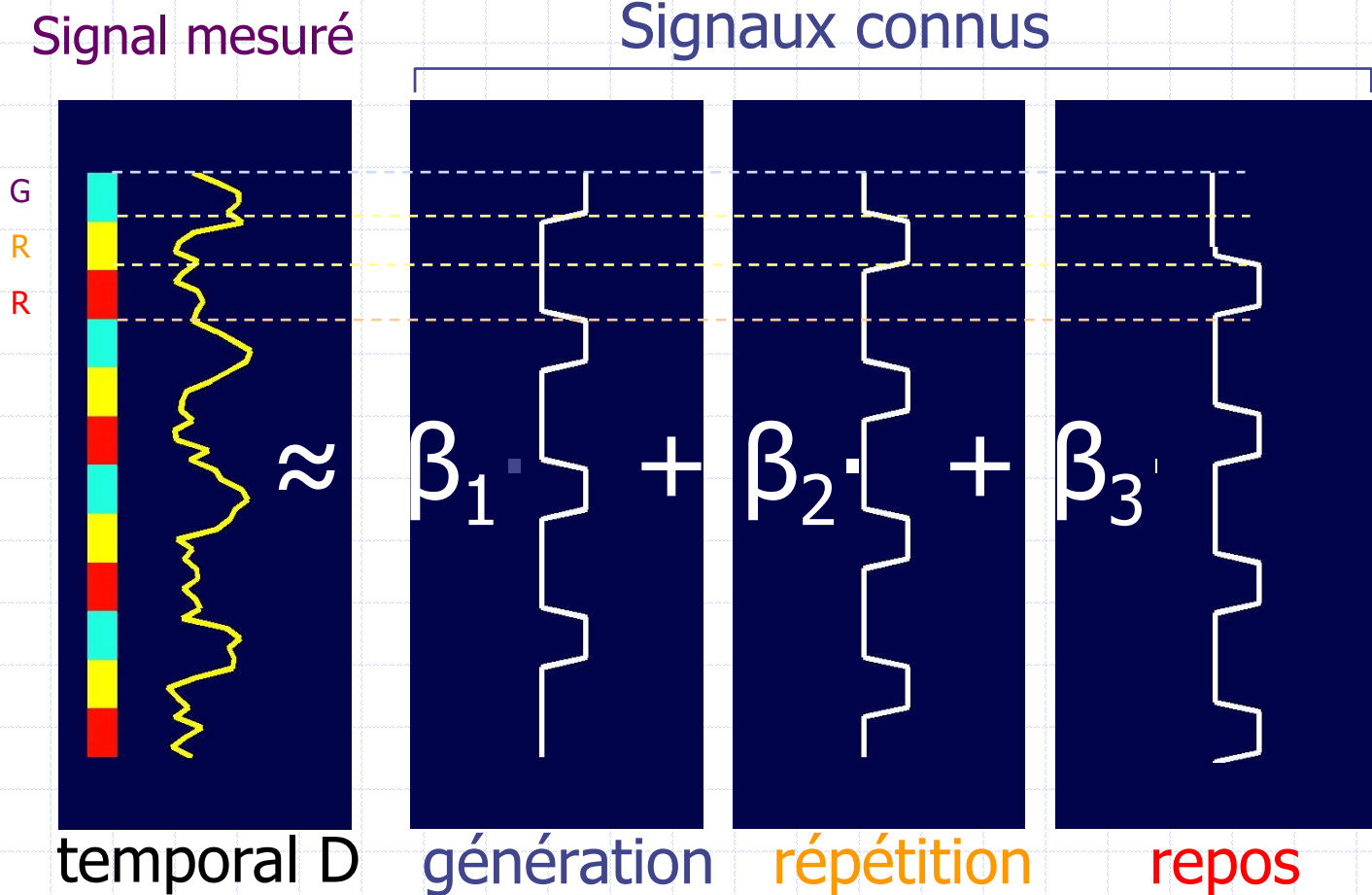


et

Un pixel qui préfère le repos:

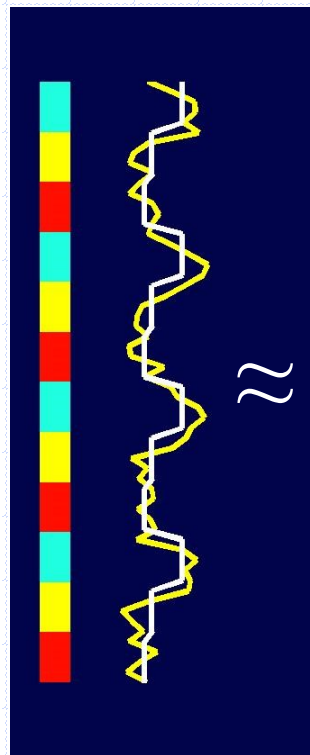


Modèle linéaire généralisé

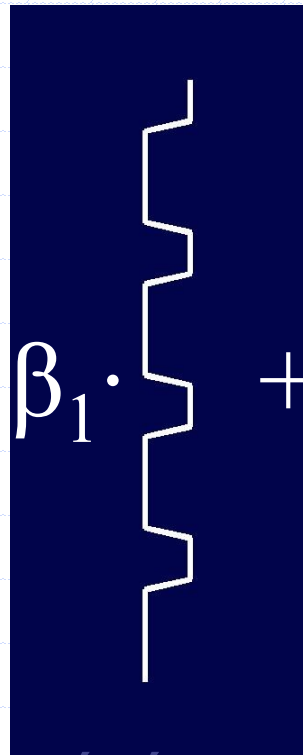


Problème: estimer les paramètres β_i

Estimation des paramètres β_i

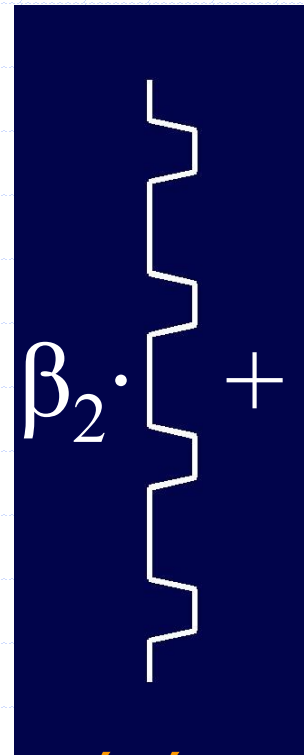


temporal D



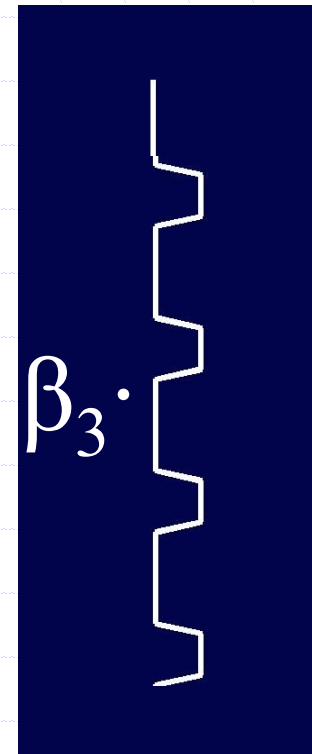
génération

1.60



répétition

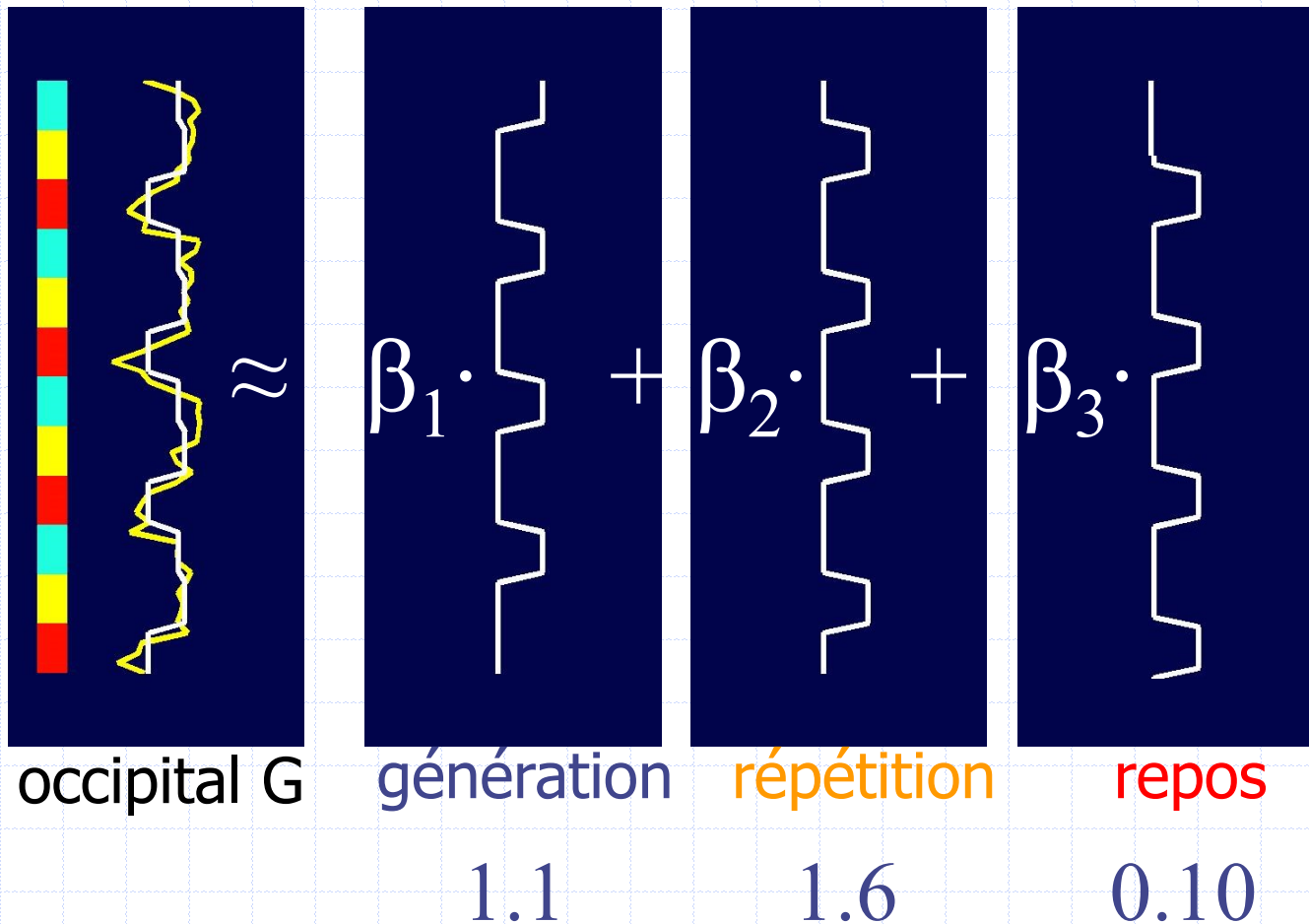
0.35



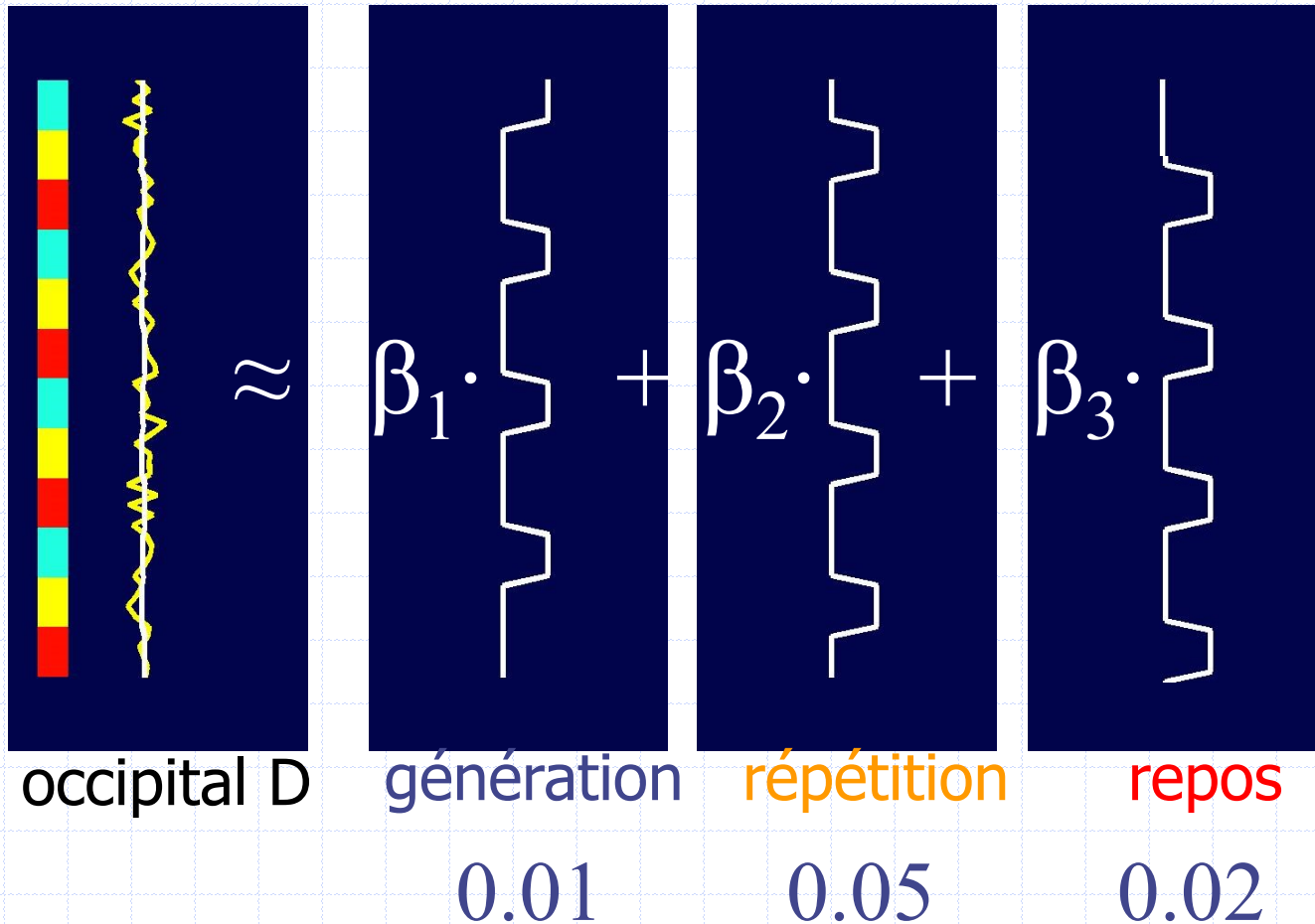
repos

0.10

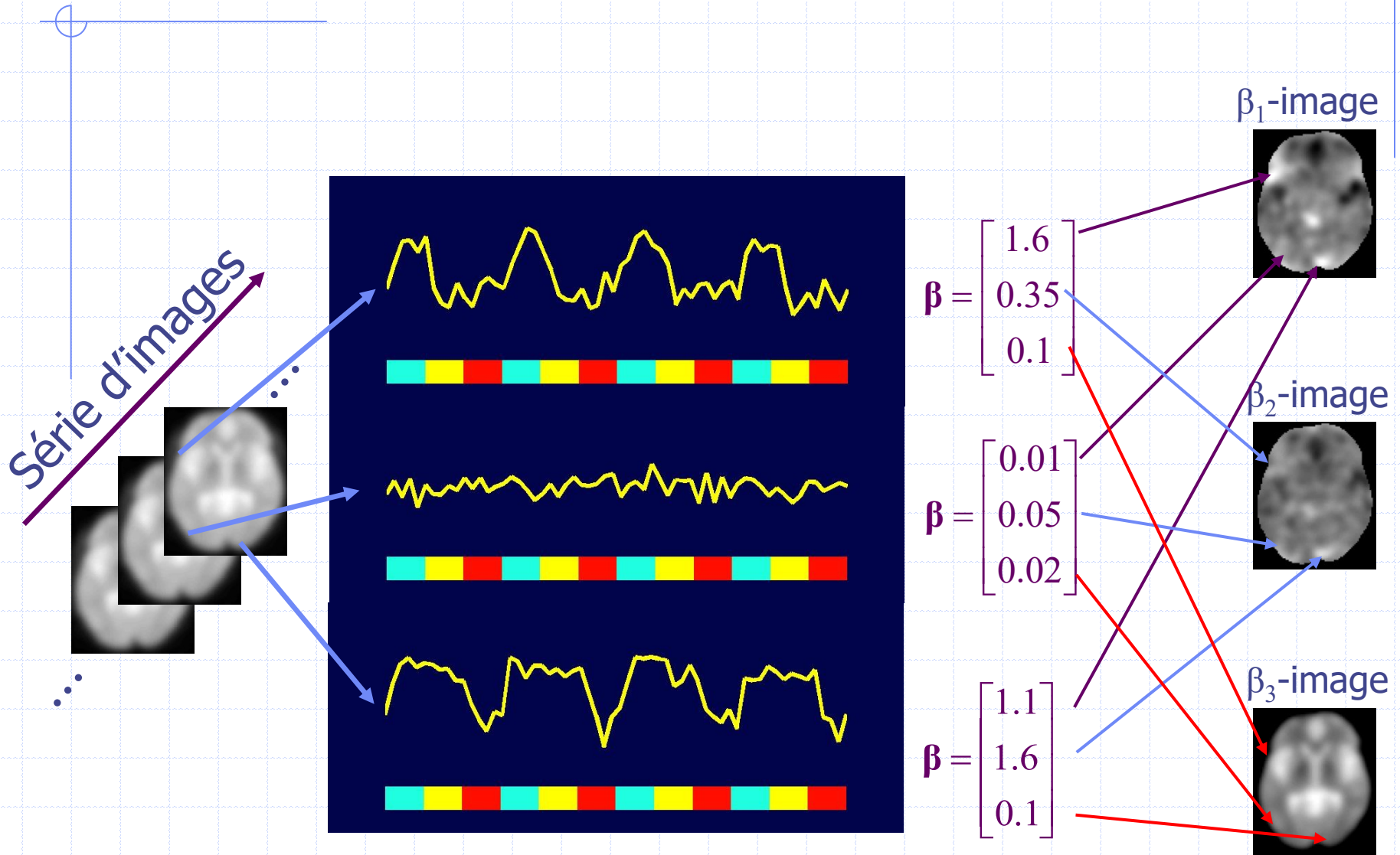
Estimation des paramètres β_i



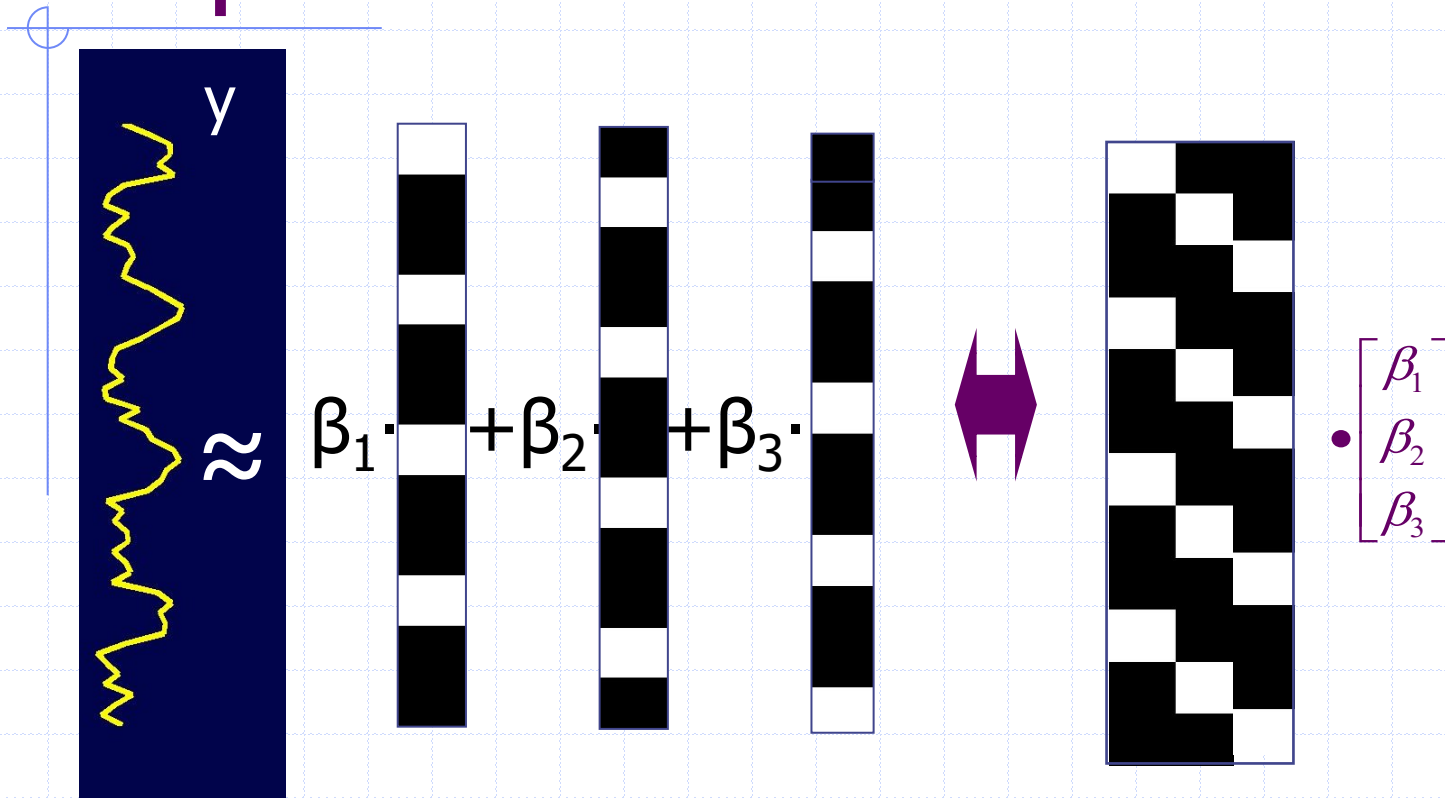
Estimation des paramètres β_i



Images paramétriques



Expression matricielle



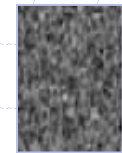
Design matrix : $\vec{y} = X \cdot \vec{\beta} + \vec{\mu} + \vec{\varepsilon}$

Tests statistiques

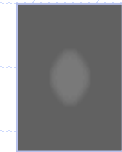
- Validité du modèle (nullité de tous les β_i)
 - Analyse de variances ($F = \text{var}(y) / \text{var}(\varepsilon) \approx 1$?)
- Hypothèses d'activation (différence de β_i)
 - Test t de Student (différence de moyenne)
- H_0 = pas de différence significative
- Rejet de H_0 si $p = \text{proba}(\text{test}/H_0)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

Comparaisons multiples et FP

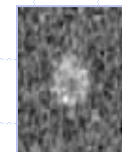
- $p = 0.01$ pour 100 000 voxels
 \Rightarrow 1000 faux positifs
- Family Wise Error Rate
 - $\text{FWER} = p(\text{au moins un FP})$
- False Discovery Rate
 - $\text{FDR} = \text{Nb voxels FP} / \text{Nb voxels retenus}$
 - $\text{SPM} \Rightarrow p / \text{Moy}(\text{FDR}) < \text{seuil pr  d  fini}$



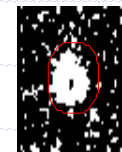
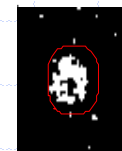
Bruit



Signal



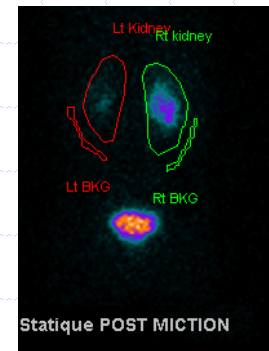
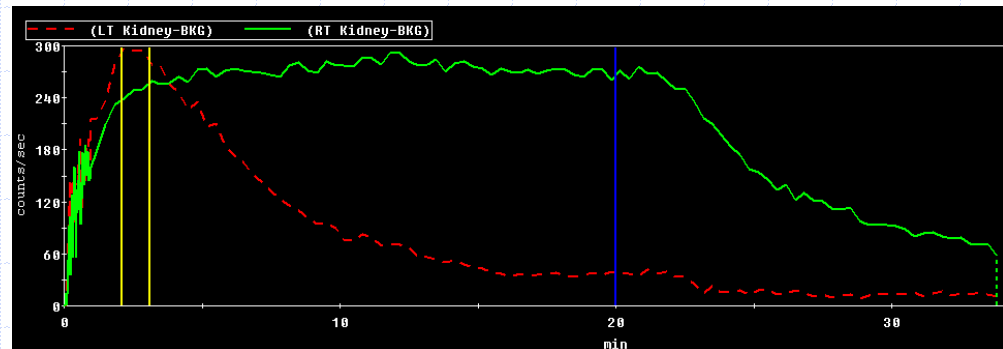
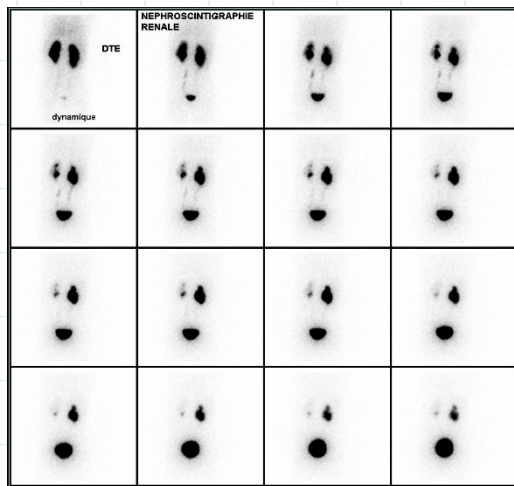
S+B

 $p < 0.01$ FWER
 $\text{Sp} \uparrow$ FDR
 $\text{Se} \uparrow$

SPM : SYNTHESE

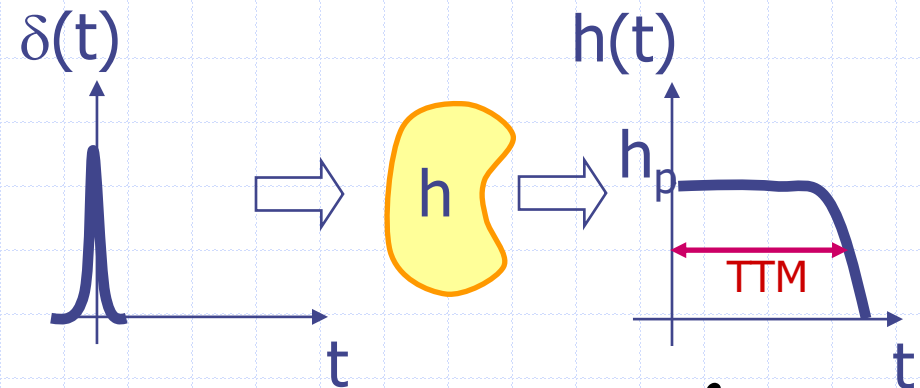
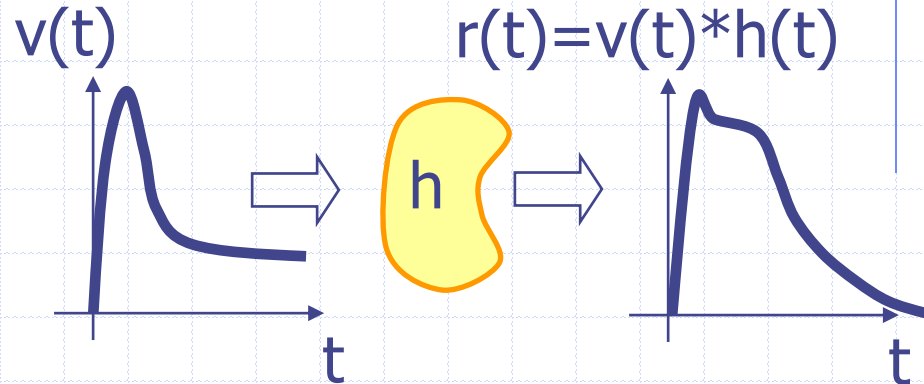
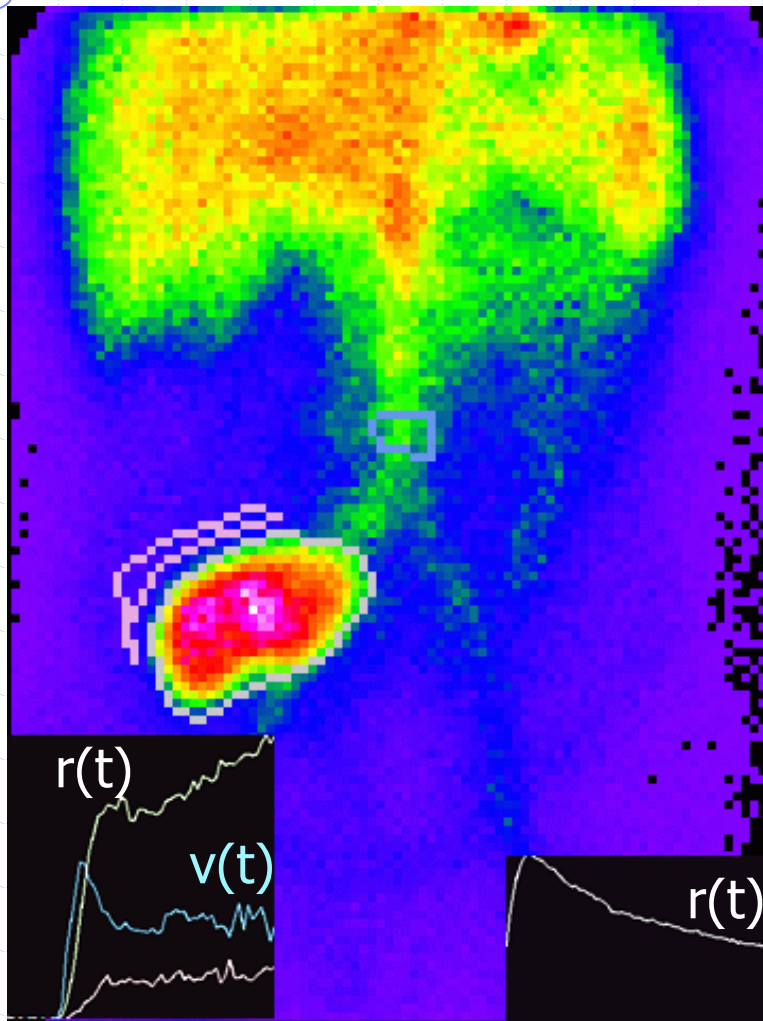
- Outil de recalage 3D
- Outil d'analyse statistique à l'échelle du voxel
 - Analyse de groupe ou modèle linéaire généralisé
- Modèle linéaire généralisé:
 - Nécessite de concevoir un modèle du signal étudié sous la forme d'une combinaison linéaire de signaux élémentaires
 - Permet d'évaluer la contribution 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



Après l'exposé de l'importance centrale de la convolution dans la création de l'image scintigraphique... un exemple d'application pour prendre en compte l'entrée artérielle d'un MRP

Temps de transit moyen rénal (TTM)



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

Déconvolution de l'entrée vasculaire

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

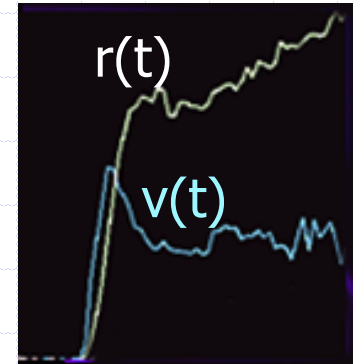
$$u = 0 \Rightarrow r(0) = v(0).h(0) \Rightarrow h(0) = \frac{r(0)}{v(0)}$$

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

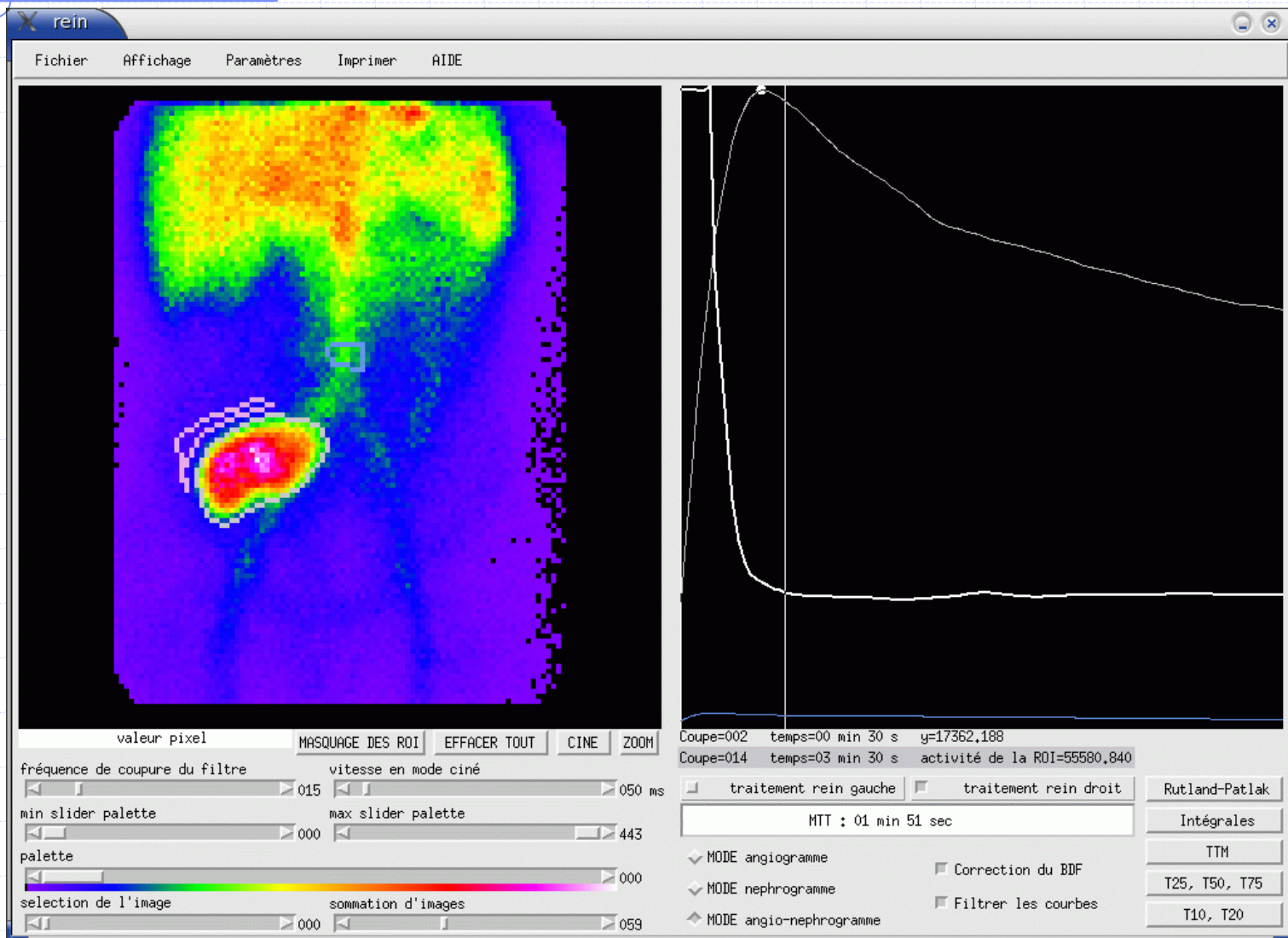
etc...

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

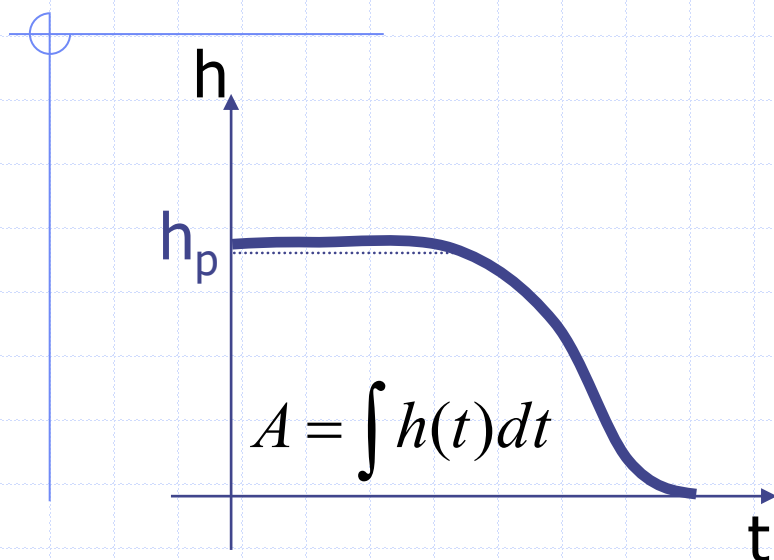
$$\text{donc } h = \text{TF}^{-1} \left(\frac{\hat{r}}{\hat{v}} \right)$$



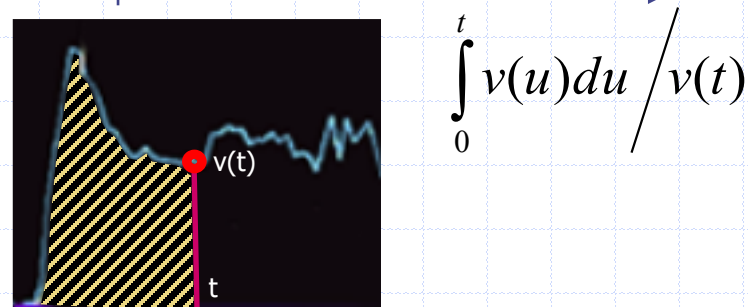
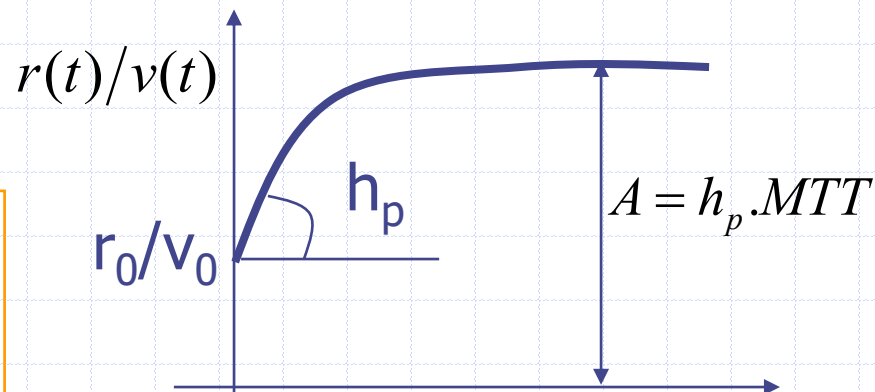
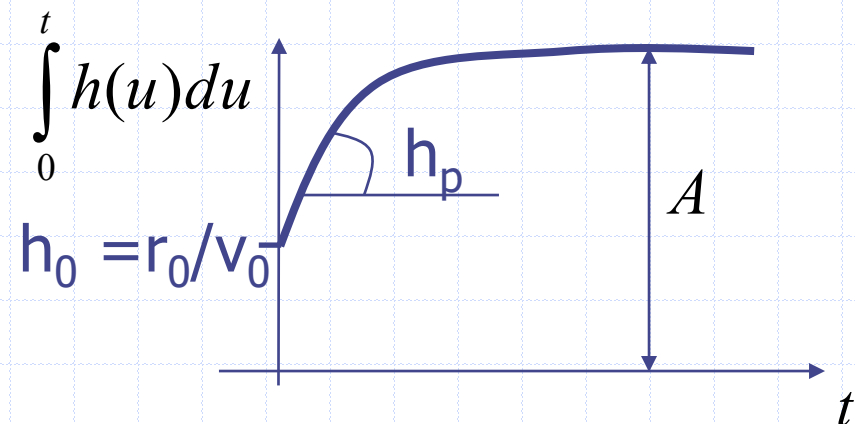
Déconvolution de l'entrée vasculaire



Alternative: Rutland-Patlak



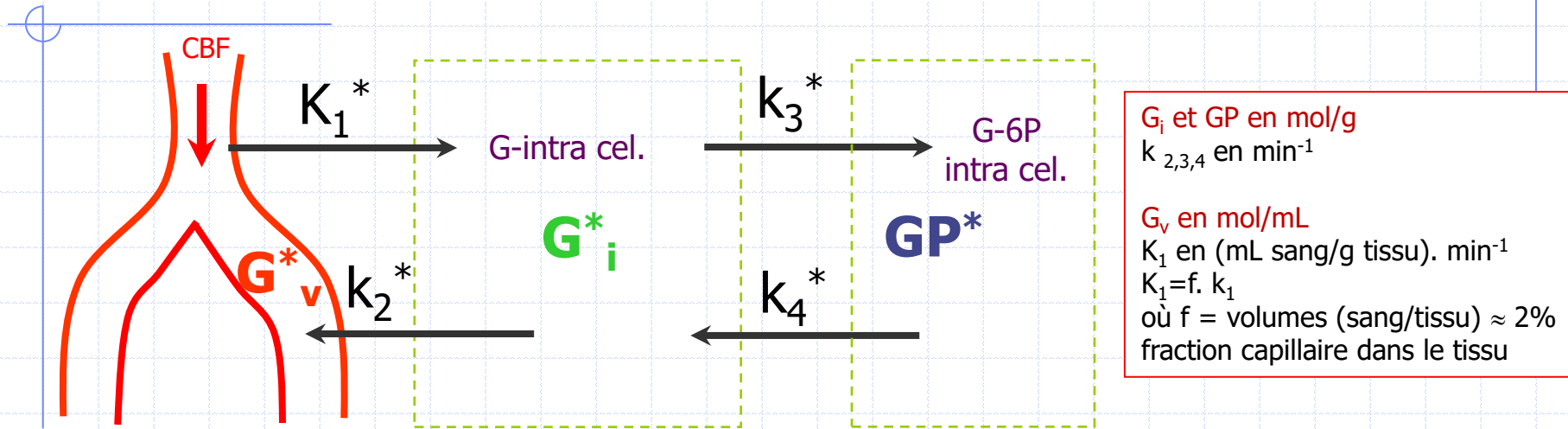
Le $MTT = A/h_p$ peut être déterminé à partir du plateau de la représentation de RP
 h accessible par dérivation de RP



DECONVOLUTION : SYNTHESE

- Théorie : la réponse d'un organe $h(t)$ corrigée des effets de la dilution de l'emboule 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 PHARMACO CINETIQUE*



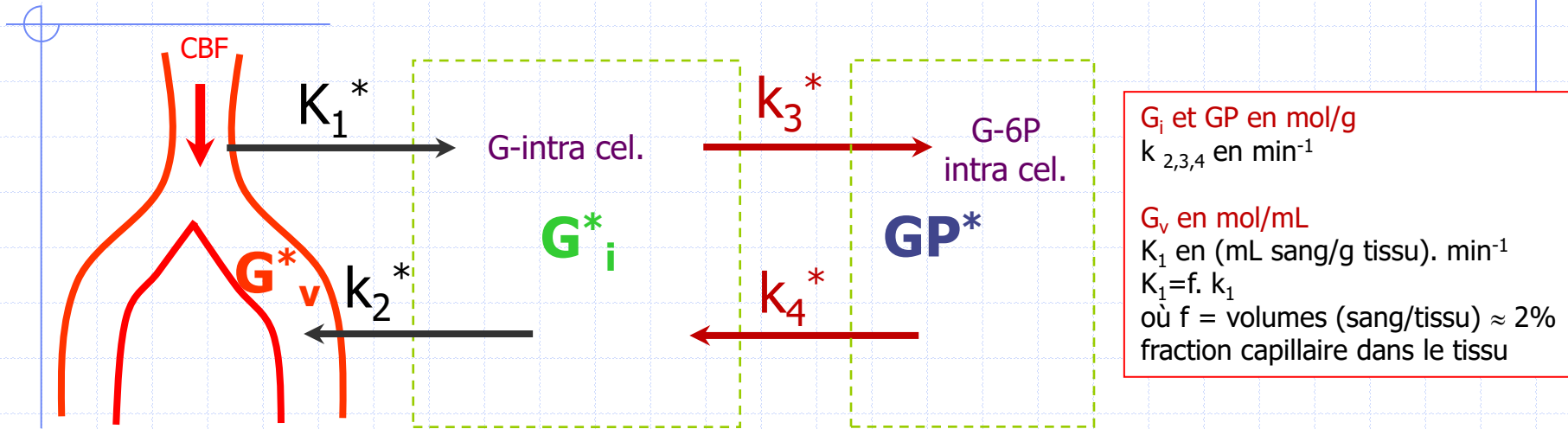
On cherche à quantifier par g de tissu et par minute :

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*



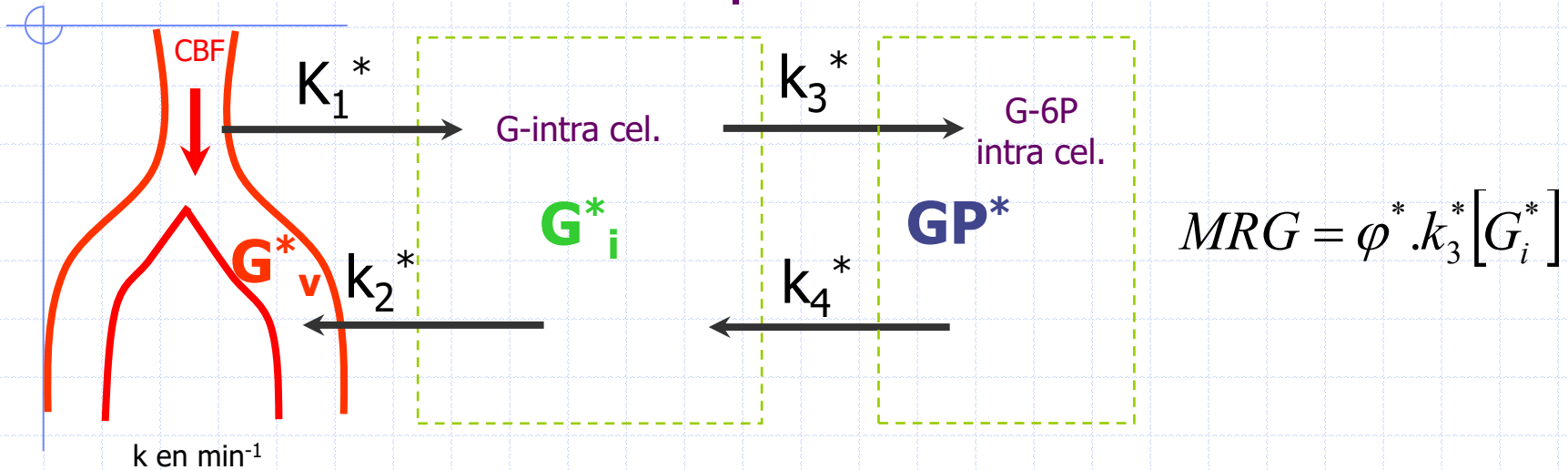
A l'équilibre, on définit le taux de métabolisme du glucose par:

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

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

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

CALCUL DE $[G_i^*]$ puis du MRG^*



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

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

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

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

Et si c'est du ^{18}F -FDG ?



$$\Rightarrow k_3 = \frac{V_m / K_M}{1 + \frac{[G]}{K_M}} \quad \text{et} \quad k_3 = \frac{V_m / K_M}{1 + \frac{[G]}{K_M} + \frac{[G^*]}{K_M^*}} \quad \text{en cas de compétition de G et G}^* \text{ sur HK}$$

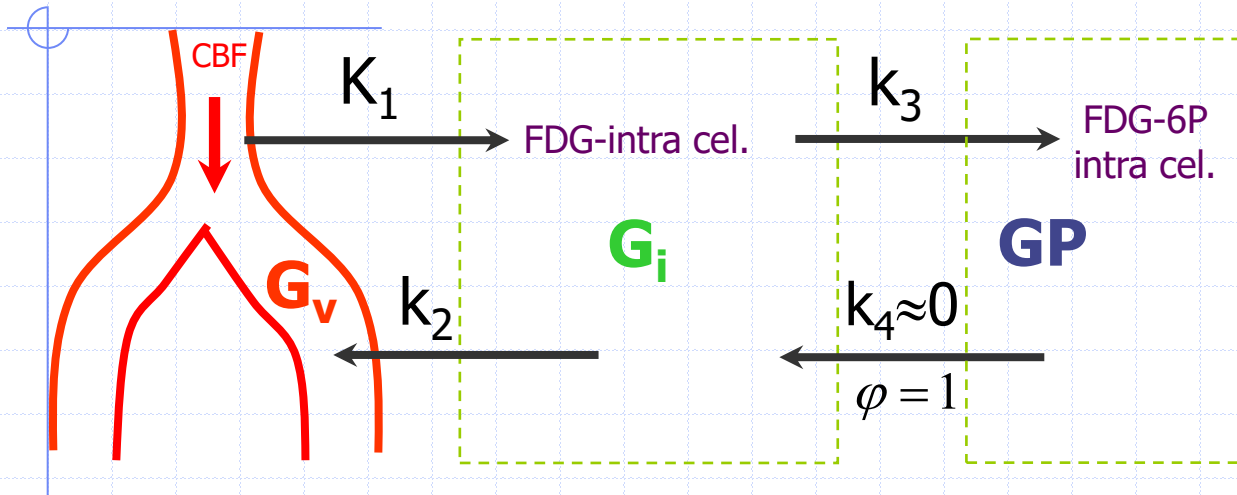
donc, $L_c = \frac{1}{\varphi^*} \frac{k_3}{k_3^*} \frac{K_1}{k_2 + k_3} \frac{k_2^* + \varphi^* \cdot k_3^*}{K_1^*} = \frac{1}{\varphi^*} \frac{k_3}{k_3^*} \frac{\frac{K_1}{k_2 + k_3}}{\frac{K_1^*}{k_2^* + \varphi^* \cdot k_3^*}} = \frac{1}{\varphi^*} \cdot \frac{V_m \cdot K_M^*}{V_m^* \cdot K_M} \cdot \frac{V_d(G)}{V_d(G^*)}$

constantes de Michaelis

Rapport des vitesses maxi

Rapport des volumes de distribution

METABOLISATION DU ^{18}F -FDG



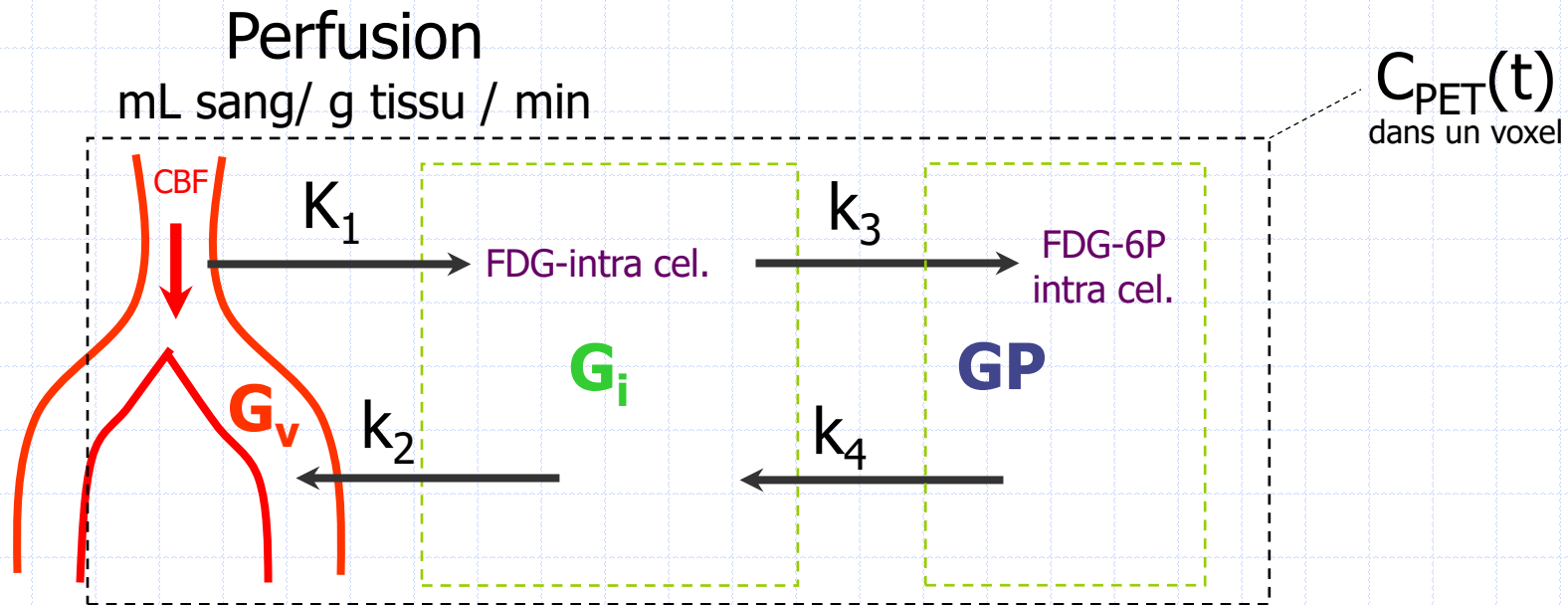
$$MRG = \phi^* \frac{K_1^* k_3^*}{k_2^* + \phi^* \cdot k_3^*} [G_v^*] := \frac{1}{L_c} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} [G_v^*]$$

$$L_c = \frac{1}{\phi^*} \cdot \frac{V_m \cdot K_M^*}{V_m^* \cdot K_M} \cdot \frac{V_d(G)}{V_d(G^*)}$$

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 (lumped cst) 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: Déterminer K_1 et MRG à partir d'une acquisition TEP dynamique $C_{PET}(t)$



Activité mesurée
par la scintigraphie
(kBq/mL) = $C_{PET}(t)$

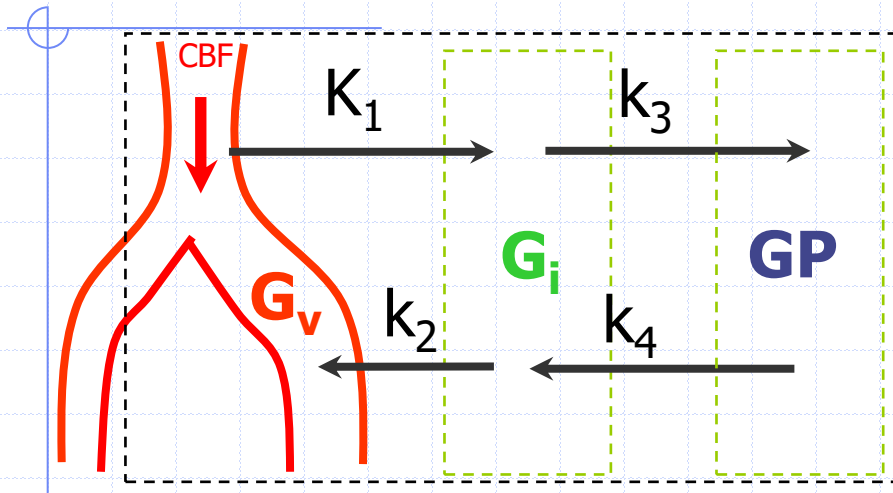
?

Perfusion = K_1 (ml.g⁻¹.min⁻¹)

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

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

RESOLUTION DU MODELE POUR LE FDG



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

mesurée dans la ROI (cérébrale)

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

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

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

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

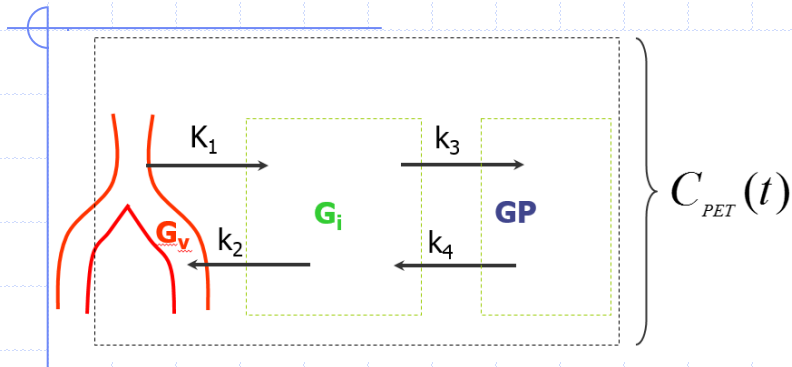
$$\Delta = (k_2 + k_3 + k_4)^2 - 4k_2 k_4$$

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

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

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

CALCUL DES CONSTANTES DE VITESSE k



Estimation

K_1, k_2, k_3, k_4

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

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

Mesures de

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

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

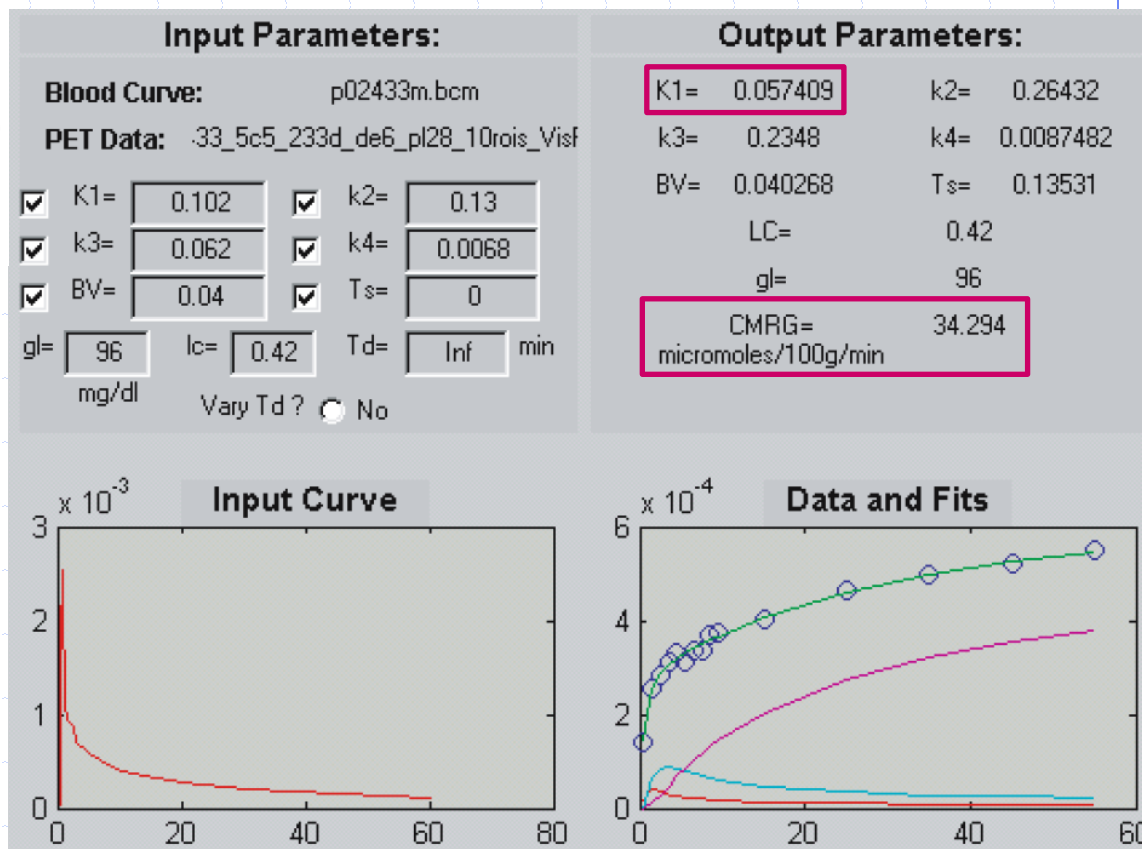
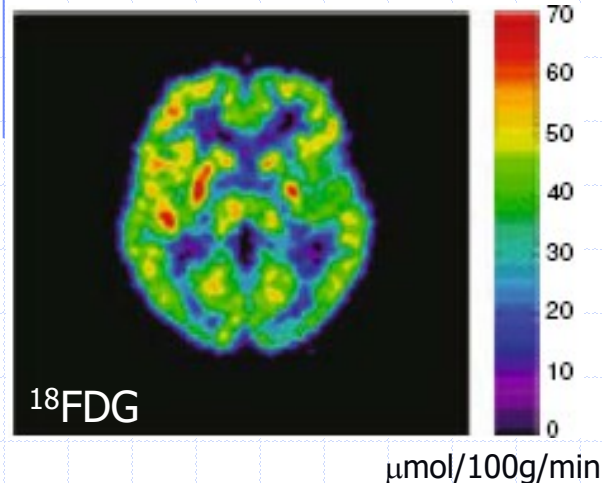
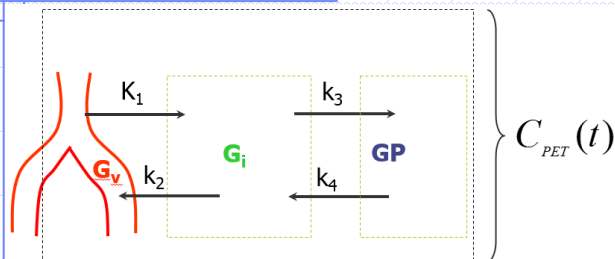
Ajustement

K_1, k_2, k_3, k_4

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

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

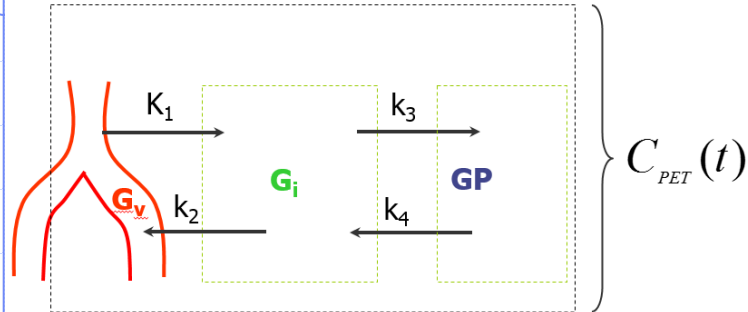
EXAMPLE



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 SIMPLIFIE DE PATLAK



Hypothèses :

$k_4=0$: phosphorylation irréversible
 $f=0$ (2 à 5% dans le cerveau)

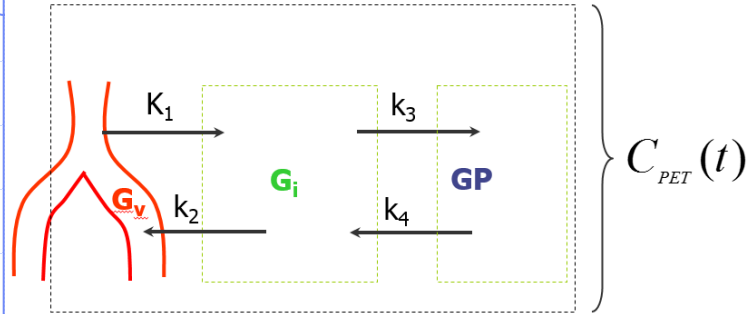
$$\Delta = (k_2 + k_3 + k_4)^2 - 4k_2k_4 = (k_2 + k_3)^2$$

$$\alpha_1^2 = \frac{k_2 + k_3 + k_4 \pm \sqrt{\Delta}}{2} = \frac{k_2 + k_3 \pm (k_2 + k_3)}{2} \Rightarrow \alpha_2 = k_2 + k_3 \text{ et } \alpha_1 = 0$$

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

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

MODELE SIMPLIFIE DE PATLAK



Hypothèses :

$k_4=0$: phosphorylation irréversible
 $f=0$ (2 à 5% dans le cerveau)

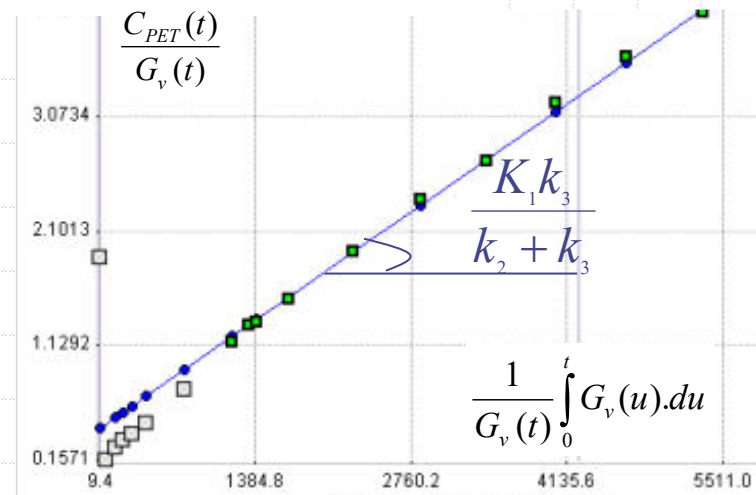
$t \gg$ bolus FDG: G_v cst versus $e^{-(k_2+k_3).t}$

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

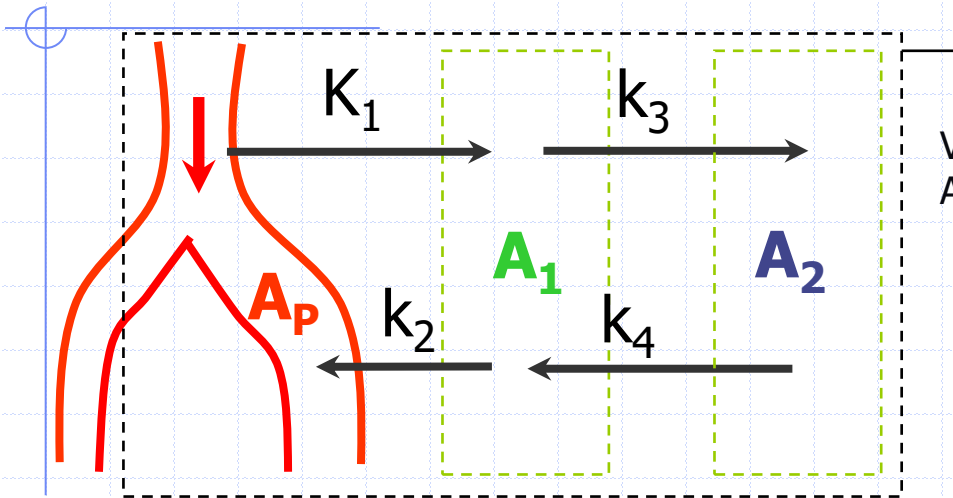
$$\Rightarrow C_{PET}(t) = \frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3} \int_0^t G_v(u) \cdot du + \frac{K_1 \cdot k_2}{k_2 + k_3} \cdot G_v(t) \int_0^\infty e^{-(k_2+k_3) \cdot u} \cdot du$$

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

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



MODELE DE LOGAN



$$A_{ROI}(t) = A_1(t) + A_2(t) + V_P \cdot A_P(t)$$

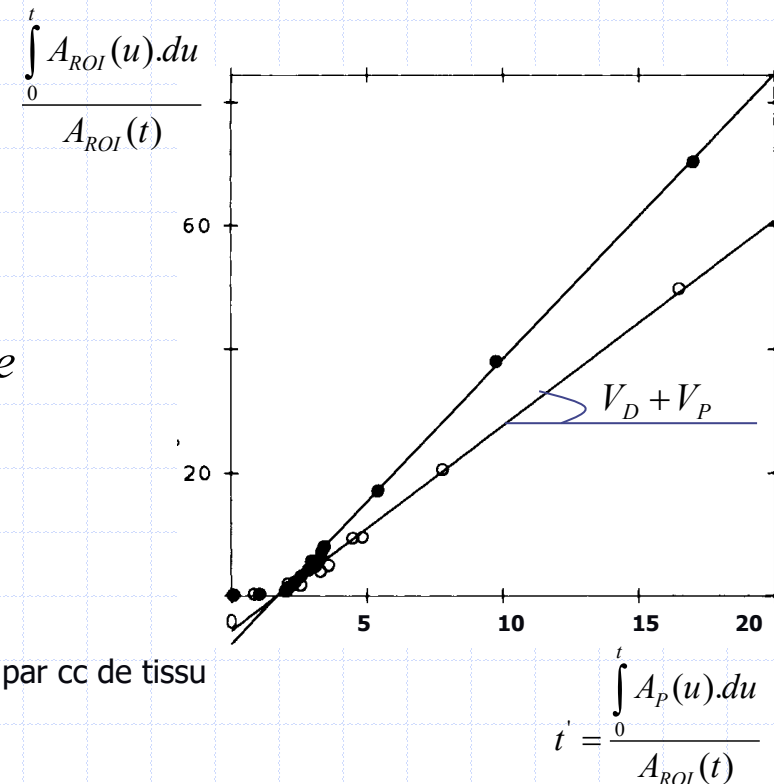
V_p = Volume de plasma dans la ROI par cc de tissu
A = activité dans le compartiment 1,2 ou le plasma

$$\frac{\int_0^t A_{ROI}(u) \cdot du}{A_{ROI}(t)} = \left(\frac{K_1}{k_2} \left(1 + \frac{k_3}{k_4} \right) + V_P \right) \frac{\int_0^t A_P(u) \cdot du}{A_{ROI}(t)} + Cste$$

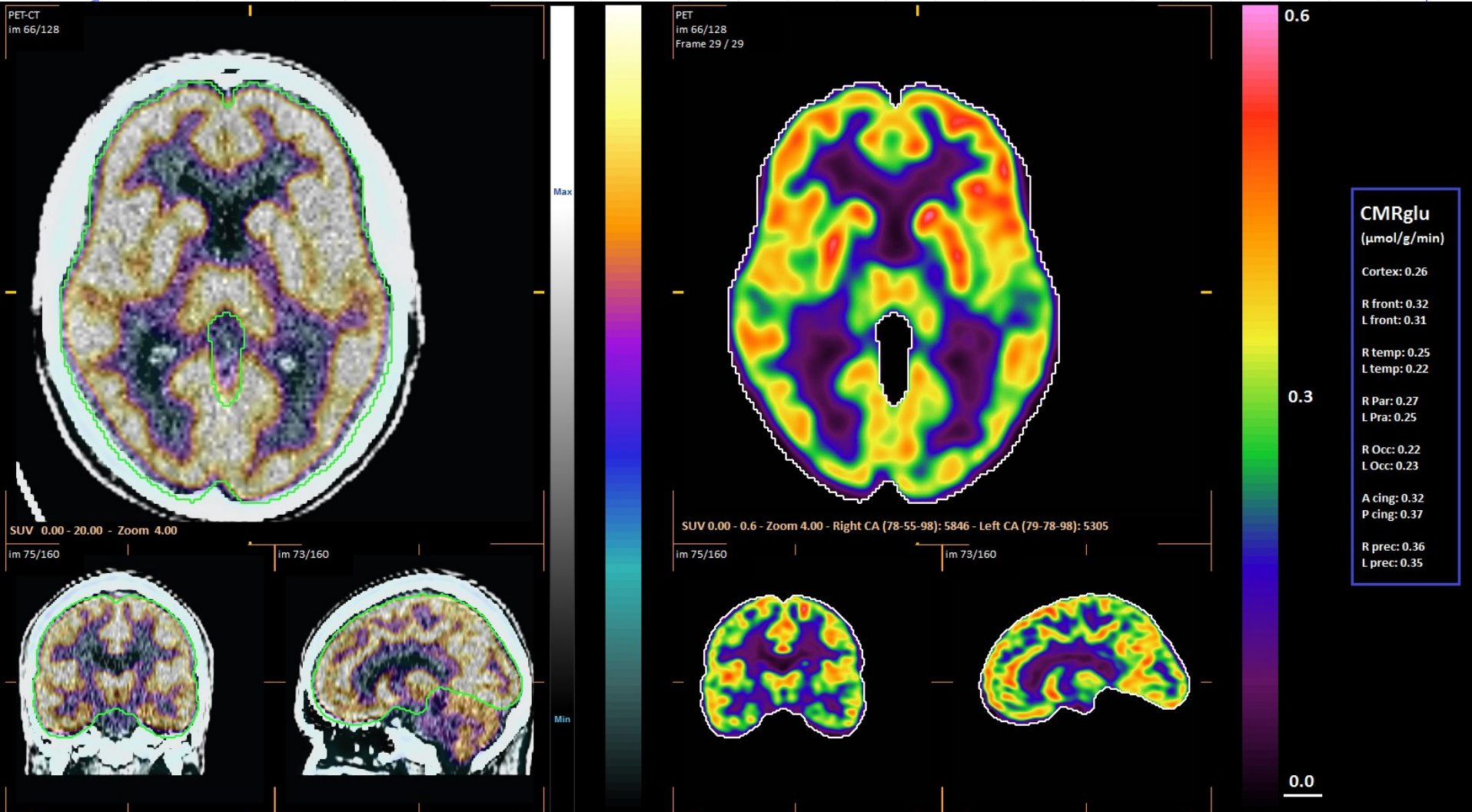
$$y = (V_D + V_P) \cdot t' + Cste$$

$$\text{où } V_D(\%) = \frac{A_1^{équilibre} + A_2^{équilibre}}{C_P}$$

Volume de distribution par cc de tissu



EXEMPLE DE MODELE DE PATLAK



EXAMPLE

CBF (mL/100g/min):

= $100 \cdot K_1 / FE = 55$

K1: 0.098 K2: 0.140

K3: 0.079 f : 0.023 FE: 0,18

CMRglu ($\mu\text{mol/g/min}$):

Cortex: 0.30 (0.30)

Ki: 0.035 (0.035)

Glycemia: 4.4 mmol/L

Moindres
carrés
(Patlak)

PET-CT
im 60/128
CBF (mL/100g/min)

K₁

Max

SUV 0.00 - 120.00 - Zoom 4.00

im 80/160

im 80/160

Min

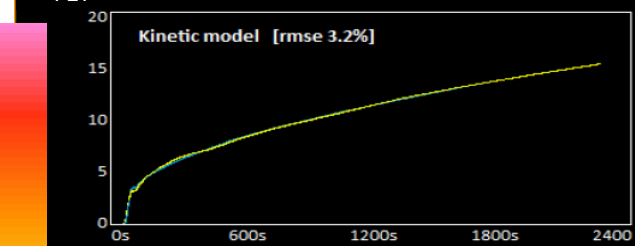
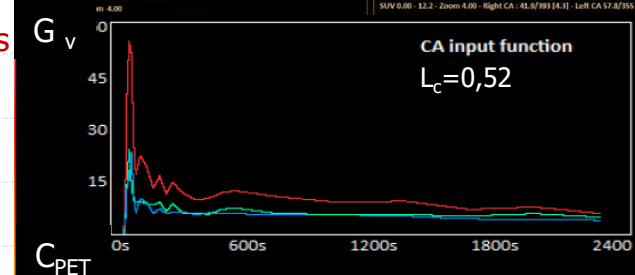
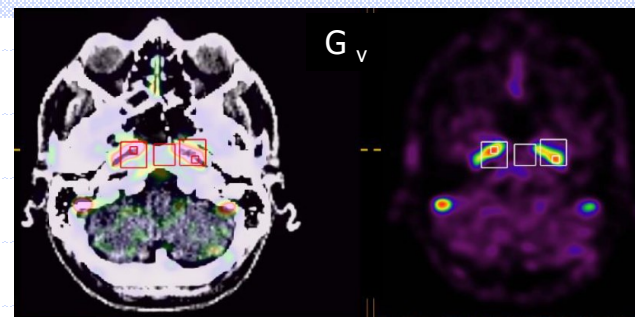
PET
im 60/128
CMRglu ($\mu\text{mol/g/min}$)

CMR_{GLU}

SUV 0.00 - 0.6 - Zoom 4.00 - Right CA: 23.5/210 [4.5] - Left CA 24.1/237 [4.1]

im 80/160

im 80/160



CBF (mL/100g/min):

Cortex: 55

K1: 0.098 K2: 0.140

K3: 0.079 B: 0.023

Crb: 67

BasG: 57

R front: 57

L front: 55

R temp: 52

L temp: 49

R Par: 49

L Pra: 49

R Occ: 56

L Occ: 53

A cing: 63

P cing: 70

CMRglu ($\mu\text{mol/g/min}$):

Cortex: 0.30 (0.30)

Ki: 0.035 (0.035)

Glycemia: 4.40 $\mu\text{mol/L}$

Crb: 0.20 (0.21)

BasG: 0.30 (0.31)

R front: 0.34 (0.34)

L front: 0.33 (0.33)

R temp: 0.26 (0.27)

L temp: 0.24 (0.25)

R Par: 0.29 (0.29)

L Pra: 0.27 (0.28)

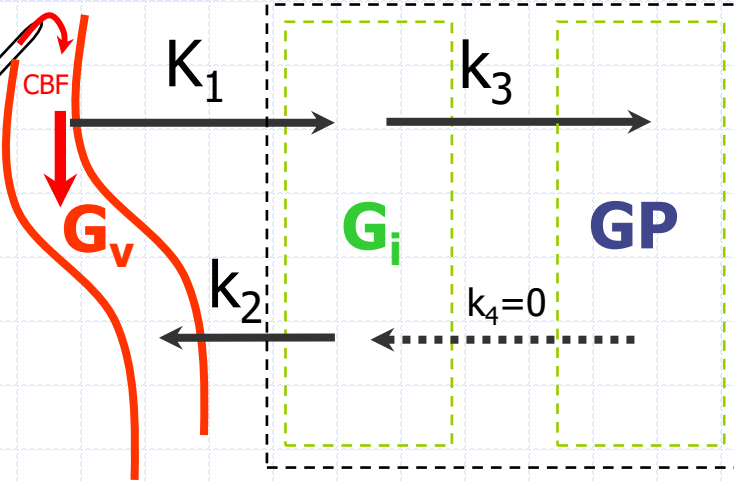
R Occ: 0.25 (0.24)

L Occ: 0.26 (0.25)

A cing: 0.34 (0.34)

P cing: 0.40 (0.40)

fPET: Administration IVSE du ^{18}F FDG



Hypothèses: $k_4=0$ $f=0$ $G_i(t) = G_i = \text{cste}$

$$C_{PET}(t) = G_i(t) + GP(t)$$

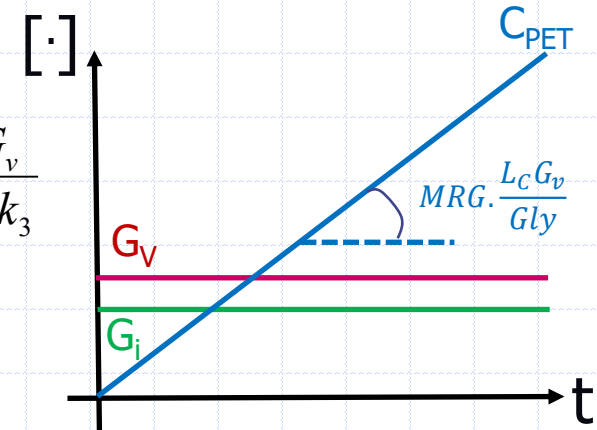
$$\frac{dG_i}{dt}(t) = K_1 G_v(t) - (k_2 + k_3) G_i(t) \Rightarrow G_v(t) = G_v = \text{cste}$$

$$\frac{dGP}{dt}(t) = k_3 G_i(t)$$

$$\frac{dG_i}{dt}(t) = 0 \Rightarrow \begin{cases} \frac{dC_{PET}}{dt}(t) = \frac{dGP}{dt}(t) = k_3 G_i \\ K_1 G_v = (k_2 + k_3) G_i \Rightarrow G_i = \frac{K_1 G_v}{k_2 + k_3} \end{cases} \Rightarrow \frac{dGP}{dt}(t) = k_3 \frac{K_1 G_v}{k_2 + k_3}$$

$$\frac{dG_i}{dt}(t) = 0 \Rightarrow MRG = \frac{Gly}{L_c} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} = \frac{Gly}{L_c \cdot G_v} \frac{dGP}{dt}(t)$$

$$\frac{dC_{PET}}{dt}(t) = \frac{dGP}{dt}(t) = MRG \cdot \frac{L_c \cdot G_v}{Gly}$$



fPET à partir de Patlak :

Modèle de Patlak :

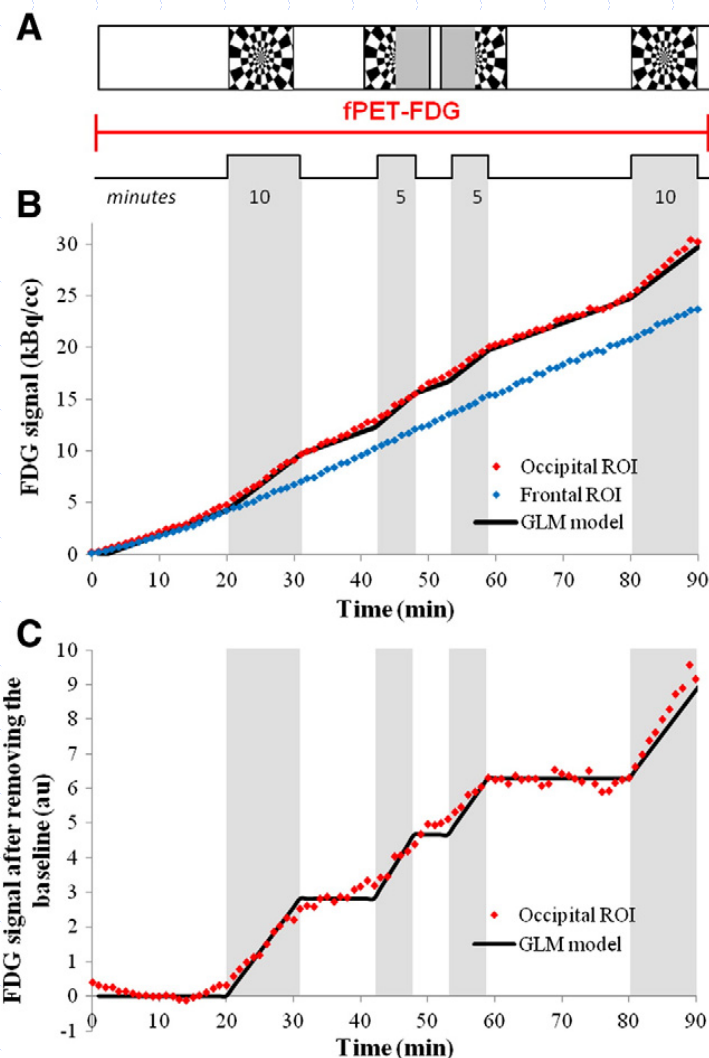
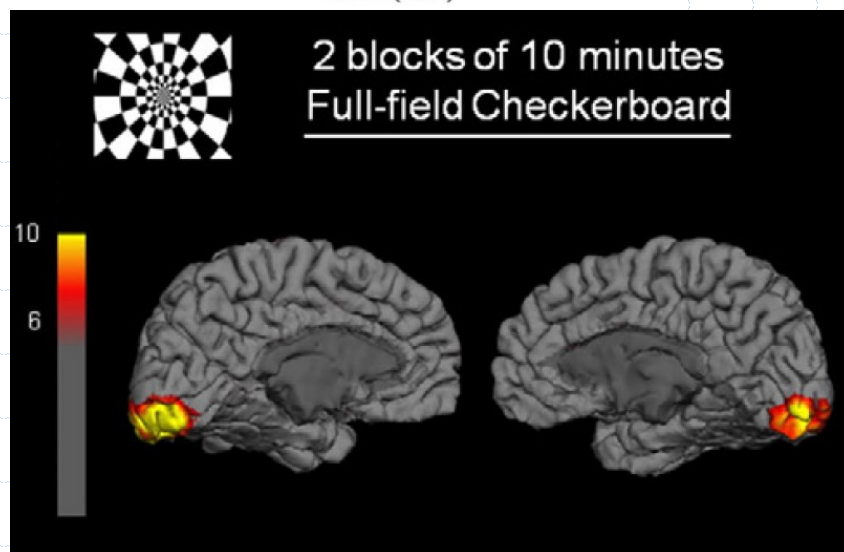
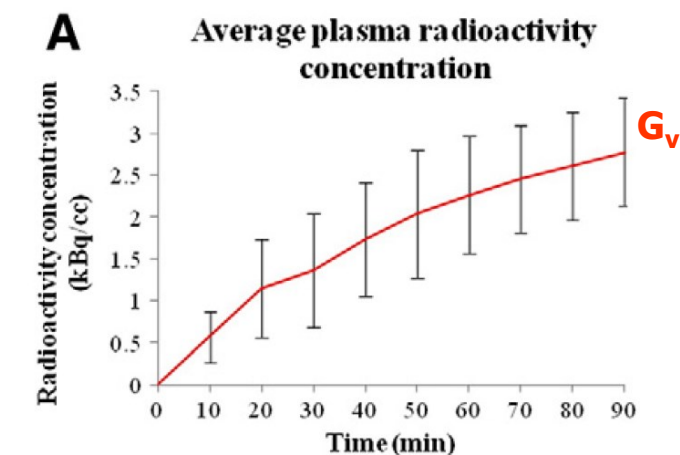
$$\frac{C_{PET}(t)}{G_v(t)} = \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} \frac{\int_0^t G_v(u) \cdot du}{G_v(t)} + \frac{K_1 k_2}{(k_2 + k_3)^2}$$

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

$$\Rightarrow C_{PET}(t) = \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} G_v \cdot t + \frac{K_1 k_2}{(k_2 + k_3)^2} \cdot G_v$$

$$\Rightarrow C_{PET}(t) = \frac{L_c G_v}{Gly} \cdot MRG \cdot t + \frac{K_1 k_2 \cdot G_v}{(k_2 + k_3)^2} \Rightarrow \frac{dC_{PET}}{dt}(t) = MRG \cdot \frac{L_c \cdot G_v}{Gly}$$

fPET: Administration du ^{18}F FDG IVSE



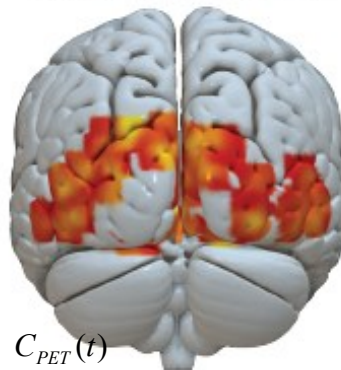
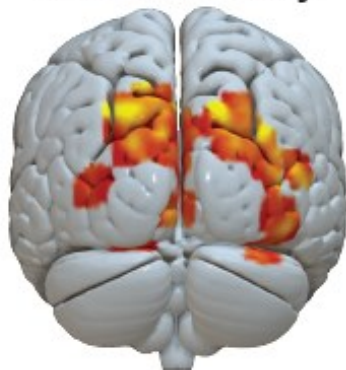
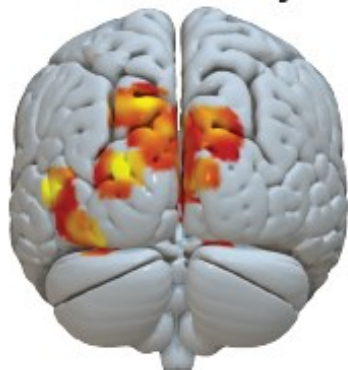
fPET: BOLUS + IVSE

i.

A. Bolus Only

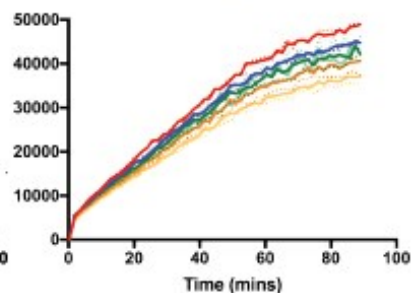
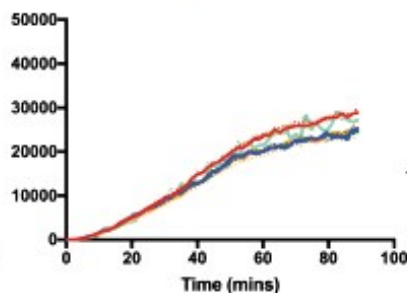
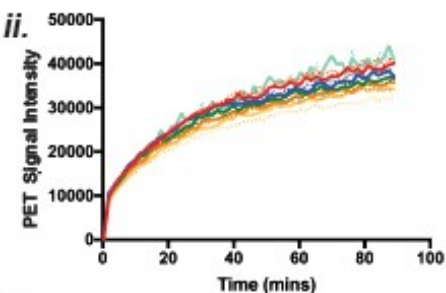
B. Infusion Only

C. Bolus/Infusion

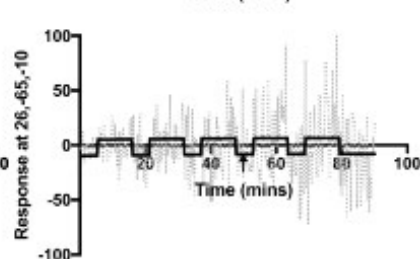
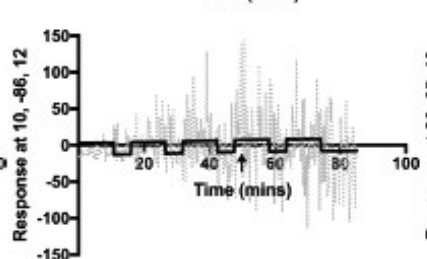
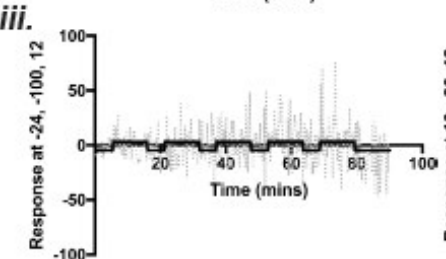


$C_{PET}(t)$

ii.



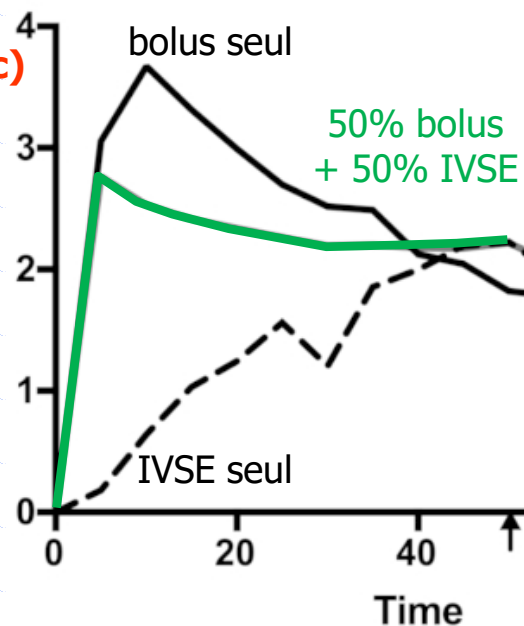
iii.



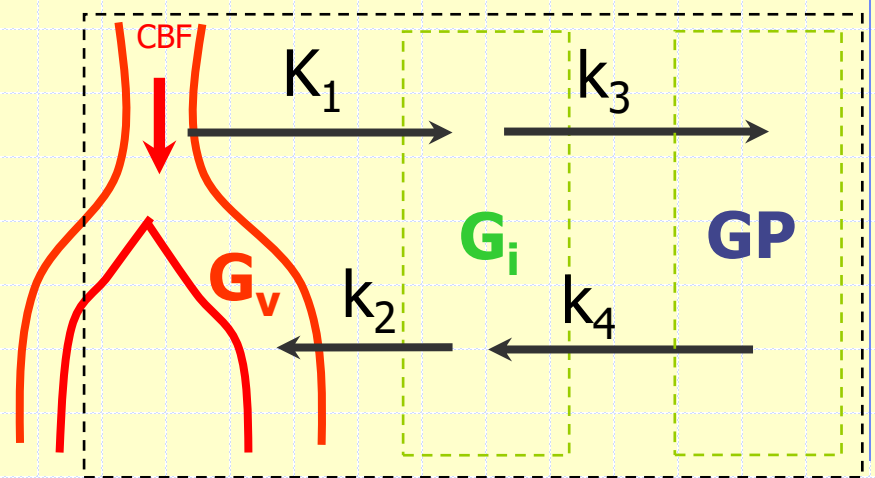
— FP1/2
— hOC1
— hOC2
— hOC3
— hOC4
— hOC5

— Fitted
... Error

$G_v(\text{kBq/cc})$



SYNTHESE MRG

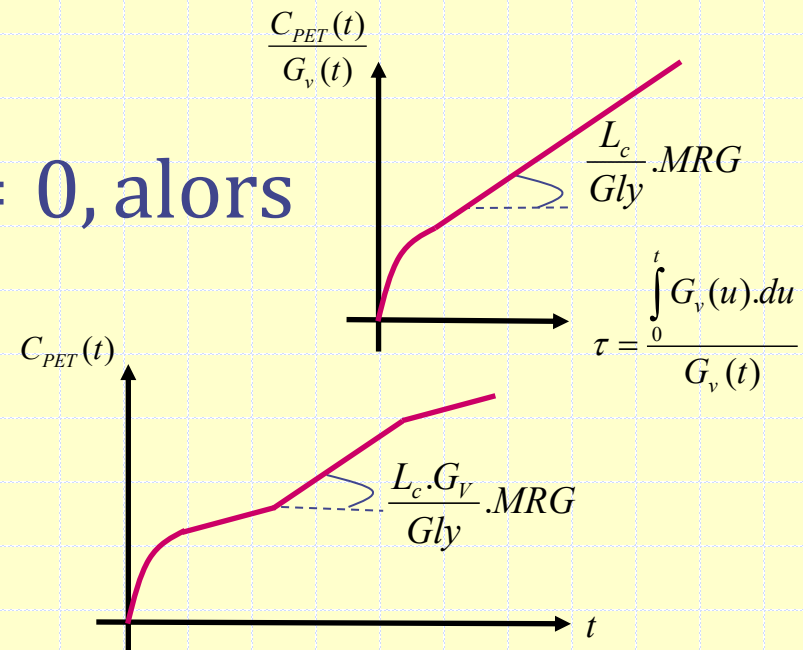


- Acquisition List Mode
TEP dynamique

- $G_i = cste$ et $k_4 GP \propto k_3 G_i \Rightarrow MRG = \frac{Gly}{L_c} \cdot \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3}$

- Si de plus $k_4 = 0$ et $f = 0$, alors

- et $G_V = cste$
- Puisque $G_V = cste$,
 - fPET fonctionnel



8 NOTIONS A MAITRISER

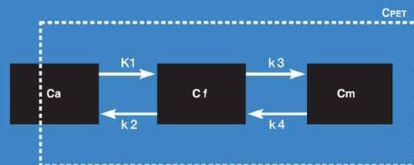
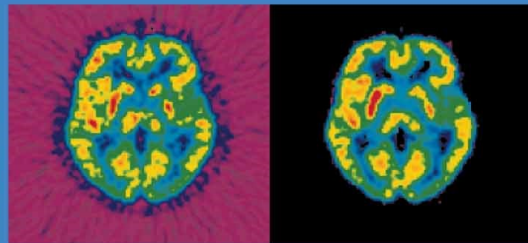


1. $\sigma(R-R') = \sqrt{(C_R + C_{R'})}$ où $\sigma(R) = \sqrt{C_R}$ & $\sigma(R/R') = (R/R') \cdot \sqrt{(1/C_R + 1/C_{R'})}$
2. Statistique inconnue dans les coupes (non poissonnienne)
3. Images d'amplitude et de phase, fits mono et multi-harmoniques
4. Quantification de la perfusion par QPS
5. Calcul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

Une référence

Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging

Edited by
Habib Zaidi

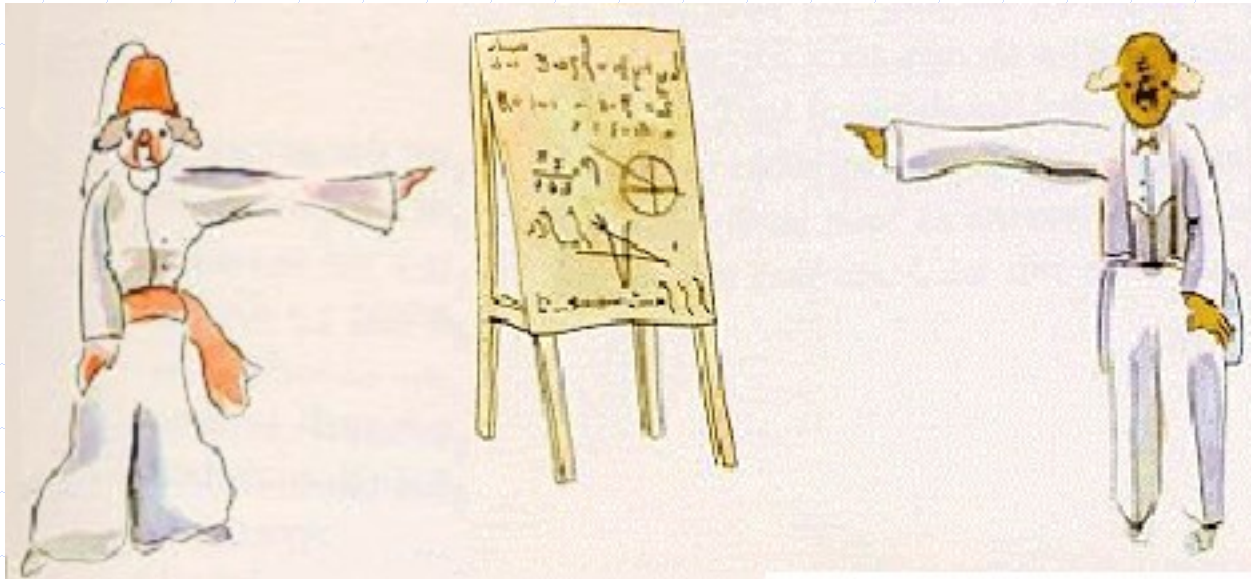


 Springer

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

NOTATIONS

- i numéro de pixel ou de voxel
- (i,j) pixel en 1^o ligne et j ^o colonne
- $h(i)$ réponse impulsionnelle centrée en i
- $LMH=FWHM$ = largeur à mi-hauteur
- f fréquence spatiale en mm^{-1} .
- f_{max} fréquence spatiale maximale d'un signal
- f_e fréquence d'échantillonnage = $2 \cdot f_{max}$
- $p(i)$ signal physique (distribution d'activité)
- $\delta(i)$ signal impulsion unité: $\delta(i)=0$ sauf $\delta(0)=1$
- $s(i)$ valeur du pixel i dans une scintigraphie
- $\hat{s}(f)$ transformée de Fourier discrète de s
- $*$ produit de convolution
- σ écart-type, \bar{c} valeur moyenne de C
- Coefficient de restauration $CR = \sum_{k=-e/2}^{k=e/2} h(k)$ au centre d'un objet de largeur e
- R coefficient de Radon (en tomographie)
- N nombre de noyaux radioactifs
- λ probabilité de désintégration par seconde
- $n! = n \cdot (n-1) \cdot \dots \cdot 3 \cdot 2 =$ factorielle de n
- ε et δ : érosion et dilatation,
- γ et φ : ouverture et fermeture
- $V(i,j)$ voisinage du pixel (i,j)
- $\frac{\partial f}{\partial c}$ dérivée partielle de f par rapport à C
- FE fraction d'éjection, TES instant de fin de systole
- PVM, PEM : pics de vidange/éjection
- CTA courbe activité en fonction du temps
- SSS, SSR Score Sommé de Stress, de repos
- SMVG Surface médio ventriculaire
- ESV volume télé systolique
- DIT dilatation ischémique transitoire
- Φ débit coronaire, $K1=f \cdot k1$ perfusion en $(mL/g)/min$
- RC réserve coronaire, EF = fraction d'extraction
- $k2, k3, k4$ constantes de vitesse en min^{-1} (sans étoile pour le FDG, avec pour le glucose)



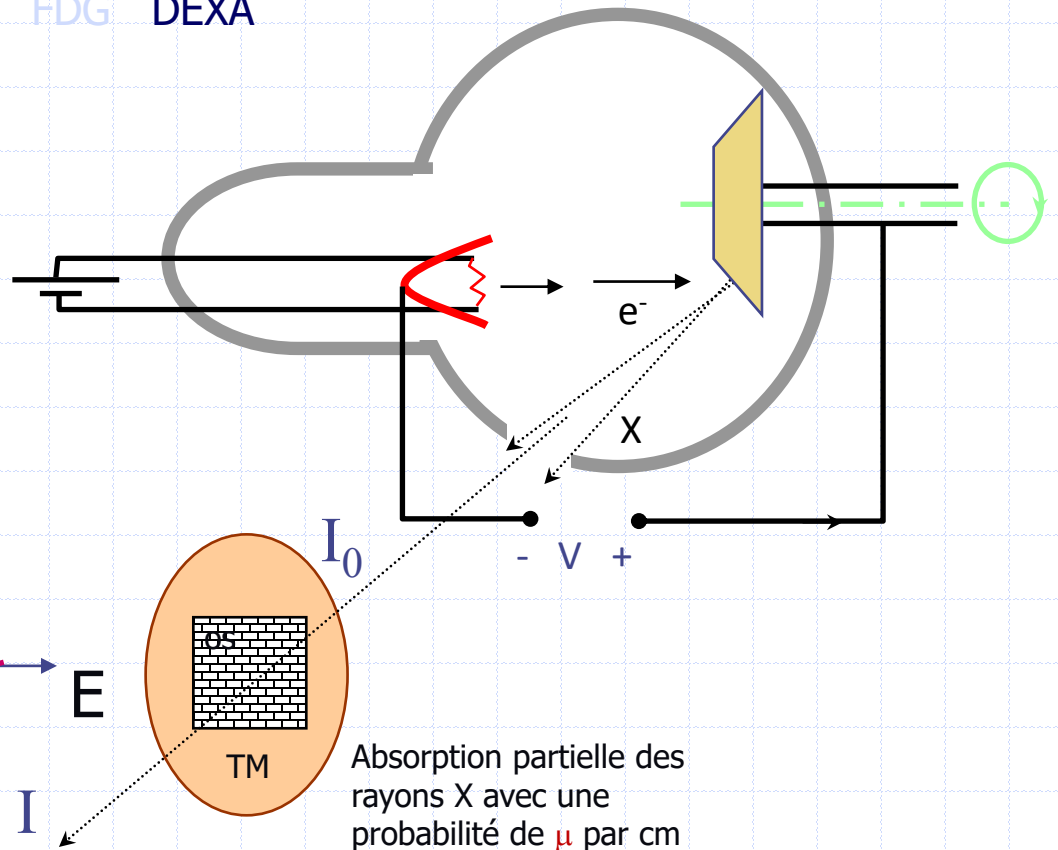
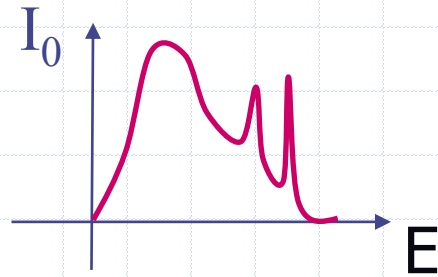
Merci pour votre attention...

ANNEXES

Les éléments placés en annexe ne sont pas au programme de l'examen d'UV3.

OSTEODENSITOMETRIE

RADIO, QCT

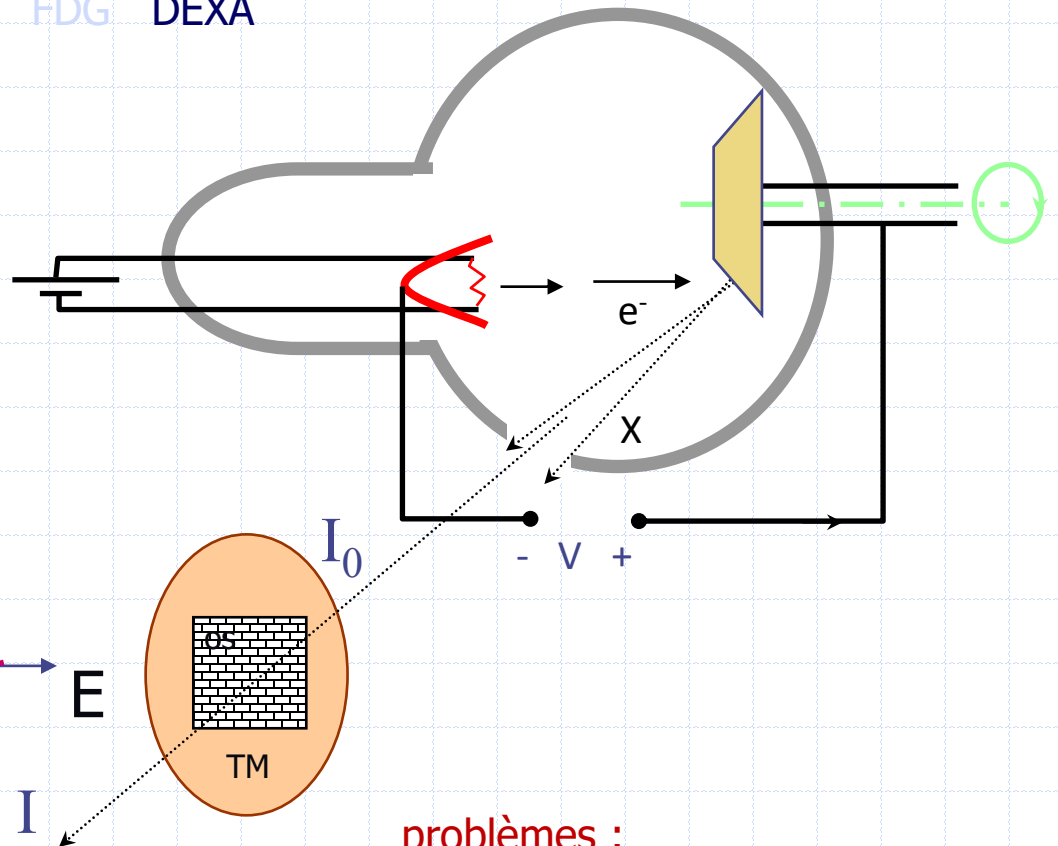
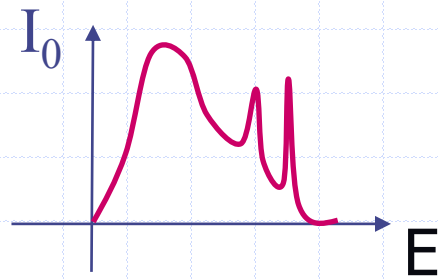


$$M = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu_O \cdot X_O + \mu_{TM} \cdot X_{TM}$$

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

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

RADIO, QCT



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

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

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

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

problèmes :

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

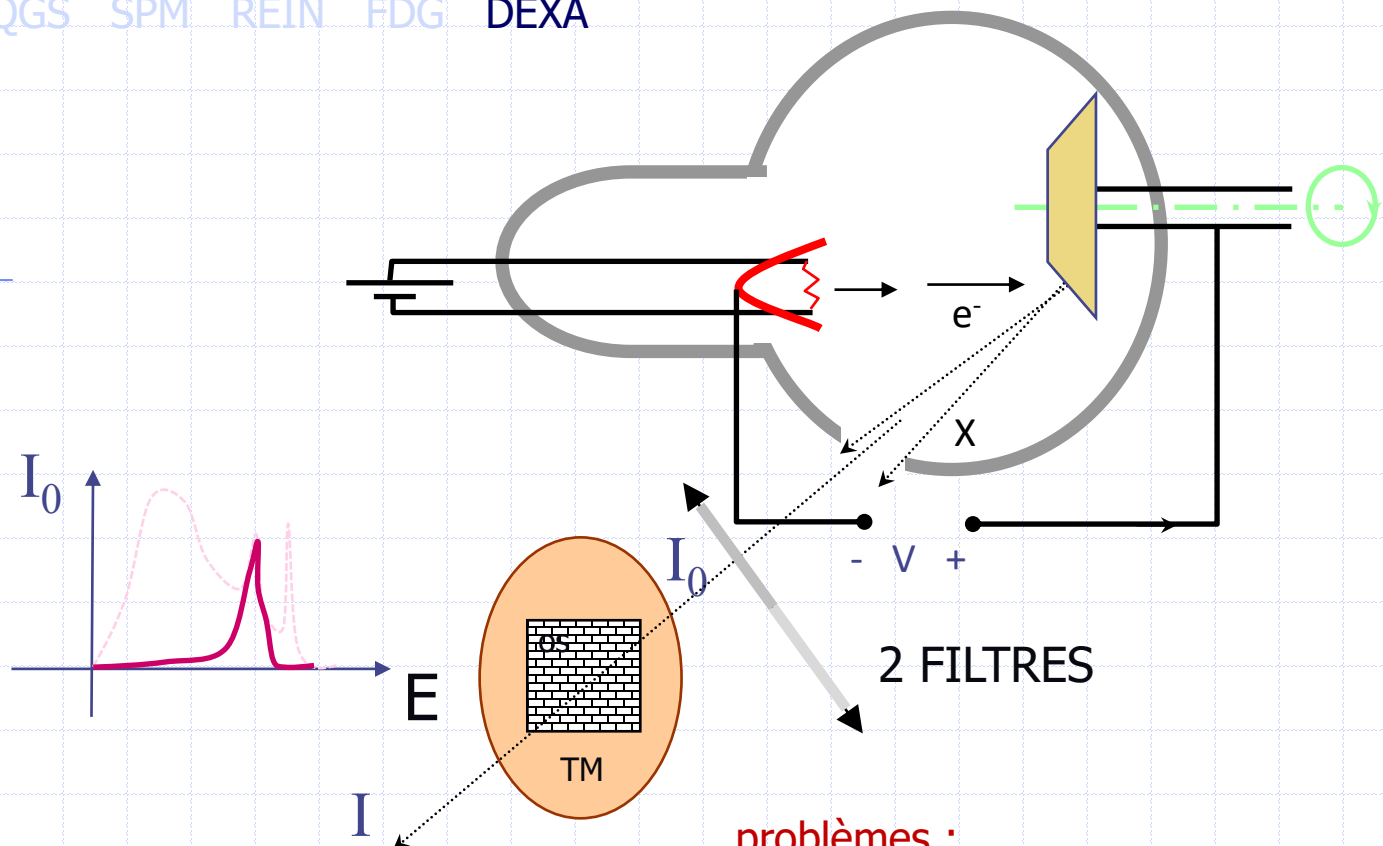
Solutions adoptées en QCT:

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

inconvénients: coût, disponibilité,

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

DEXA



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

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

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

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 $< 3\%$

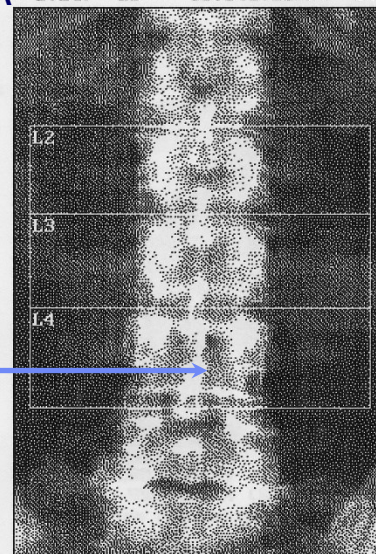
DEXA

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

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

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

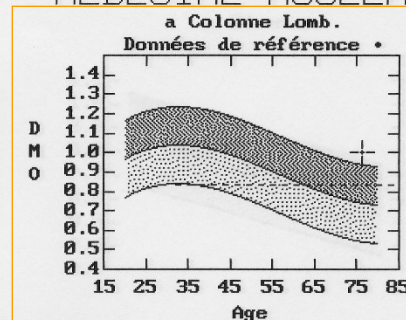
N01180104
Nom: [redacted]
Comment.: [redacted]
ID: [redacted] Sexe: F
S.S.: [redacted] Race: W
C. P.: [redacted] Taille: 158.00 cm
Opérateur: [redacted] Poids: 60.00 kg
Né(e) le: [redacted] Age: 76
Médecin: [redacted]

CV DMO TOTALE POUR L1 - L4 1.0%

F. C. 1.035 1.006 1.000

Région	Zone est. (cm²)	DMO est. (g)	DMO (g/cm²)
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

MEDECINE NUCLEAIRE - CHU MONTPELLIER



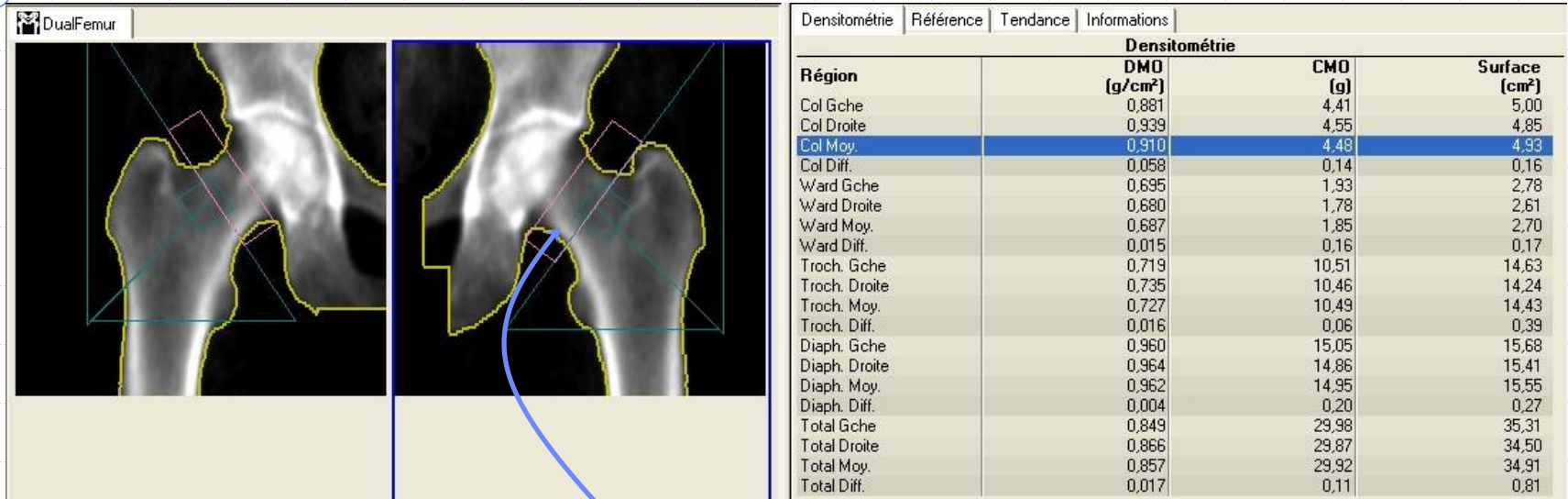
DMO(L2-L4) = 0.995 g/cm²

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]

DEXA

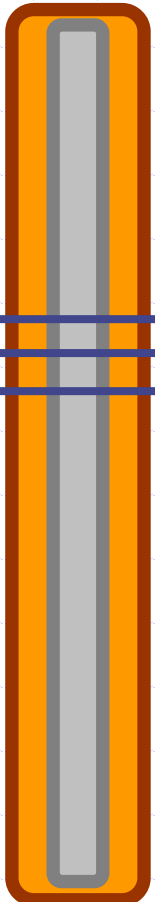


$$-\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O$$

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

3 énergies

⇒ masses osseuse, maigre, grasse ?



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

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)

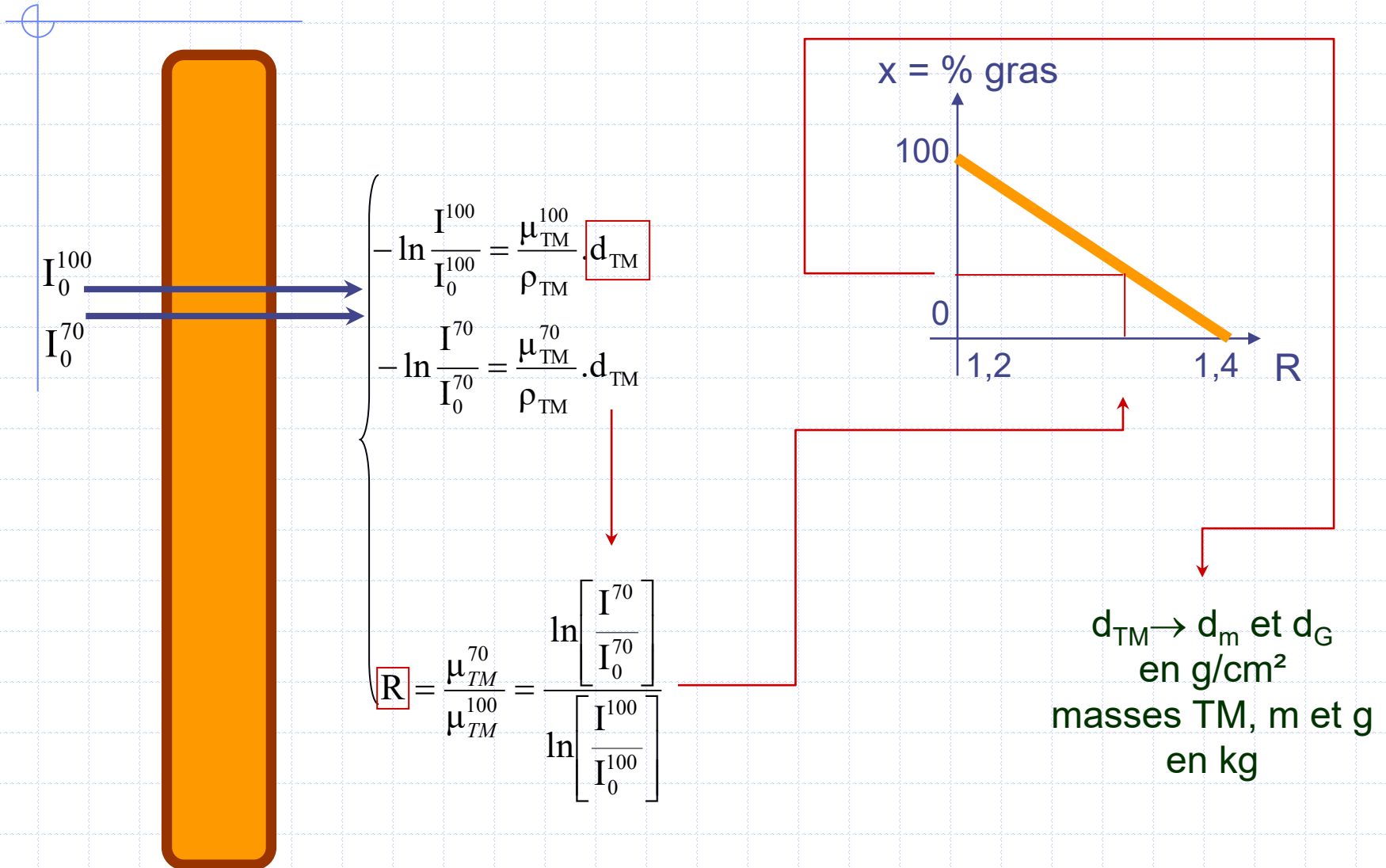
$\Rightarrow d\mu < 0$

et μ diminue plus

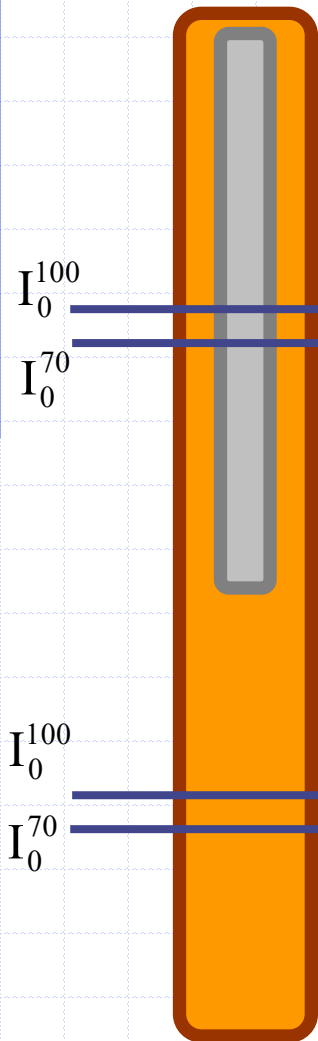
si E est faible donc $R \downarrow$:

x est une fct décroissante de R

DISTINCTION MASSES MAIGRE/GRASSE



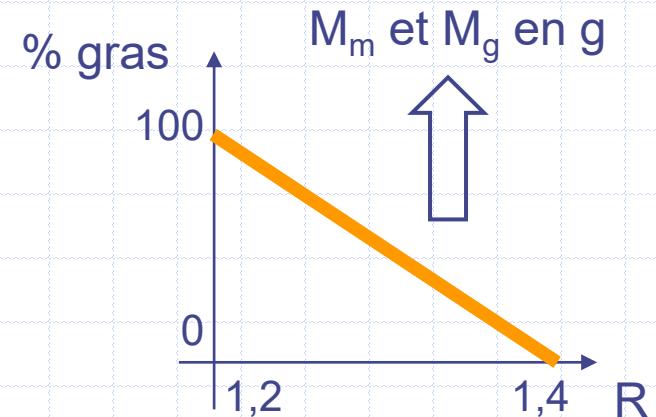
Ostéodensitométrie « corps entier »

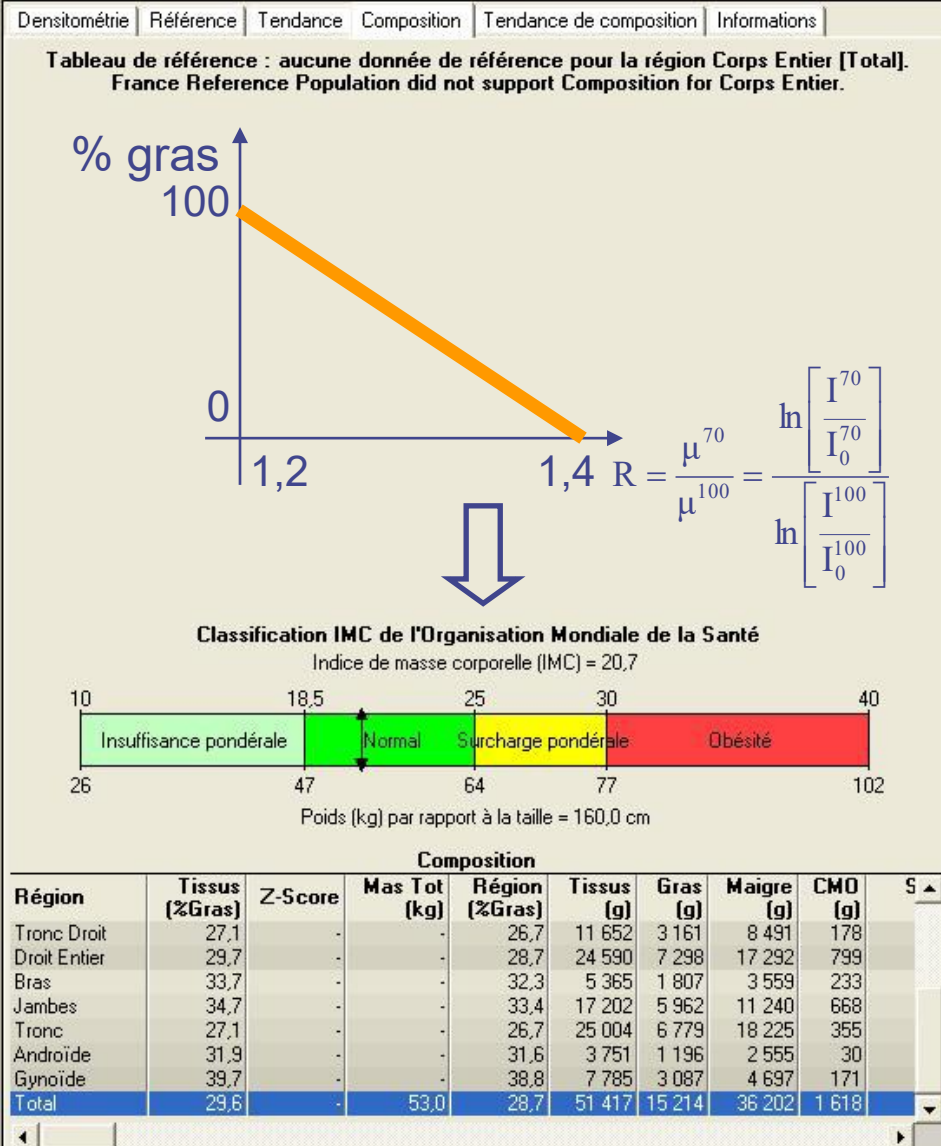
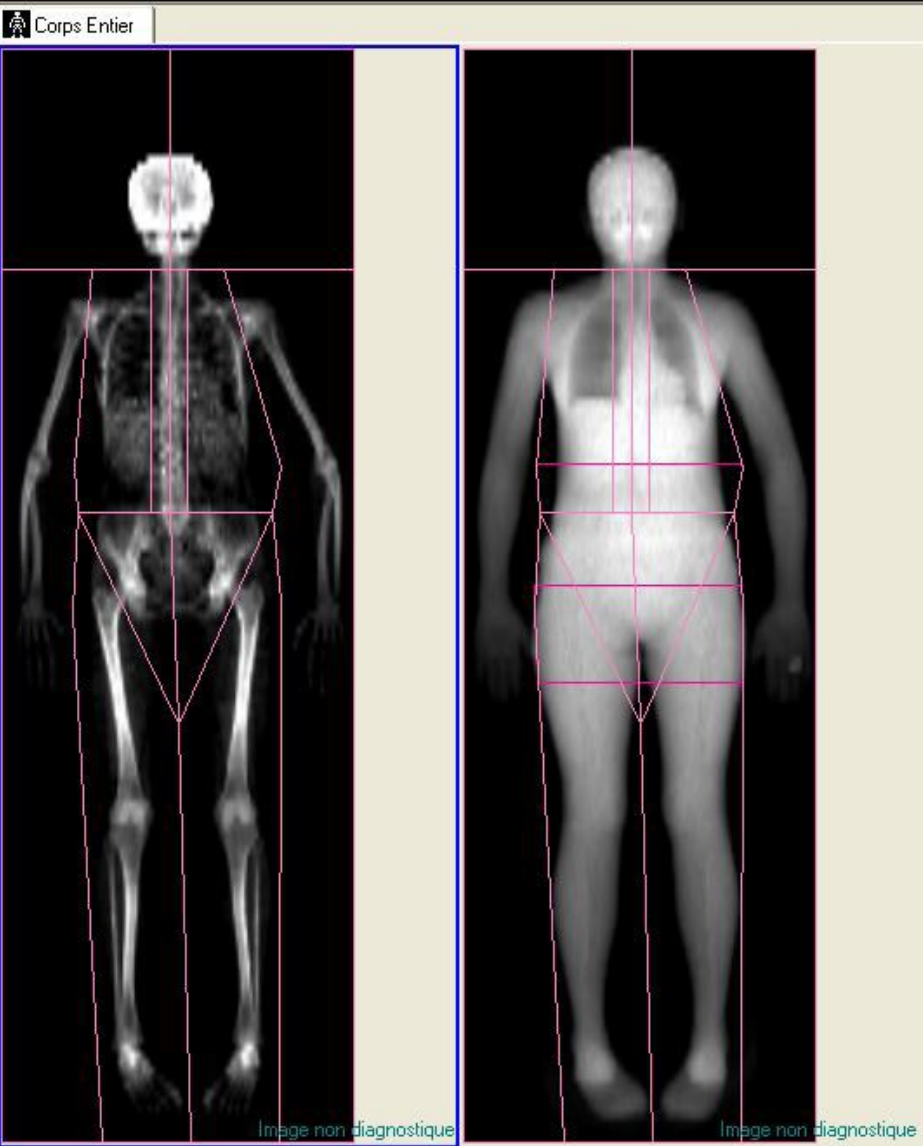


$$\begin{cases} -\ln \frac{I_0^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O \\ -\ln \frac{I_0^{70}}{I_0^{70}} = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{70}}{\rho_O} \cdot d_O \end{cases}$$

⇒ d_O en g/cm²

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





Résultats standards

Sélectionner la région :

Onglet Résultats : flèches gauche/droite

Onglet Image : onglet/shift+onglet

flèches haut/bas

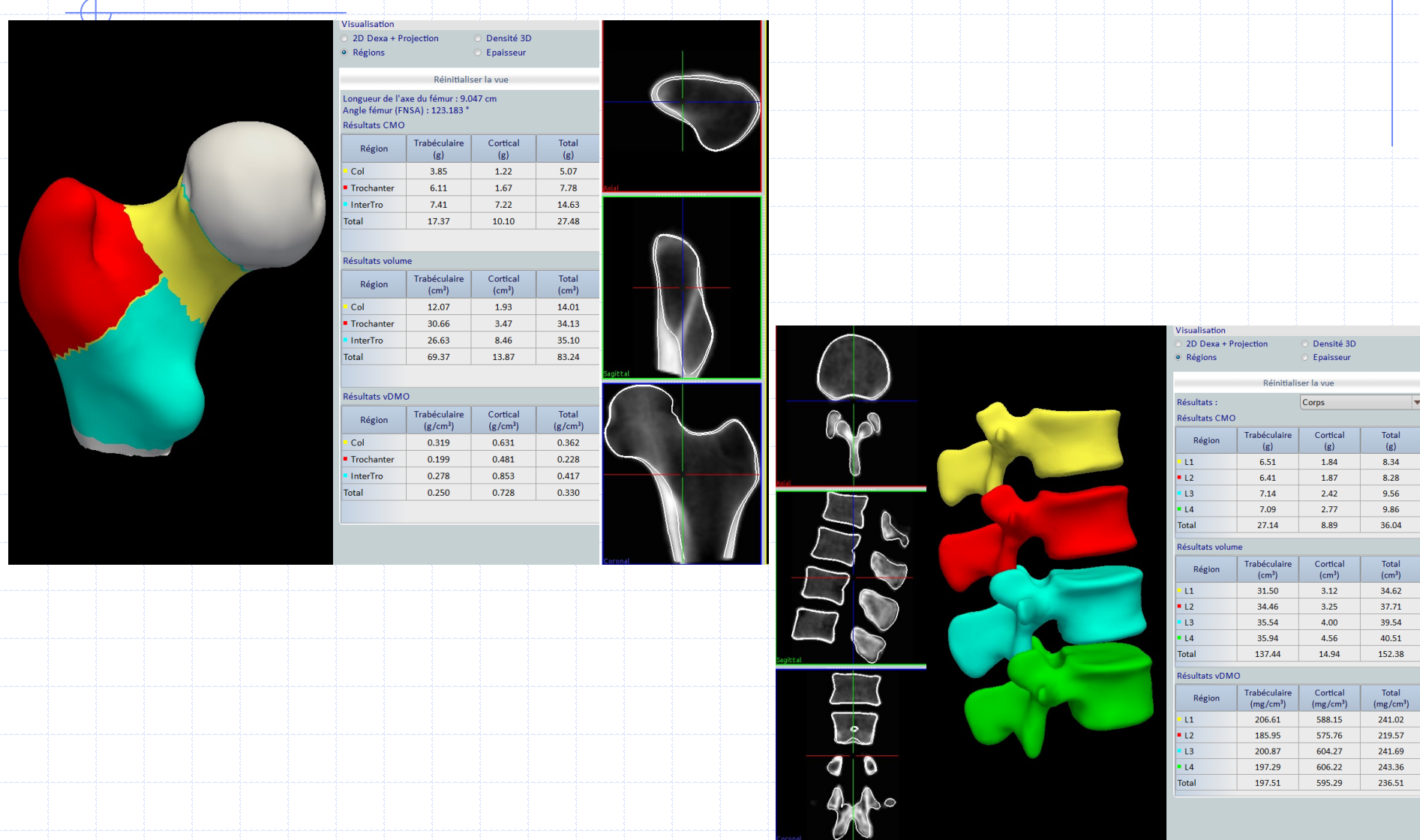


160,0 cm 53,0 kg Blanc Femme

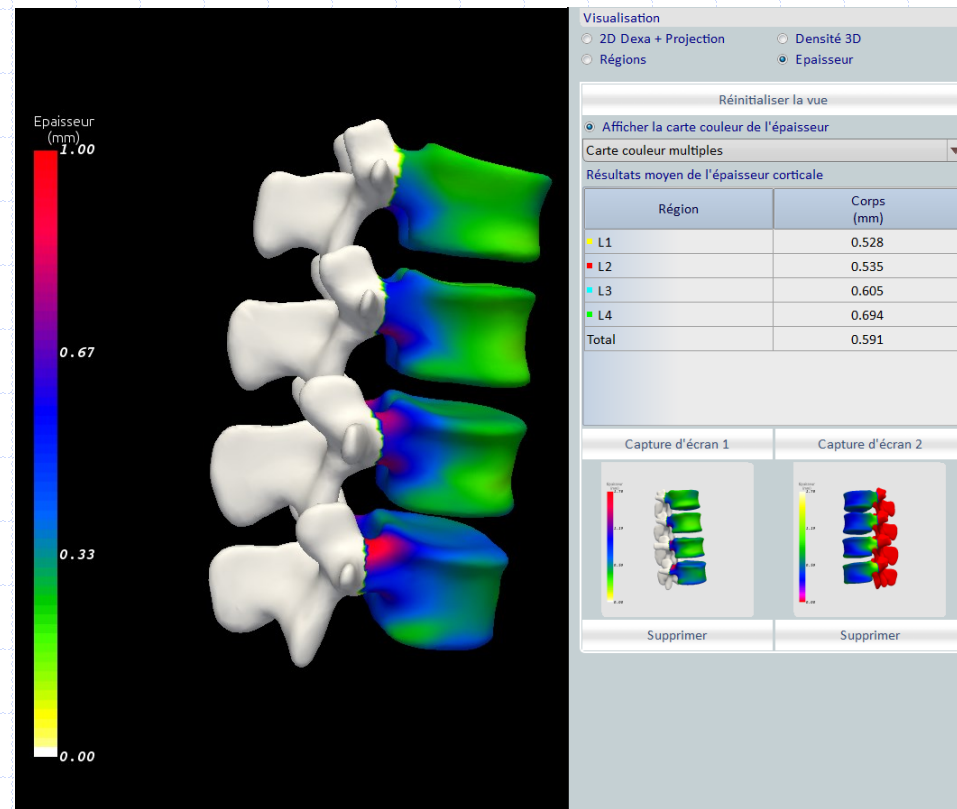
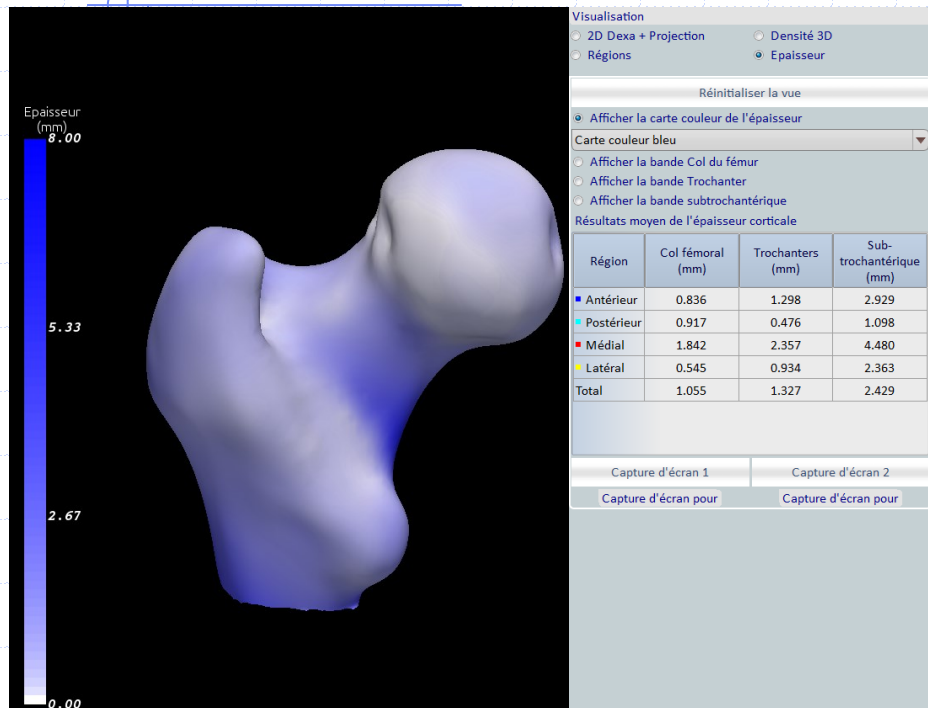
ET EN 3D ?

- 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



3D-DXA: Epaisseur corticale



DEXA : SYNTHESE

- 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.