



# IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE



23-27 mars 2026

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 (M) désigne une diapositive masquée lors du cours, en complément, non exigible.

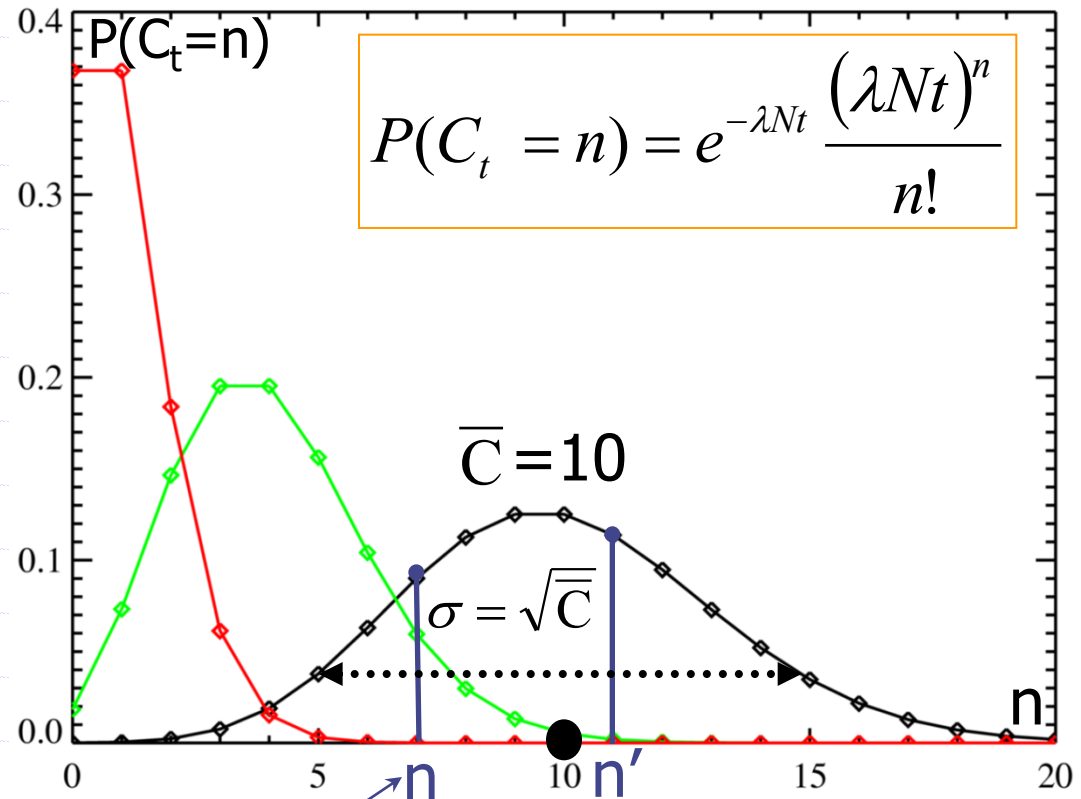
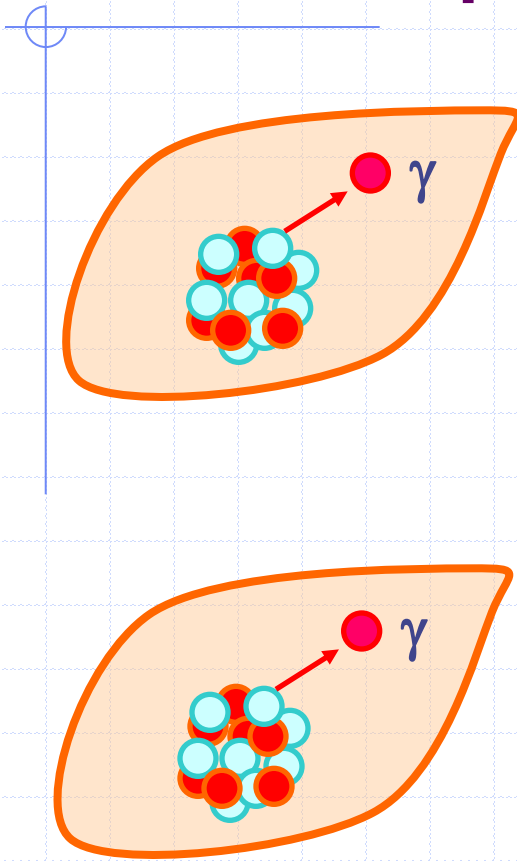
# IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE

## 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, épaisseur systolique, cinétique, FES
- ④ **Imagerie paramétrique statistique**
  - ◆ Applications en neurologie
- ⑤ **Imagerie rénale**
  - ◆ Index vasculaires, tubulaires, temps de transit
- ⑥ **Quantification absolue du MRGlu en TEP**
- ⑦ **Ostéodensitométrie** (en annexe, hors programme)

# ① COMPARAISON DE COMPTAGES

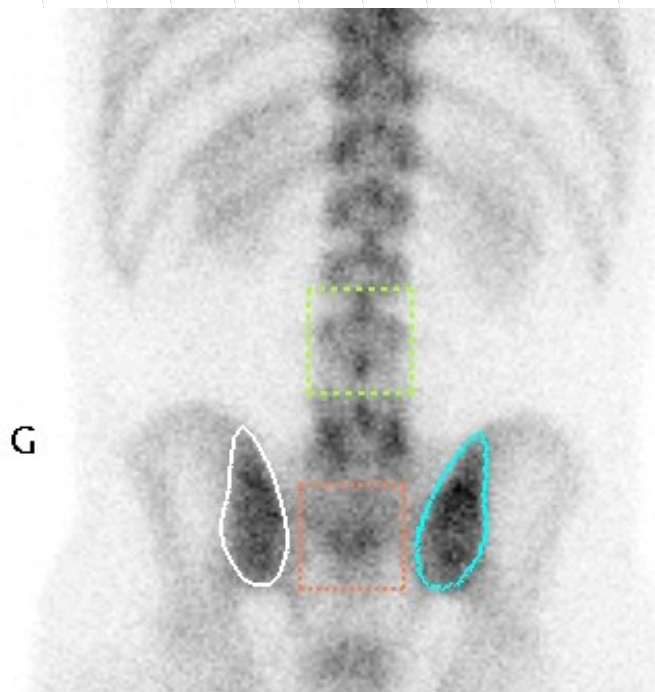
# Statistique de Poisson



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

« tirage au sort »  
suivant P

# EXEMPLE : SACROILEITE ?



Comparaison de ROIs :  
**SIG =SID ?**

**GAUCHE Total: 46474.00**

**DROITE Total: 50278.25**

**Sacrum Total: 55411.00**

**Lombaire Total: 51640.75**

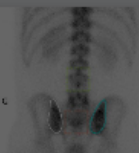
**GAUCHE Mean: 52.57**

**DROITE Mean: 56.88**

**Sacrum Mean: 42.61**

**Lombaire Mean: 39.71**

Allez sur [wooclap.com](https://wooclap.com) et utilisez le code **UV3DMG2**



[D 6] On mesure les taux de comptages suivants dans des ROI tracées autour des articulations sacroiliaques:  $S_{lg}=46474=216^2$  cps ( $53=7.3^2$  cps/px) ;  $S_{ld}=50278=224^2$  cps ( $57=7.5^2$  cps/px).



1

Les taux de comptage totaux suivent une statistique de Poisson.

0%

0

2

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

0%

0



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

3

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

0%

0

4

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

0%

0

5

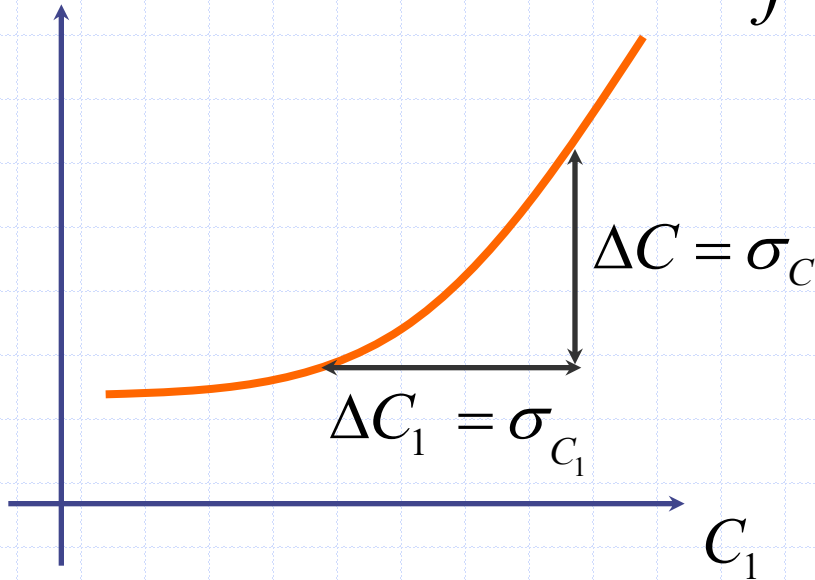
L'examen est compatible avec une sacroilélite droite.

0%

0

# 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 :

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

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

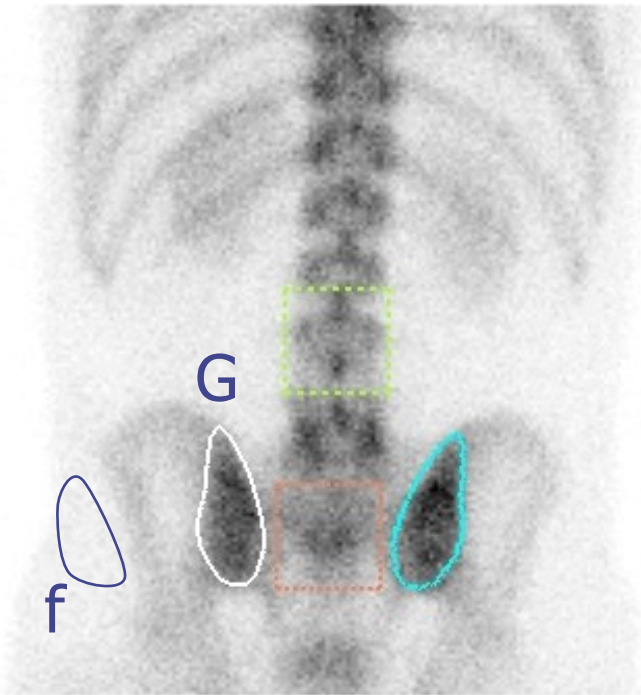
$$C = \ln C_1 \Rightarrow (\sigma_C) \approx \left( \frac{1}{C_1} \sigma_{C_1} \right) \Rightarrow \sigma_C = \frac{\sigma_{C_1}}{C_1}$$

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

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

# En cas de soustraction du BDF

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

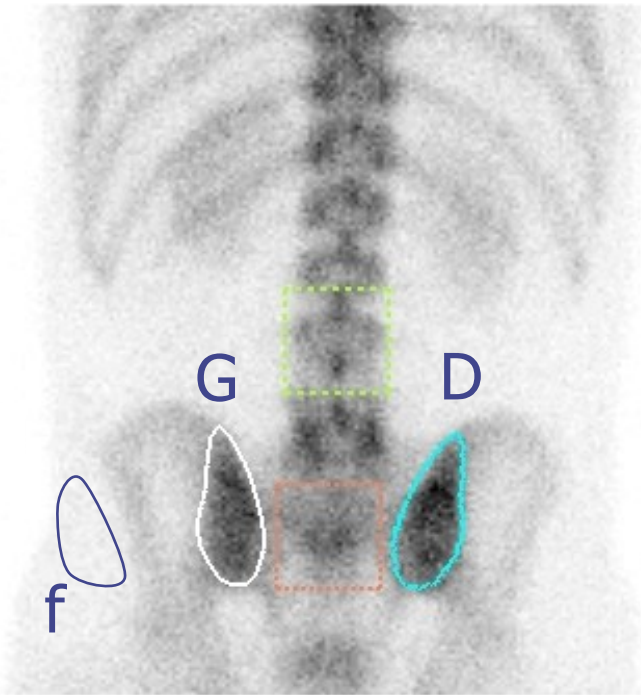


$$\sigma_{G-f} \approx \sqrt{C_G + C_f}$$

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

# Erreur sur un rapport

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

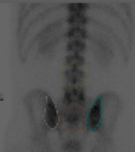


$$r = \frac{C_D}{C_G} \Rightarrow \ln r = \ln C_D - \ln C_G$$

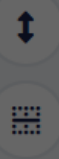
$$\left( \frac{\sigma_r}{r} \right)^2 \approx \left( \frac{\sqrt{C_D}}{C_D} \right)^2 + \left( \frac{\sqrt{C_G}}{C_G} \right)^2$$

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

Allez sur [wooclap.com](https://wooclap.com) et utilisez le code **UV3DMG2**



[D 11] On mesure les taux de comptages suivants dans des ROI tracées autour des articulations sacroiliaques :  $SI_g = 46\,474 = 100\,000/2.152 \text{ cps}$  ;  $SI_d = 50\,278 = 100\,000/1.989 \text{ cps}$ .



- 1 Le rapport de fixation  $SI_d/SI_g = 1.08$  0% 0
- 2 Le rapport de fixation suit une statistique de Poisson 0% 0
- 3 Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question  
L'écart-type du rapport de fixation est de 0.007. 0% 0
- 4 Le rapport de fixation est significativement différent de l'unité. 0% 0
- 5 L'articulation sacro-iliaque droite fixe significativement plus que la gauche. 0% 0



# Comparaison de ROIs en TEMP

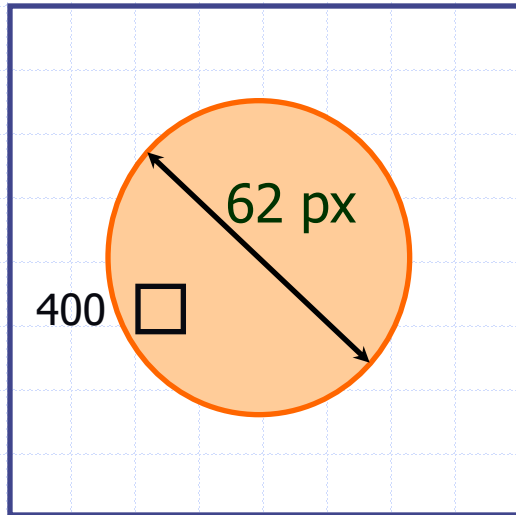


$$BP = \frac{C_S - C_{NS}}{C_{NS}} = \frac{C_S}{C_{NS}} - 1$$

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

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

# Approche empirique



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

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

Image tomographique, au sein d'un pixel :

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

# Conséquence en TEMP & TEP



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

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

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

# COMPARAISONS DE COMPTAGES

- A faire de façon rigoureuse en planaire

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

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

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

## ② IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE CAVITAIRE

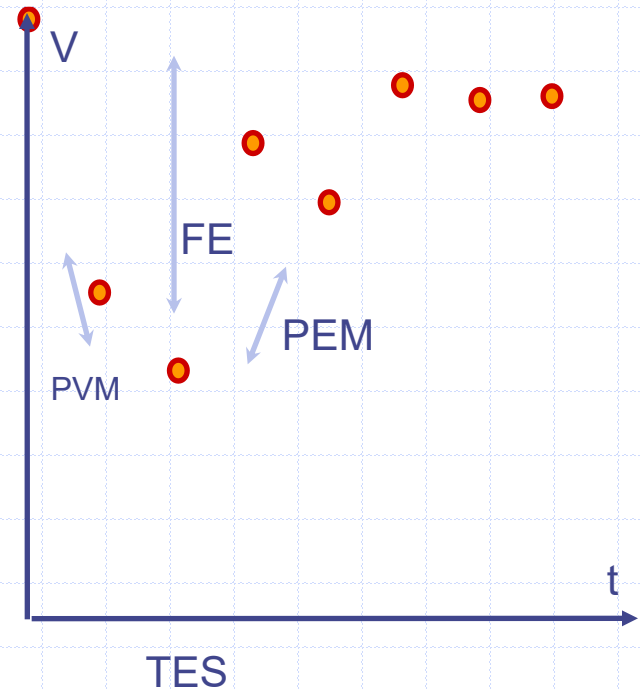
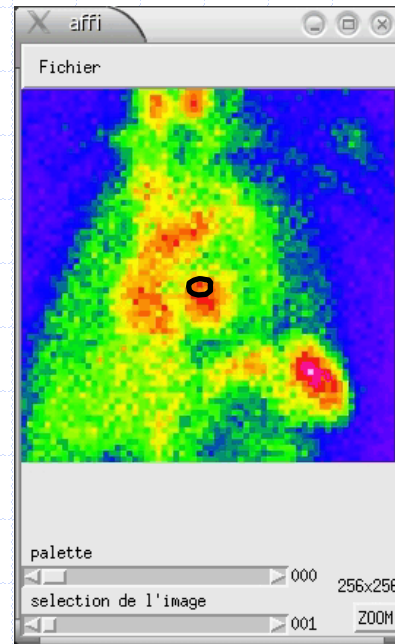
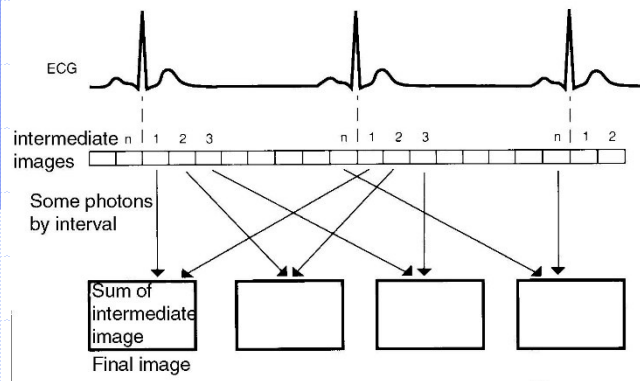
EXTRACTION DE COURBES TEMPS-ACTIVITE (CTA)

IMAGES D'AMPLITUDE

IMAGES DE PHASE

# Ventriculographie isotopique

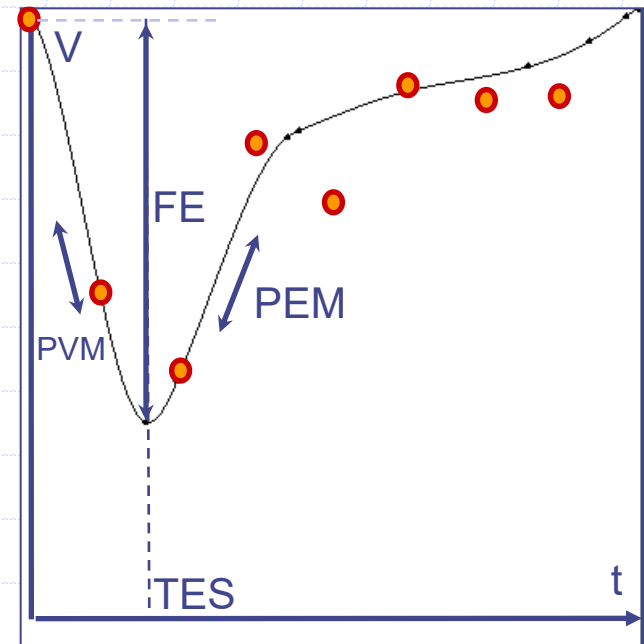
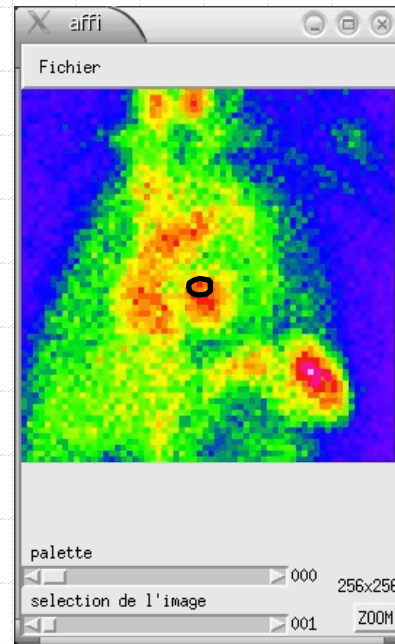
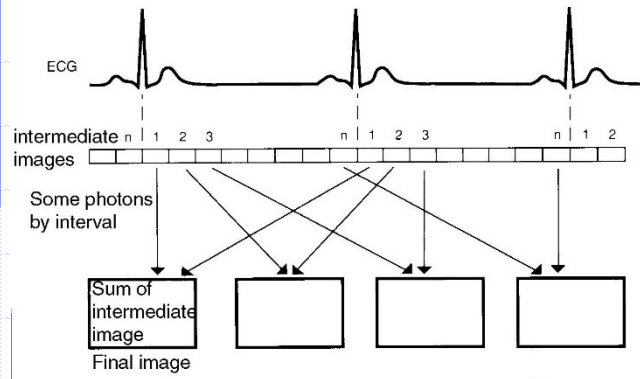
- Marquage des GR au  $^{99m}\text{Tc}$  : Contraste
- Synchronisation ECG



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

# Ventriculographie isotopique

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

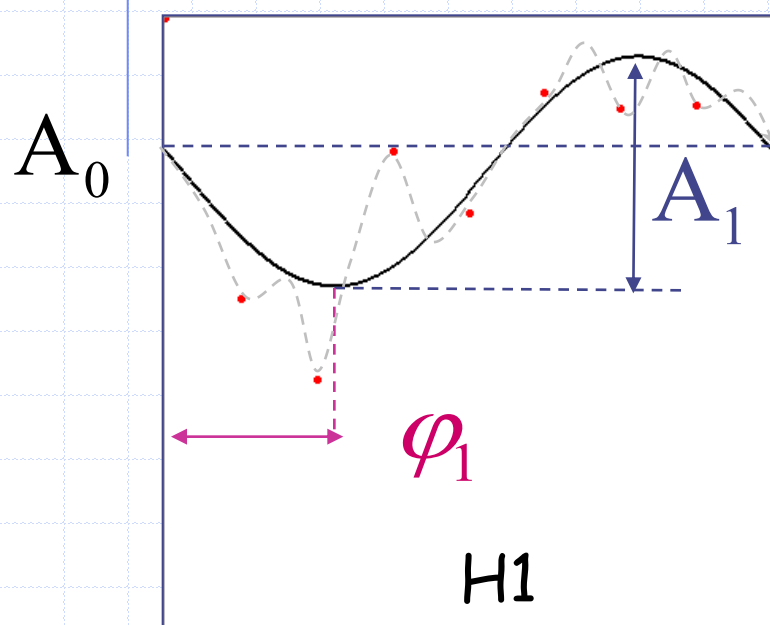


- Analyse de CTA
  - Activité  $\propto$  Volume
  - Globale ou locale



# Approximation à 1 harmonique

- filtrage passe-bas du bruit
- isolement de  $A_1$  et  $\varphi_1$



$H1 = \text{fit cosinus}$

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

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

fond

Ampitude du fit

↳ FES

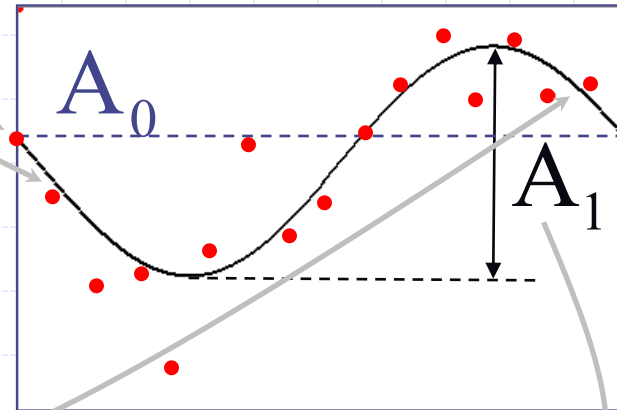
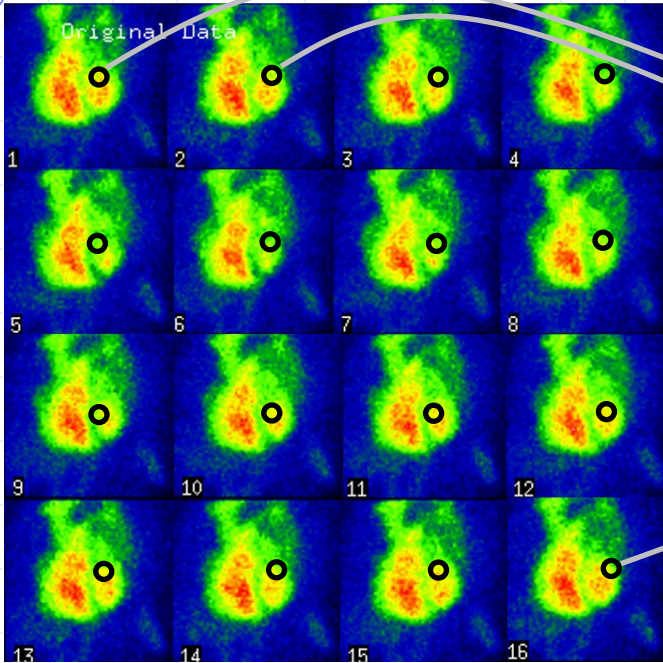
↳ hypokinésies locales ?

Phase du fit

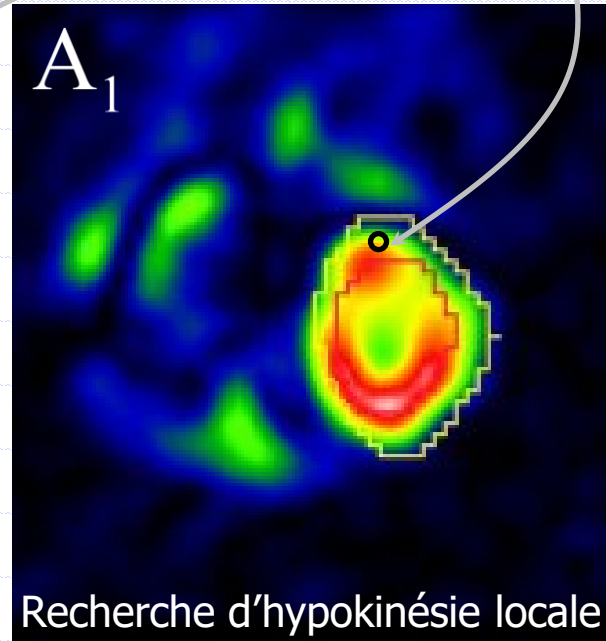
↳ TES

↳ dyskinésies locales ?

# 1° harmonique: image d'amplitude



H1

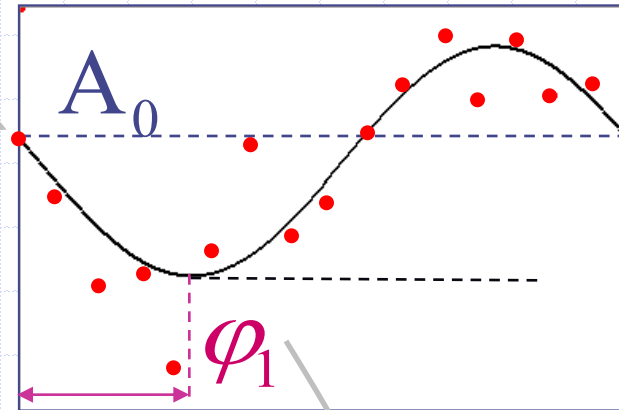
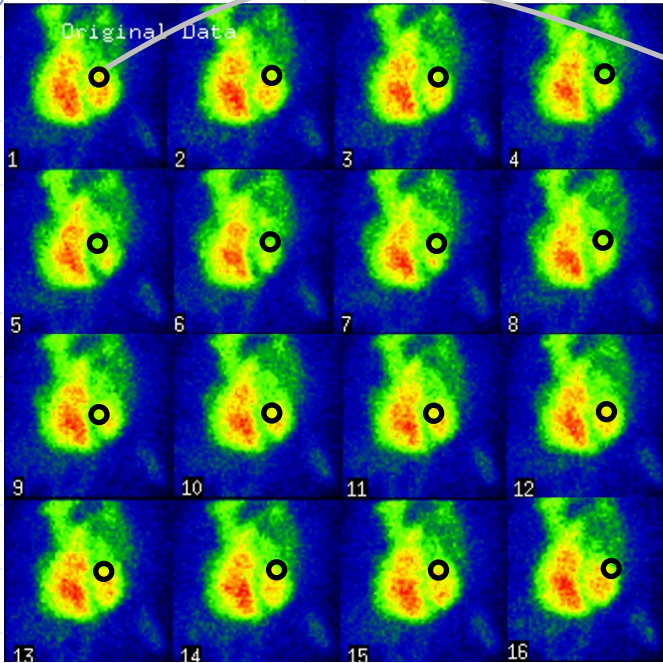


$$s(t) \approx A_0 + \boxed{A_1} \cos(\omega_0 t + \varphi_1)$$

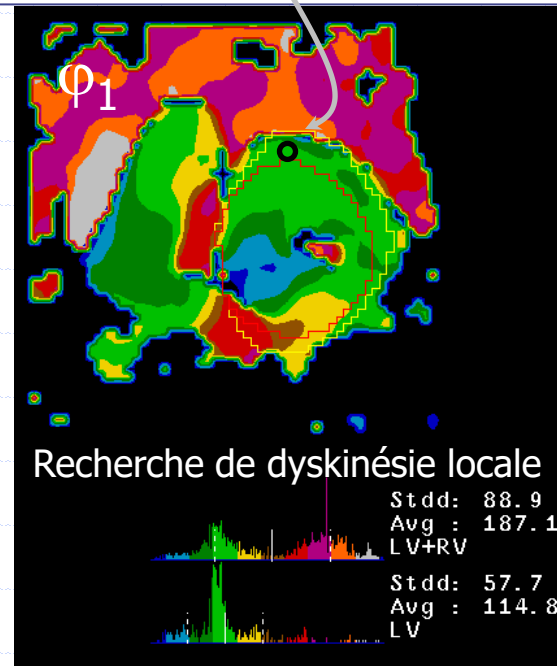
$A_1 \equiv$  FEVG locale

Recherche d'hypokinésie locale

# 1° harmonique: image de phase



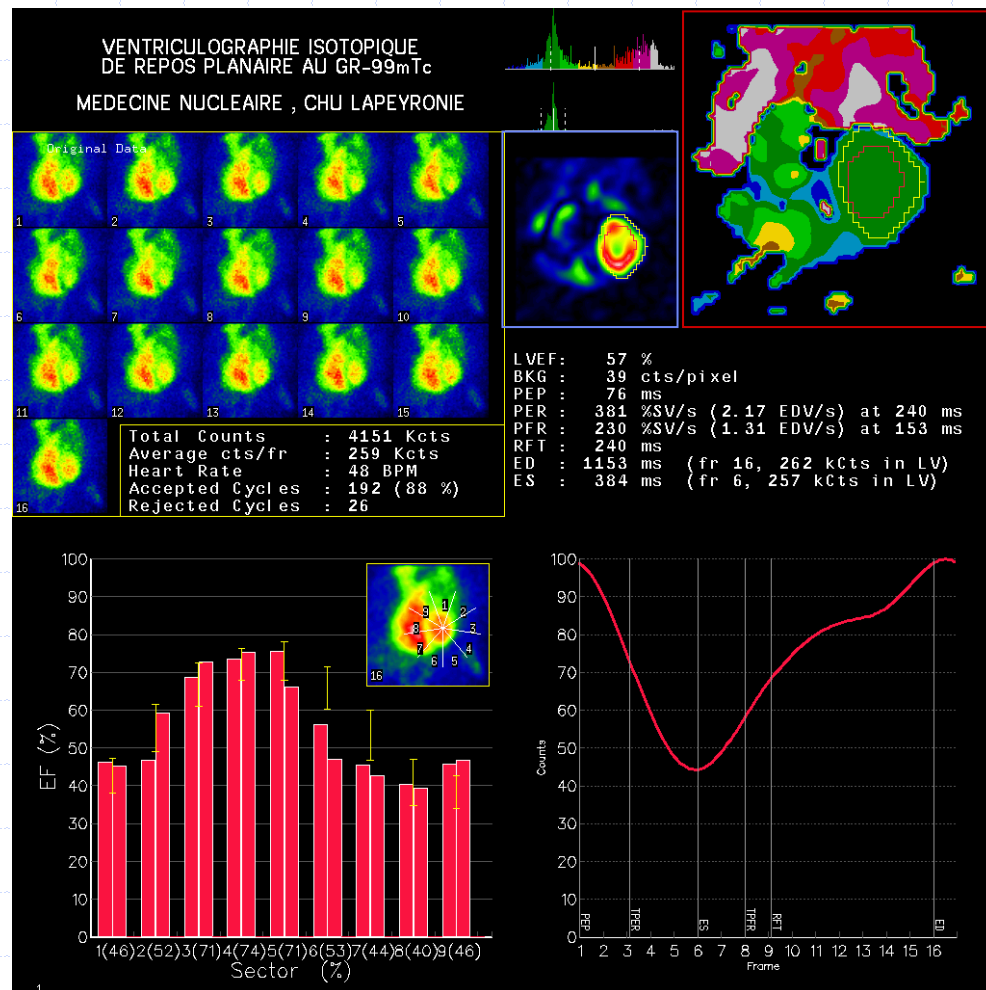
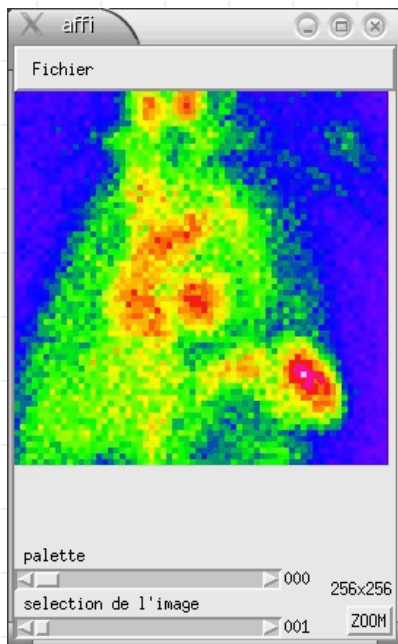
H1



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

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

# PMUGA

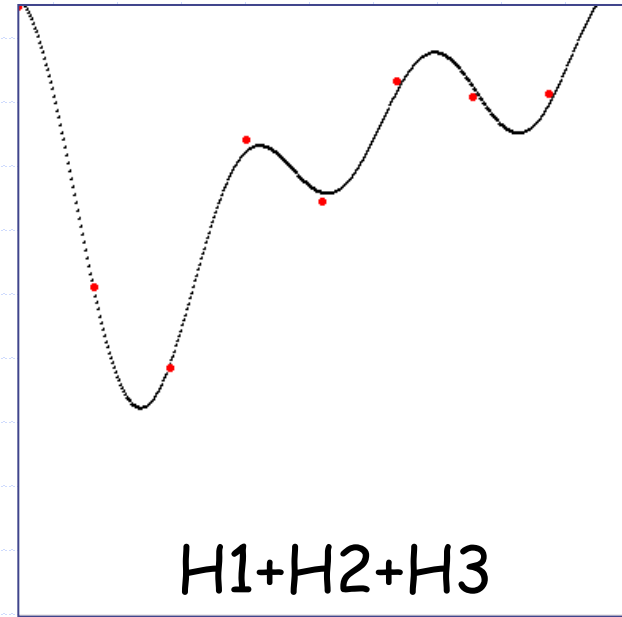
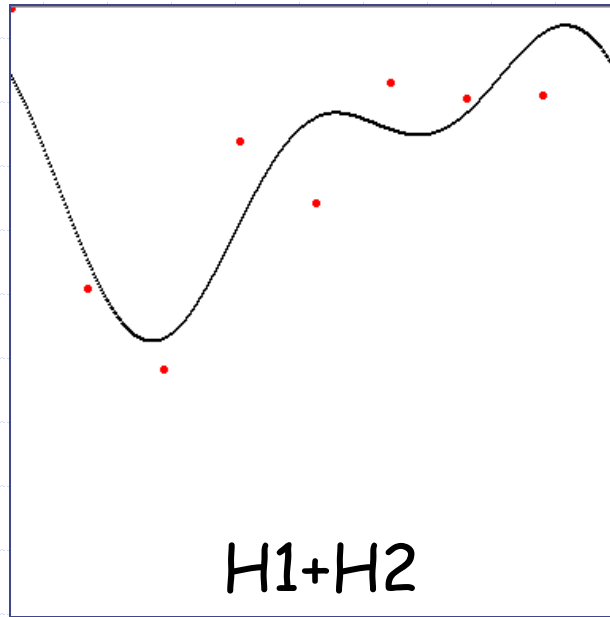
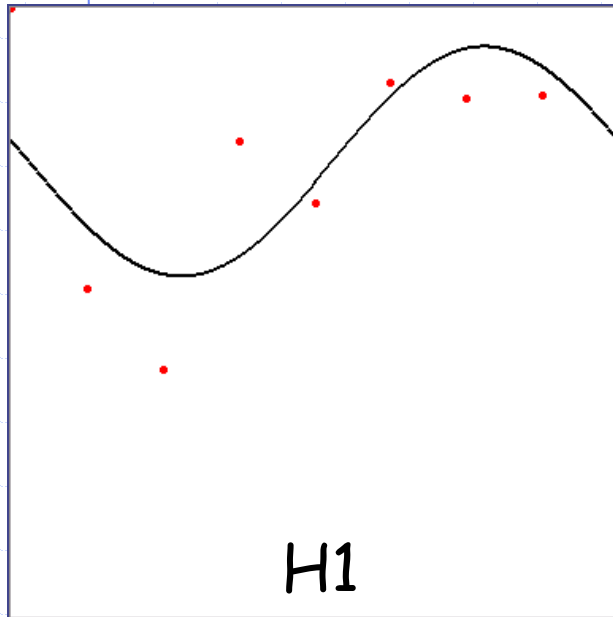
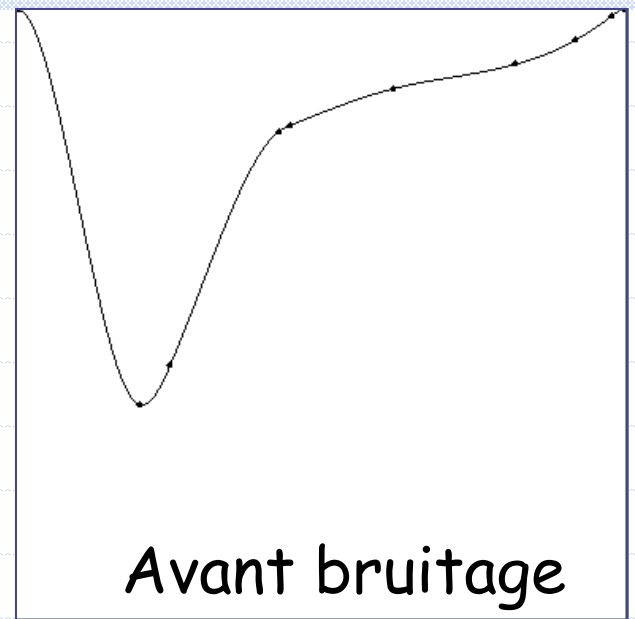


## Etalon or pour le suivi de FEVG

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

# Multi-harmoniques

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



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

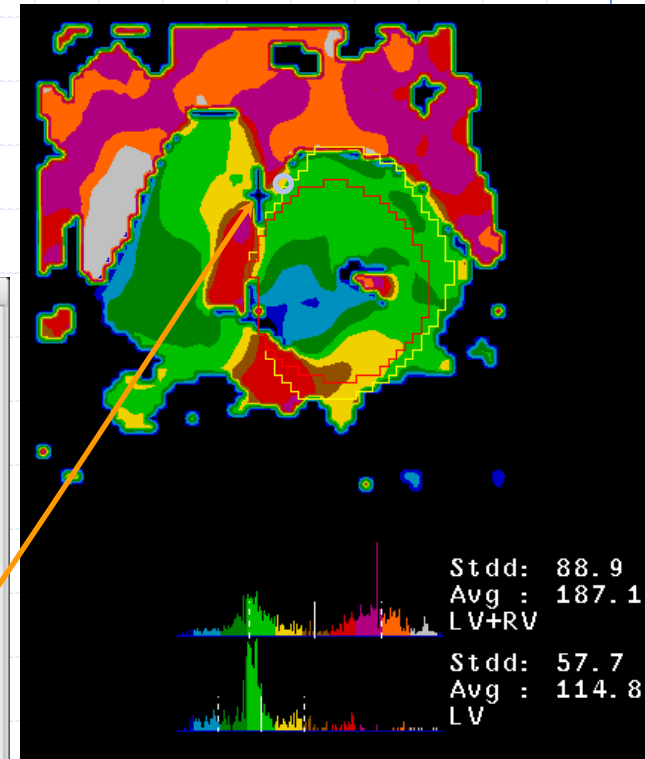
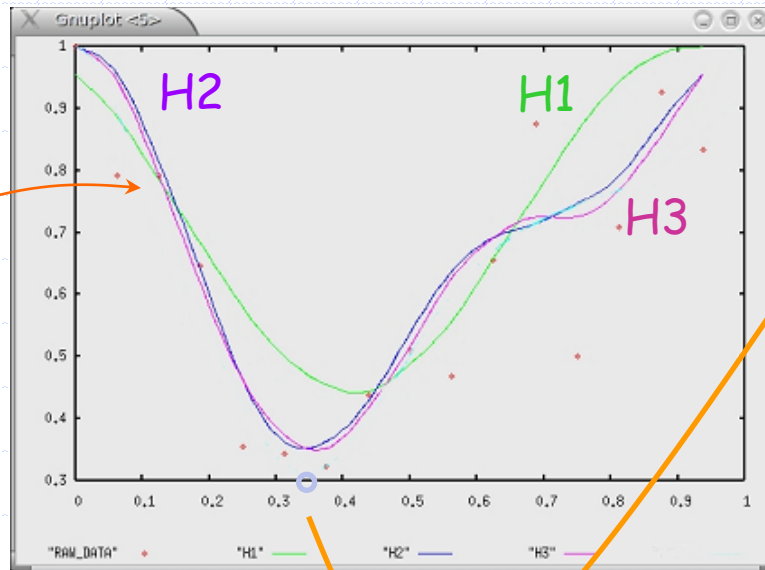
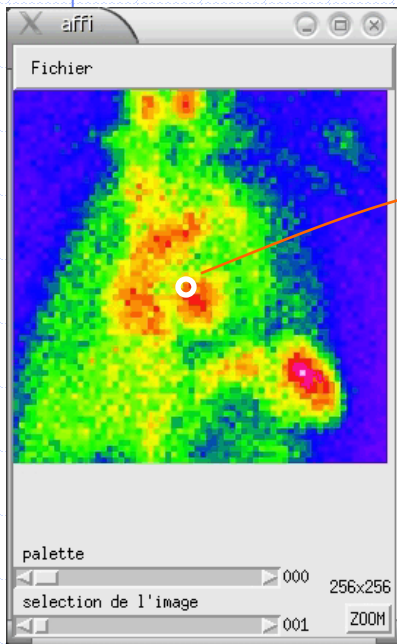
$$s(t) \approx A_0 + A_1 \cos(\omega.t + \varphi_1) + A_2 \cos(2\omega.t + \varphi_2)$$

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

# Analyse multi-harmonique

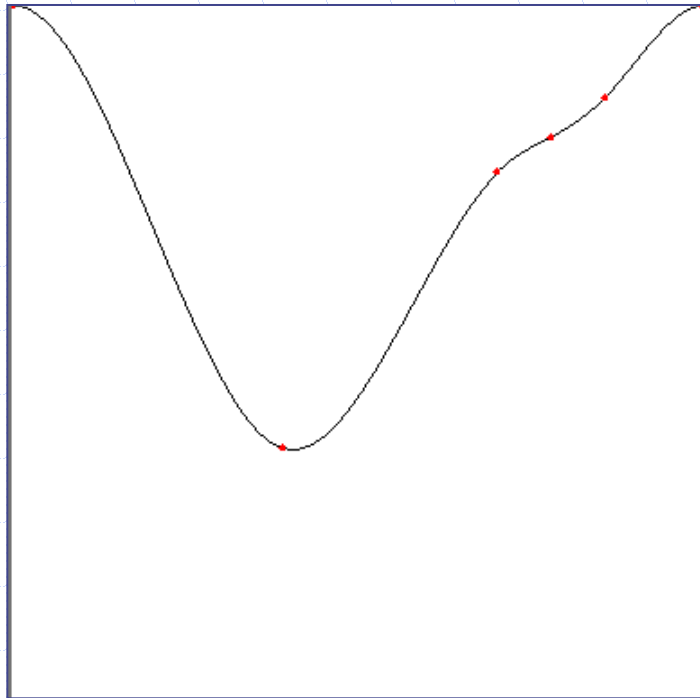
## Rythmologie :

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

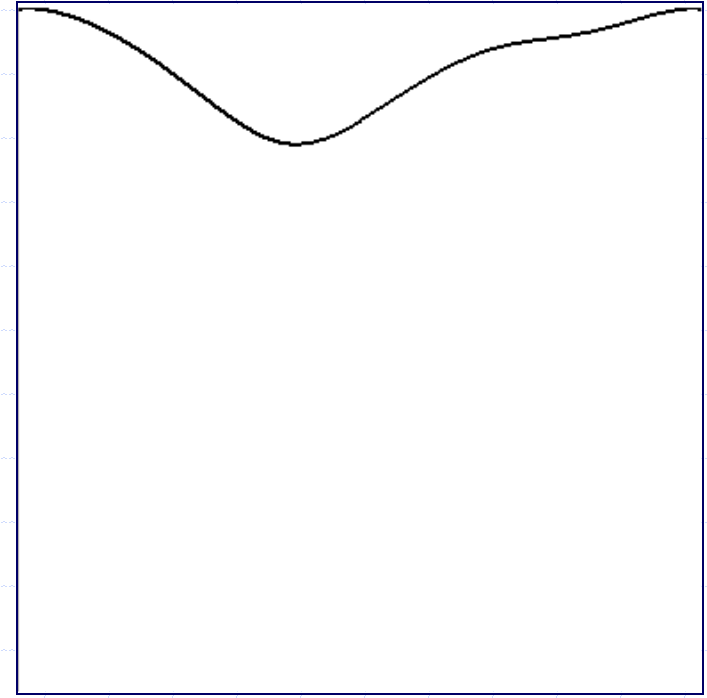
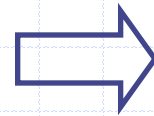


(Le Guludec, JACC 95)

# Ajustement de CTA en amplitude

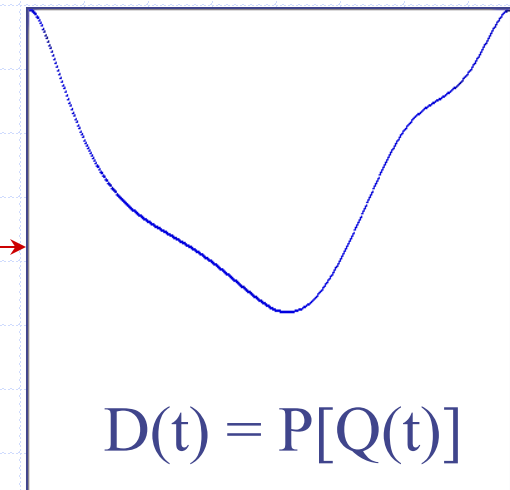
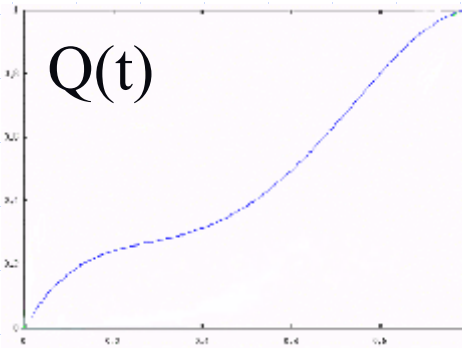
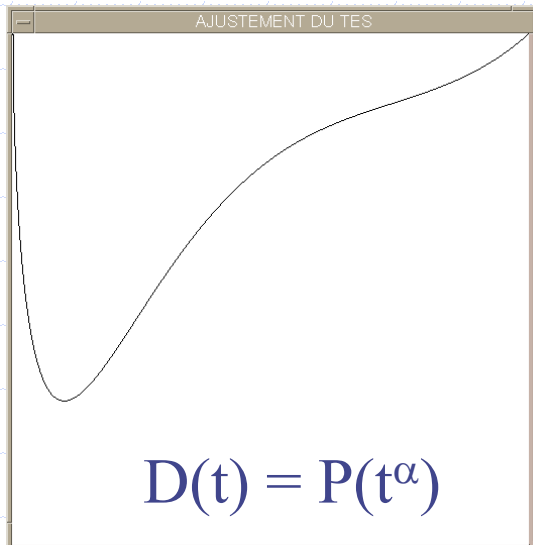
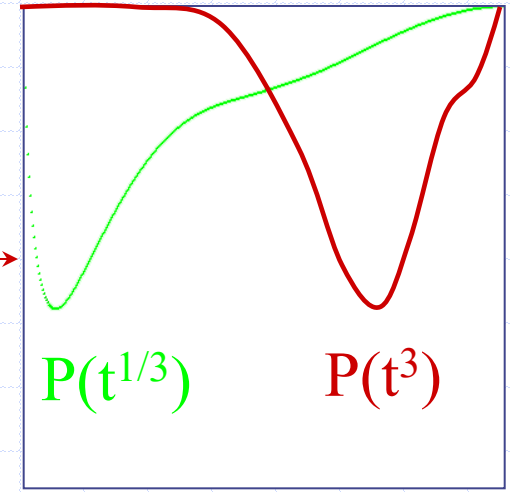
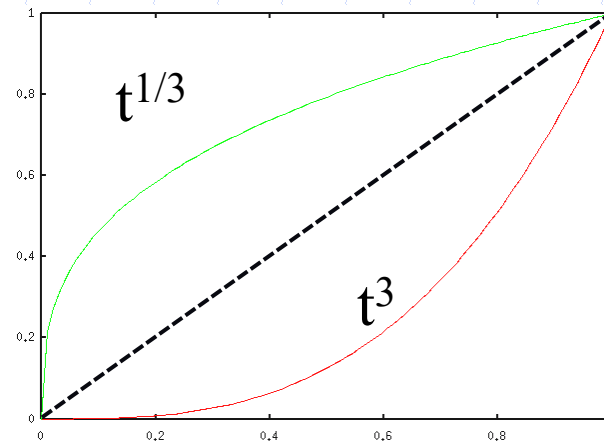
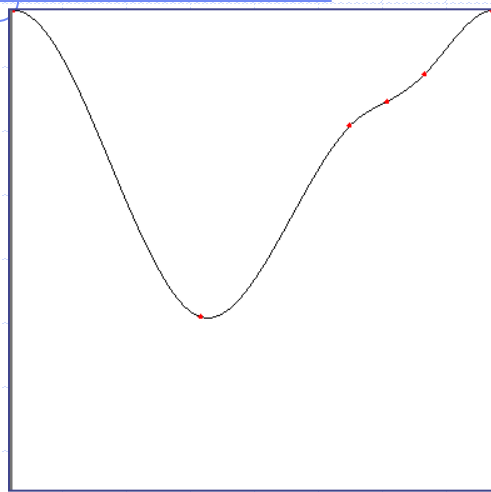


$P(t)$

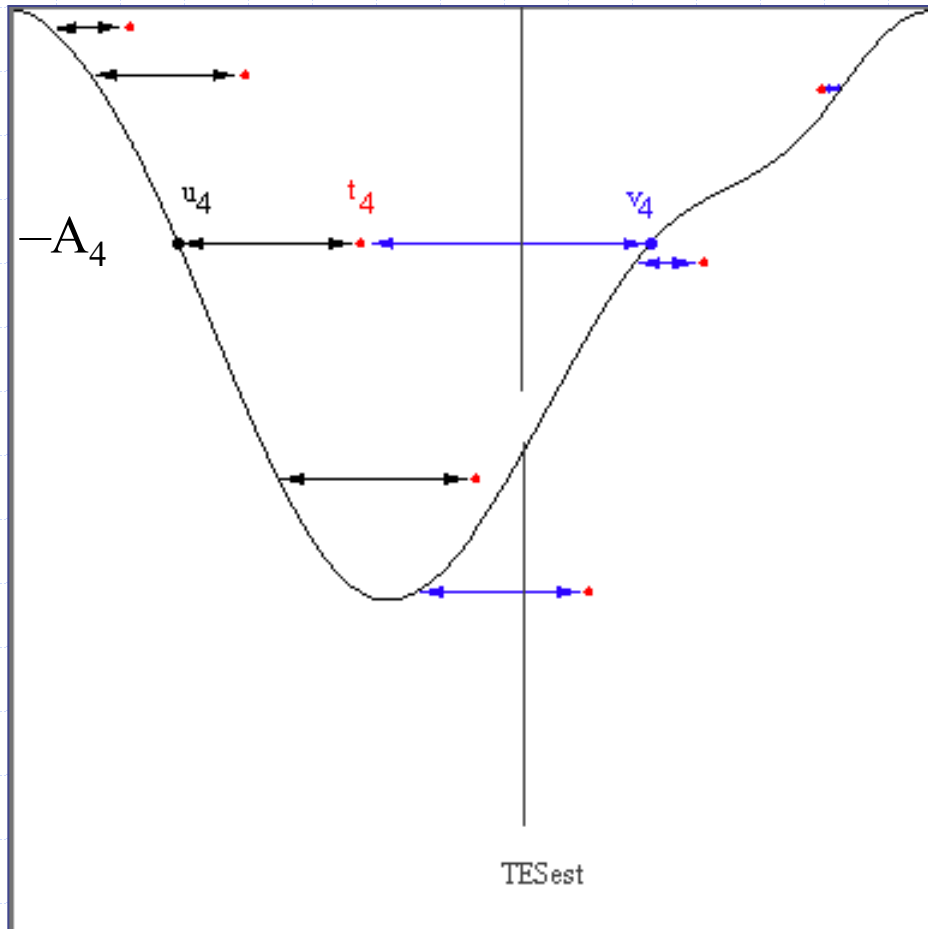


$D(t) = P(t)^\beta$

# Ajustement de CTA en temps



# Restauration du signal

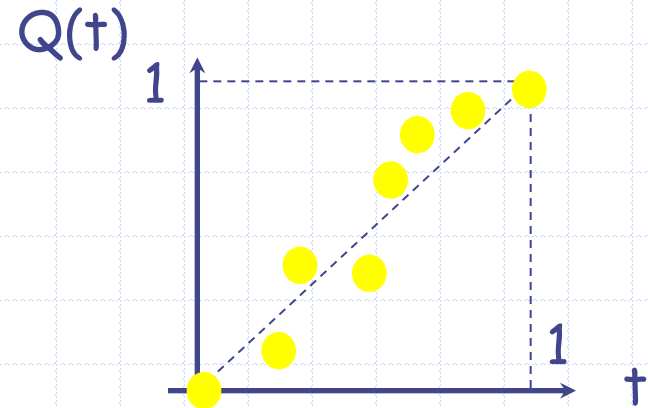


Acquisition bruitée ( $t_4, A_4$ )

$$A_4 = P(u_4)$$

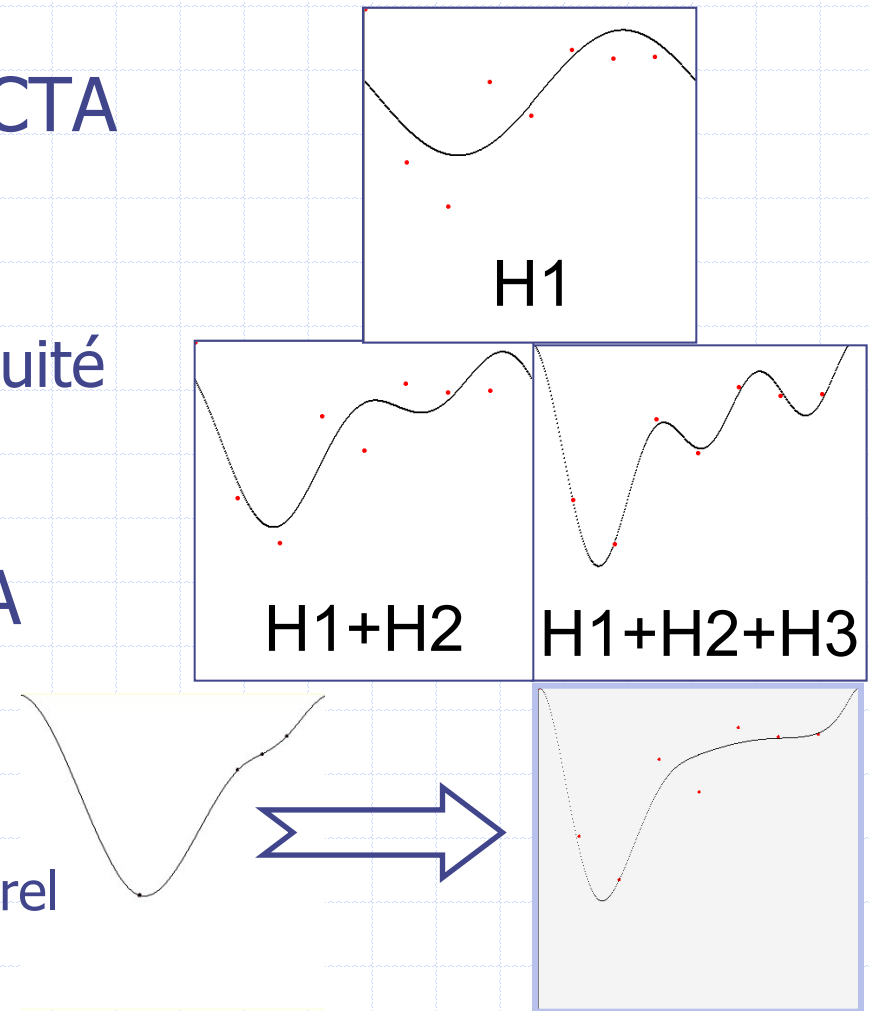
$$A_4 = D(t_4) = P[Q(t_4)]$$

$$Q(t_4) = u_4$$



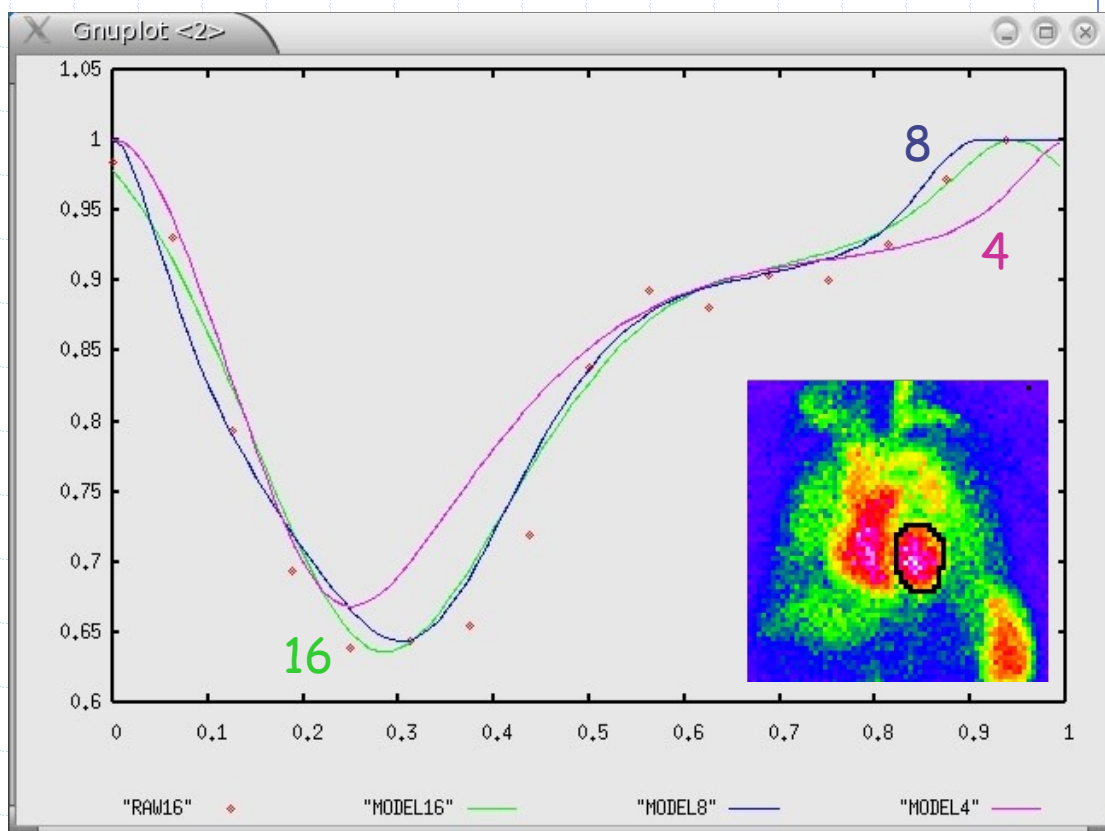
# Résultats

- 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

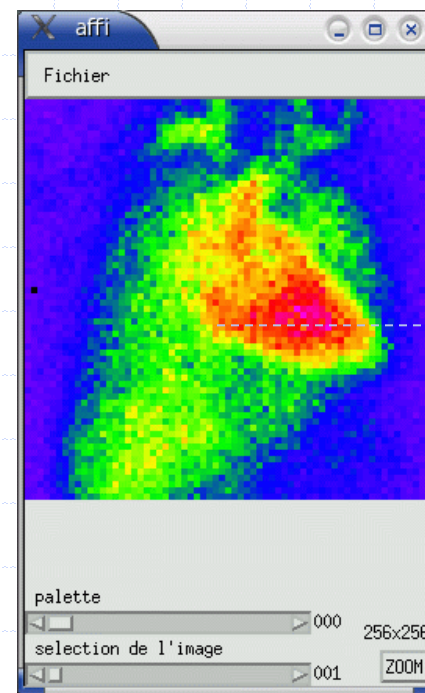
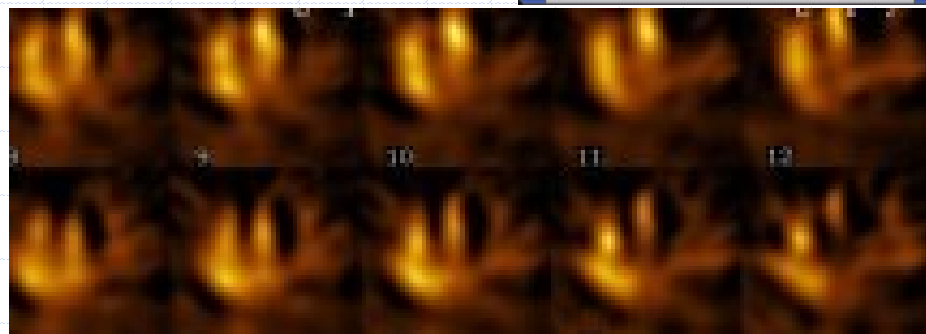
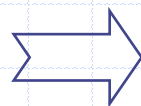
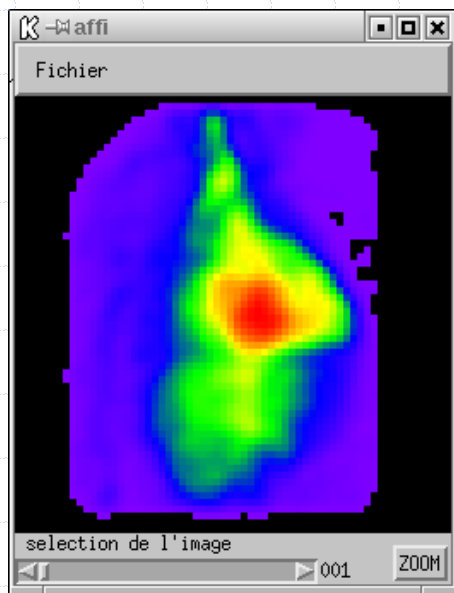


# Limites de la ventriculographie 2D

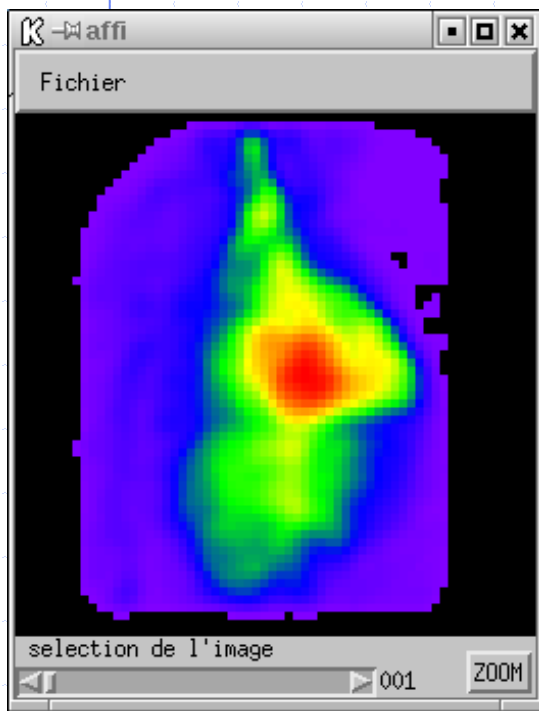
## Superposition des plans :

- FEVD planaire au 1<sup>o</sup> passage, Pb bolus
- FEVG planaire sous estimée
- Ni volumes ni débits ?

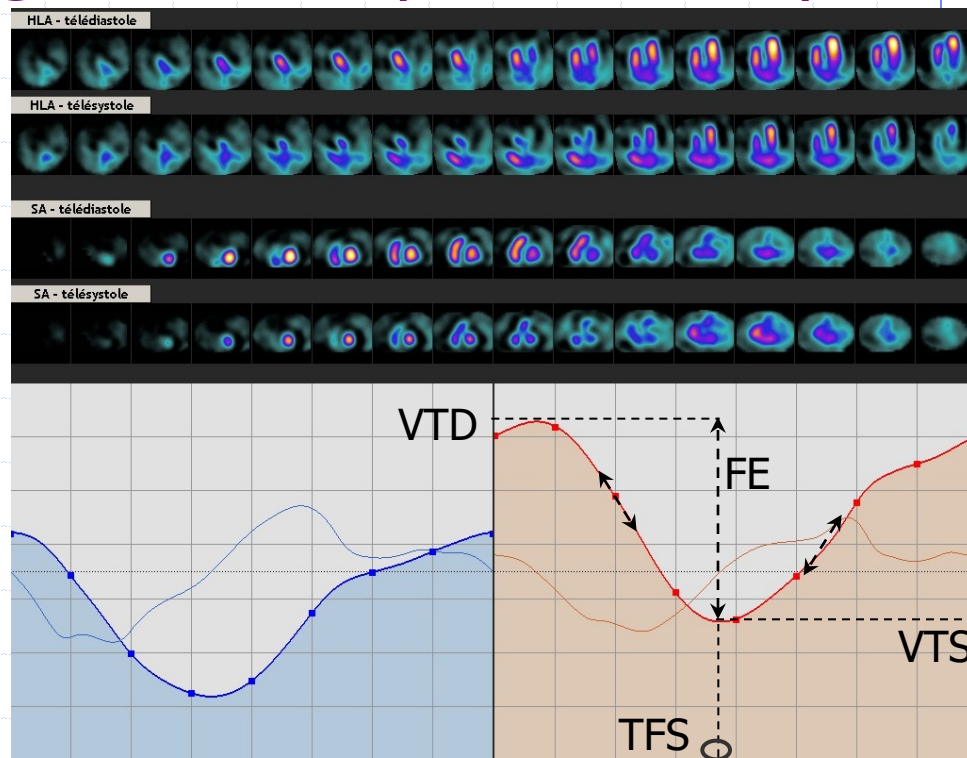
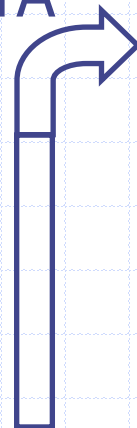
↪ **Mode tomographique:**  
**QBS, BP-SPECT,**  
**QBE, TOMPOOL...**



# Tomo-ventriculographie (TMUGA)



ANALYSE  
CTA



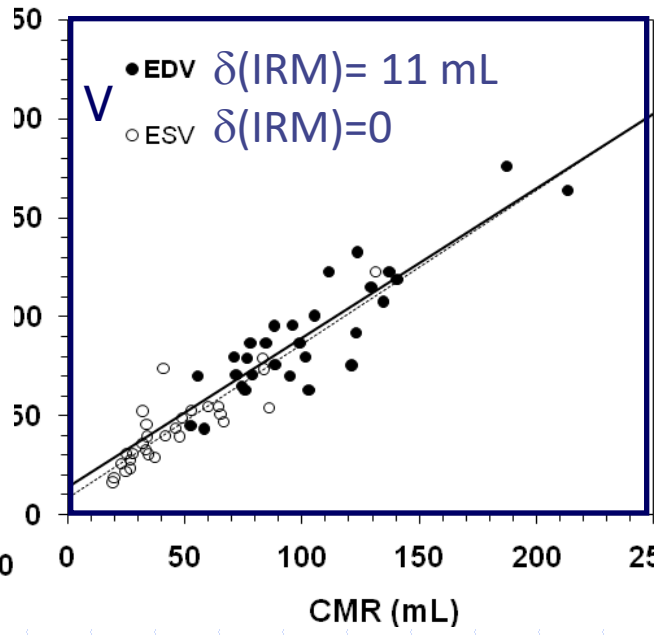
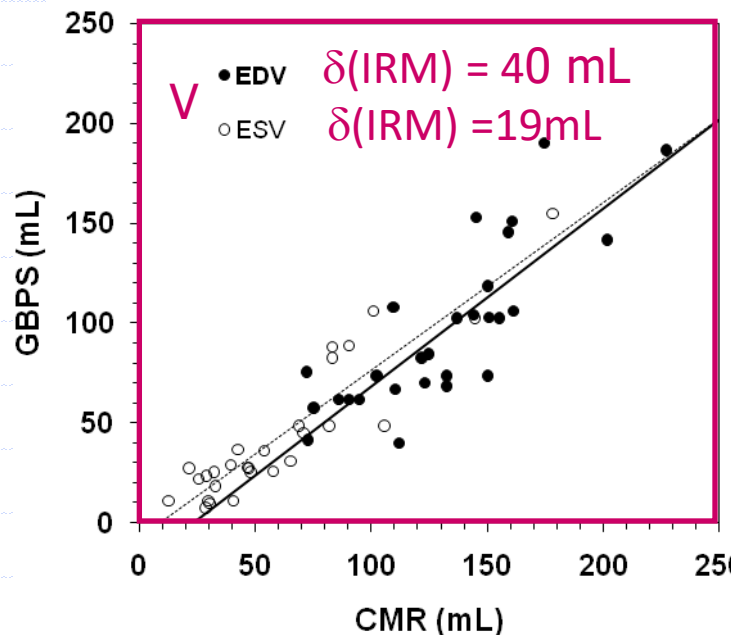
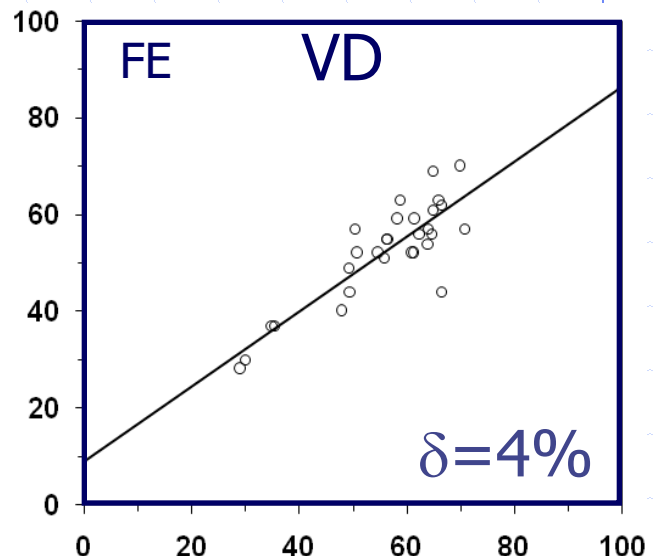
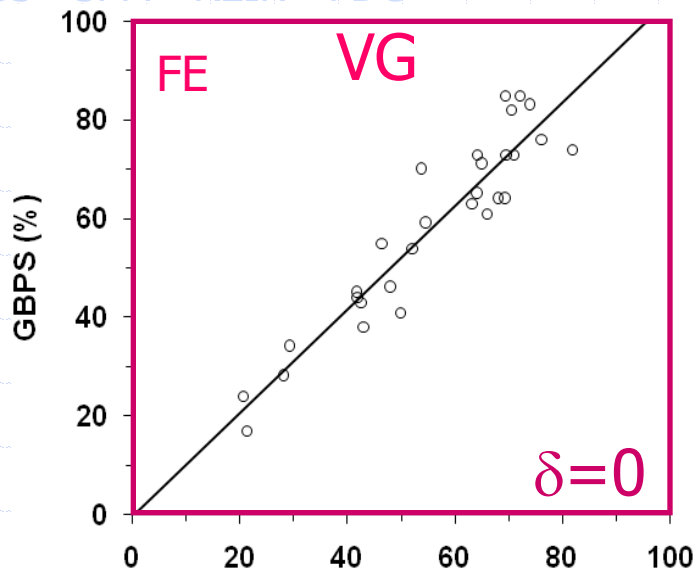
LPE



2 logiciels disponibles: GBPS® et TOMPOOL®

# Validation

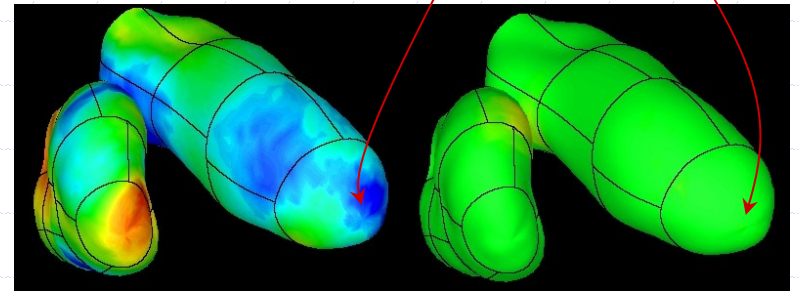
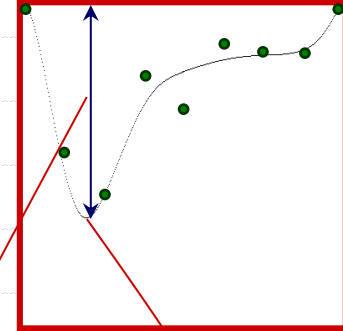
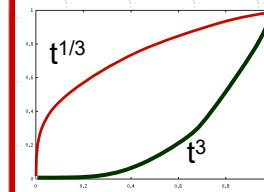
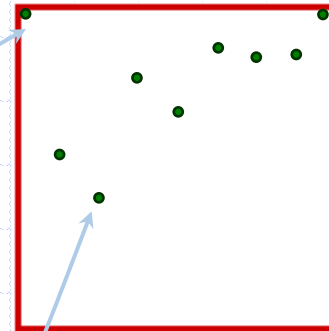
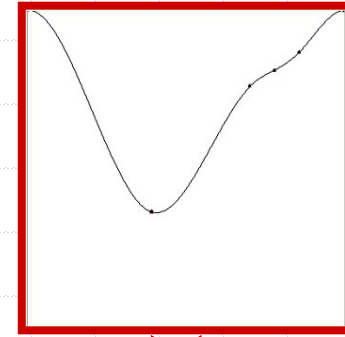
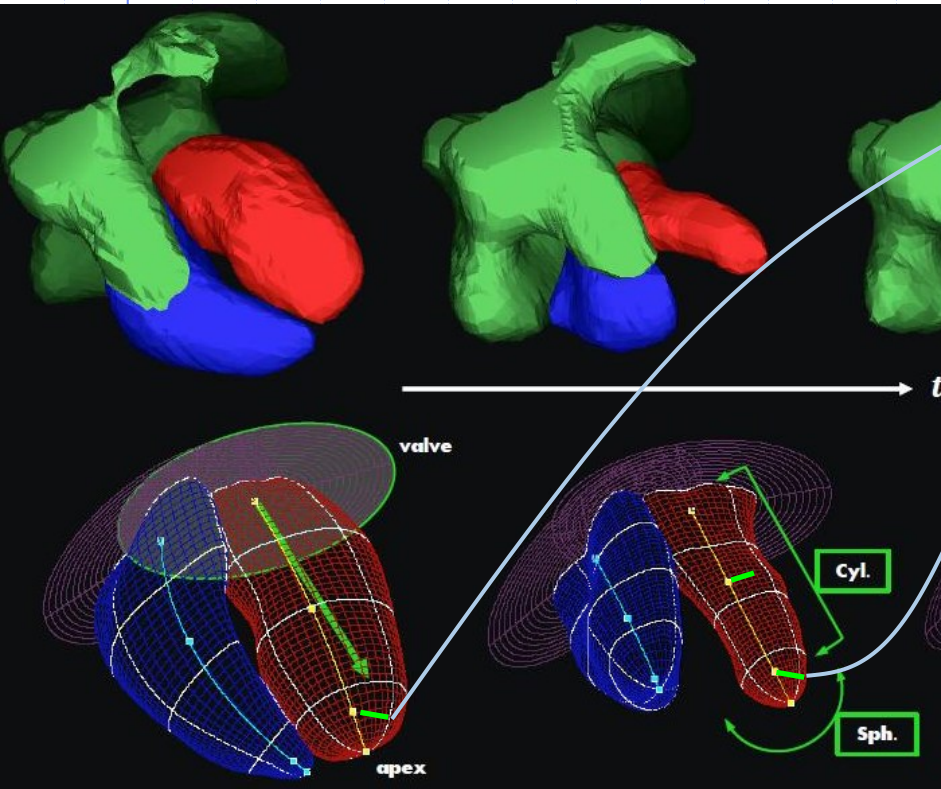
## TVI (tompool®) versus IRM



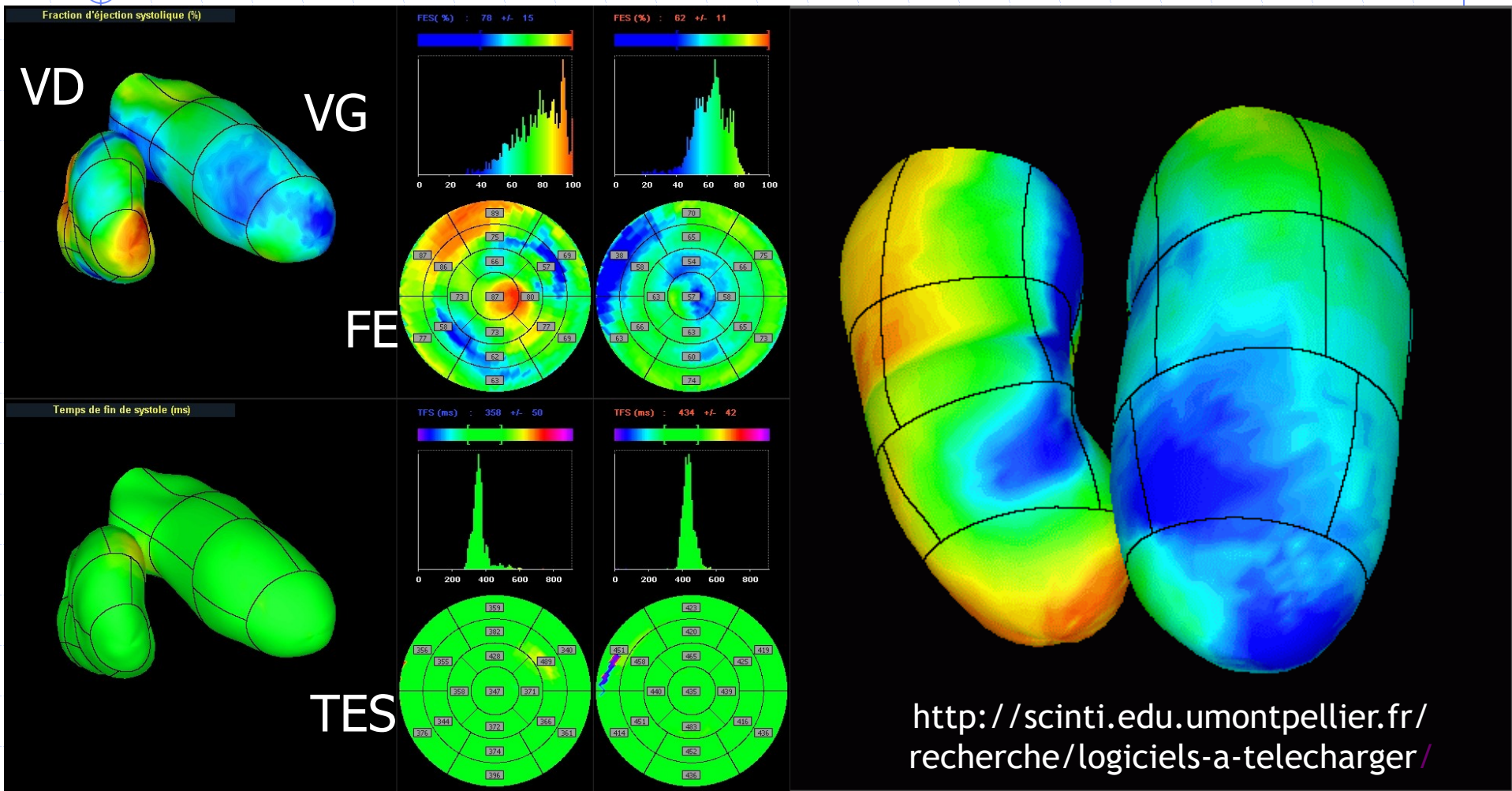
VES(G-D):  $9 \pm 14$  (TVI) versus  $18 \pm 13$  (IRM)

# ANALYSE LOCALE

(Tompson<sup>®</sup>)

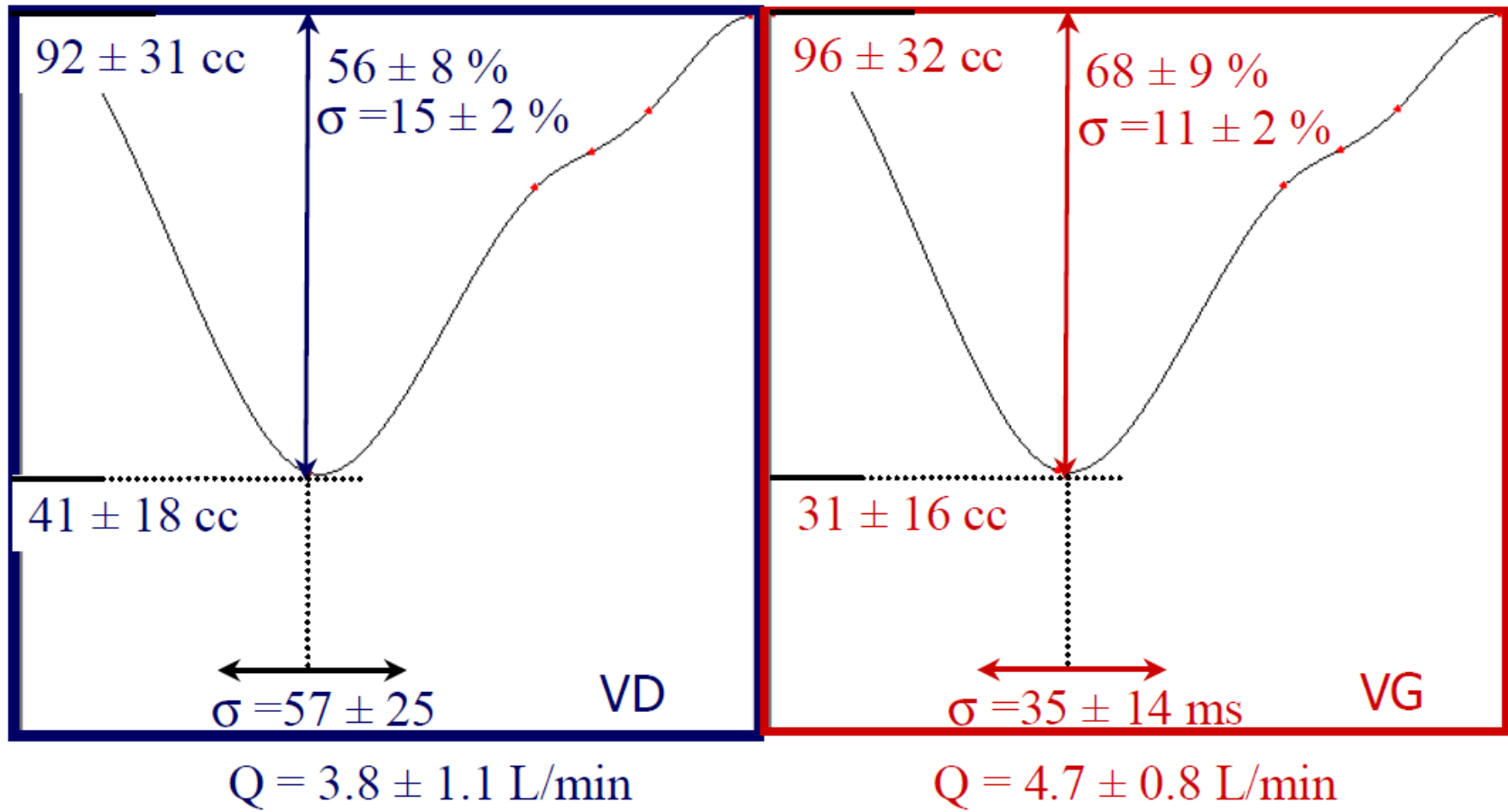


# Analyse 3D de CTA locales



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

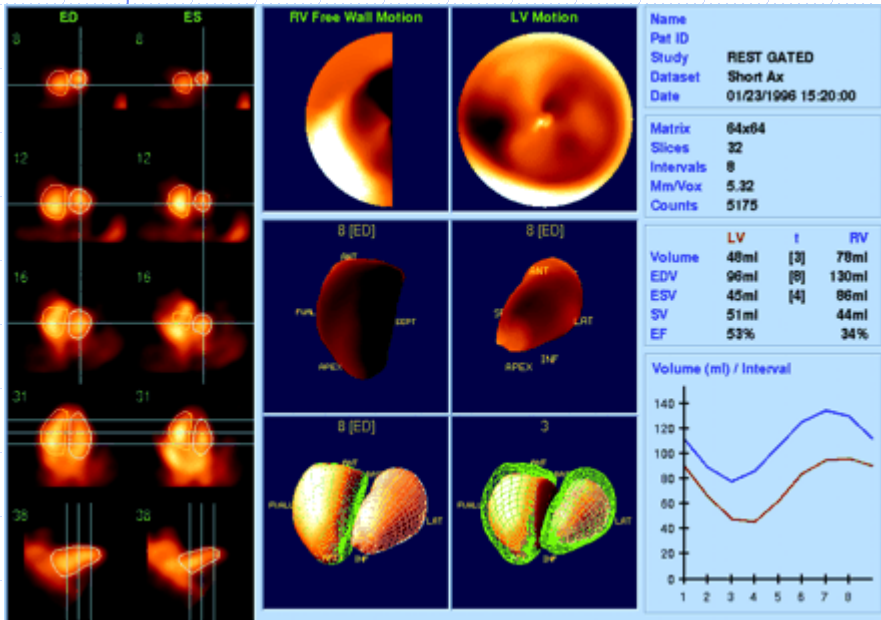
**Table 1** Gated blood pool SPECT global and regional function and phase parameters

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

<sup>a</sup> P < 0.05 NL versus CHF

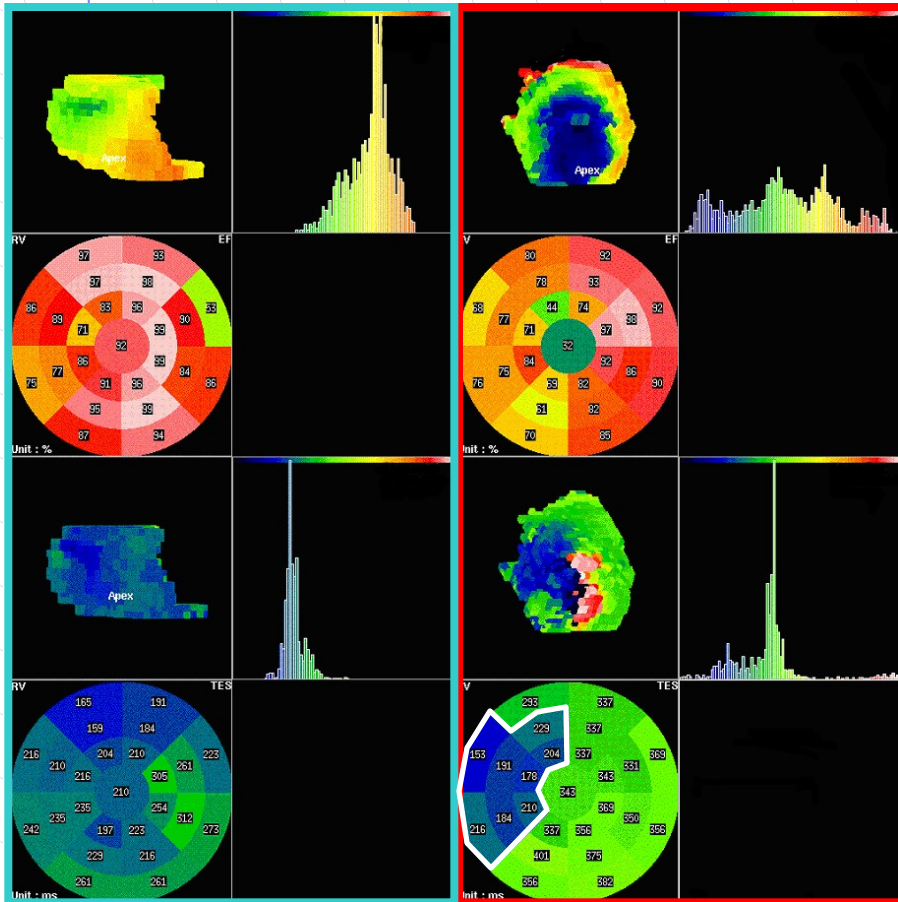
<sup>b</sup> P < 0.05 RV versus LV

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

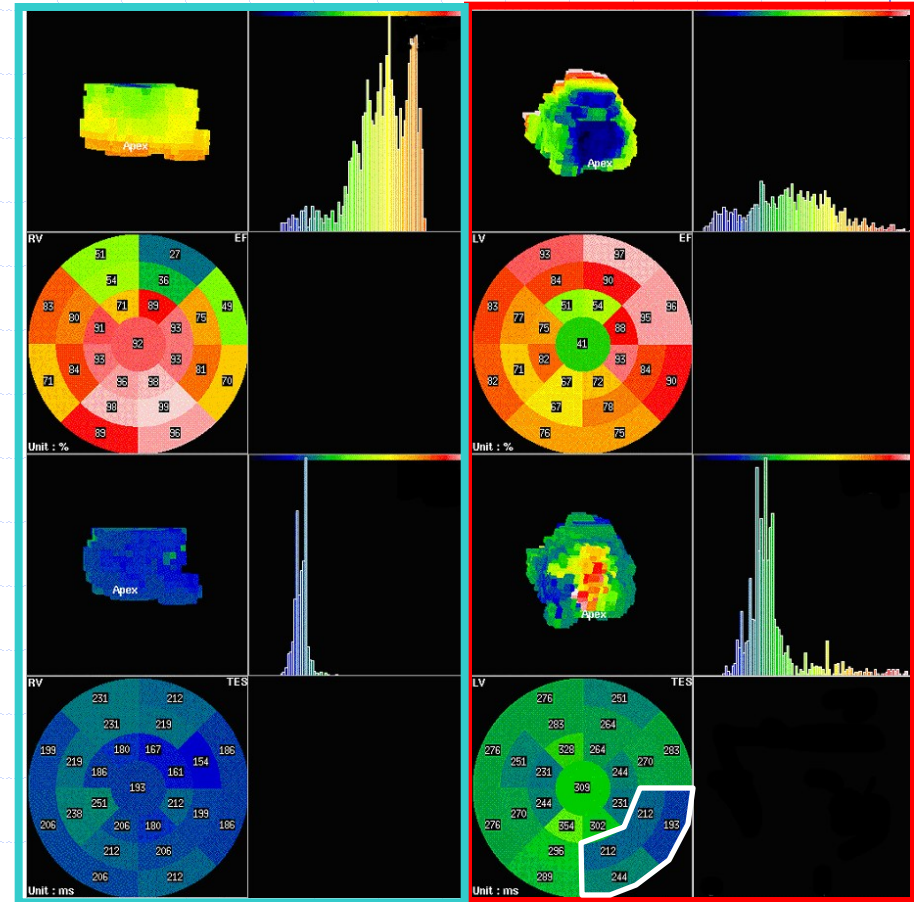


BPGS (Cedars)

# Stimulation VG: $DIV$ , $\Delta t$ , $\sigma_{TES}$ ...

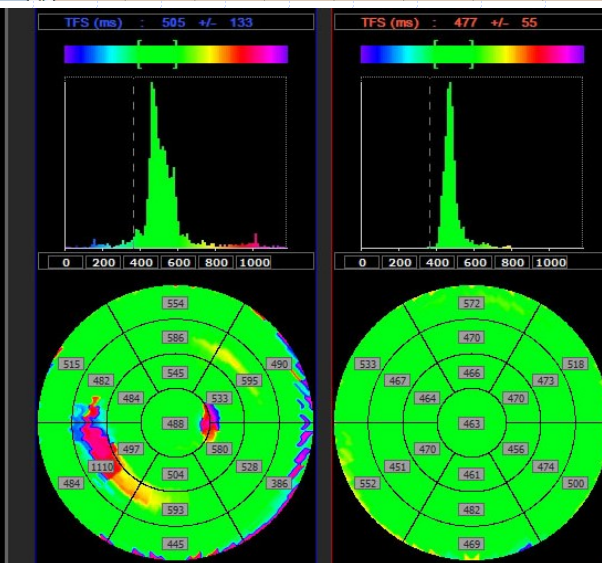
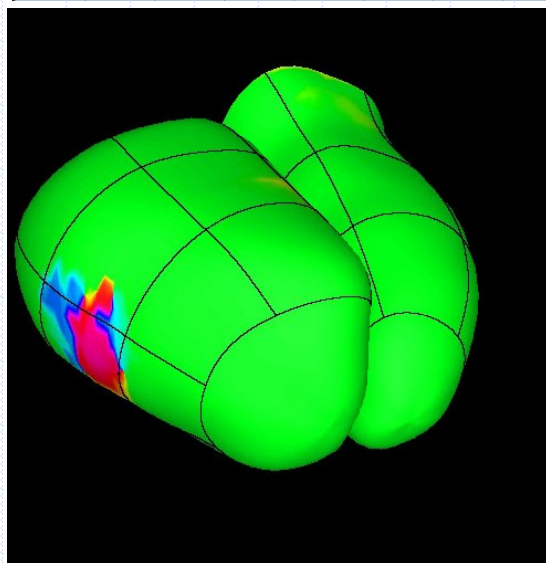
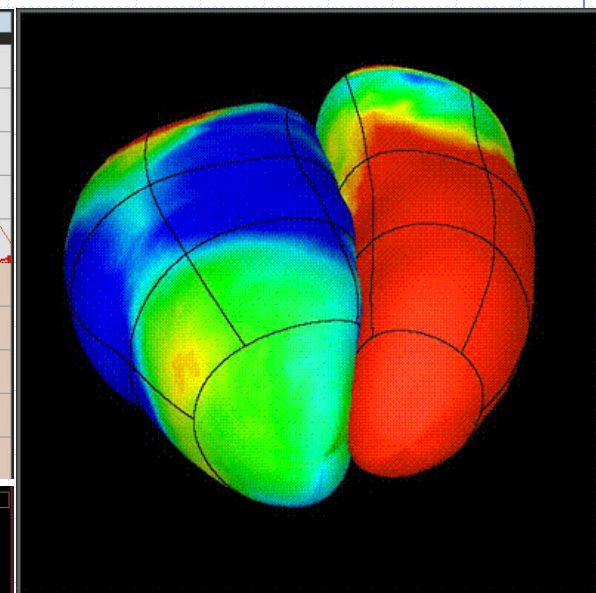
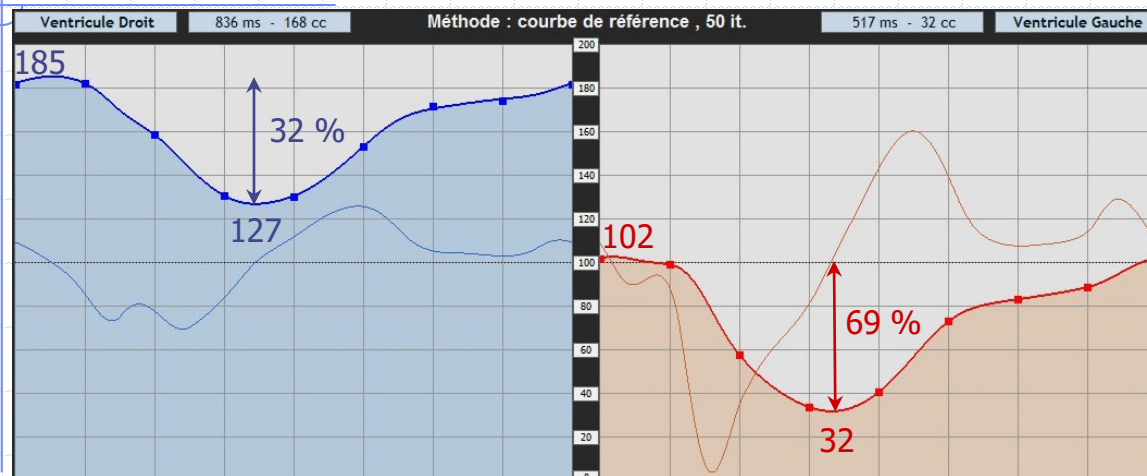


Non stimul 

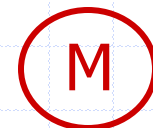


Stimul 

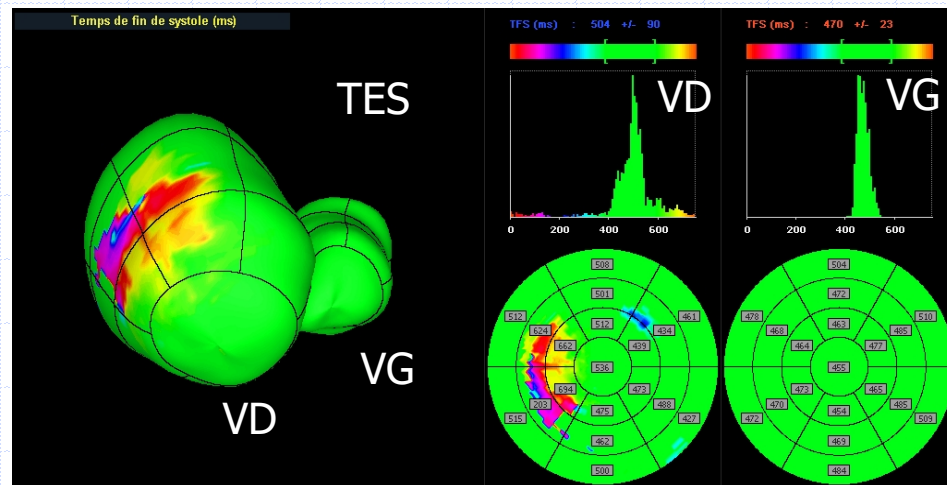
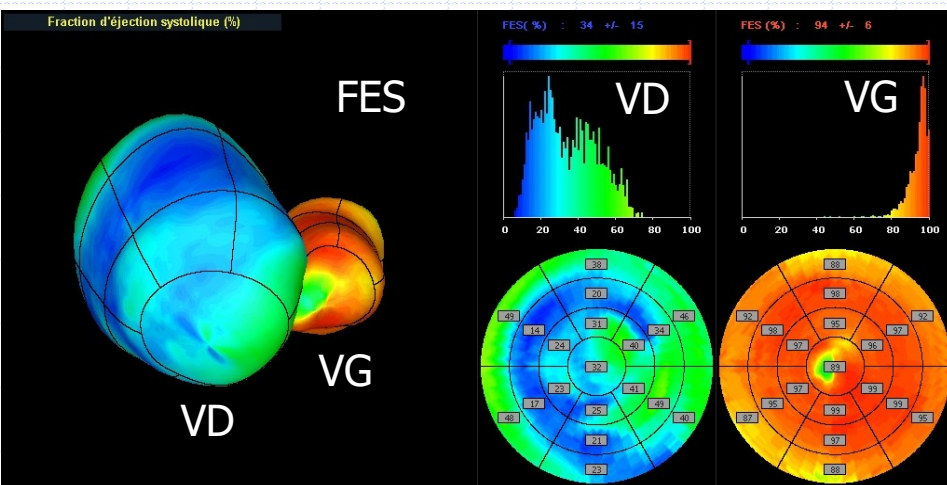
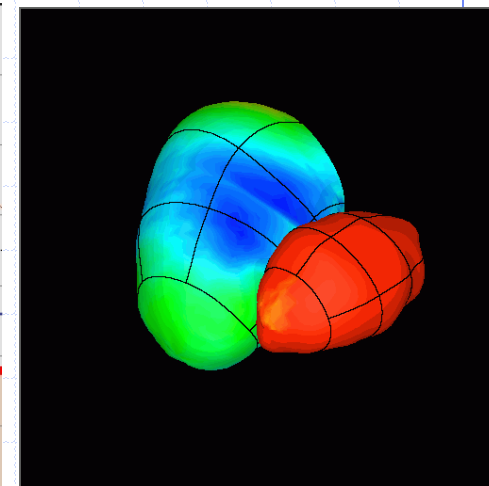
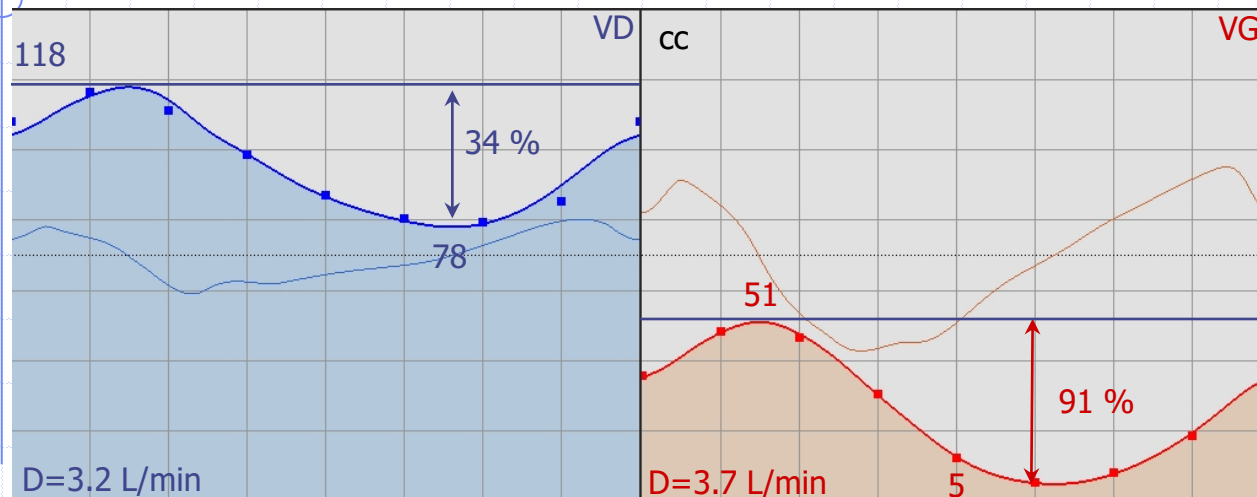
# Ex: DYSPLASIE ARYTHMOGENE VD



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

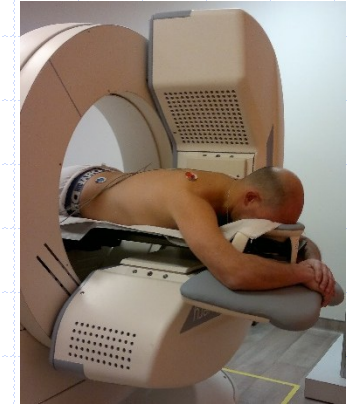
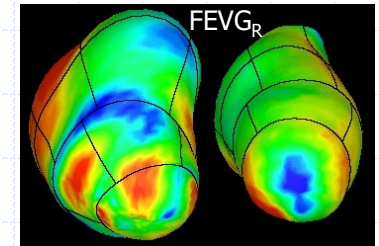
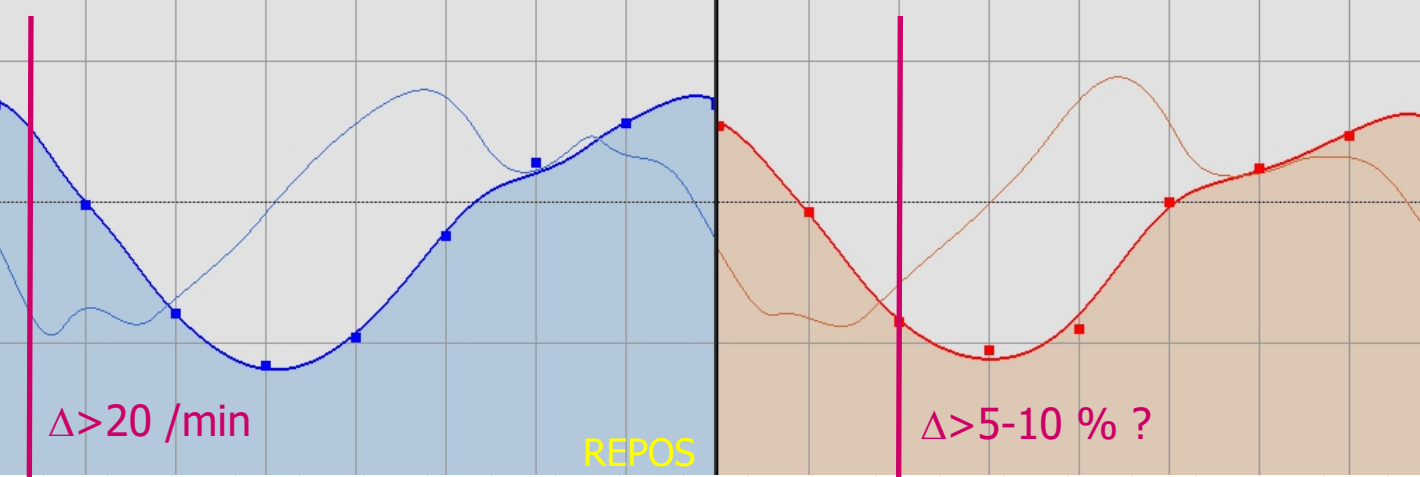


# Ex: HTAP

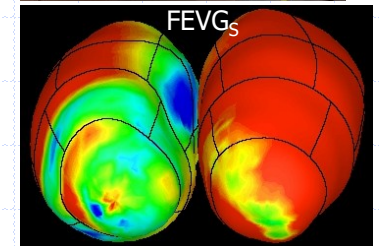
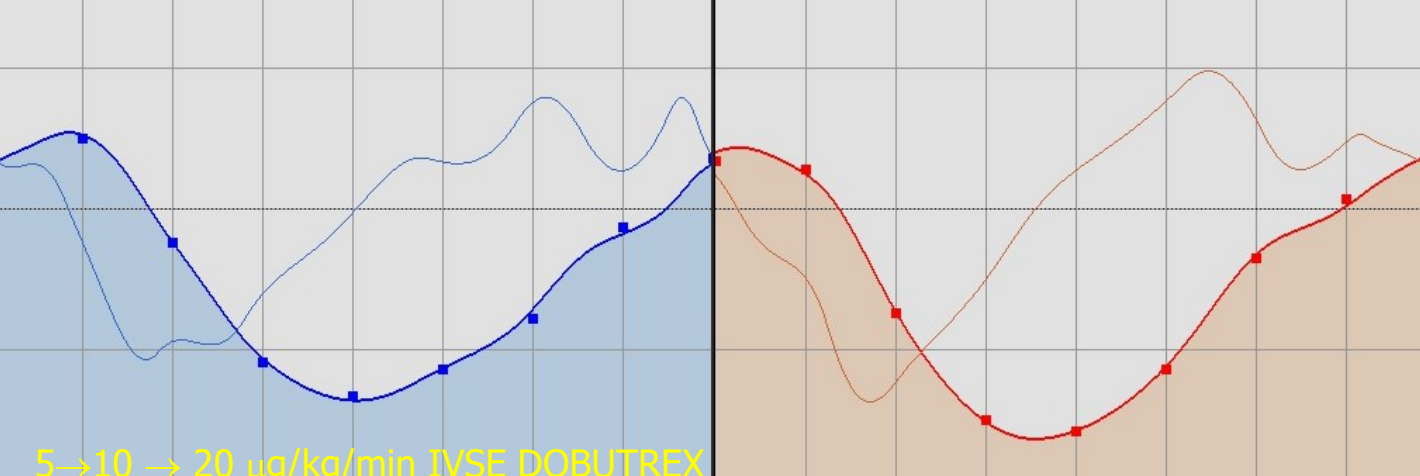


# Ex: RESERVE SYSTOLIQUE VG

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



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

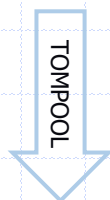
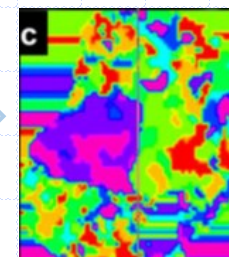
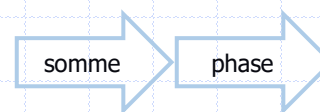
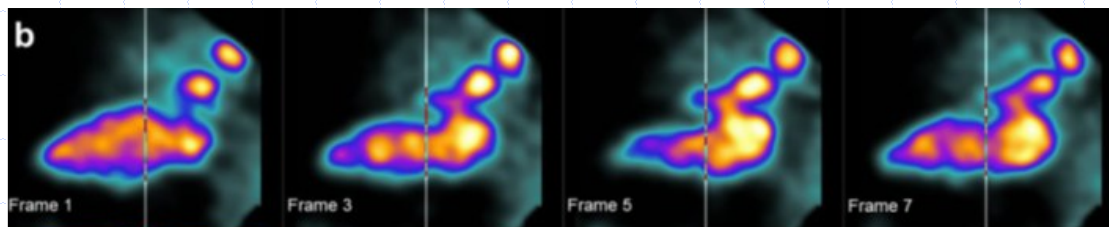


Bilans préopératoires de scolioses dans la myopathie de Duchenne

5 → 10 → 20 µg/kg/min IVSE DOBUTREX

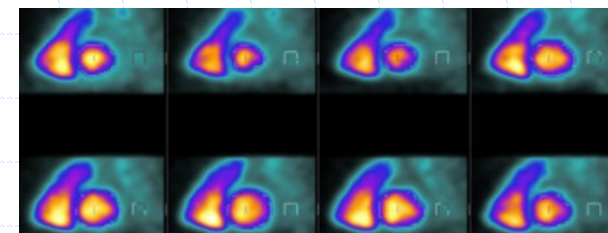
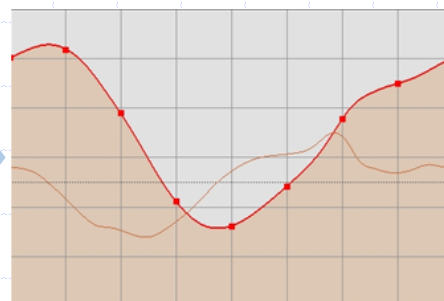
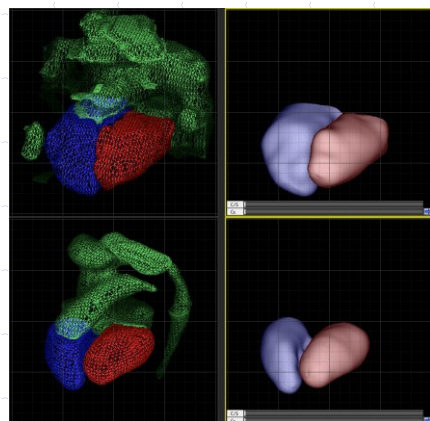
# VENTRICULOGRAPHIE EN TEP

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



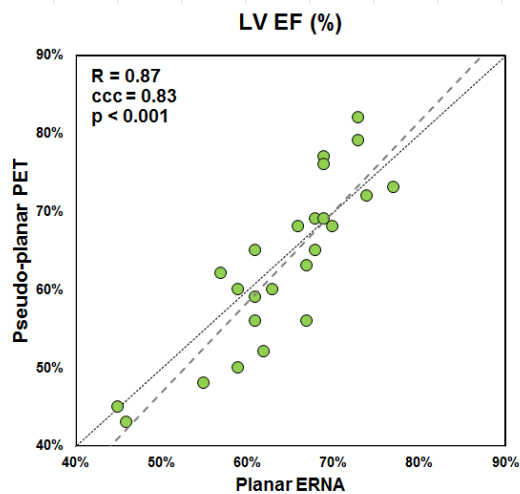
SA sommées de l'apex à la mitrale

Plan mitral



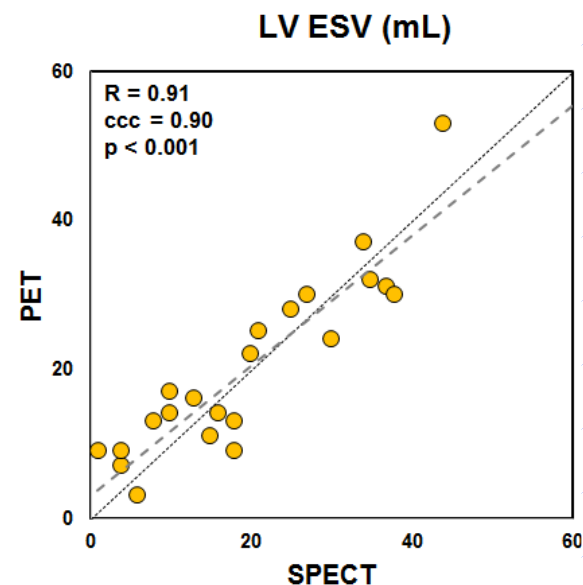
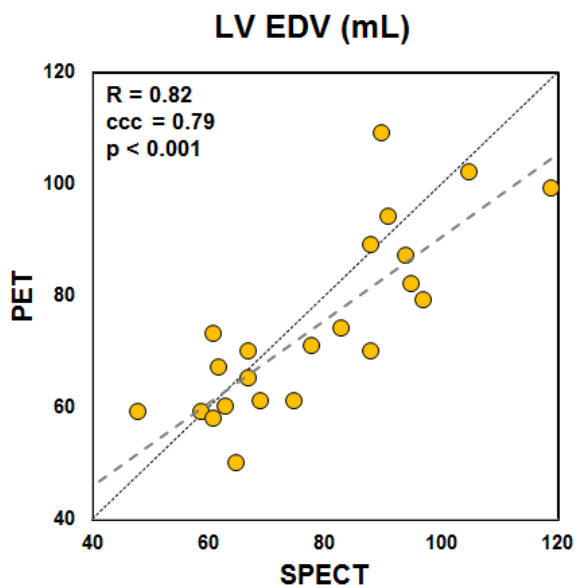
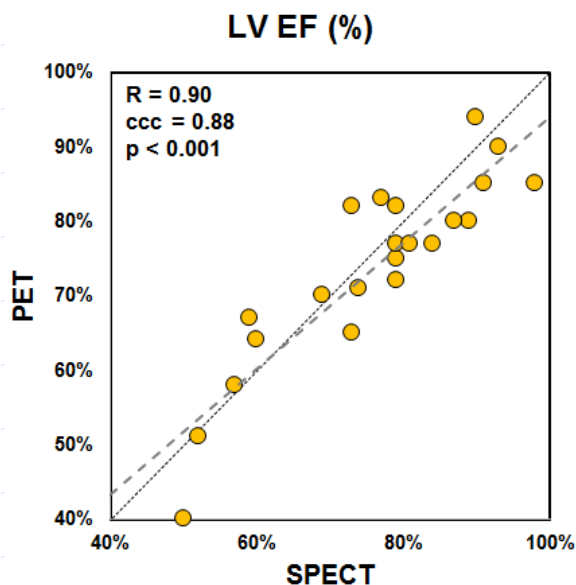
PMUGA ou TMUGA EN TEP 1'

# VENTRICULOGRAPHIE EN TEP



Pas de différence entre :

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



# 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

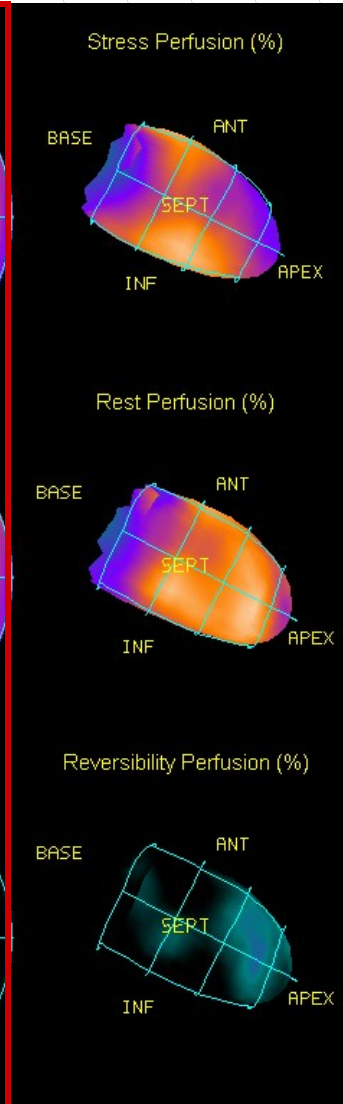
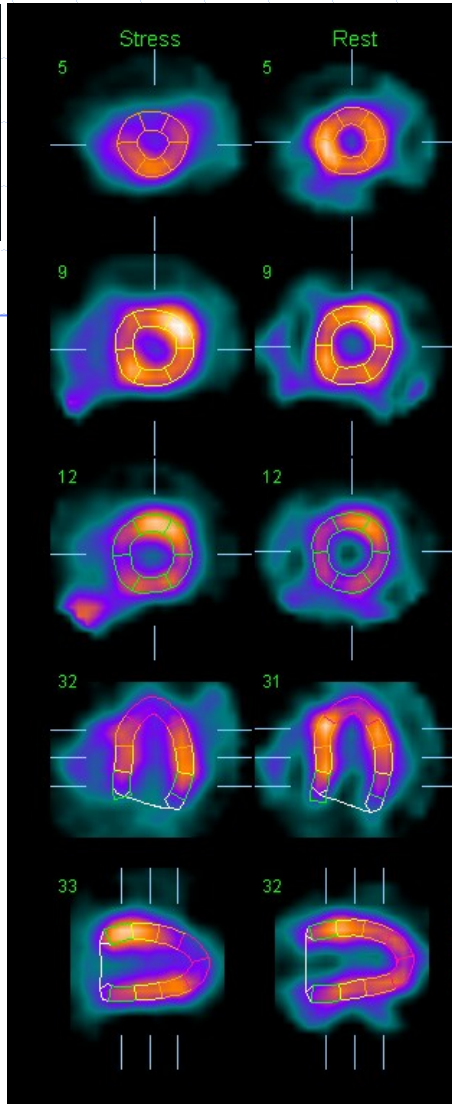
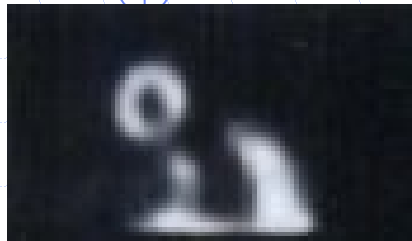
Quantification de la perfusion coronaire

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

Analyse de la fonction ventriculaire G.

- ✓ épaisseur systolique, cinétique, FE

# Objectifs



SSS	11	SR8	0	SD8	11
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	STRESS_FBPC				
Date					
Volume	52ml				
Area	103cm <sup>2</sup>				
Defect	17cm <sup>2</sup>				
Extent	17%				
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	REST_FBPC				
Date					
Volume	57ml				
Area	104cm <sup>2</sup>				
Defect	1cm <sup>2</sup>				
Extent	1%				
Reu	<input type="button" value="Auto"/> <input type="button" value="0"/> <input type="button" value="-"/> <input type="button" value="Grid"/> <input type="button" value="Accept"/> <input type="button" value="Reject"/>				

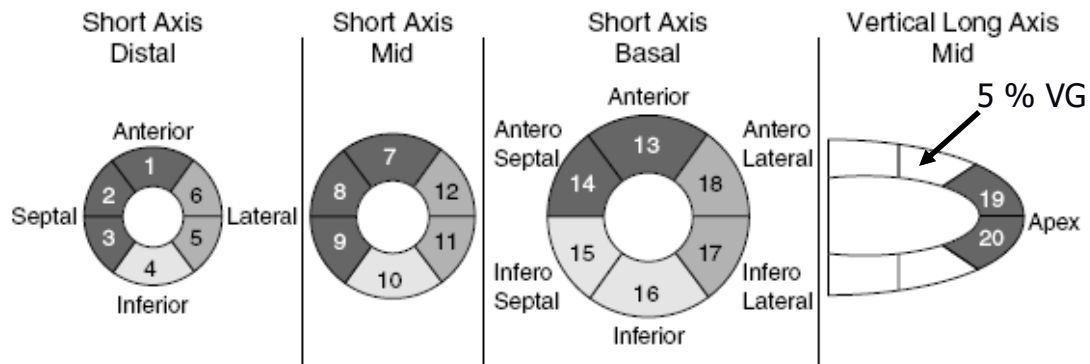
Reproductibilité

Comparaisons  
effort - repos  
avec BDD  
normale

pronostique

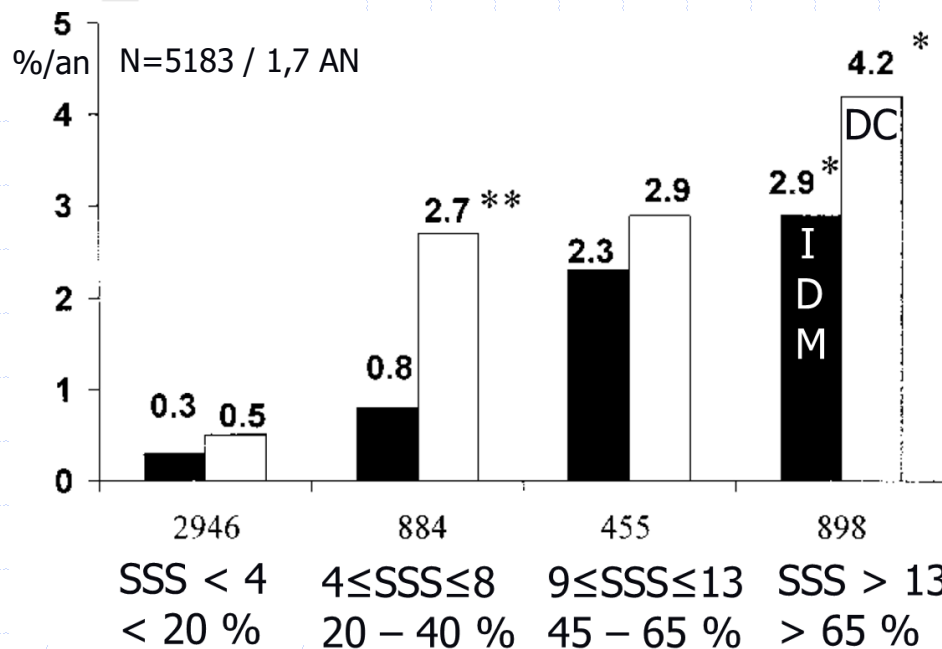
→ fonction

# Evaluation subjective: 20 segments

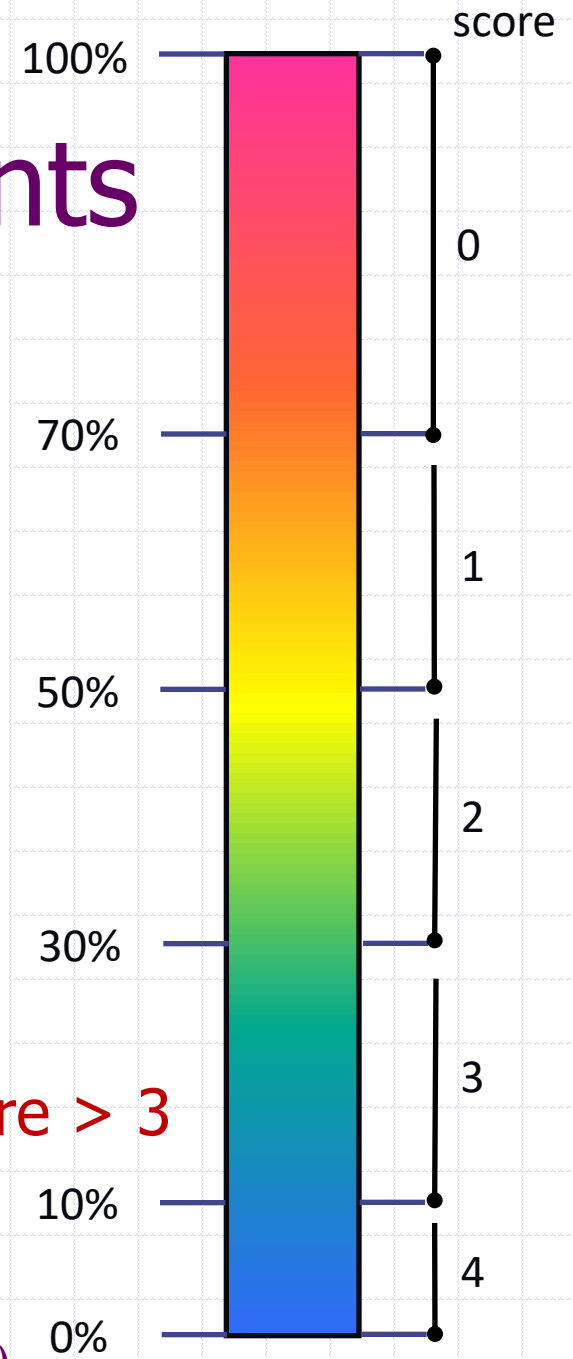
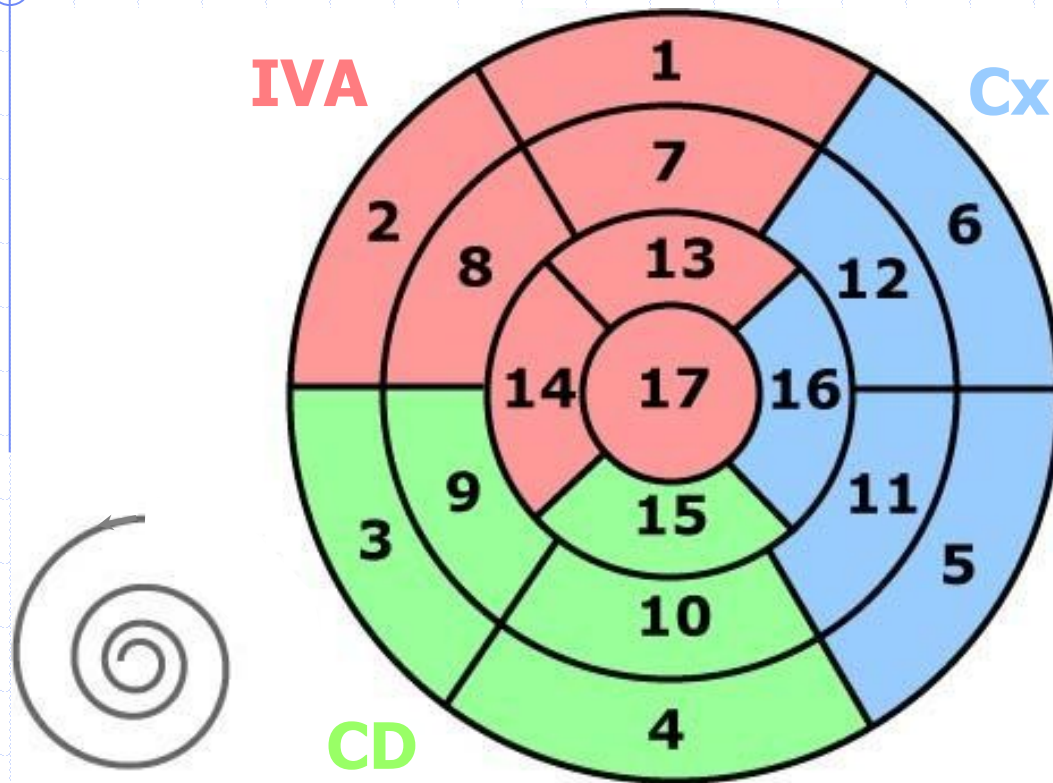


0 = Normal  
 1 = Slight reduction of uptake  
 2 = Moderate reduction of uptake  
 3 = Severe reduction of uptake  
 4 = Absent radioactive uptake

■ LAD    ■ LCX    ■ RCA



# Standard à 17 segments



**hypo-perfusion si score > 3**

☺ diagnostic/pronostic, idem en écho

☹ reproductibilité

# Nombreux algorithmes fondés sur :

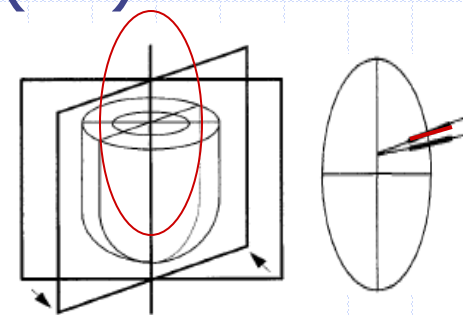
- Segmentation de l'activité myocardique
- Maxima des profils d'activité (coupes SA ou 3D)
- Estimation des surfaces endo et épocardiques
- Estimation des volumes ventriculaires
- Estimation de la cinétique segmentaire
  
- Génération de cartes polaires (bullseye)
- Génération de cartes normales moyennes
- Détection des anomalies d'un patient donné
  - Étendue = % pixels anormaux
  - Sévérité =  $\Sigma$  nombre de  $\sigma$  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

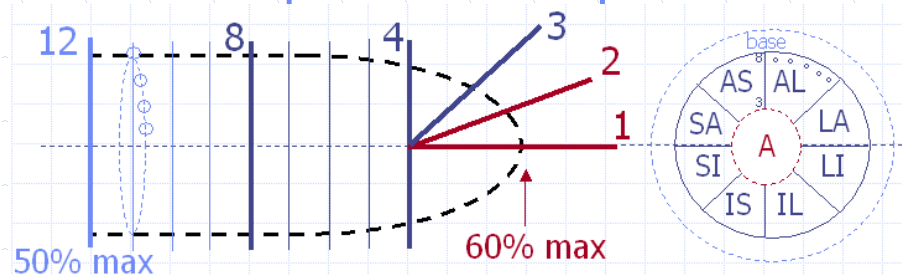
- **MYOQUANT** : sur coupes grand axe (LA)

- Somme LA → maxima → ellipse
- $\Sigma$  maxi sur segment de 5 pixels



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

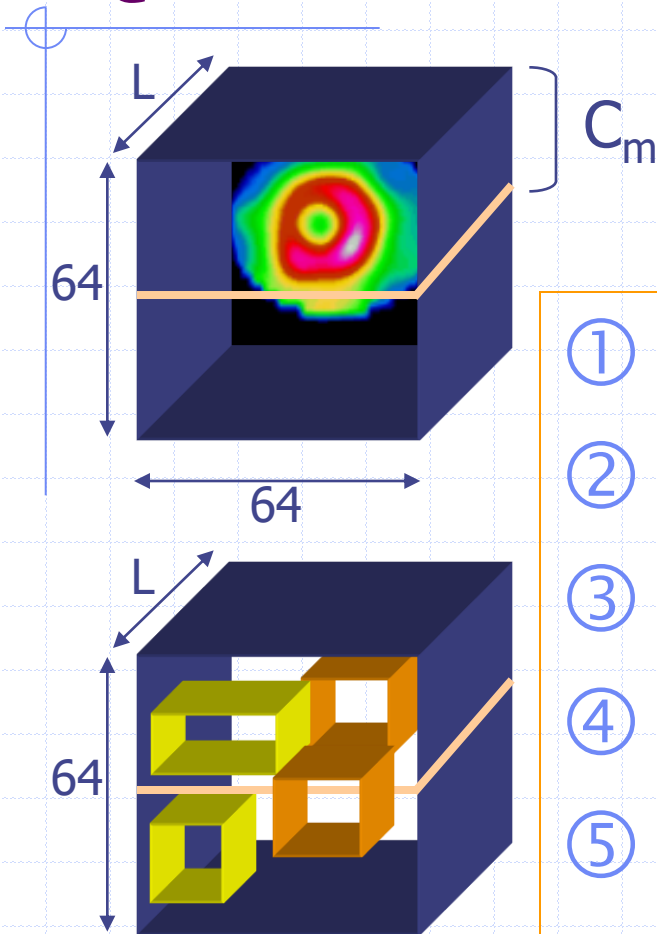
- Profils circonférenciels d'activité max,
- Regroupement par zones et comparaison des profils à une BDD



# QPS<sup>®</sup>, étude détaillée car :

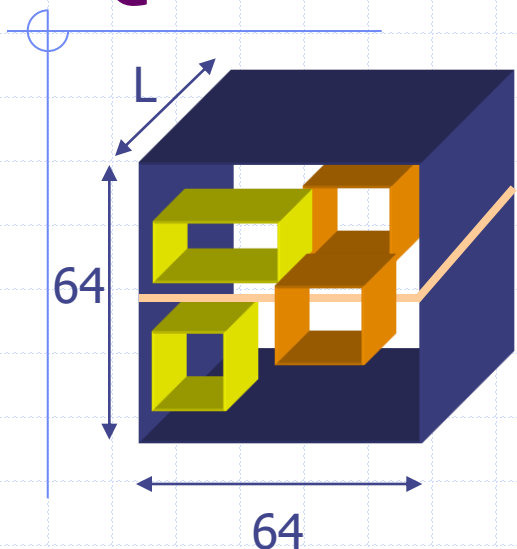
- relativement empirique, mais...
- très utilisée pour la quantification de la perfusion myocardique
- interfacée comme première étape à une analyse de la fonction VG :
  - volumes ventriculaires
  - mouvement pariétal et épaissement
  - fraction d'éjection

# QPS<sup>®</sup> : binarisation (données non synchronisées)



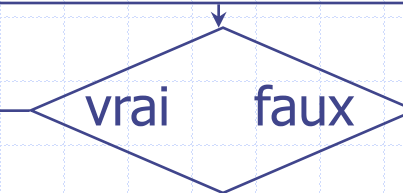
- ① ? maximum  $C_m \Rightarrow S = C_m / 2$
- ②  $C < S \Rightarrow C \leftarrow 0$ , sinon  $C \leftarrow 1$
- ③ amas  $< 50 \text{ mL} \leftarrow 0$
- ④ rectangle  $(l, l')$  min  $\supset$  amas
- ⑤ ? Nombre d'amas =  $N_a$

# QPS<sup>®</sup> : activité extra-cardiaque

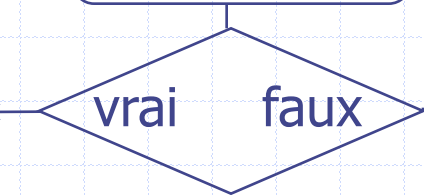


Masque  
du VG

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



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

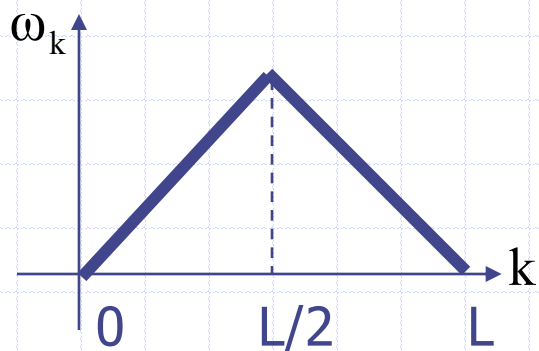
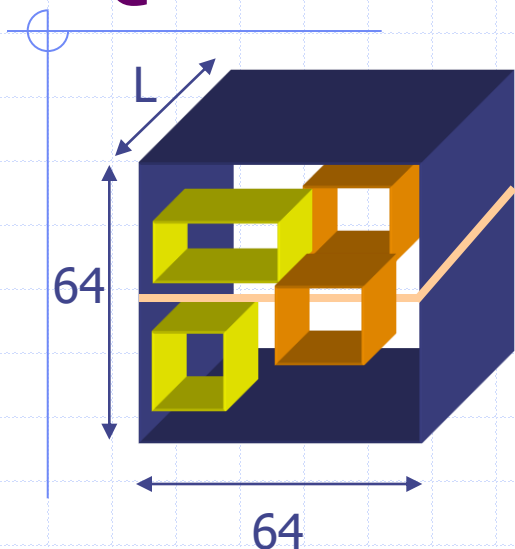


$S \leftarrow S + 5\% \Rightarrow$  fragmentation  
 2 plus gros amas : foie et VG  
 VG  $\in$  1/4 supérieur G  
 + couches tant que  $S < C_{max}/2$   
 (si  $||-l' || < 1$  cm et pas re-connexion)

VG  
 $\in$  1/4  
 Sup. G

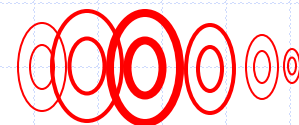
# QPS<sup>®</sup> : en cas d'échec...

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  $S(i, j)$

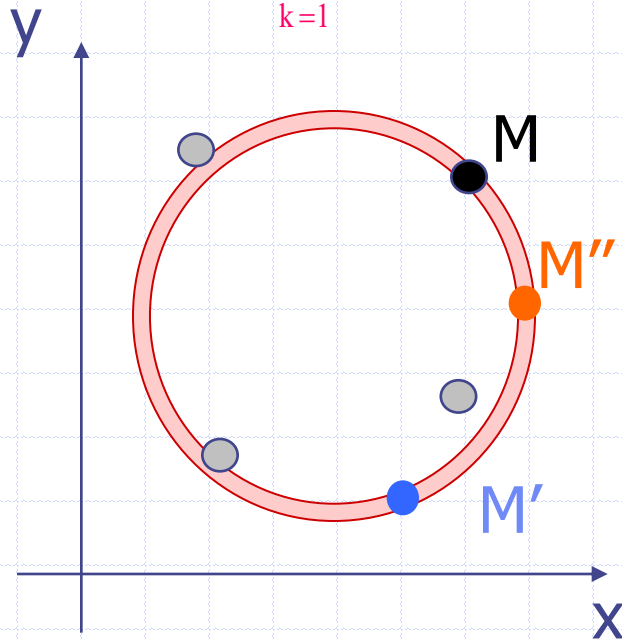
- supérieur seuil et au moins 4-connexes

③ Transformée de Hough

- ? cercles dans un nuage de points

# QPS<sup>®</sup> : en cas d'échec...

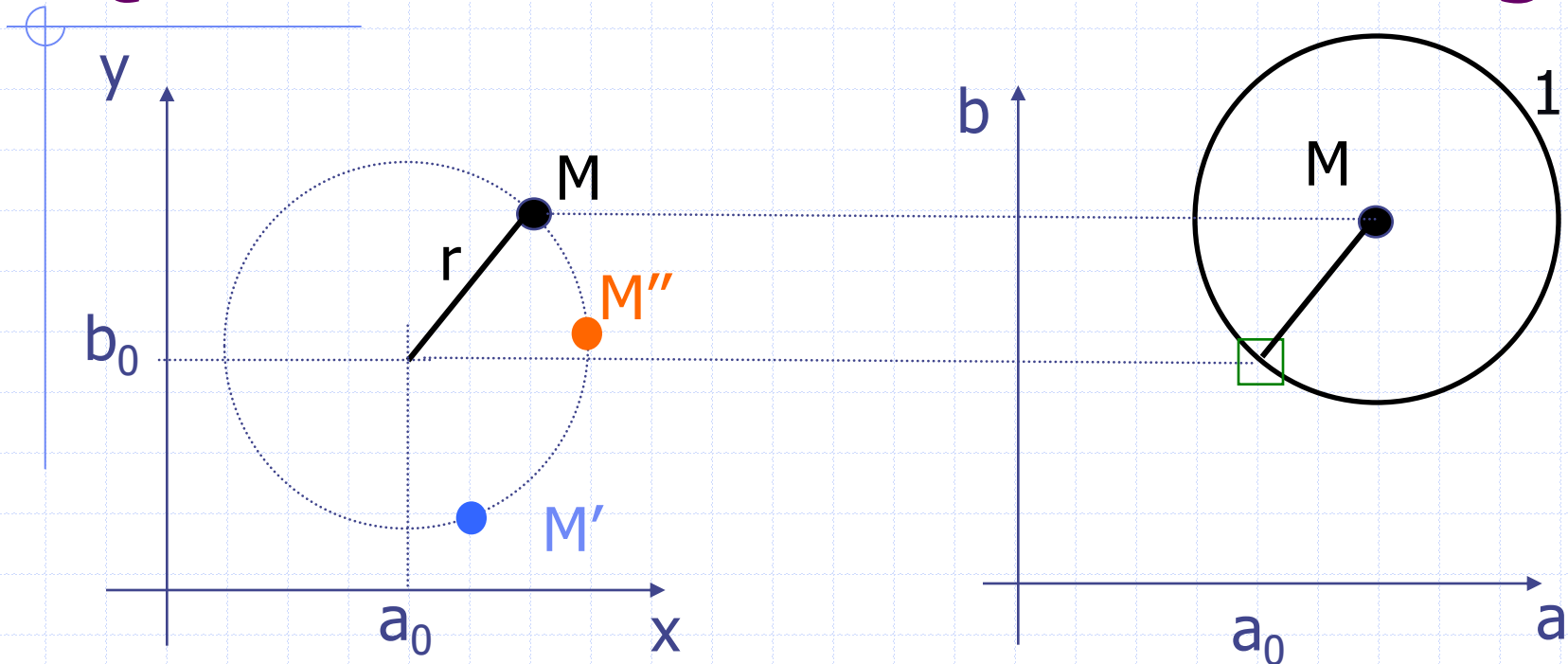
$$S(i, j) = \sum_{k=1}^L \omega_k \cdot SA(i, j, k)$$



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

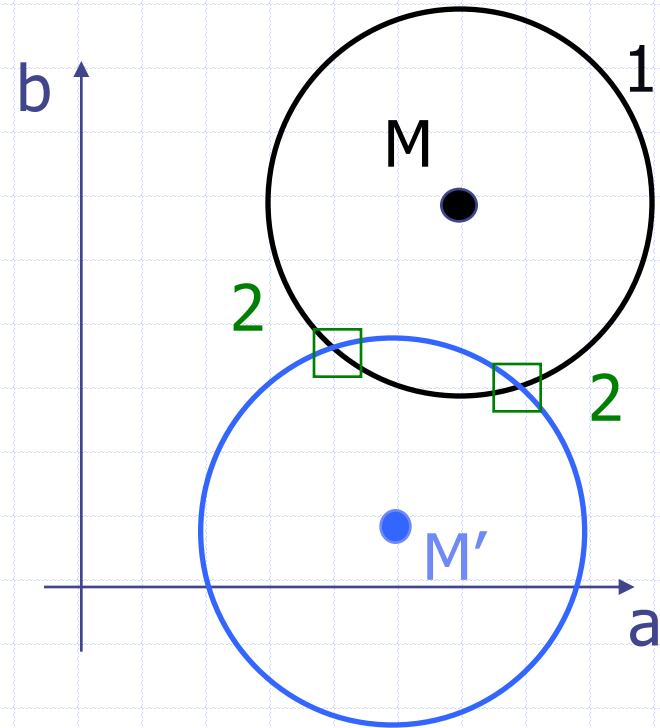
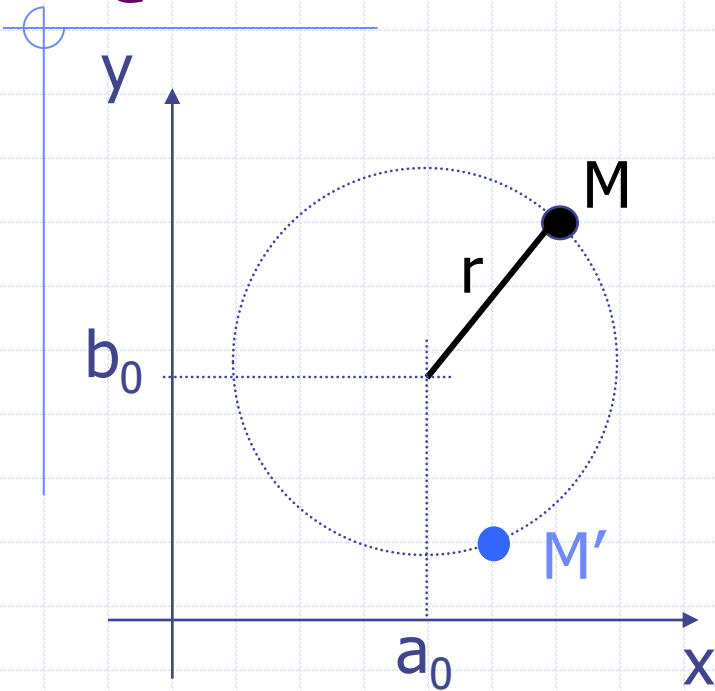
# QPS<sup>®</sup> : transformation de Hough



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

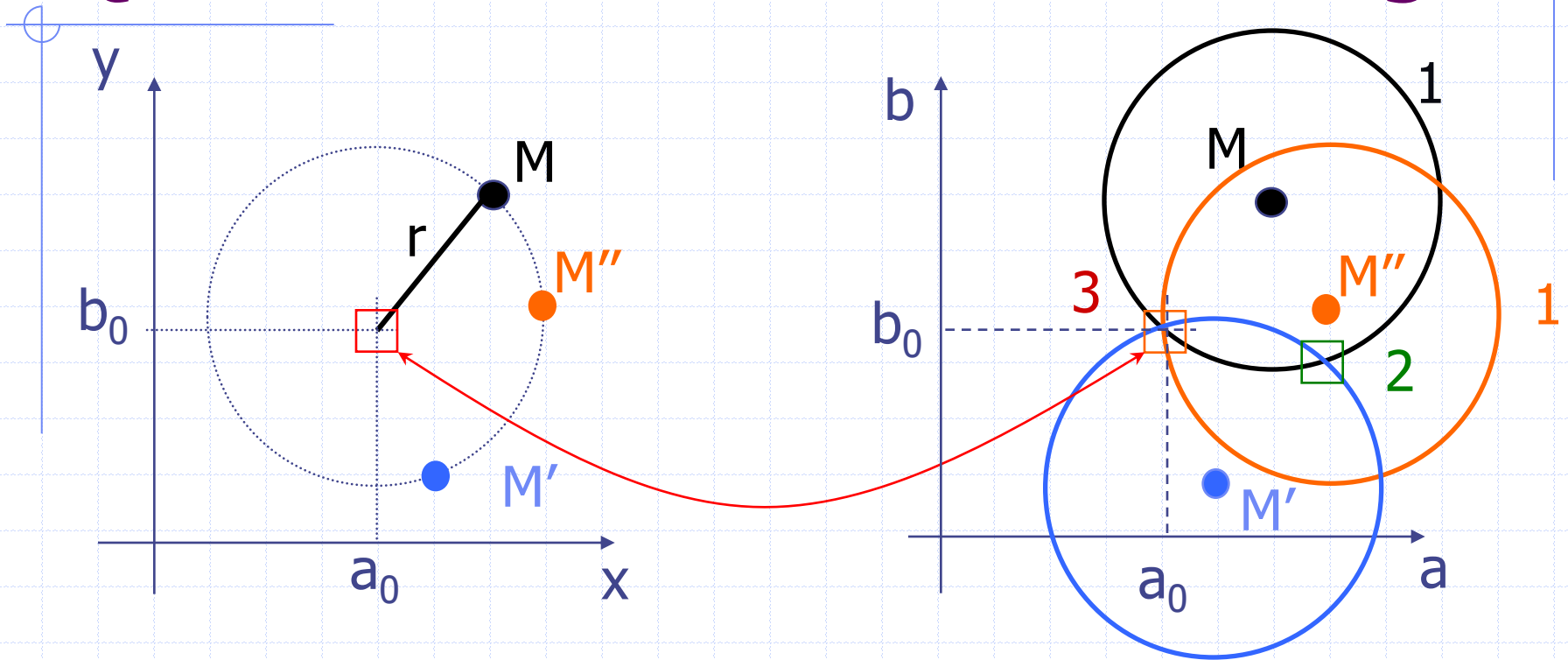
Les centres possibles sont sur un cercle de rayon  $r$  centré en  $M$ : on met ces points à 1

# QPS<sup>®</sup> : transformation de Hough



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

# QPS<sup>®</sup> : transformation de Hough

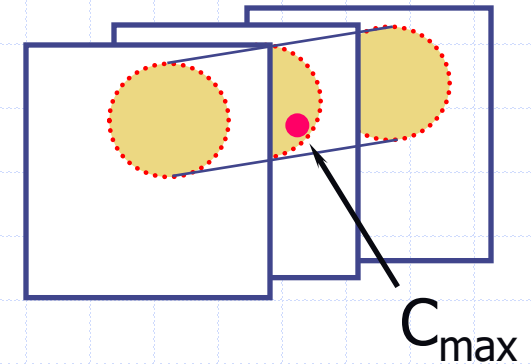
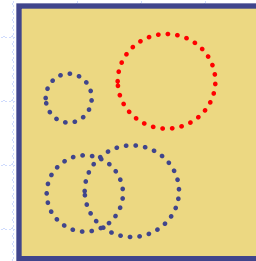


On recommence avec un 3<sup>o</sup> point  $M''$  qui identifie le centre cherché

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

# QPS<sup>®</sup> : T. Hough en cas d'échec

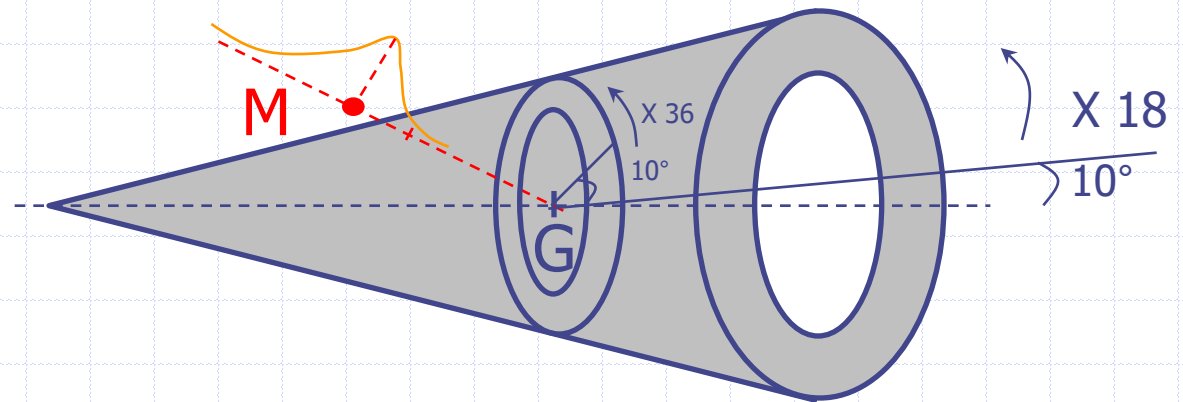
- ① Détection du cercle  $C \supset VG$ 
  - activité sur le cercle  $\gg$  centre
- ② Majoration du rayon de 2 pixels
- ③ Extension cylindrique du cercle  $C$
- ④ Pixels extérieurs au cylindre  $\leftarrow 0$
- ⑤ ? Maximum  $C_{max}$
- ⑥ Seuillage à  $C_{max}/2 \Rightarrow$  masque VG



Masque VG

# QPS<sup>®</sup> : surface myocardique médiane

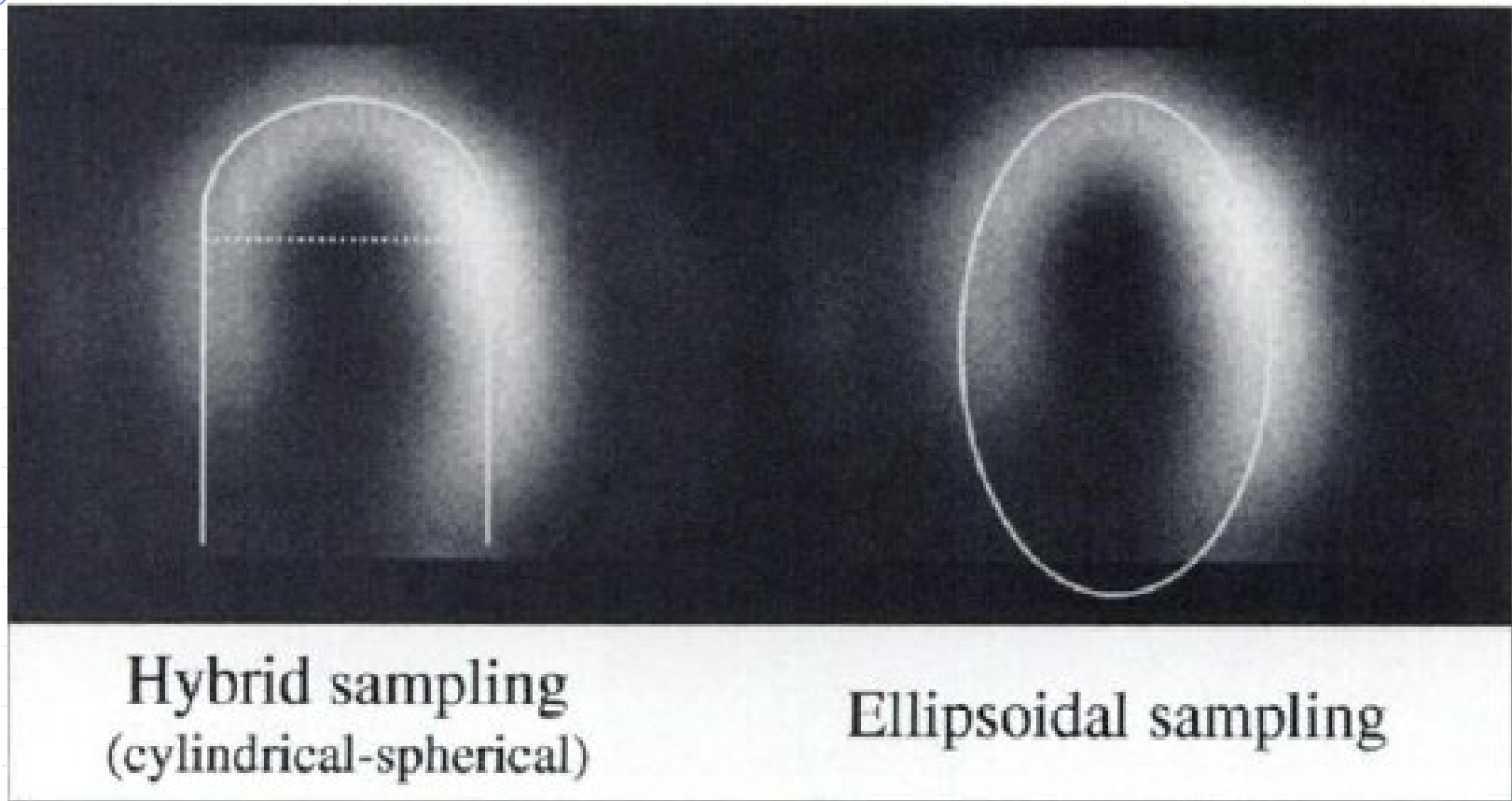
- ① G : Centre de Gravité du masque binaire
- ② Données = Volume SPECT x Masque
- ③ Extraction de 18x36 profils d'activité
- ④ Surface médio VG = maxima des profils M
- ⑤ Fit ellipse 3D → axe VG → proj.(G)/axe → G



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<sup>®</sup> : surface myocardique médiane

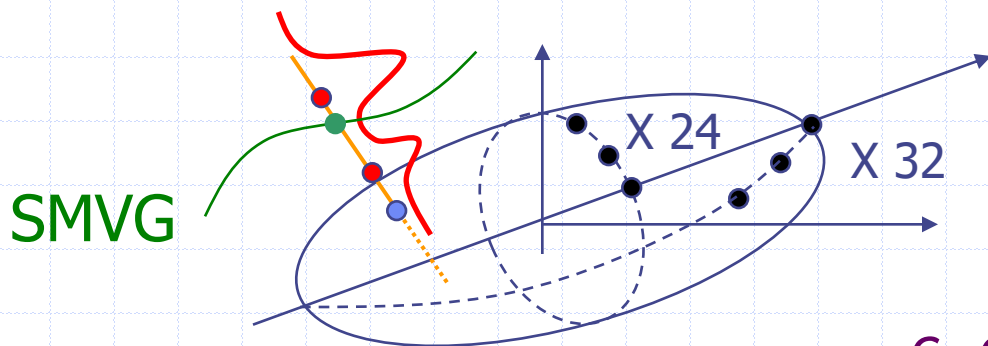


Surface médio-VG ( $\Rightarrow$  lacunes de perfusion) + fit ellipsoïde 3D

# QPS<sup>®</sup>: 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'

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

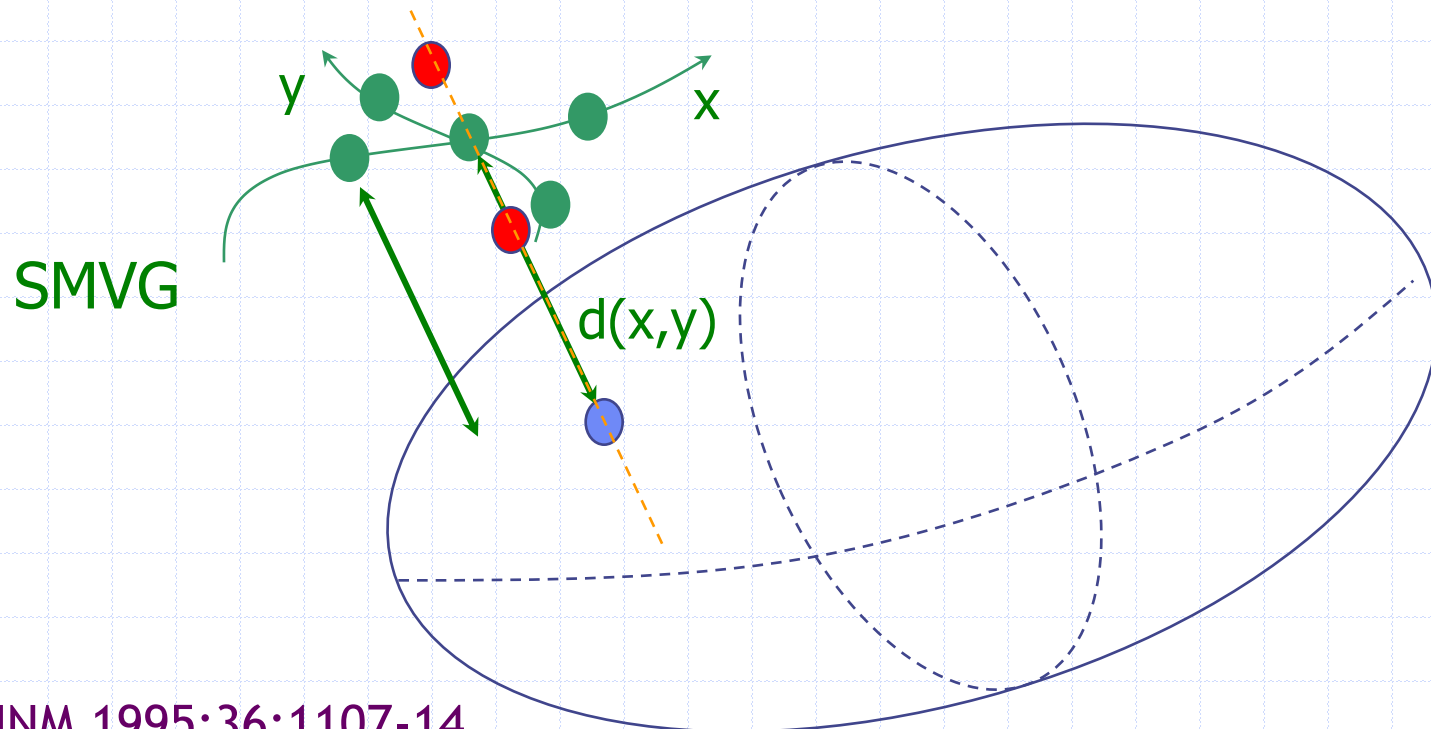


SMVG'//ellipsoïde

SMVG' proche de SMVG

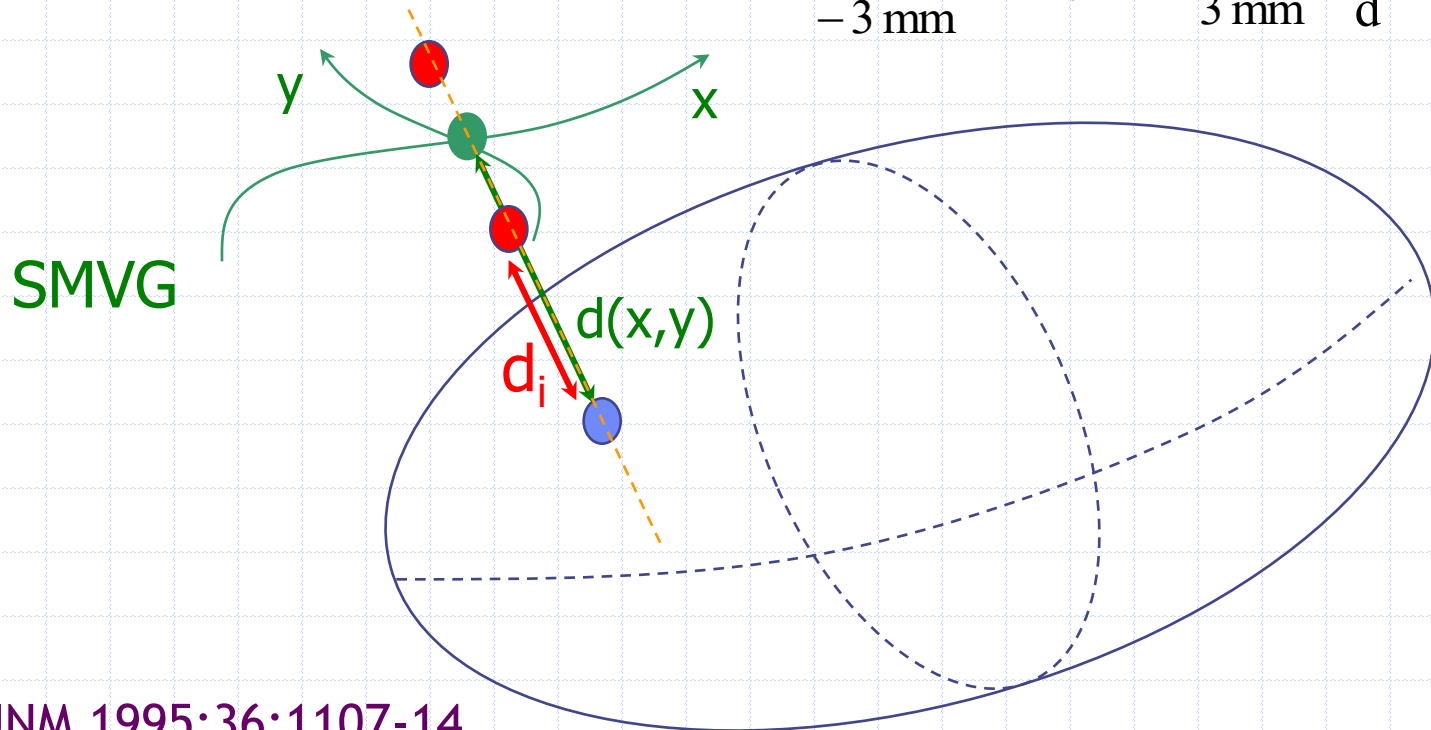
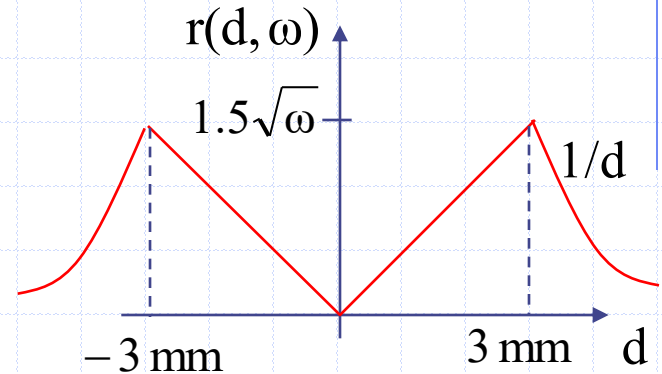
# QPS<sup>®</sup>: gestion des lacunes de perfusion

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



# QPS<sup>®</sup>: gestion des lacunes de perfusion

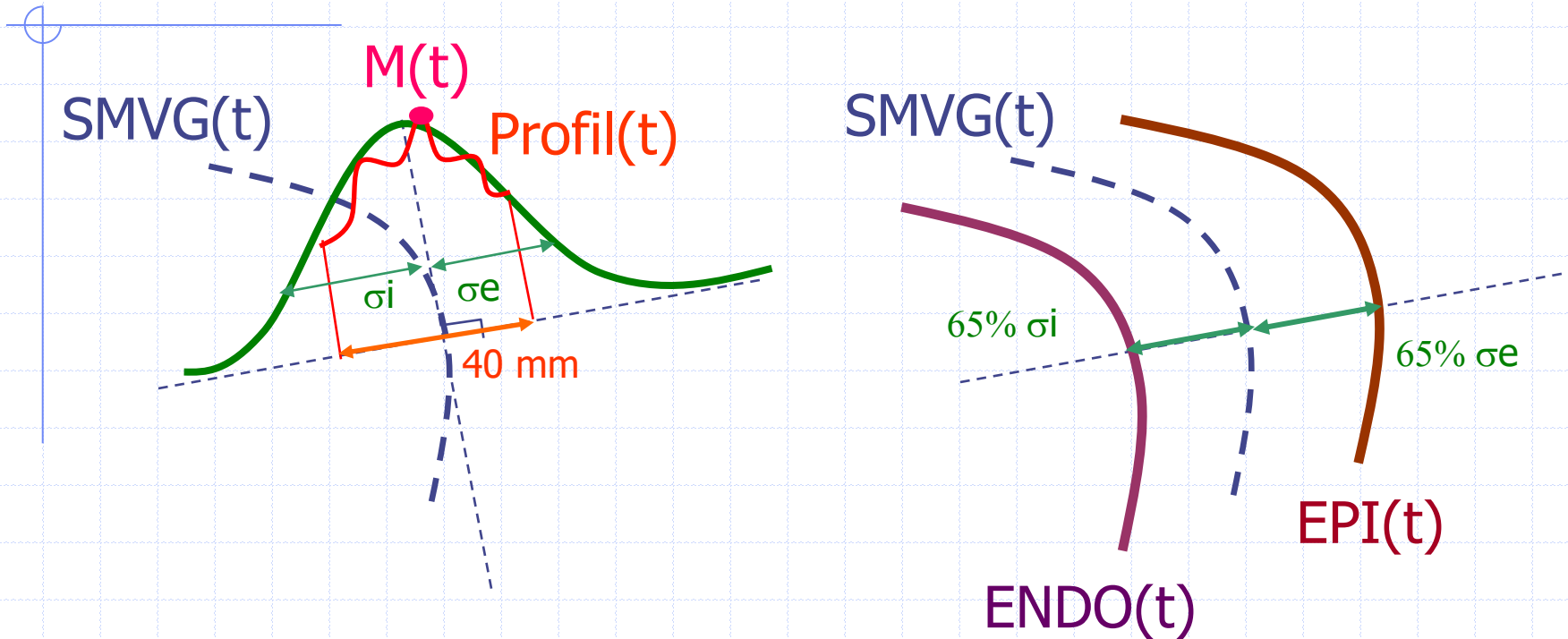
$$C_2(x, y) = \sum_{i=1}^{\text{Nb. max. locaux}} r(d(x, y) - d_i, \omega_i)$$



# QPS<sup>®</sup>: 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)

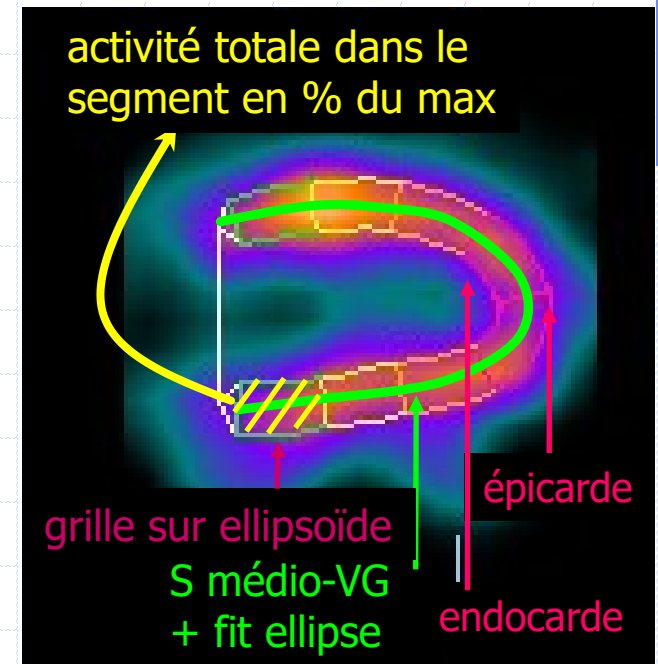
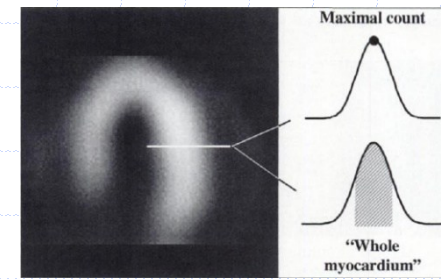
# QPS<sup>®</sup> : « endocarde » et « épicarde »



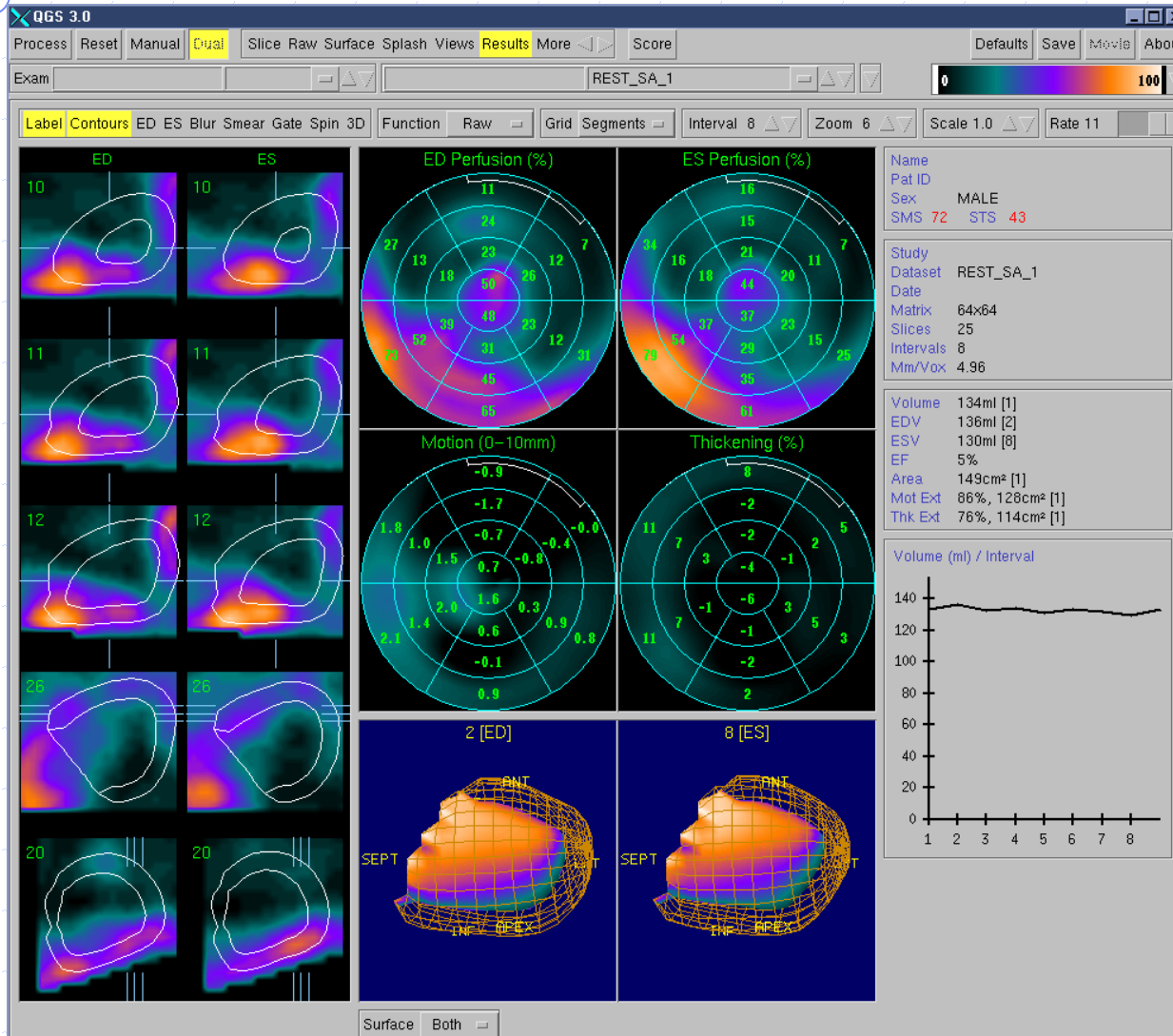
- ①  $M(t) < C_m/2 \Rightarrow$  minimiser l'écart aux 4  $\sigma$  voisins
- ② Affiner/ Volume myocardique = EPI-ENDO = cste(t)

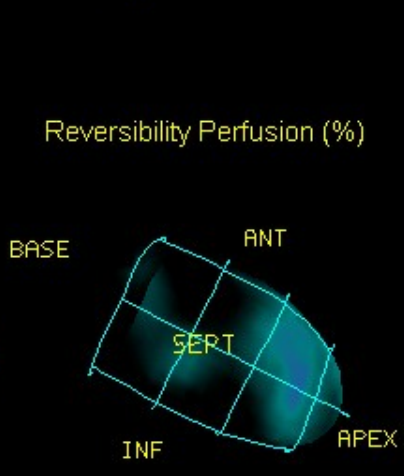
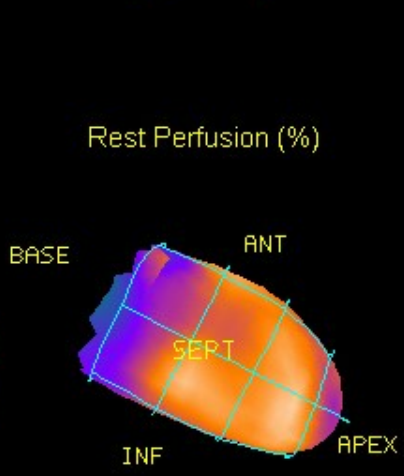
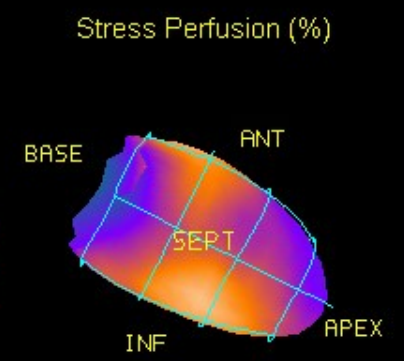
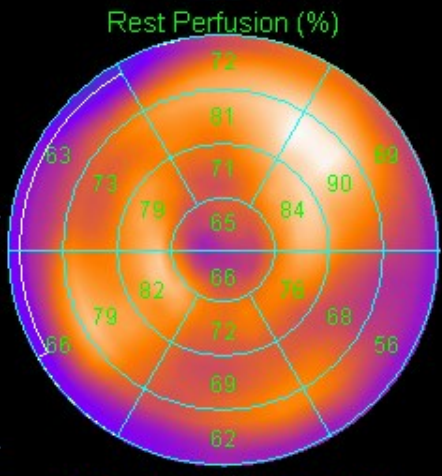
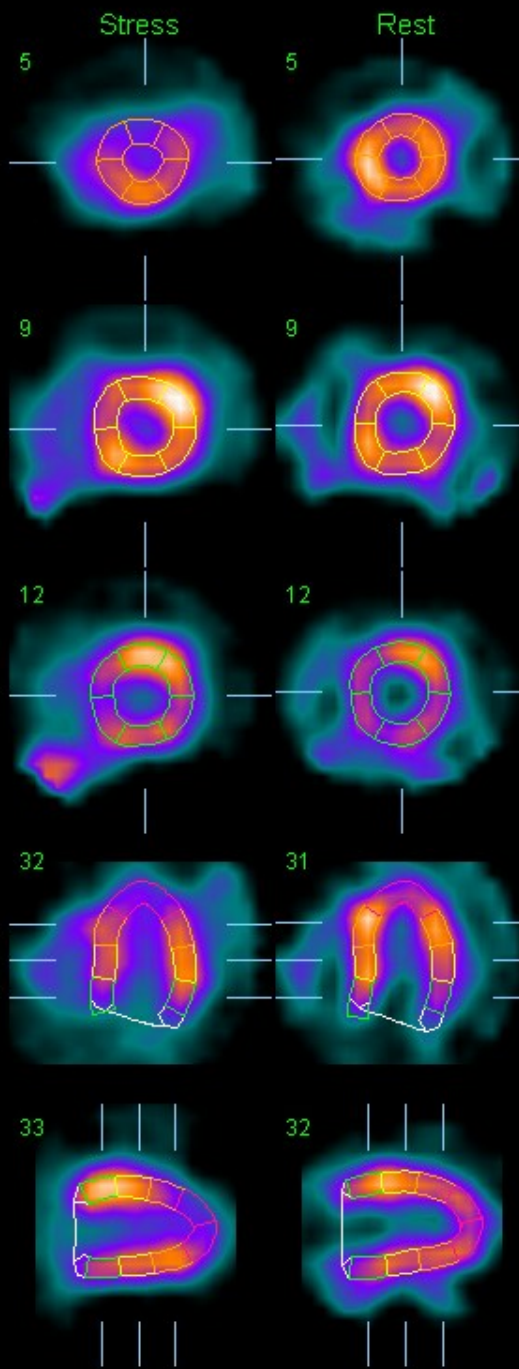
# QPS<sup>®</sup>, on a donc:

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



# QPS<sup>®</sup>: Contrôle médical

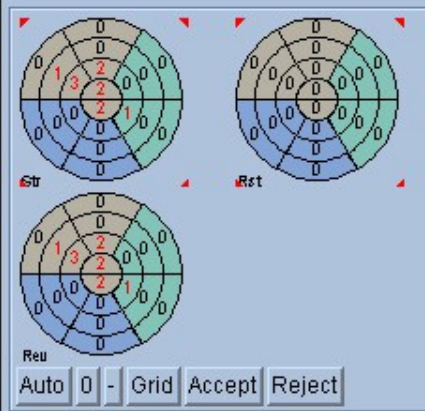




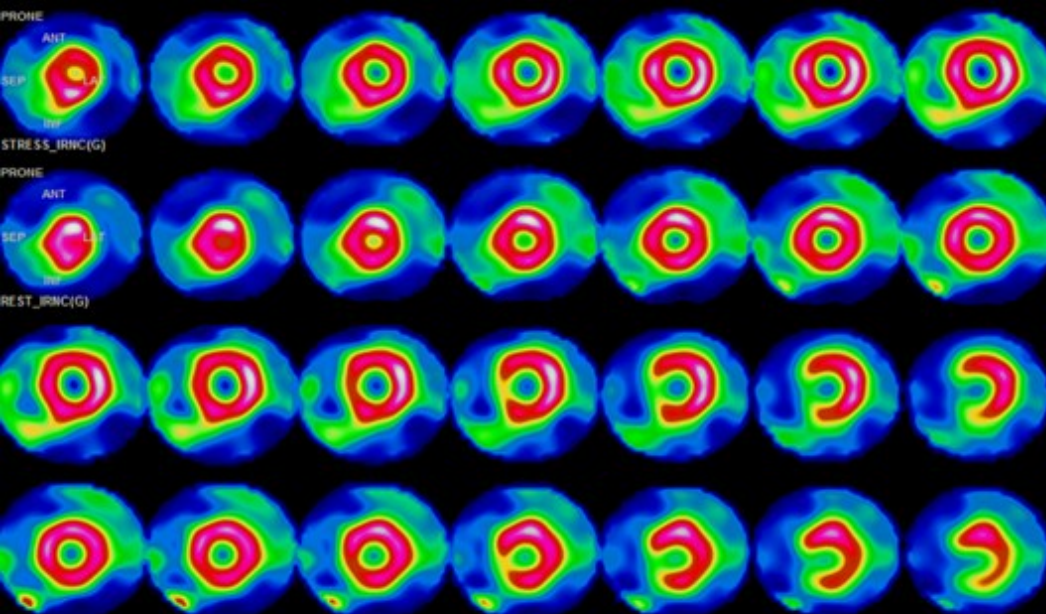
SSS 11 SRS 0 SDS 11

Study	MYOCARDE 99mTc
Dataset	STRESS_FBPSC
Date	
Volume	52ml
Area	103cm <sup>2</sup>
Defect	17cm <sup>2</sup>
Extent	17%

Study	MYOCARDE 99mTc
Dataset	REST_FBPSC
Date	
Volume	57ml < 63 mL/m <sup>2</sup>
Area	104cm <sup>2</sup>
Defect	1cm <sup>2</sup>
Extent	1%



SSS/SRS/SDS  
reproducible  
⇒ diagnostic  
⇒ pronostic



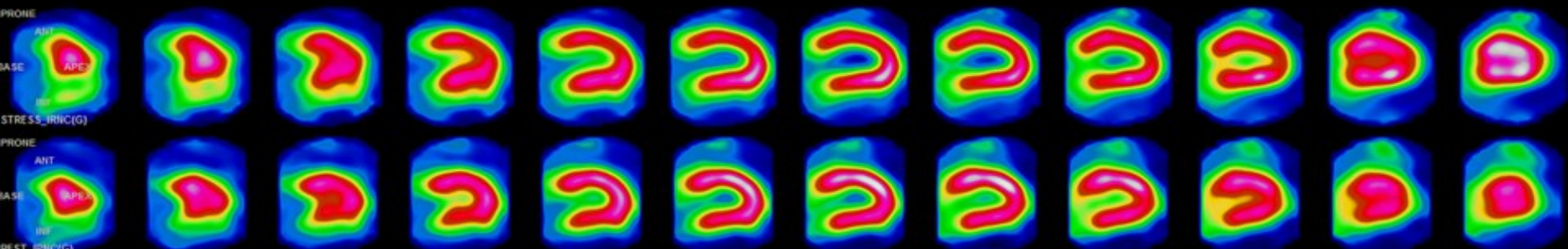
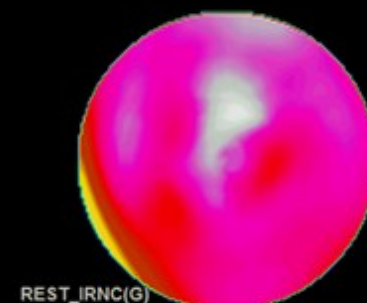
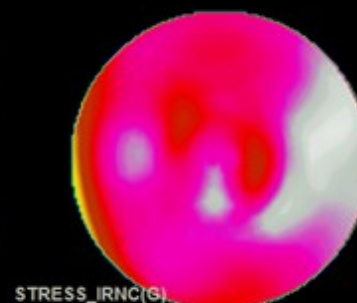
← Apical Short Axis Basal →

STRESS\_IRNC(G)

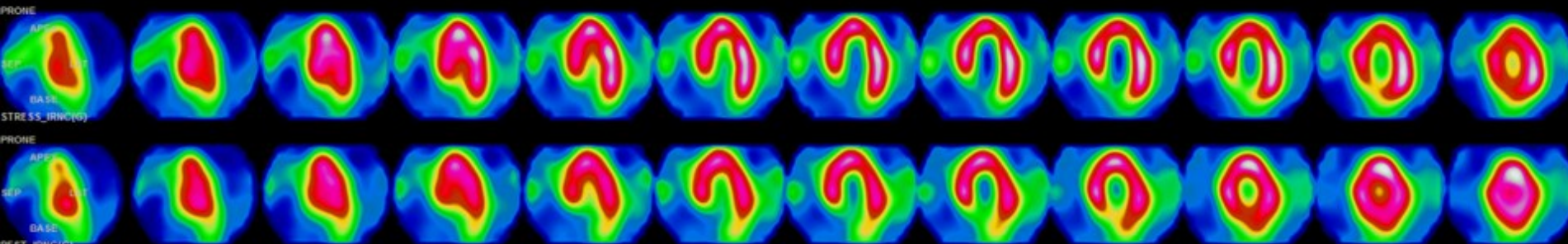
Date: 2022/09/14 09:58  
SA Pixel Size: 4.00mm  
SA Thickness: 4.00mm  
Recon: OSEM/Bw/0.37/5

REST\_IRNC(G)

Date: 2022/09/14 08:29  
SA Pixel Size: 4.00mm  
SA Thickness: 4.00mm  
Recon: OSEM/Bw/0.4/7

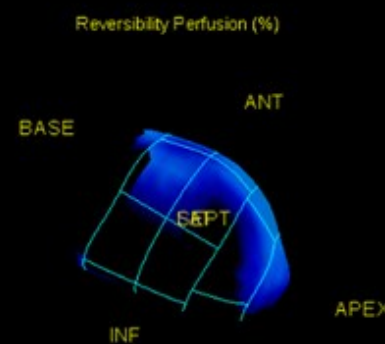
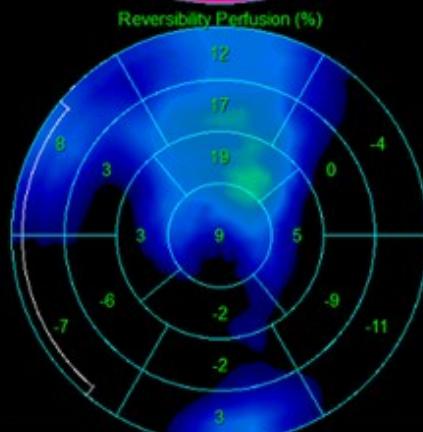
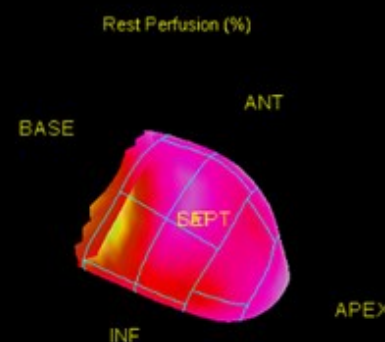
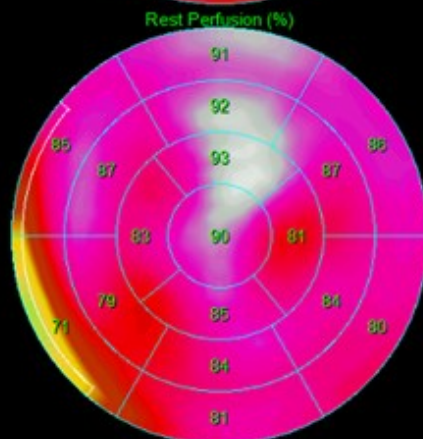
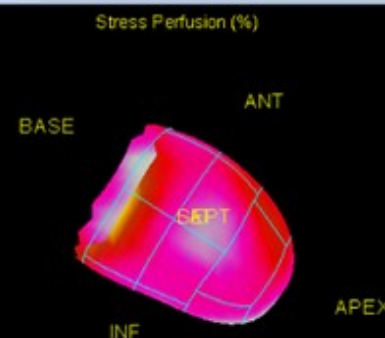
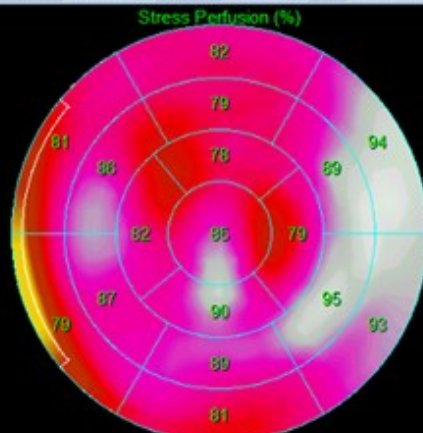
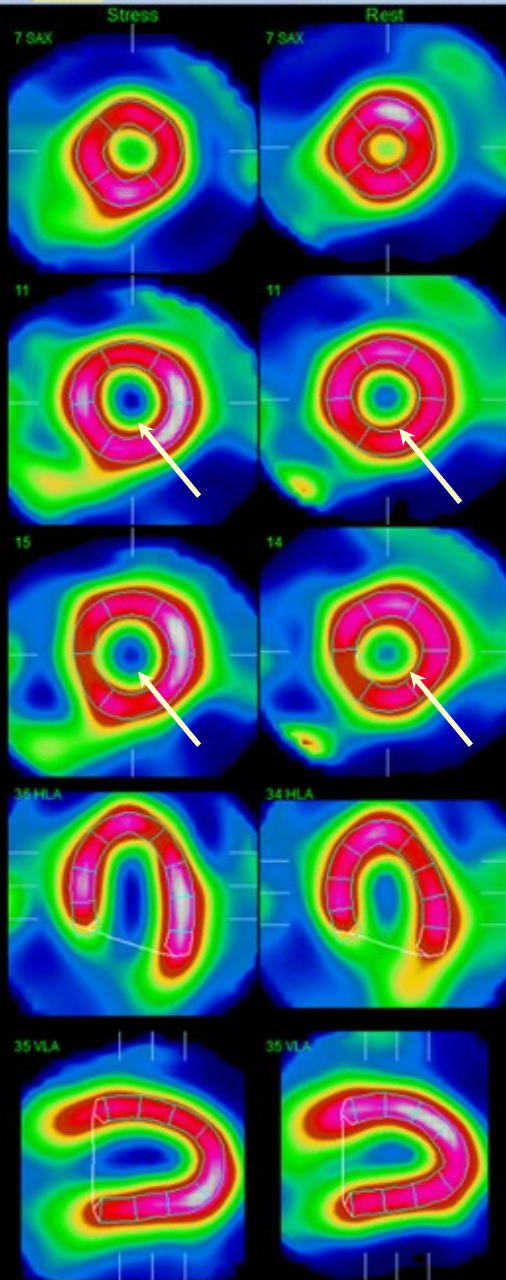


← Septal Vertical Axis Lateral →



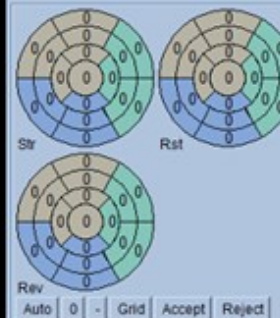
← Inferior Horizontal Axis Anterior →

Label Orient Contours Smear Graph Spin Zoom 8 Scale 1.0 Rate 16 Surface Function Raw Grid Segments View RAO

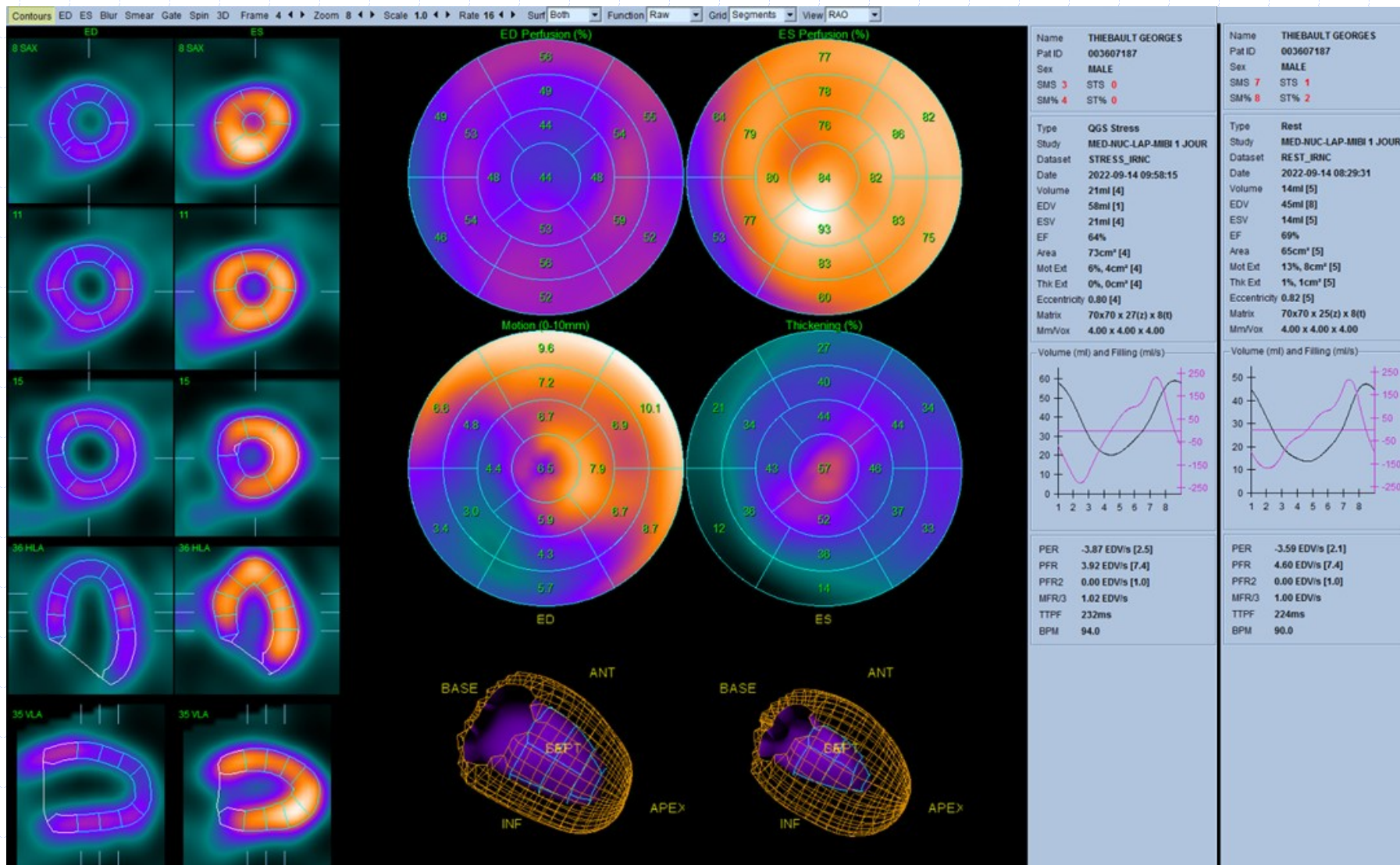


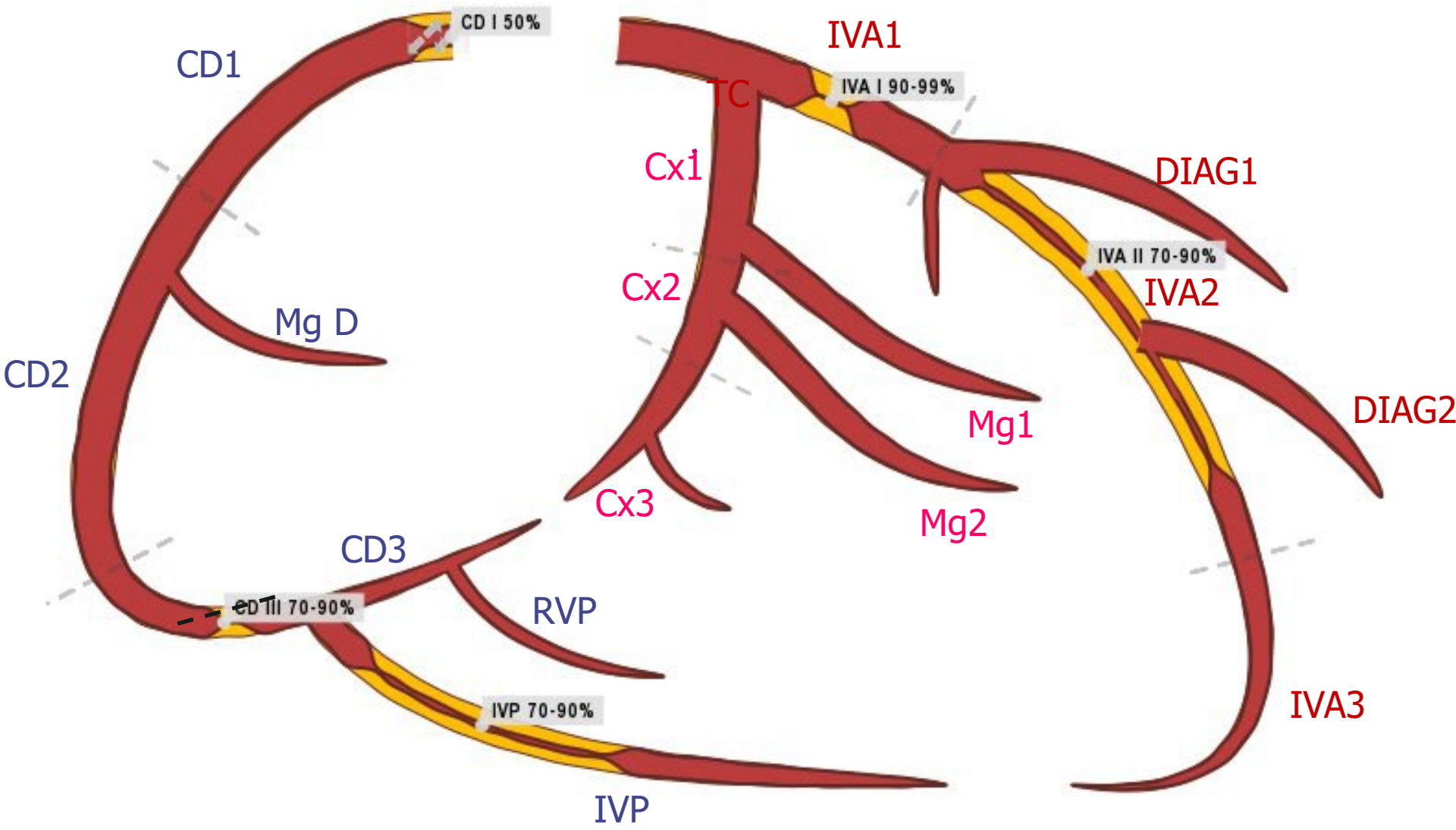
Name	THIEBAULT GEORGES		
Pat ID	003607187		
Sex	MALE		
Limits	--		
SSS 0	SRS 0	SDS 0	
SS% 0	SR% 0	SD% 0	
Study	MED-NUC-LAP-MIBI 1 JOUR		
Dataset	STRESS_IRNC		
Date	2022-09-14 09:58:15		
Database	MaleProneStressMB		
Volume	41ml		
Area	74cm <sup>2</sup>		
Defect	8cm <sup>2</sup>		
Extent	11%		
TPD	11%		
Eccentricity	0.84		

Study	MED-NUC-LAP-MIBI 1 JOUR		
Dataset	REST_IRNC		
Date	2022-09-14 08:29:31		
Database	<No Matches>		
Volume	31ml		
Area	66cm <sup>2</sup>		
Defect	--		
Extent	--		
TPD	--		
Eccentricity	0.80		



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





# Dilatation ischémique transitoire

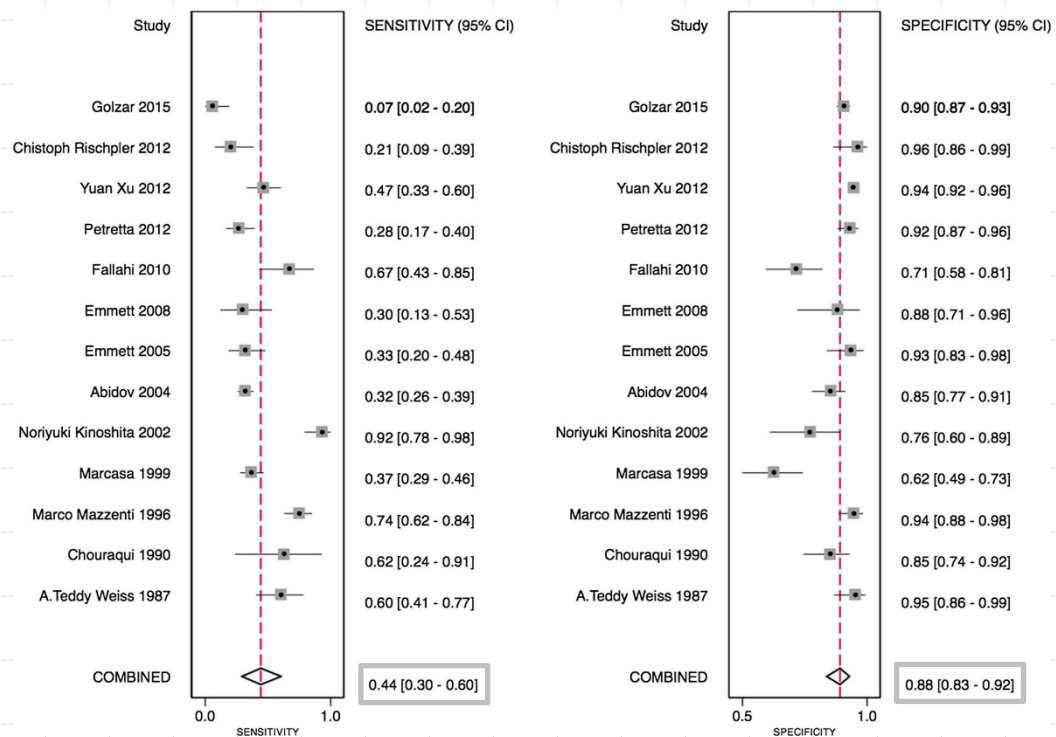
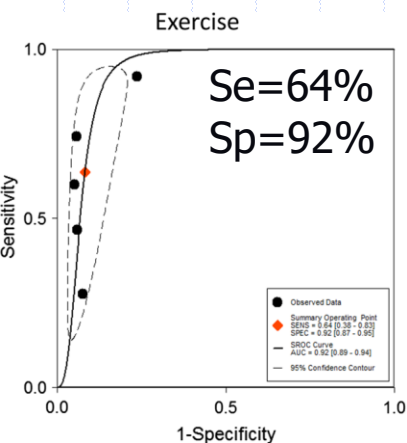


- $DEF = V_{\text{stress}} / V_{\text{repos}} > 1,12-1,38$  (sans synchro)

- Causes :

- ischémie sous
  - endocardique diffuse
- sidération de stress

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



# 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

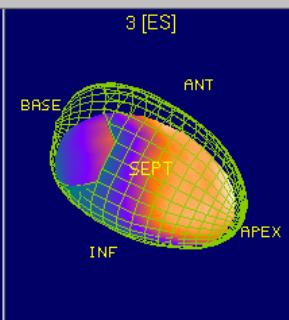
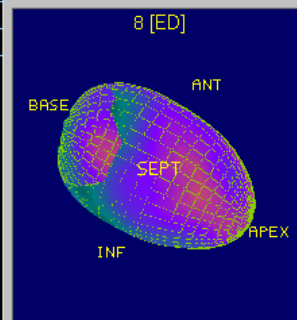
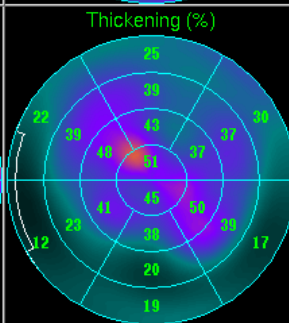
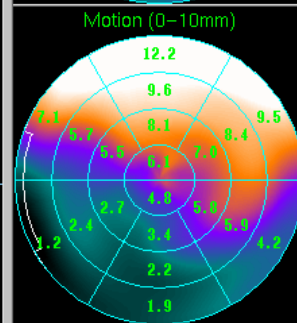
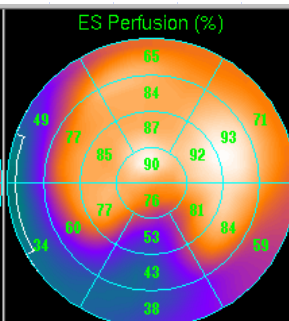
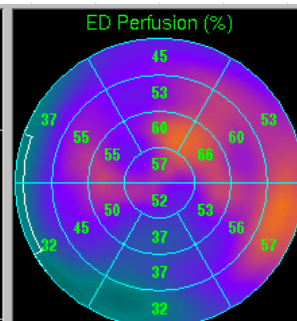
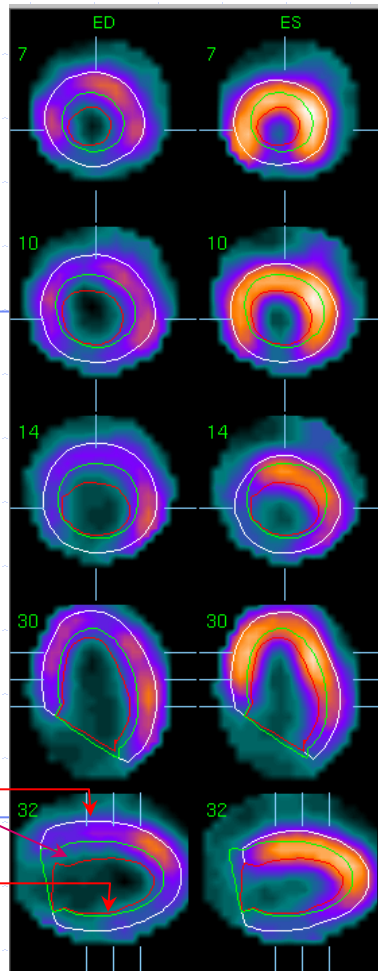
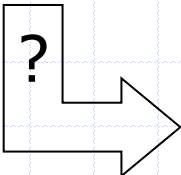
Volumes télé-diastolique et systolique

Fraction d'éjection VG

Cinétique pariétale et épaissement

Autres paramètres

# Objectifs



Name	
Pat ID	
Sex	MALE
SMS	15 STS 7
Study	
Dataset	REST_SA_1
Date	
Matrix	64x64
Slices	25
Intervals	8
Mm/Vox	4.96
Volume	94ml [1]
EDV	97ml [8]
ESV	49ml [3]
EF	50%
Area	129cm <sup>2</sup> [1]
Mot Ext	31%, 39cm <sup>2</sup> [1]
Thk Ext	8%, 10cm <sup>2</sup> [1]

Volume (ml) / Interval

épicaarde  
mouvement  
endocarde

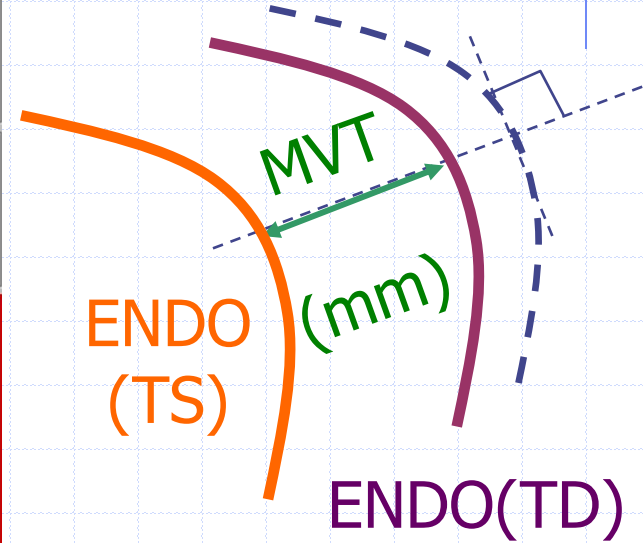
épaississement

volumes & fraction d'éjection

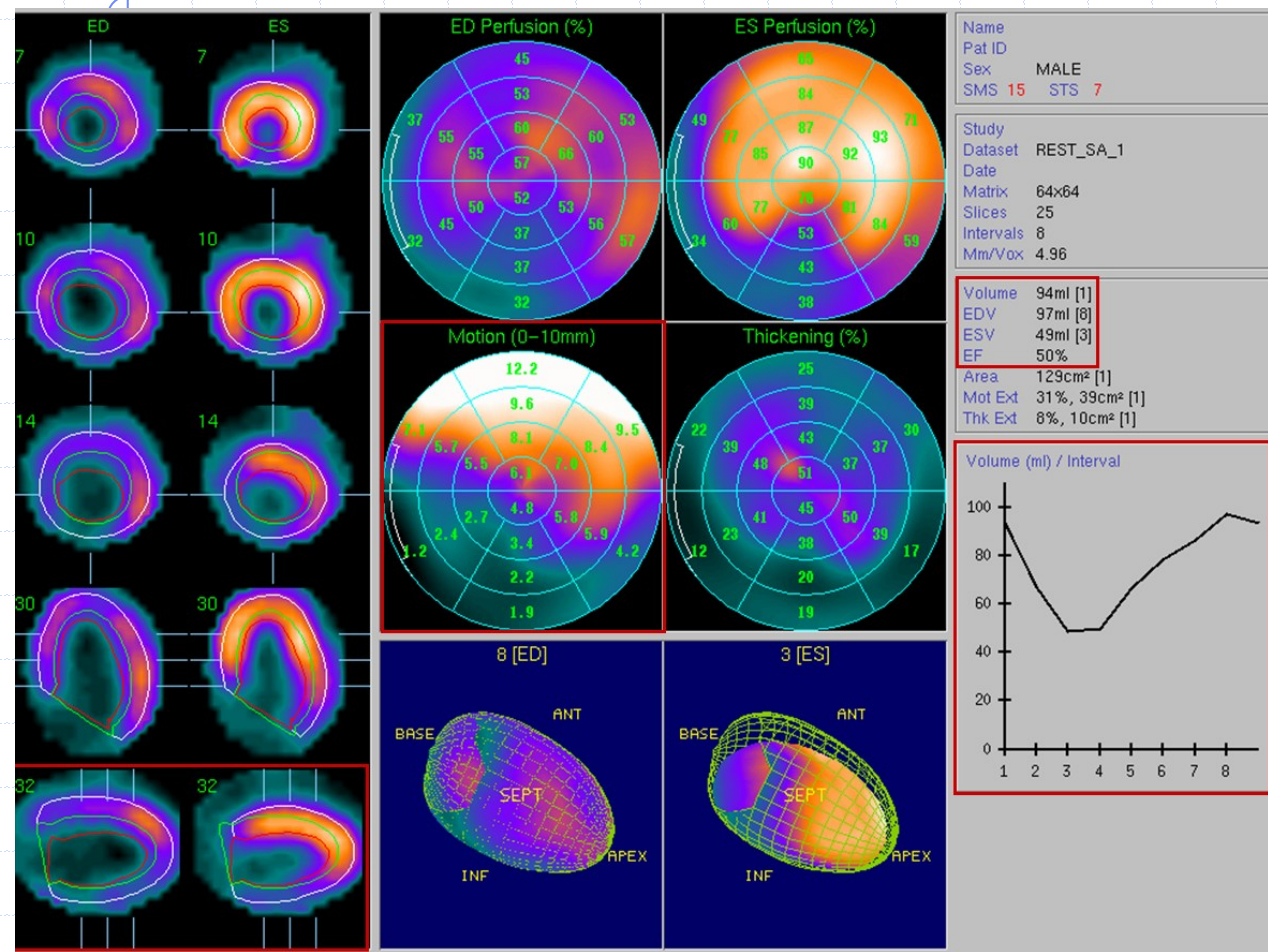
# QGS<sup>®</sup>: Mouvement pariétal et FE



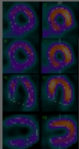
SMVG moyenne  
entre TD et TS



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



Allez sur [wooclap.com](https://wooclap.com) et utilisez le code **UV3DMG2**



[D 80] 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.

0%

0

2

Parcequ'il y a une anomalie de perfusion myocardique.

0%

0



Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

3

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

0%

0

4

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

0%

0

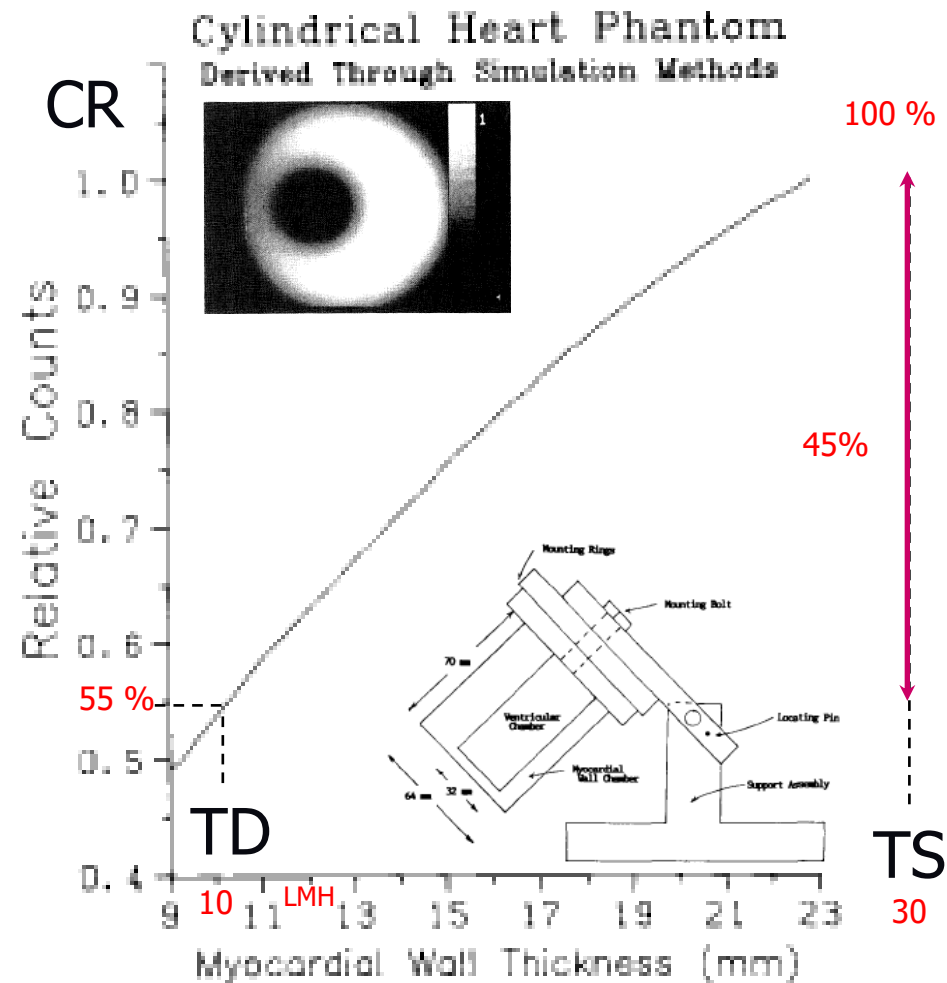
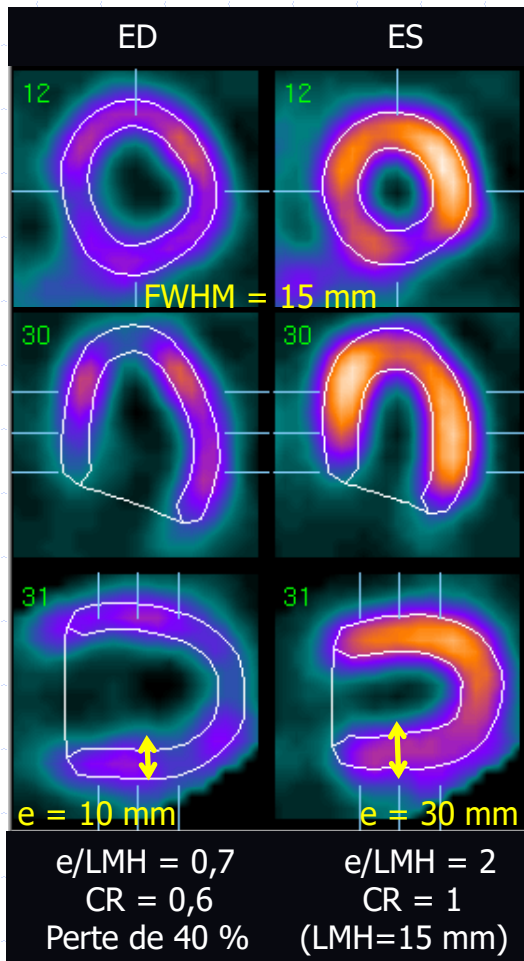
5

Parcequ'il n'y a pas de nécrose.

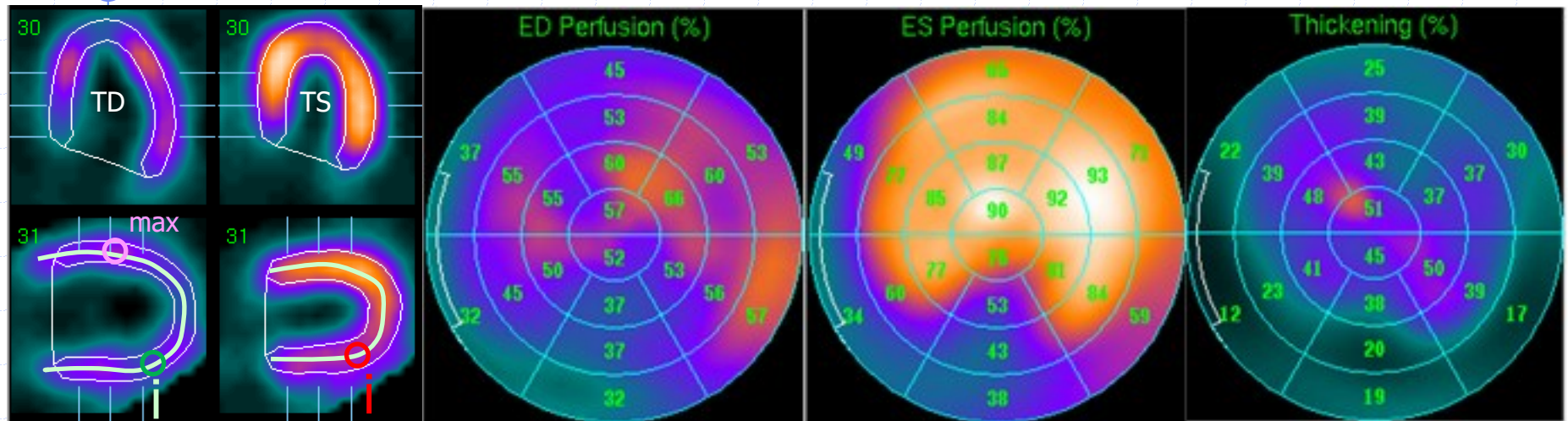
0%

0

# QGS<sup>®</sup> : Épaississement systolique



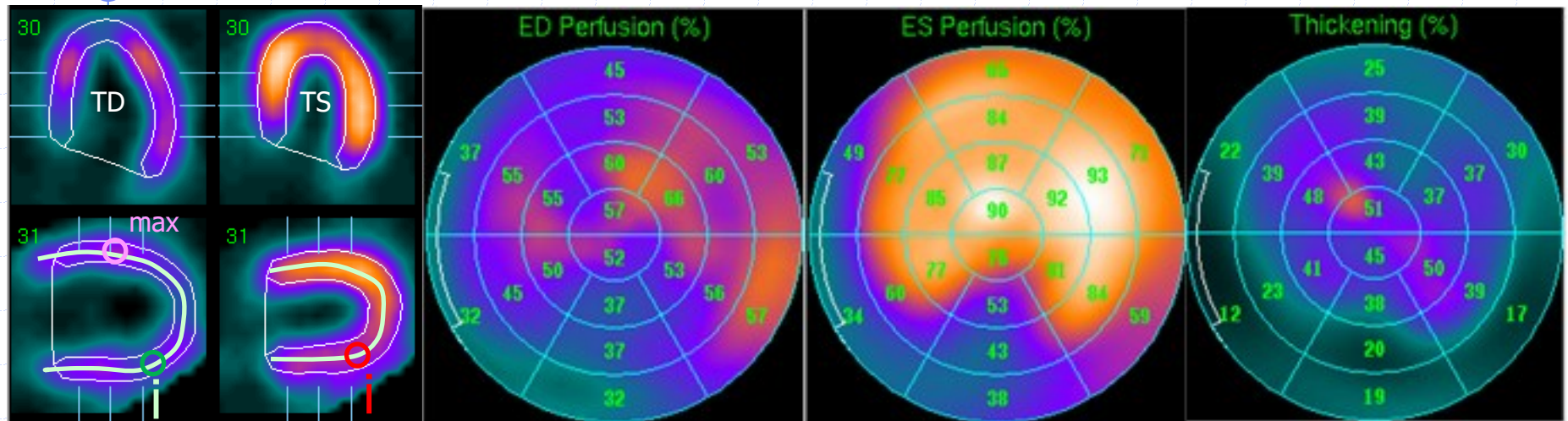
# QGS<sup>®</sup> : Épaississement systolique



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

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

# QGS<sup>®</sup> : Épaississement systolique

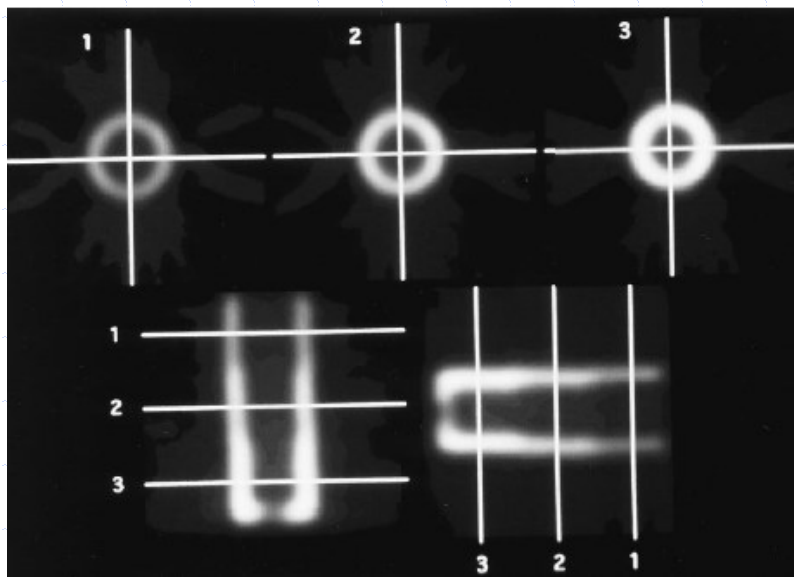


$$\frac{C_{SMVG}(TS, i) - C_{SMVG}(TD, i)}{\text{Max } C_{SMVG}(TD)} = \gamma_{TS} \cdot L(i) - 1$$

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

$\gamma_{TS}$  : facteur de normalisation pour un volume myocardique constant dans le temps

# QGS<sup>®</sup> : validation métrologique



Dual  
Detector:  
180°

Thickening (L(TS,i))

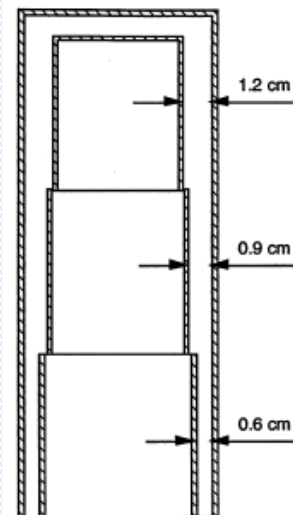
1.00 (0%)	1.00 ± 0.09
1.33 (33%)	1.33 ± 0.15
1.50 (50%)	1.53 ± 0.17
2.00 (100%)	2.03 ± 0.22


2 ± 2 %

Motion(MVT)

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

10 ± 1 %

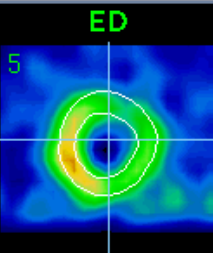


Exit Process Undo Manual Center Print  Slices  Splash  Surfaces  Splash3D  Results Help 0  100

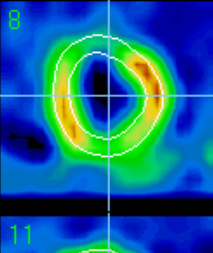
Dataset /home/vi PalRa (ECToolbox) stress [64x64]x17x8

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

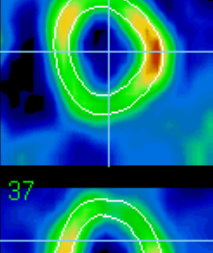
**ED**



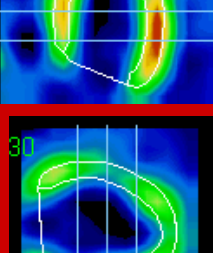
5



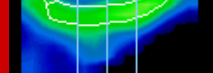
8



11

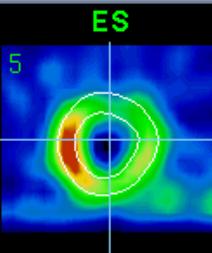


37

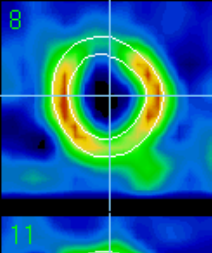


30

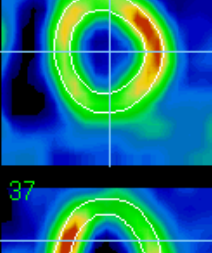
**ES**



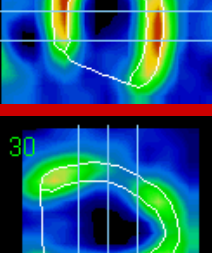
5



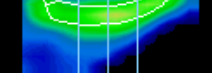
8



11

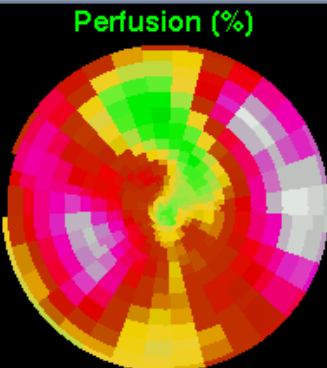


37

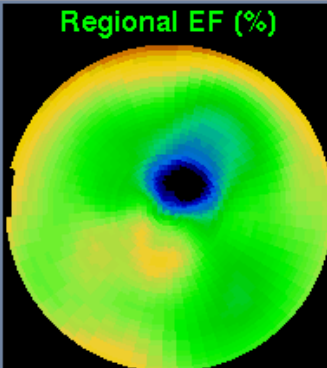


30

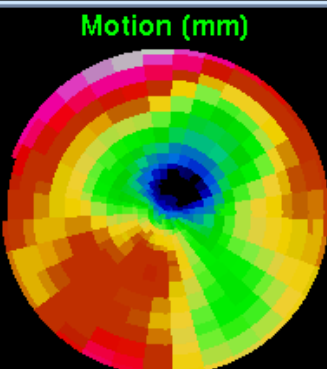
**Perfusion (%)**



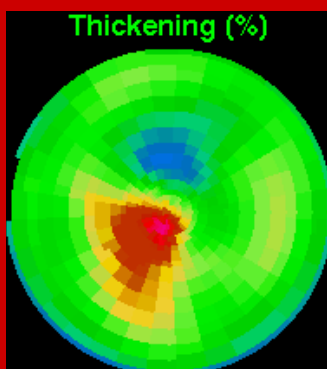
**Regional EF (%)**



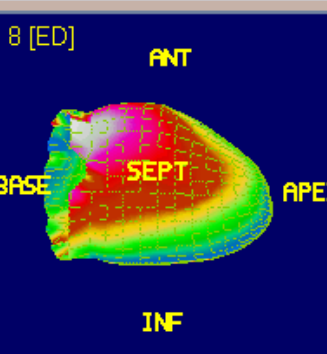
**Motion (mm)**



**Thickening (%)**

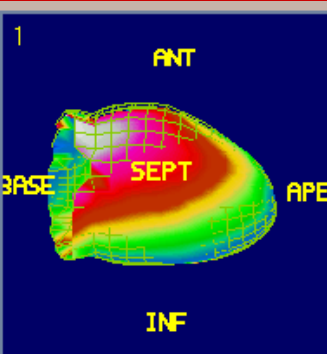


8 [ED]



ANT  
BASE  
SEPT  
APE  
INF

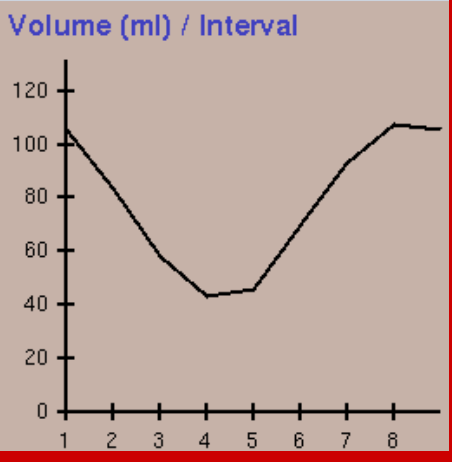
1



ANT  
BASE  
SEPT  
APE  
INF

Name	PalRa (ECToolbox Abr
Pat ID	376162
Study	
Dataset	stress
Date	02/20/1996 15:33:43
Matrix	64x64
Slices	17
Intervals	8
Mm/Vox	6.37
Counts	386
Volume	105ml [1]
EDV	108ml [8]
ESV	43ml [4]
SV	64ml
EF	60%

**Volume (ml) / Interval**

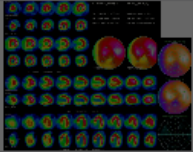


Interval	Volume (ml)
1	105
2	60
3	55
4	45
5	45
6	75
7	105
8	105

Allez sur [wooclap.com](https://wooclap.com) et utilisez le code **UV3DMG2**



[D 87] Sur cette TSM réalisée en decubitus dans le cadre d'un dépistage d'ischémie myocardique silencieuse chez une homme de 60 ans, DNID...



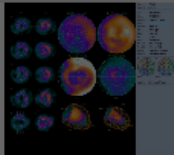
1

Il existe un hyposignal inférieur hétérogène et non réversible.

0%

0 

2



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

0%

0 

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

3

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

0%

0 

4

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

0%

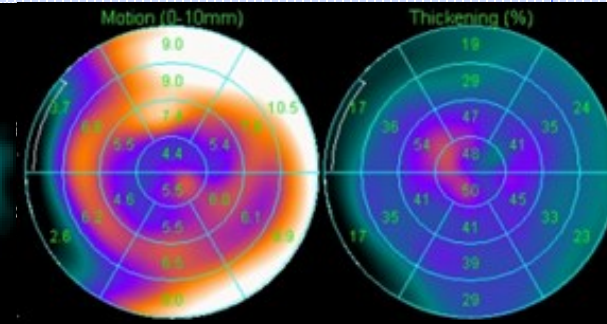
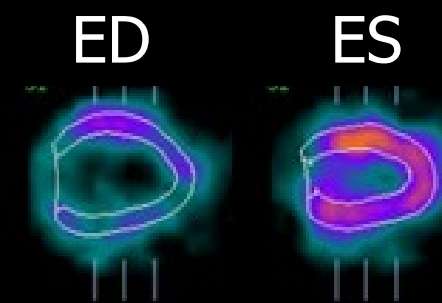
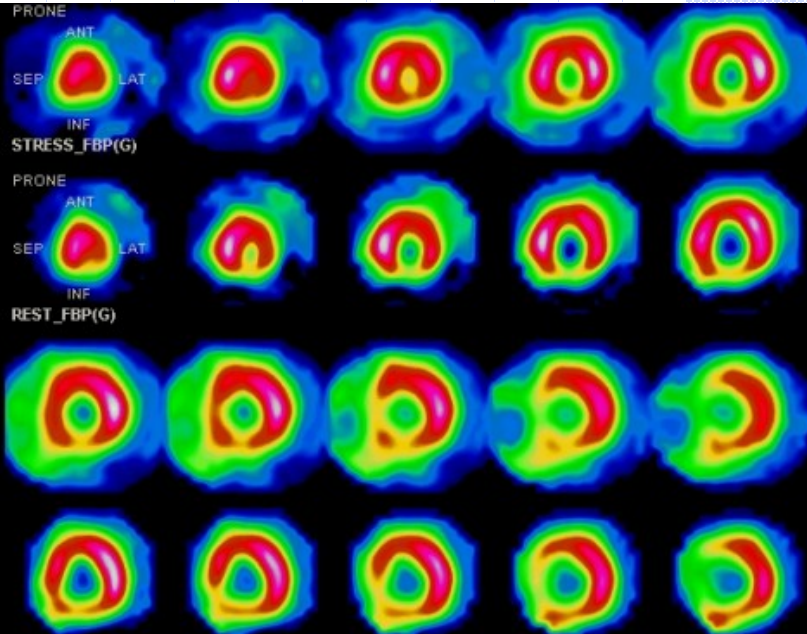
0 

5

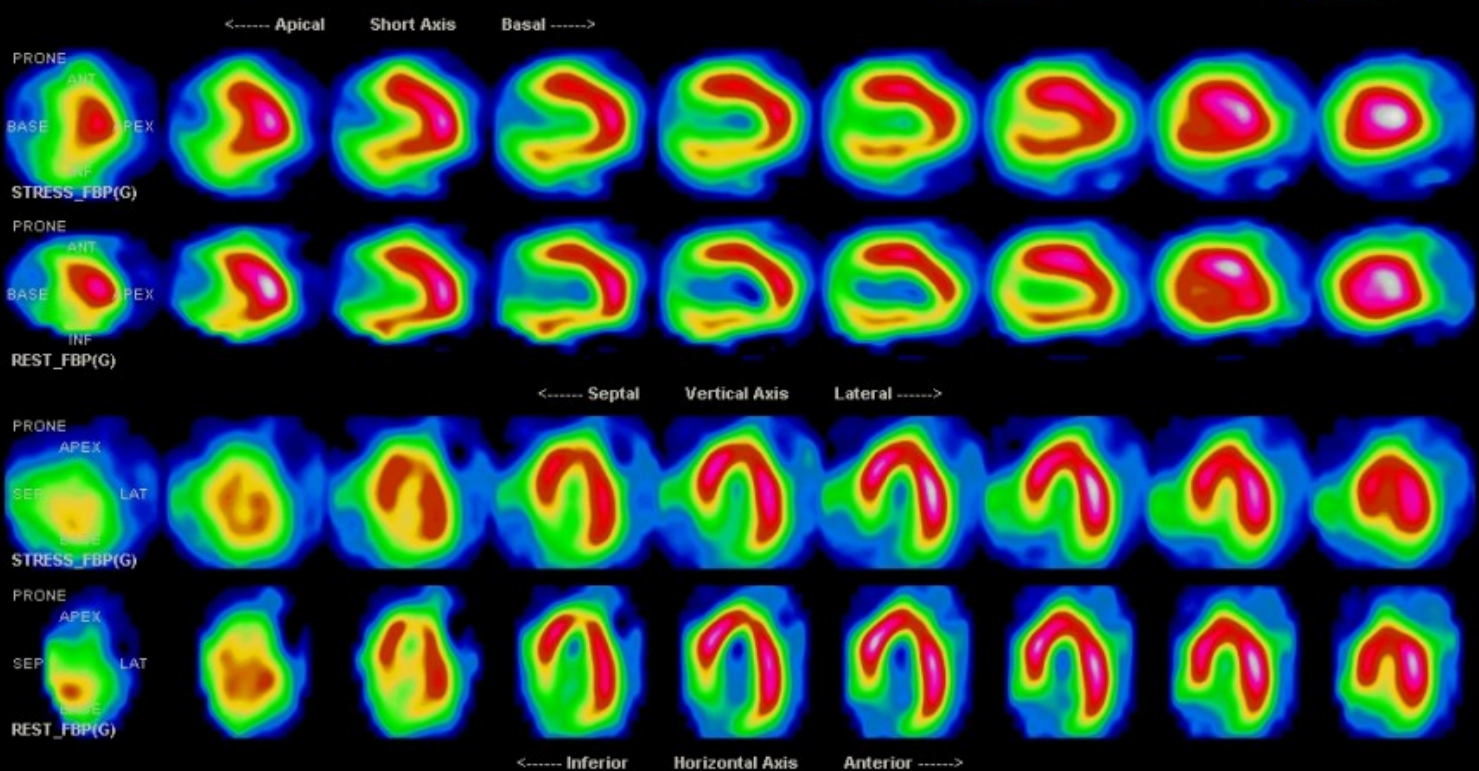
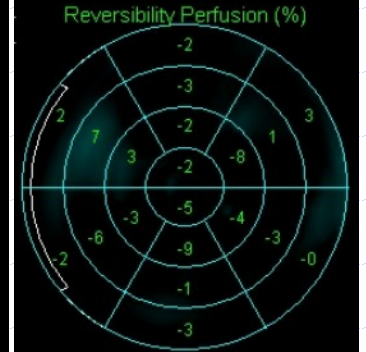
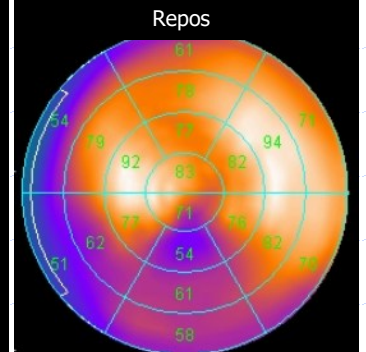
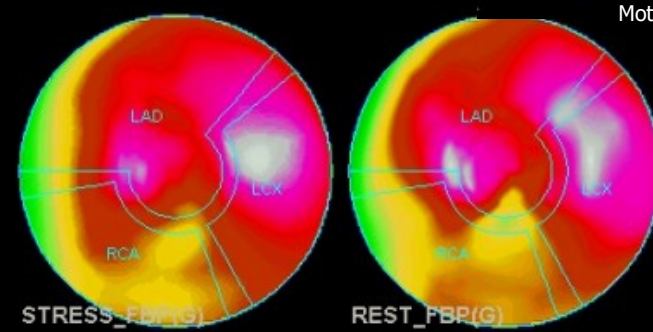
L'examen est strictement normal.

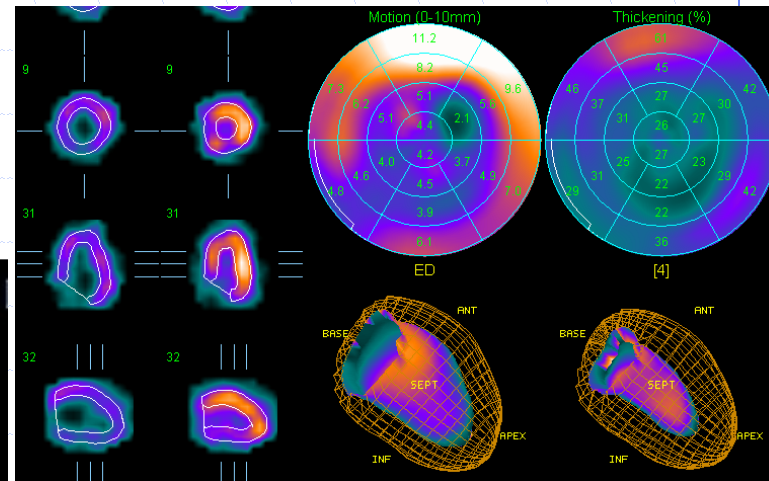
0%

0 



Motion Thickening

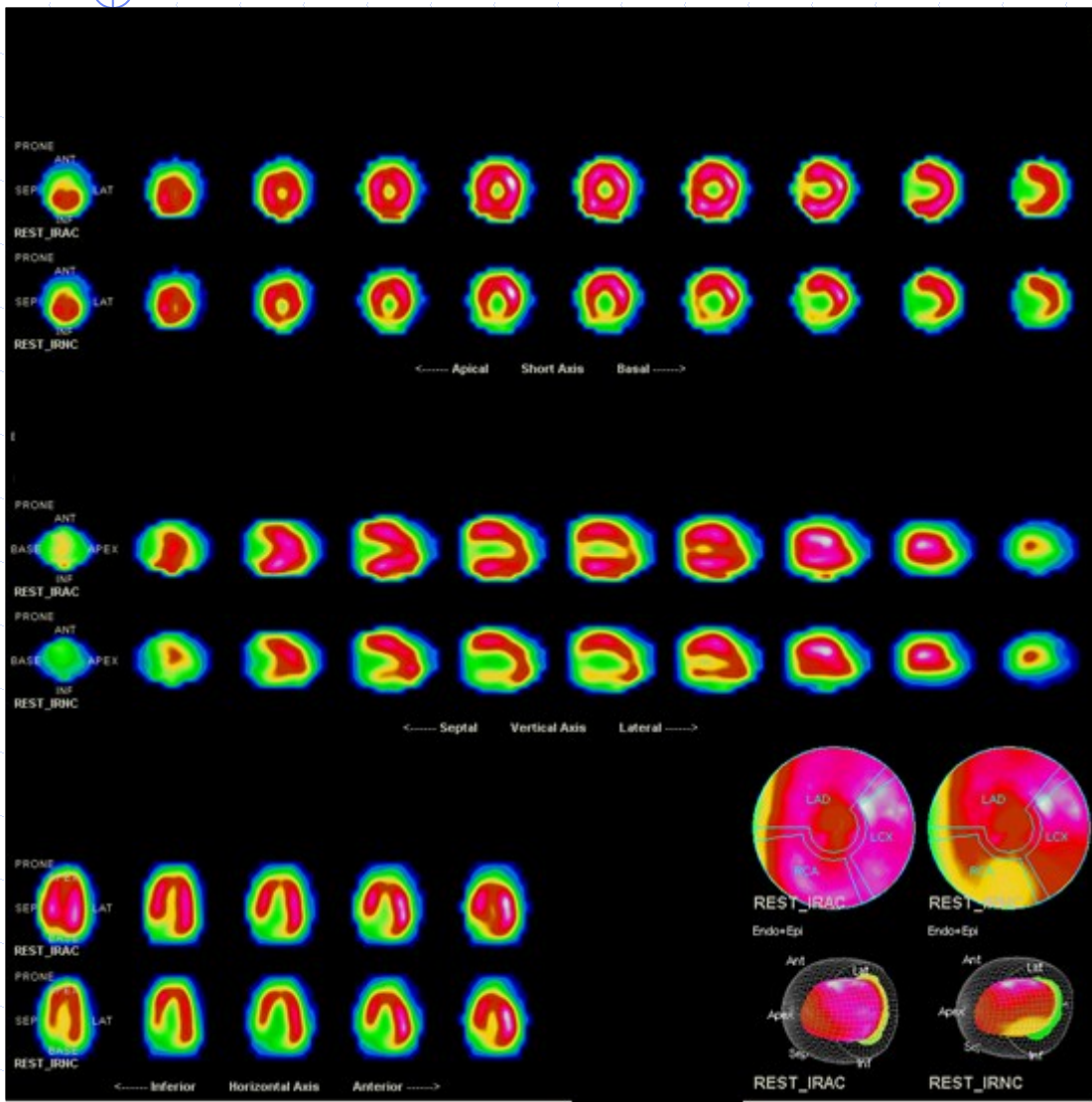




2 outils pour détecter les atténuations :

1- Epaississement systolique même si flou cinétique dû à la respiration. indirecte

2- Correction d'atténuation par TDM directe seulement sur Compton/PE  $E = 5 \text{ mSv}$  en plus

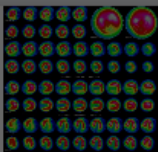


# En pratique, pour des sténoses > 50%

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

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

Allez sur [wooclap.com](https://wooclap.com) et utilisez le code **UV3DMG2**



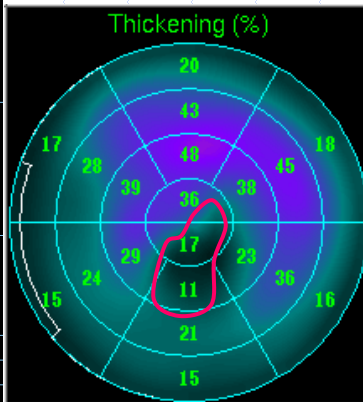
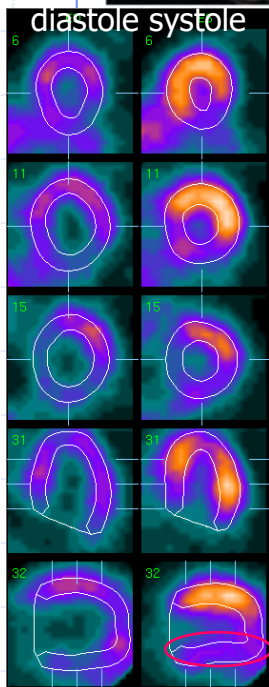
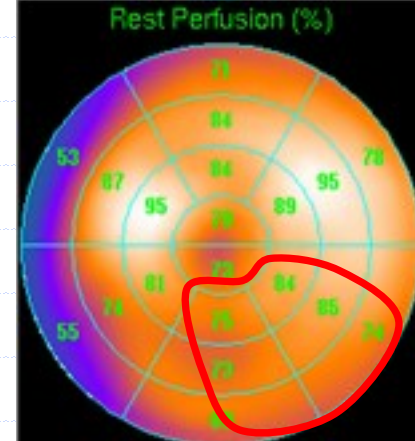
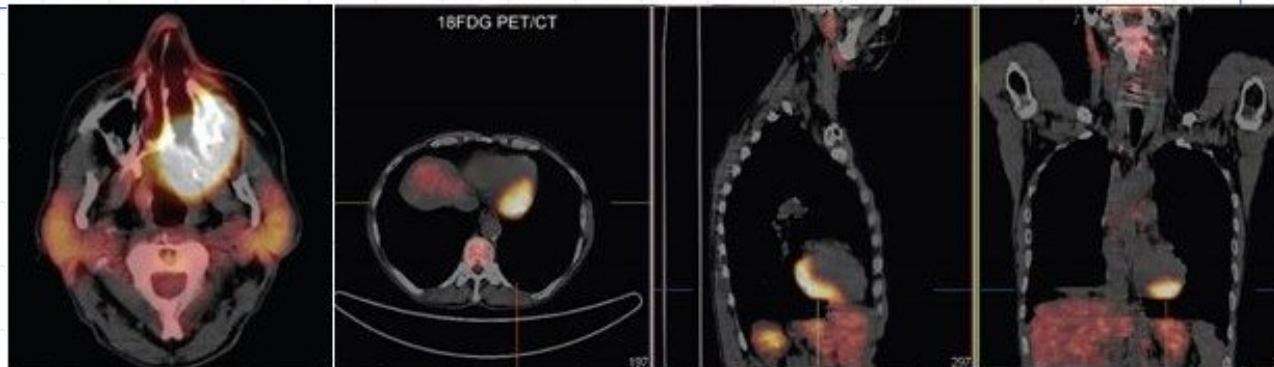
[D 91] Cette scintigraphie a été réalisée en dépistage d'IMS chez une homme de 54 ans HIV asymptomatique.



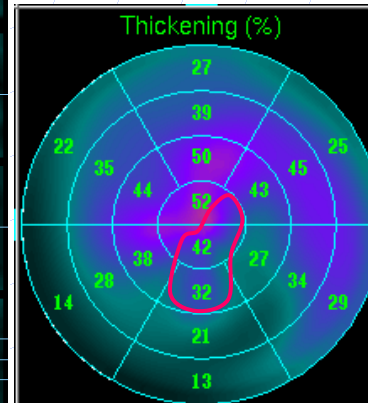
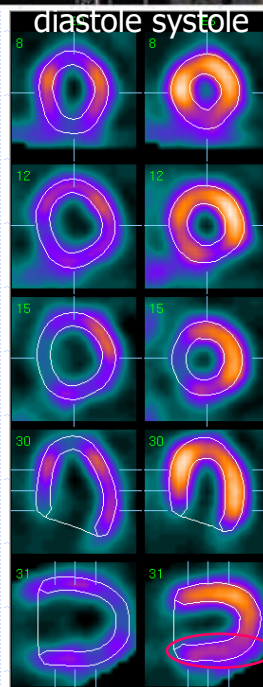
- 1 On ... 0% 0 personnes
- 2 L'é... 0% 0 personnes
- 3 L'épaississement systolique est ... 0% 0 personnes
- 4 Il existe une hypokinésie de stress ... 0% 0 personnes
- 5 Il existe une sidération de stress. 0% 0 personnes
- 6 Une sténose > 80% de l'artère ... 0% 0 personnes
- 7 Une coronarographie à visée ... 0% 0 personnes

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

# CC: ♂ 54 ANS HIV, LBDGC ASYMPTOMATIQUE



EFFORT



REPOS

Sidération d'effort : sténose Cx > 80%

Allez sur [wooclap.com](https://wooclap.com) et utilisez le code **UV3DMG2**



[D93] Classez ces images type dans la spirale ischémique:



**Votez!**

Cliquez sur l'écran projeté pour lancer la question

0%

des participant(e)s ont déjà répondu



# SYNTHESE

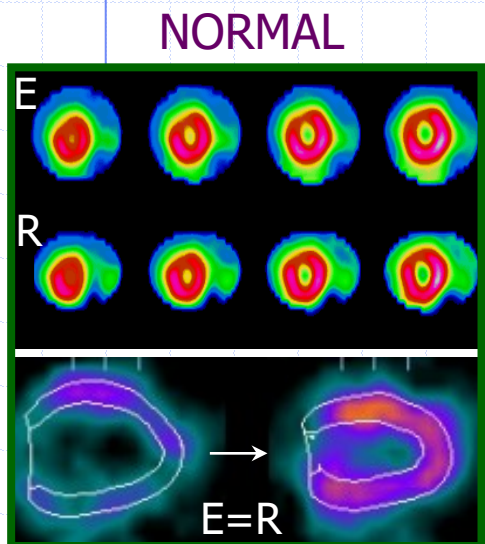
NORMAL  
(ARTEFACT)

ISCHEMIE  
Sténose  
de 50 à 80%

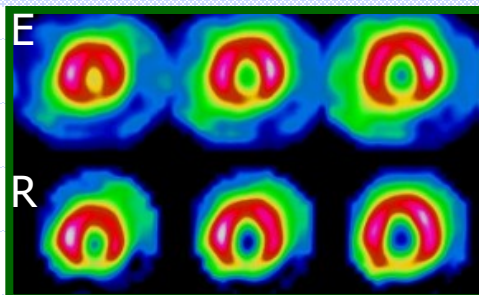
SIDERATION  
D'EFFORT  
Sténose  
> 80%

ISCHEMIE E/R  
VIABLE  
(HIBERNATION)

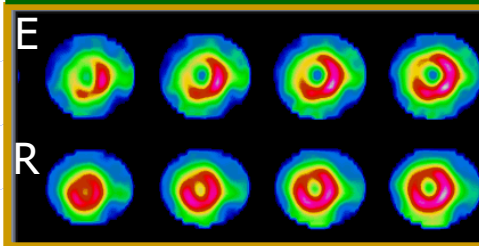
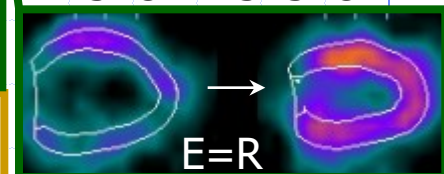
NECROSE



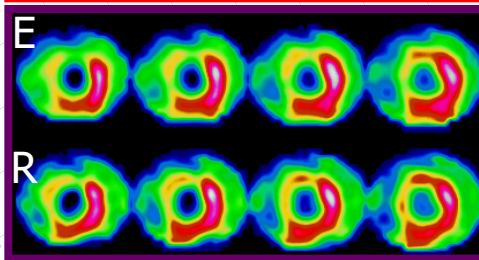
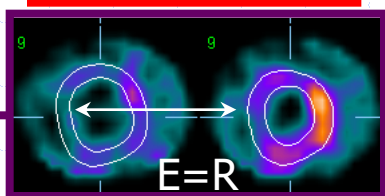
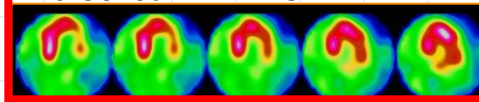
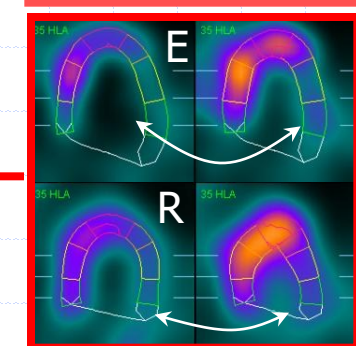
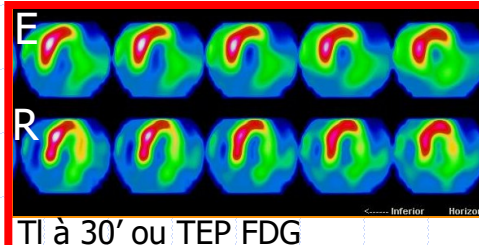
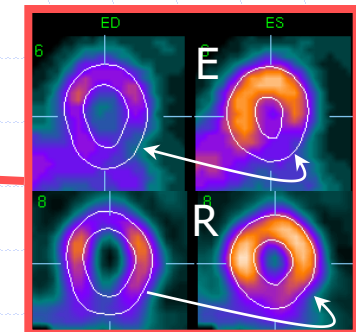
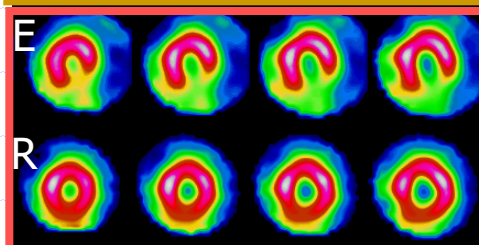
DIASTOLE SYSTOLE



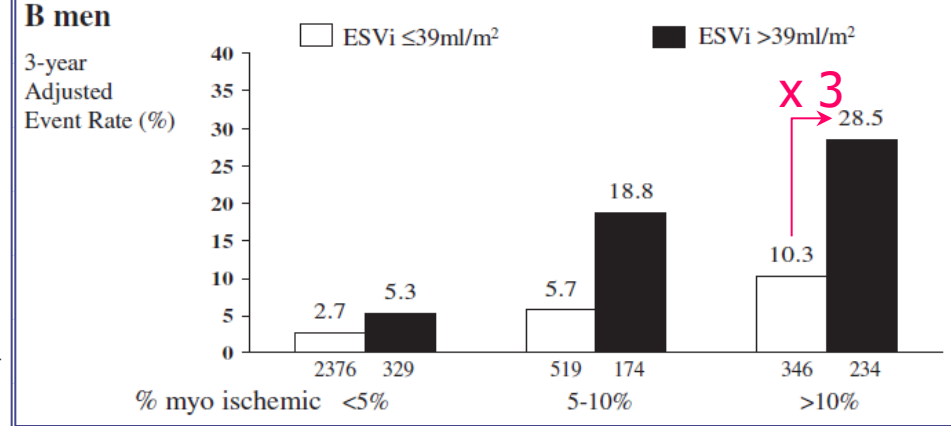
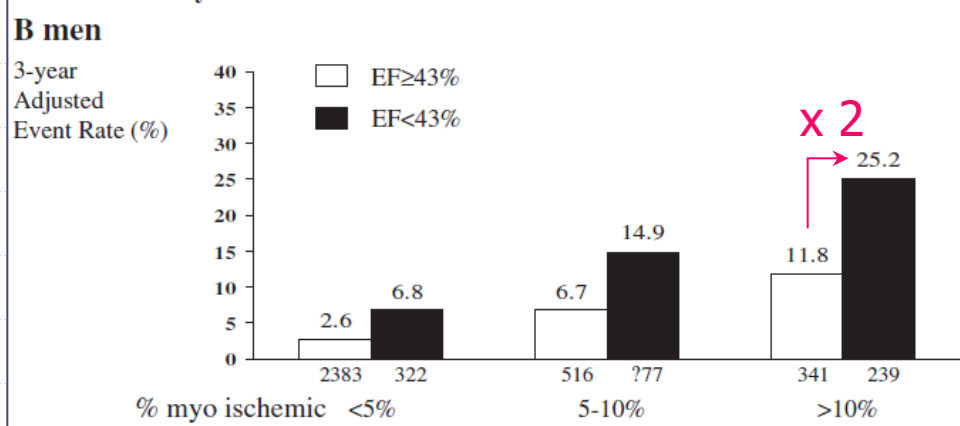
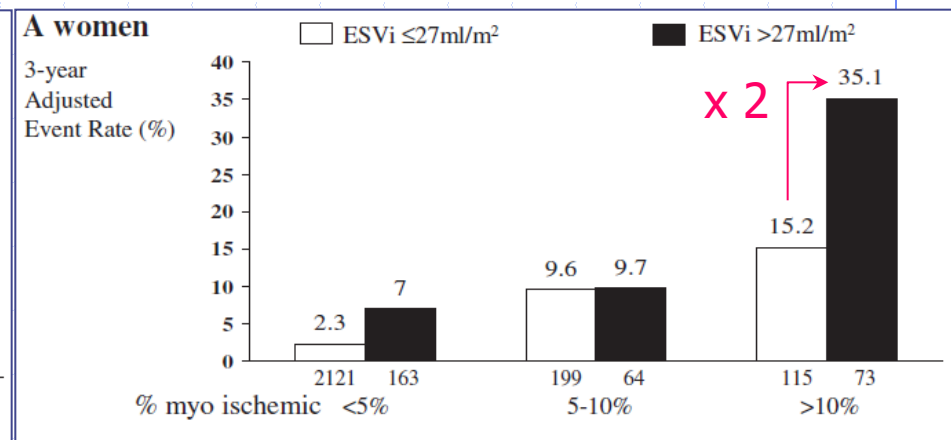
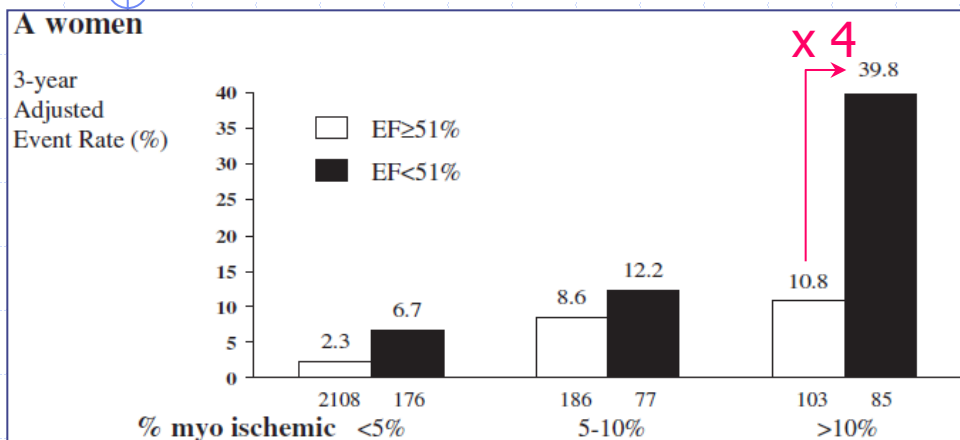
DIASTOLE SYSTOLE



DIASTOLE SYSTOLE

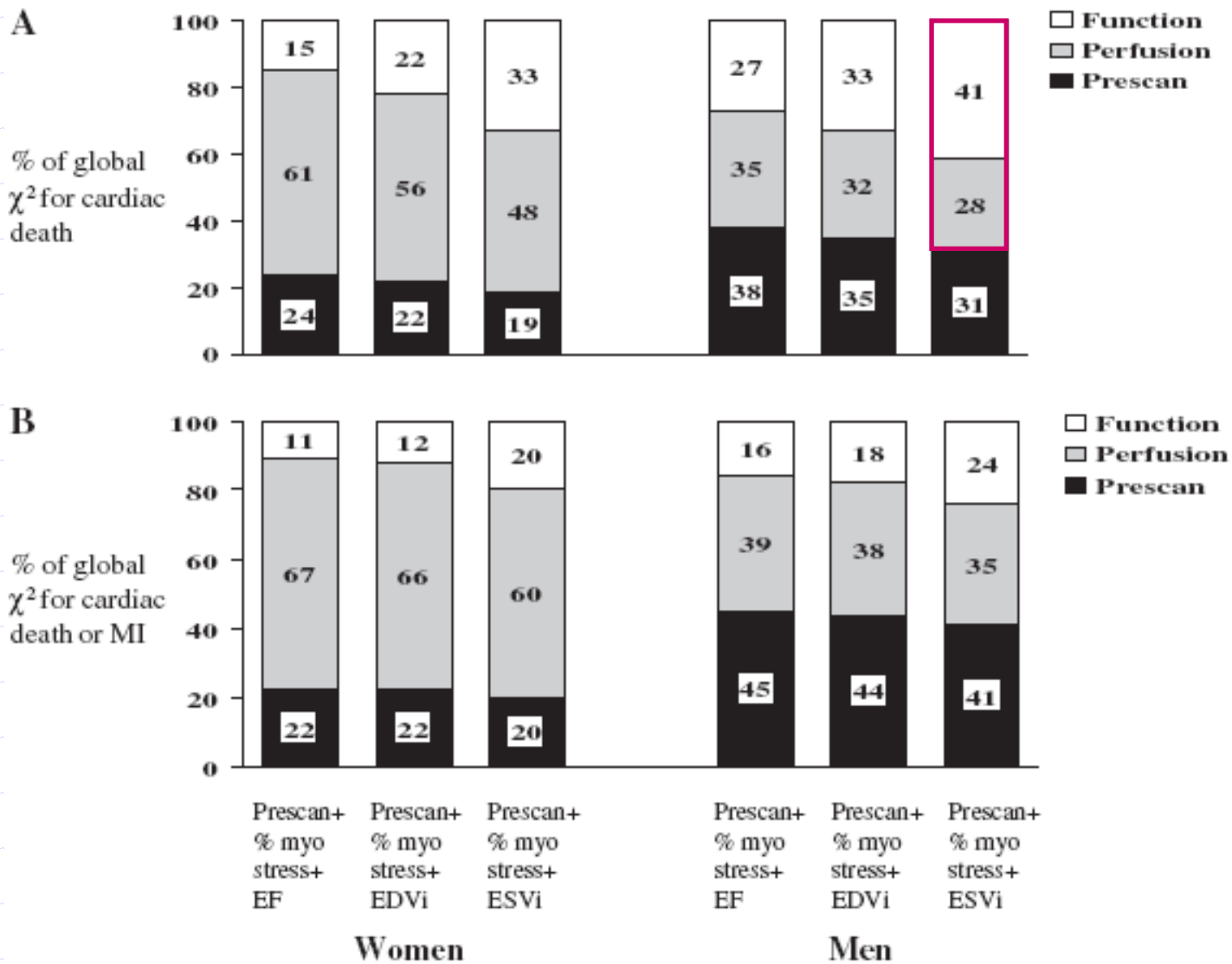


# QGS<sup>®</sup> : APPORT PRONOSTIQUE

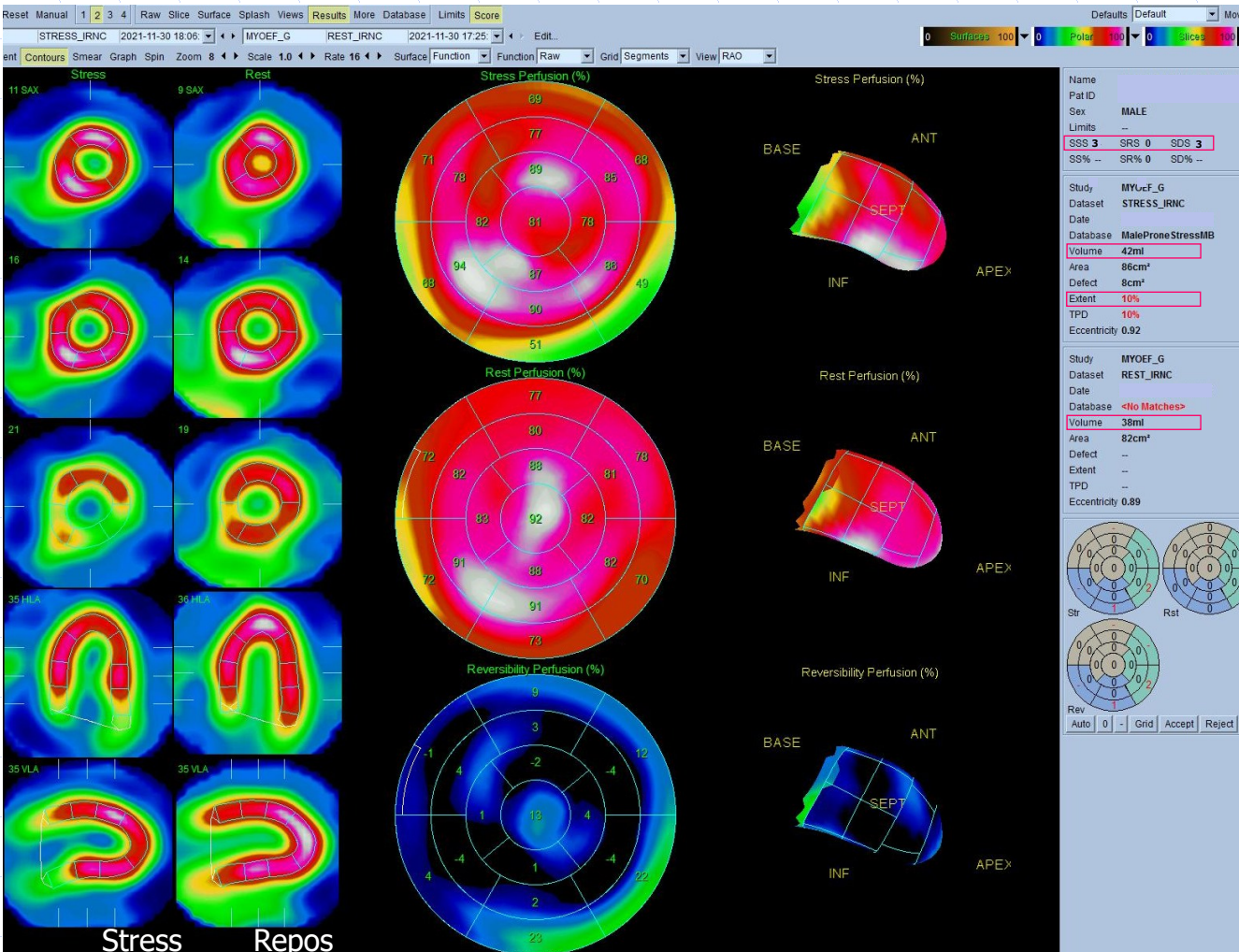


6713 patients = 2735 femmes et 3978 hommes,  
suivi 35 ± 14 mois pour IDM ou mort cardiaque

# QGS<sup>®</sup> : APPORT PRONOSTIQUE

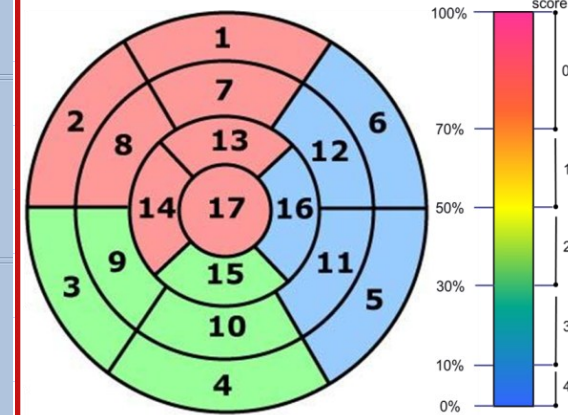


# SYNTHESE QPS-QGS



## 1- Quantification relative (QPS)

Scores sommés: ischémie/nécrose  
% Surface VG anormale

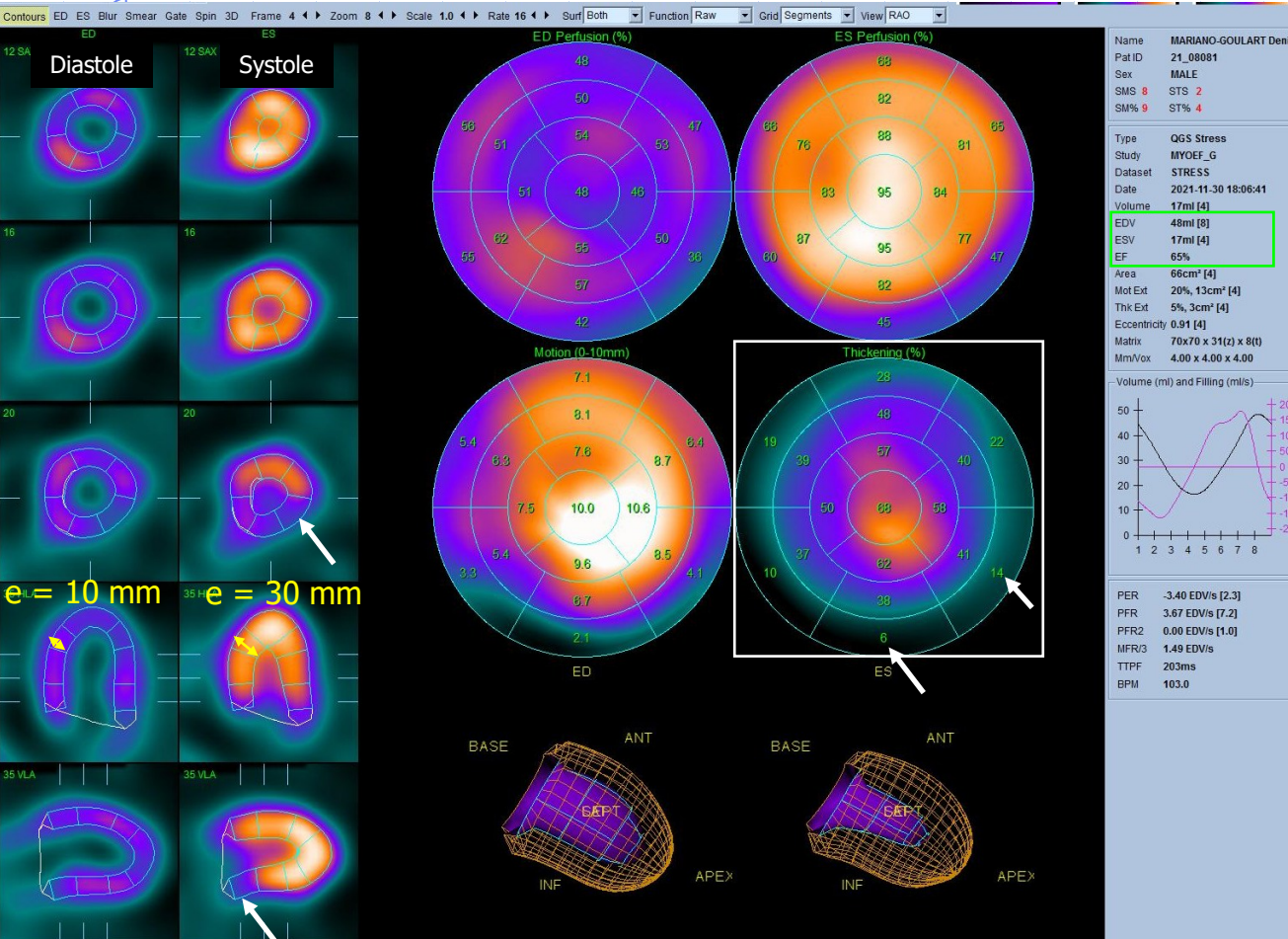


## 2- Dilatation VG (QPS)

**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 m<sup>2</sup>)  
ou 100 (F; 1,6 m<sup>2</sup>) mL

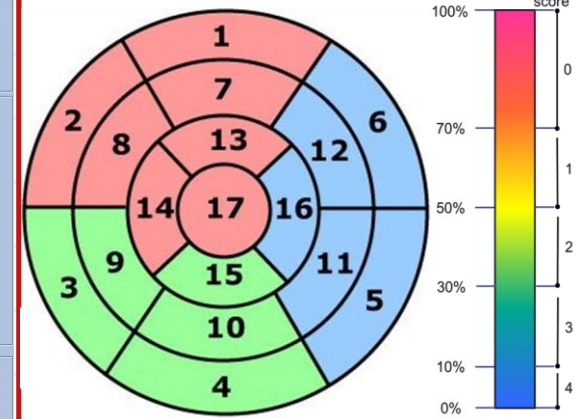
# SYNTHESE QPS-QGS



$e_{IL} = 10 \text{ mm}$        $e = 30 \text{ mm}$

$e/LMH = 0,7$        $e/LMH = 2$   
 $CR = 0,6$        $CR = 1$   
 Perte de 40 %

1- Quantification relative (QPS)  
 Scores sommés : ischémie/nécrose  
 % Surface VG anormale



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

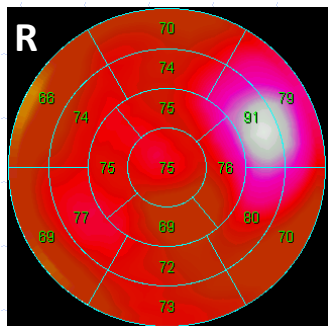
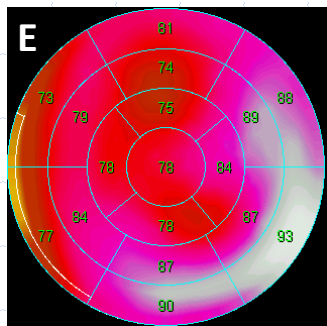
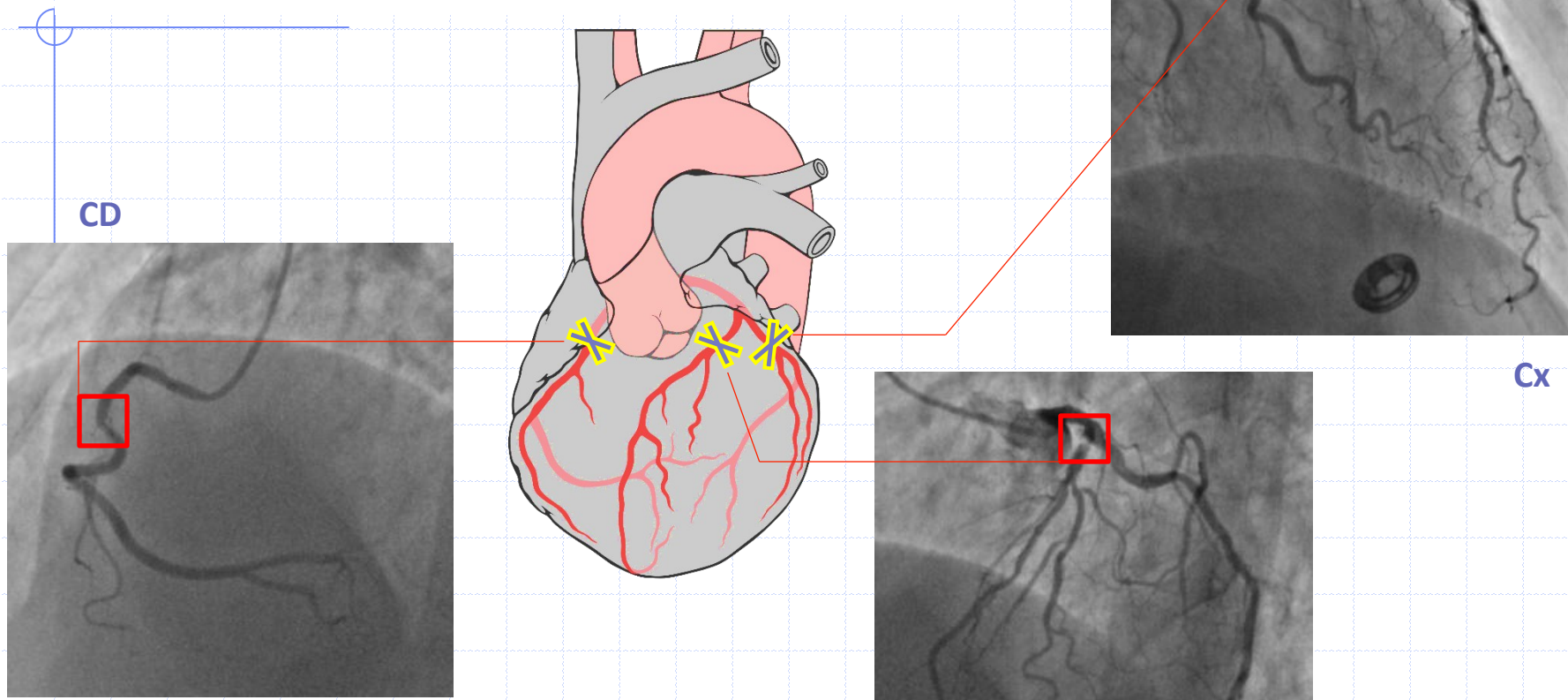
3- Cinétique segmentaire (QGS)  
**Sidération** (au stress):  $\emptyset < 20\%$ , 3T  
**Hibernation** (au repos et stress)

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)  $\text{mL/m}^2$  ( $\approx 50;75 \text{ mL}$ )

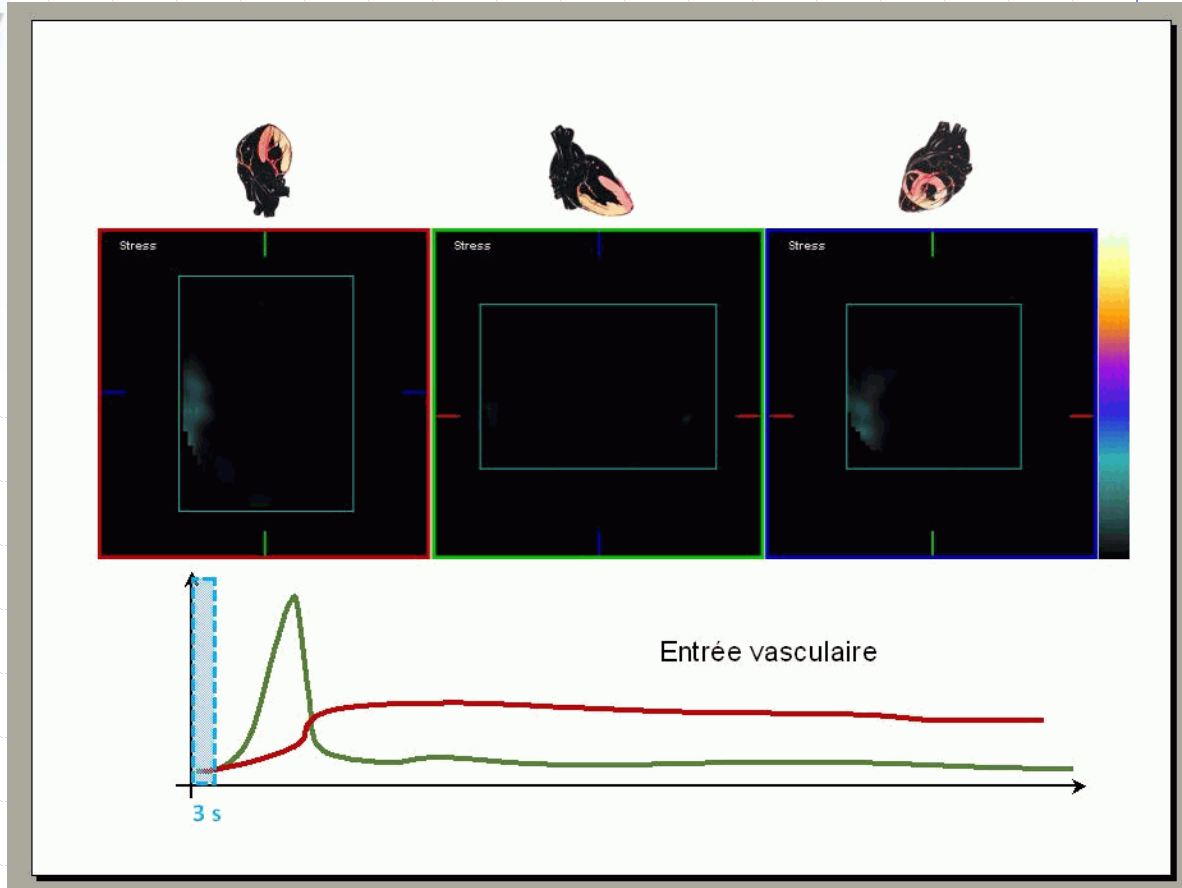
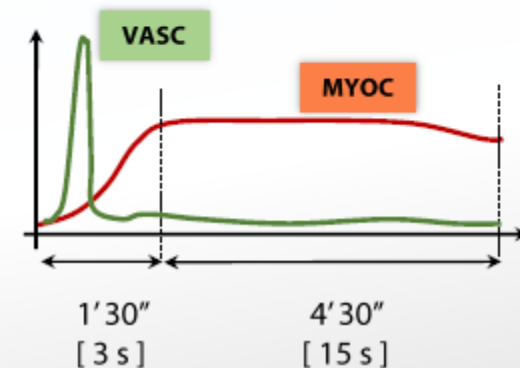
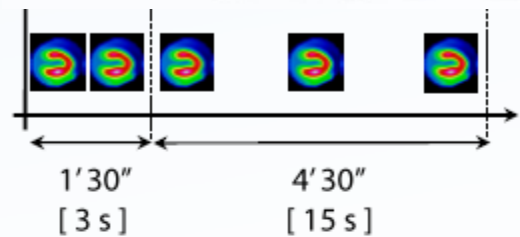
JR Galt. IEEE Trans Med Imag. 1990; 9 ; G Germano. JACC 1997;30 ;  
 T. Sharir et al. Circulation 1999;100 ; J Nucl cardiol 2006;13(4) et J Nucl cardiol 2018;25; Emmet JACC 2002;39;  
 S Karimi-Ashtiani J Nucl Med 2012;53; Wei Yang J Nucl Cardiol 2018;25

# TRITRONCULAIRES



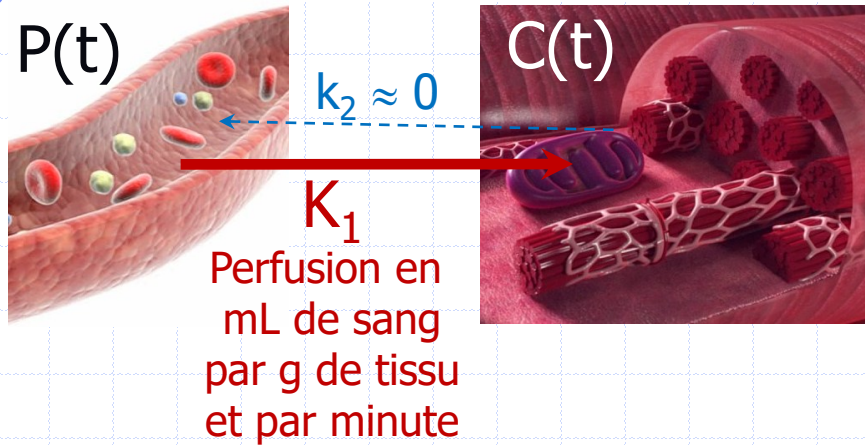
Nécessité d'une quantification absolue et non relative de la perfusion

# SPECT DYNAMIQUE (LIST MODE)



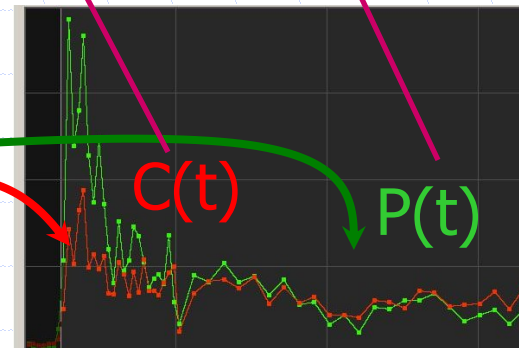
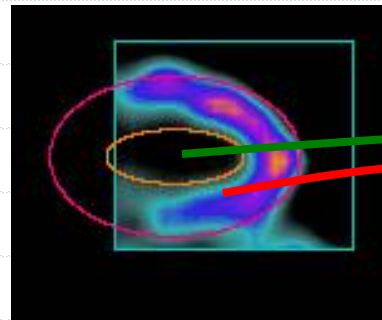
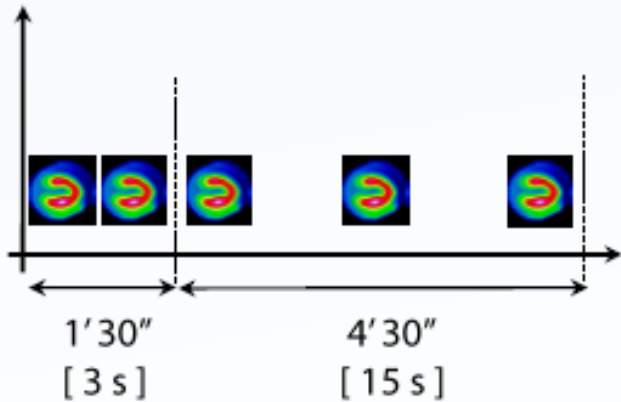
1 mCi Tc-TF    5 mCi Tc-TF    0,56 mg/kg DIP    18 mCi Tc-TF  
●    ←    →    ●    ←    →  
centrage    Repos List 5'    4'    Stress List 5'

# MODELE PHARMACOCINETIQUE

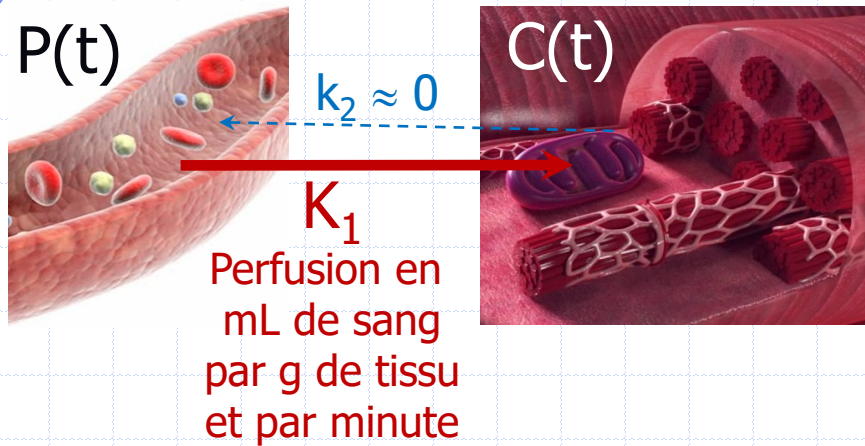


$$\frac{dC(t)}{dt} = K_1 \cdot P(t) \Rightarrow \int_0^t \frac{dC(t)}{dt} dt = K_1 \cdot \int_0^t P(t) dt$$

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

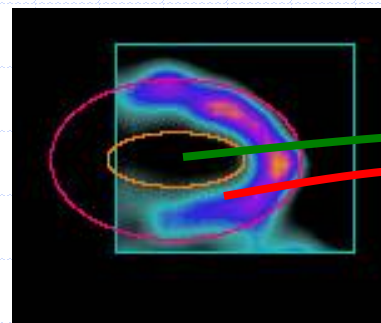
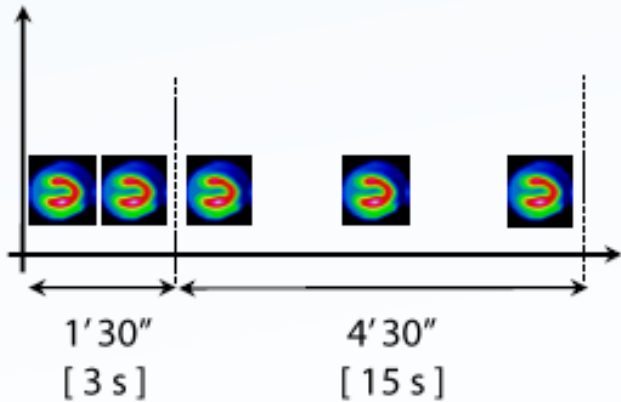


# MODELE PHARMACOCINETIQUE



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

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

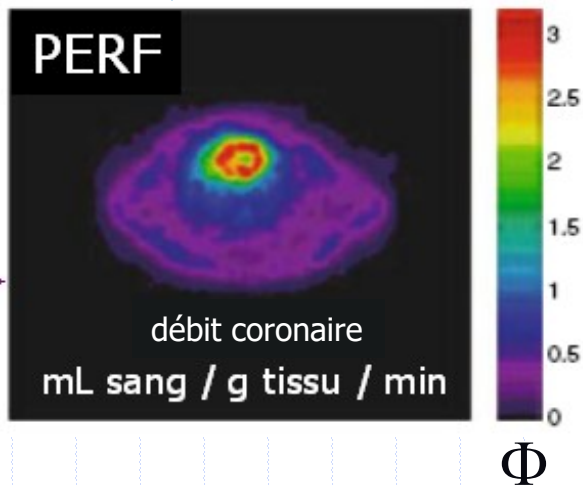
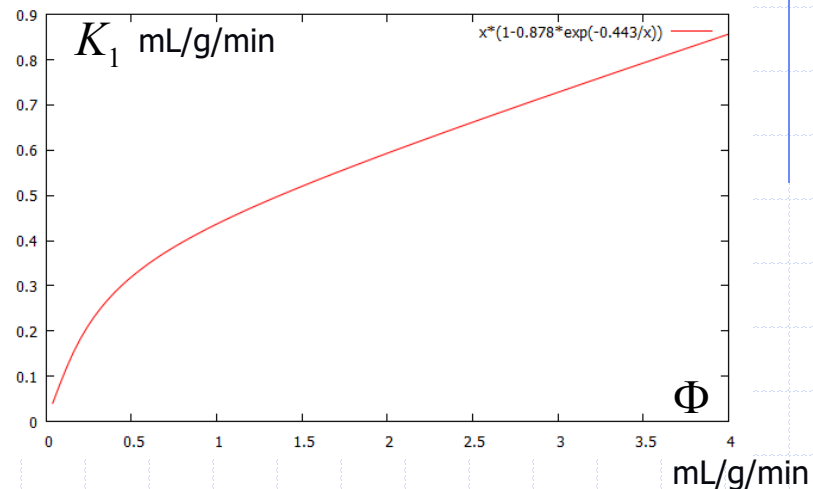
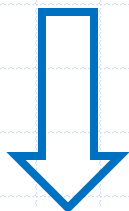


$$K_1 = \frac{C(t)}{ASC(t)} \approx \frac{\bar{C}_{Myoc\ plateau}}{ASC_{Pic\ vascu}}$$

# RESERVE CORONAIRE EN CZT

Passage de  $K_1$   
au débit coronaire  $\Phi$  :

Renkin-Crone:  $K_1 = \Phi \cdot (1 - 0,9 \cdot e^{-\frac{0.4}{\Phi}}) = \Phi \cdot EF$



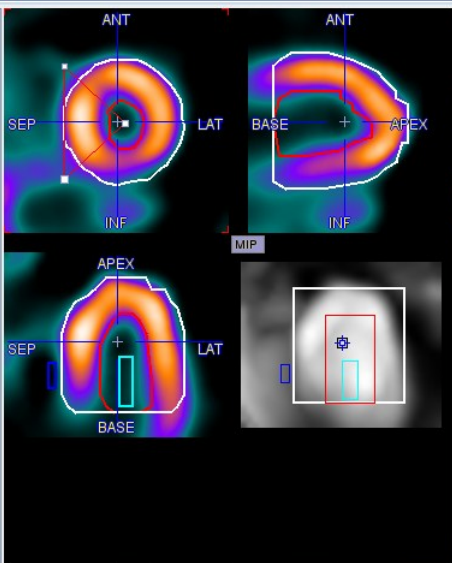
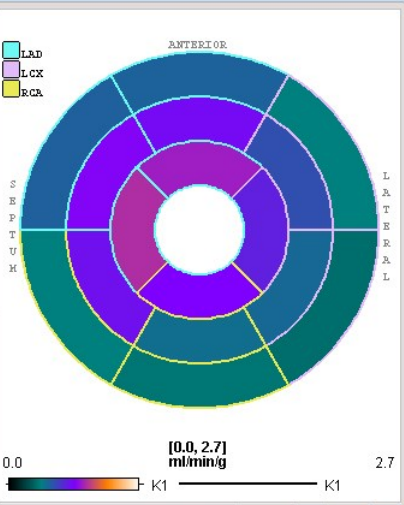
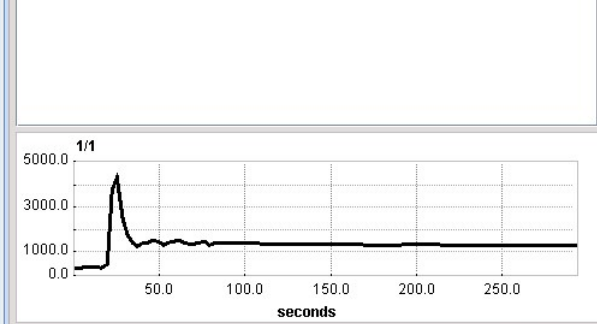
RESERVE CORONAIRE

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

(Rm: correction EVP et contamination P→C)

DB Load Reorientation Kinetic Modeling Compare

Parameter	Value	Unit
MBF	8.02357	ml/min/g
K2	0.47818	1/min
vLV	0.320515	1/1
K1	1.025057	ml/min/g
ChiSquared	15.873667	
EF scale	0.91	1/1
EF exp	0.34	ml/min/g



15 1

Cool

226.172 1520.961

17 [%] 100 [%]

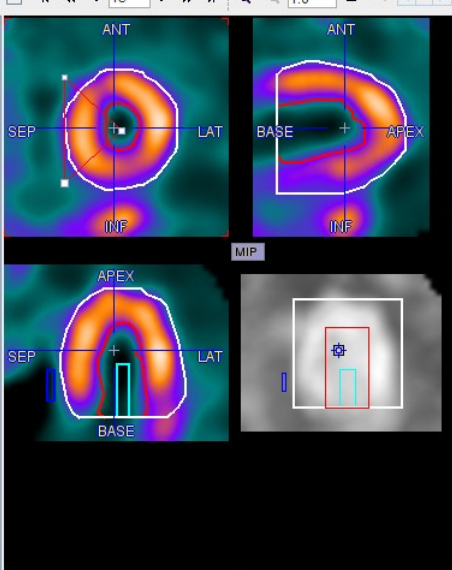
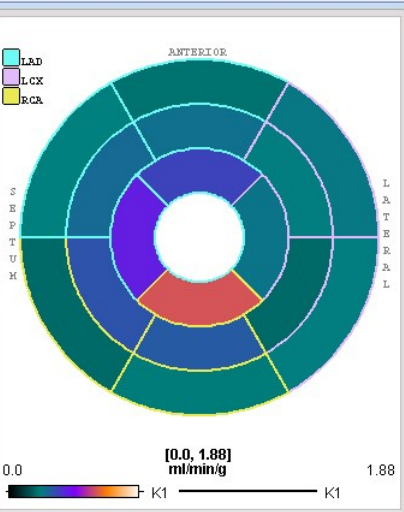
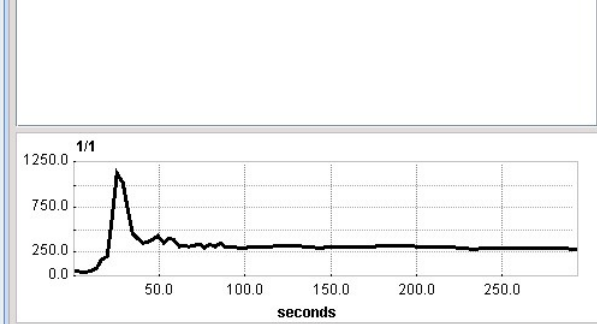
STRESS LV

Auto

Myocardial mass = 286.65 [g]

STRESS Input Parameters

Parameter	Value	Unit
MBF	3.13297	ml/min/g
K2	0.265011	1/min
vLV	0.264574	1/1
K1	0.57517	ml/min/g
ChiSquared	25.577475	
EF scale	0.91	1/1
EF exp	0.34	ml/min/g



15 1

Cool

0.0 337.4388

21 [%] 100 [%]

REST LV

Auto

Myocardial mass = 279.48 [g]

REST Input Parameters

Rest / Stress Fusion Synchronize

Tracer: Model: Card. 99mTc Tetrofosmin (Shrestha) for SPECT MBF

Compare

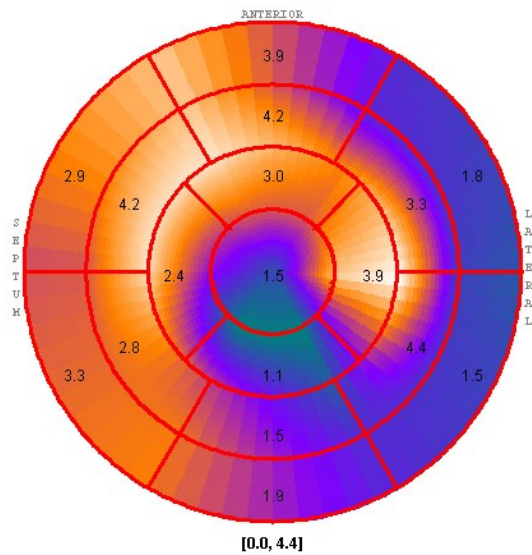
Cardio PET

Load Protocol Save Protocol MBF (Perfusion) 71.08 28.32 25.0

Compare

99mTc-TF NM 530 CZT

# RESERVE CORONAIRE (PI-MOD)

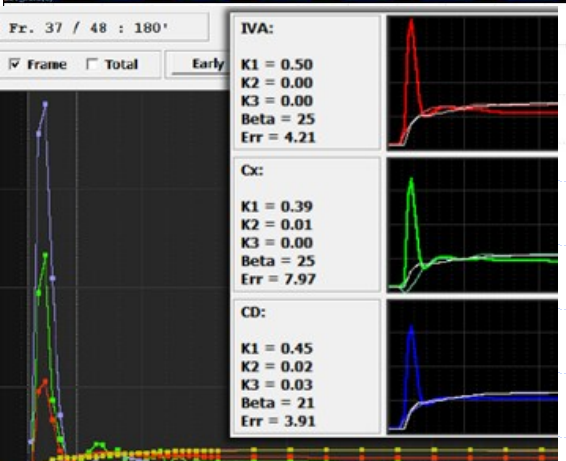
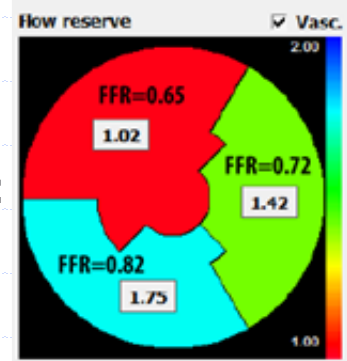
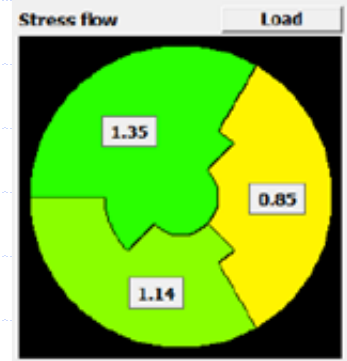
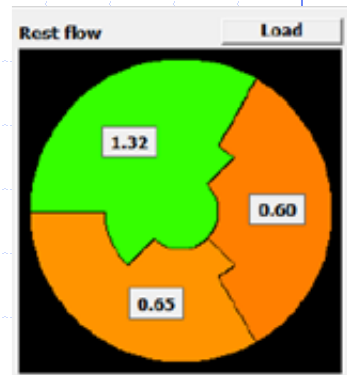
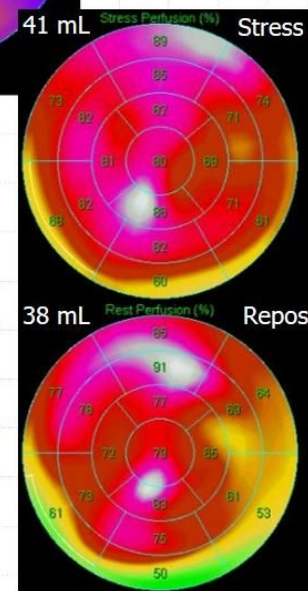
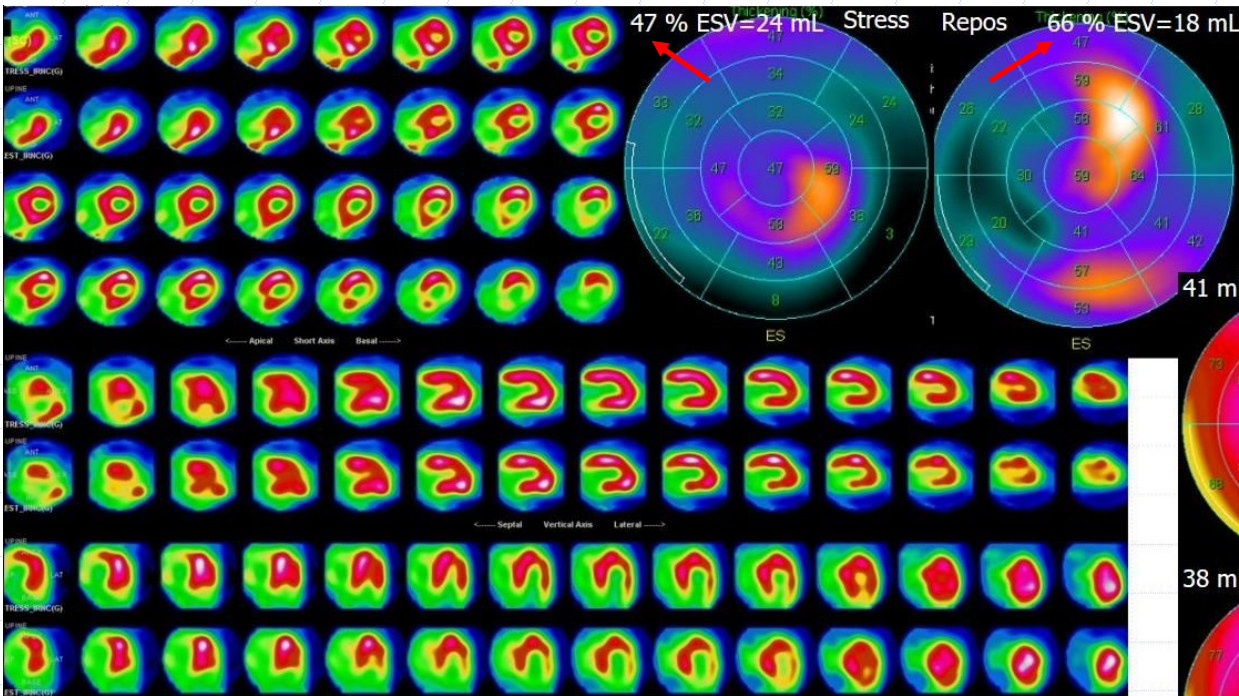


Segment [1/1]	Value	%
1. basal anterior	3.88446	88.21
2. basal anteroseptal	2.902009	65.9
3. basal inferoseptal	3.299700	74.93
3. basal inferoseptal	1.892456	42.98
5. basal inferolateral	1.461196	33.18
6. basal anterolateral	1.791929	40.69
7. mid anterior	4.178699	94.89
8. mid anteroseptal	4.169406	94.68
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

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

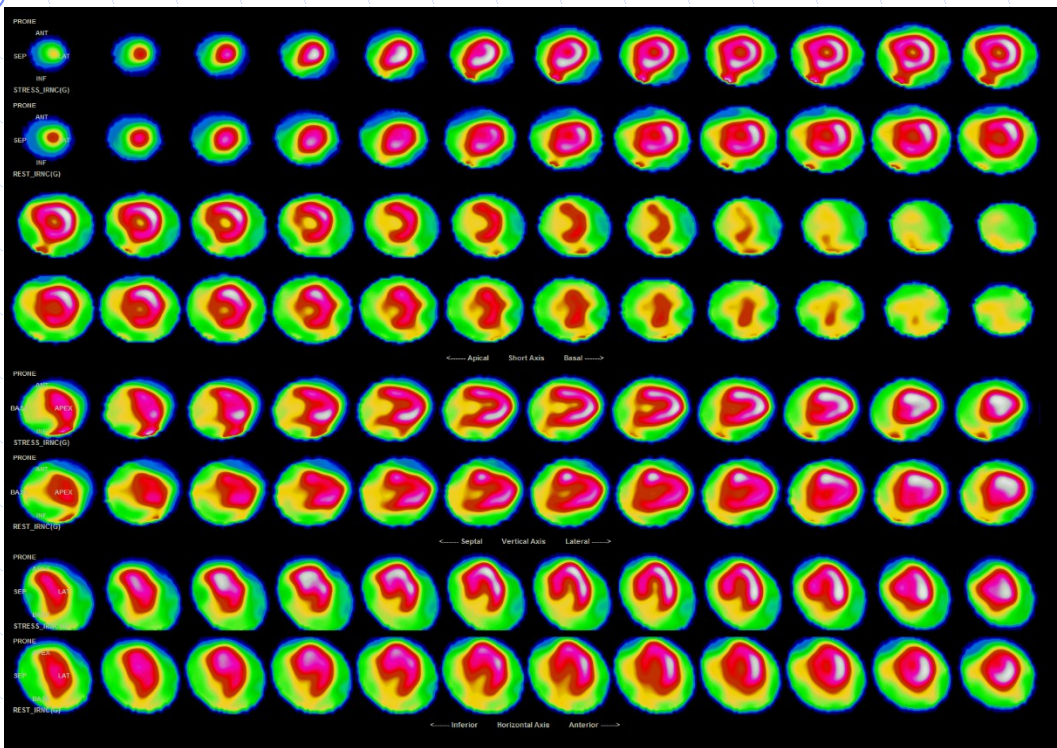
99mTc-TF NM 530 CZT

# SURVEILLANCE TRI TRONCULAIRE STENTE SUR CD1



⇒ coronarographie:  
80 % IVA 2  
80 % IVA 3  
95 % Mg

# ANGOR TNT+, ECG N



**CORONAROGRAPHIE**

**Réseau coronaire gauche :**

*Tronc commun:* Le tronc commun est normal, sans sténose.

*IVA:* L'artère interventriculaire antérieure ne présente pas de sténose significative sur l'ensemble de ses segments proximal, moyen et distal.

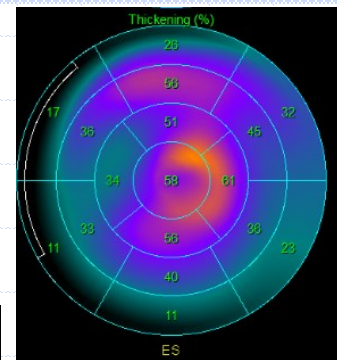
*Circonflexe:* L'artère circonflexe est indemne de lésion coronaire significative.

**Réseau coronaire droit :**

L'artère coronaire droite est indemne de sténose sur l'ensemble de ses segments.

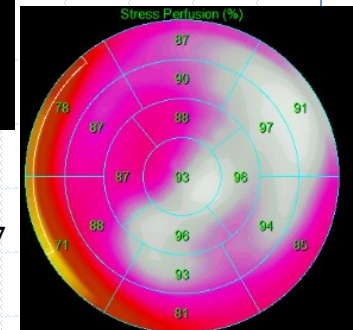
**CONCLUSION**

Coronarographie normale.



Volume	13ml [5]
EDV	40ml [8]
ESV	13ml [5]
EF	67%

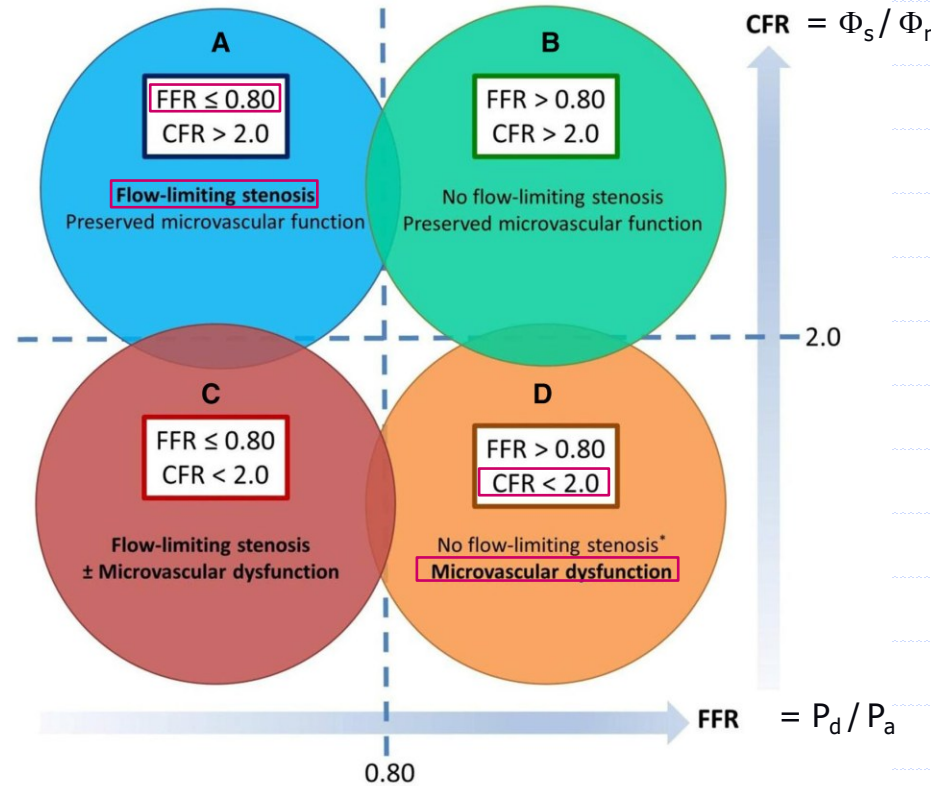
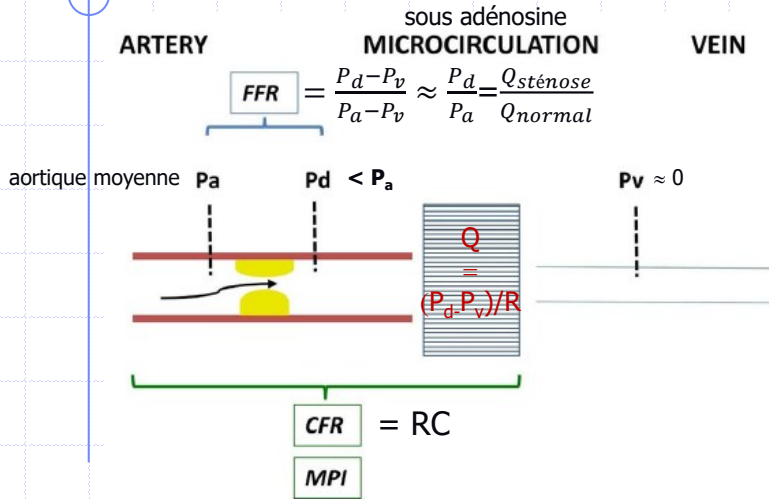
**STRESS**



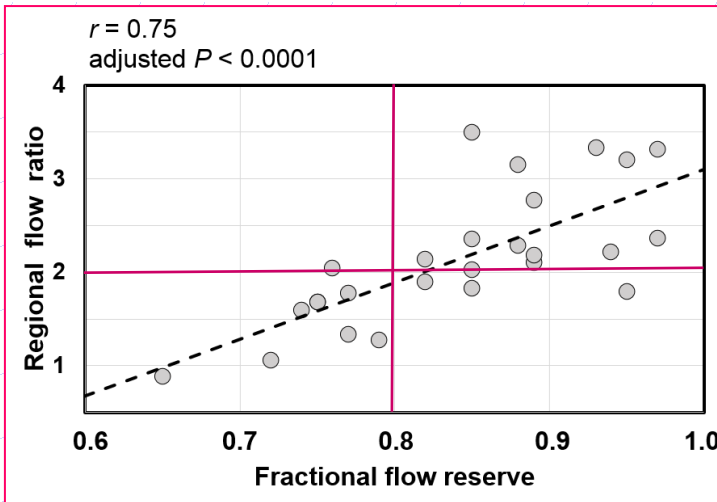
$$\frac{V_{stress}}{V_{repos}} = \frac{31}{29} = 1,07$$

Parameter	MFR
<b>Segment</b>	<b>S/R</b>
<b>LAD</b>	<b>1.347</b>
1. basal anterior	1.525
2. basal anteroseptal	1.506
7. mid anterior	1.839
8. mid anteroseptal	1.164
13. apical anterior	1.117
14. apical septal	1.246
17. apex	1.549
<b>RCA</b>	<b>0.881</b>
3. basal inferoseptal	1.108
4. basal inferior	1.194
9. mid inferoseptal	0.825
10. mid inferior	0.586
15. apical inferior	0.788
<b>LCX</b>	<b>1.677</b>
5. basal inferolateral	1.63
6. basal anterolateral	1.797
11. mid inferolateral	1.083
12. mid anterolateral	4.737
16. apical lateral	1.216
<b>GLOBAL</b>	<b>1.203</b>
<b>TOTAL</b>	<b>1.246</b>

# FFR & Réserve coronaire



\*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

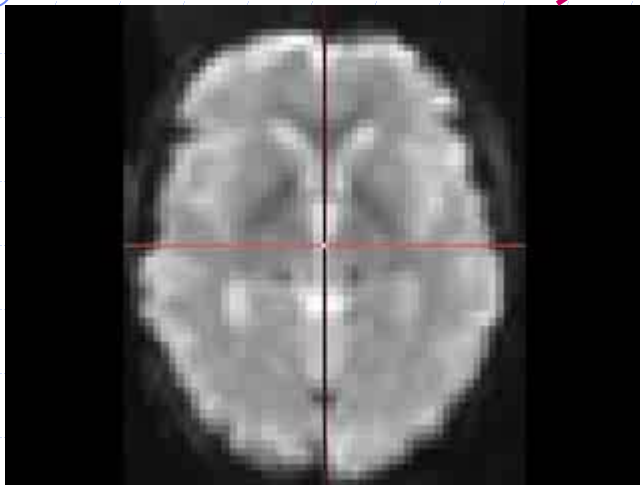
SPM : Statistical Parametric Mapping

# 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



SPM2 (PMK)

Spatial pre-processing

Realign Normalize Smooth  
Coregister Segment

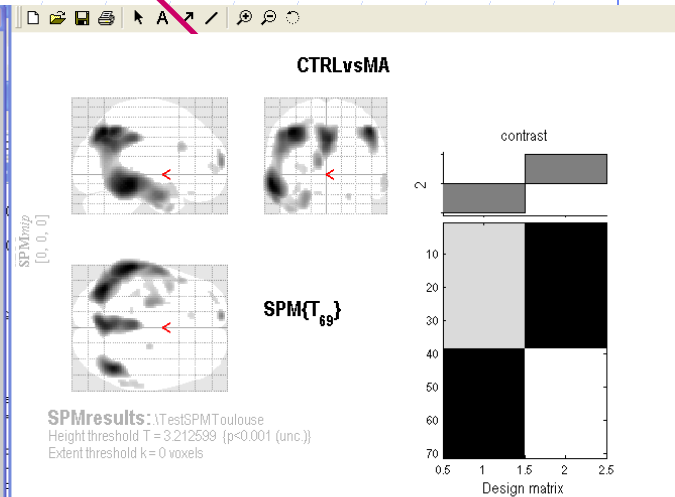
Model specification & parameter estimation

Basic models PET Review design  
Estimate -> Bayesian

Inference Results

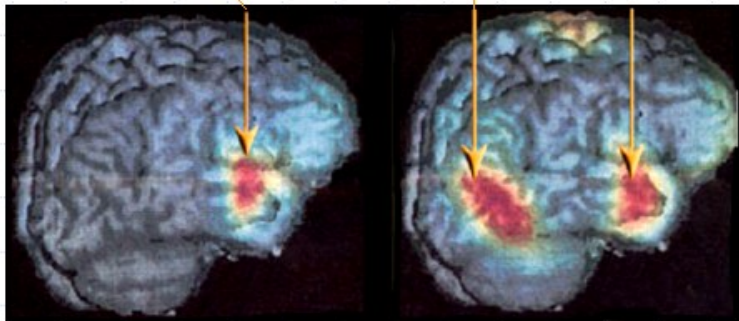
SPM for PET/SPECT

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



## Effet BOLD

Cortex auditif Cortex visuel



Design

p-values  
volume cluster S.V.C.

Regional  
VOI

Visualisation  
plot overlays... save

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

statistic value  
3.79

Statistics: p-values adjusted for search volume

set-level	p	C	cluster-level				peak-level				mm mm mm	
			P <sub>FWE-cor</sub>	q <sub>FDR-cor</sub>	k <sub>E</sub>	P <sub>uncor</sub>	P <sub>FWE-cor</sub>	q <sub>FDR-cor</sub>	T	(Z <sub>max</sub> )		P <sub>uncor</sub>
0.001	11	0.000	0.000	5907	0.000	0.000	0.002	6.22	5.52	0.000	-62 -38 -14	
								6.12	5.45	0.000	-38 -68 44	
								5.98	5.35	0.000	-58 -46 -18	
		0.044	0.045	987	0.013	0.001	0.002	5.85	5.25	0.000	46 -56 44	
		0.003	0.004	2044	0.001	0.003	0.004	5.65	5.10	0.000	0 -66 36	
								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	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	0.26	0.22	-04 52 6
		0.950	0.895	9	0.826	0.942	0.845	3.32	3.19	0.001	-10 30 -22	
		0.961	0.895	4	0.895	0.961	0.930	3.26	3.14	0.001	-16 -36 2	

table shows 3 local maxima more than 6.0mm apart

Height threshold: T = 3.21, p = 0.001 (0.973)  
Extent threshold: k = 0 voxels  
Expected voxels per cluster, <k> = 143.102  
Expected number of clusters, <k> = 3.62  
FWEp: 4.791, FDRp: 4.777, FWEc: 987, FDRc: 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: 3369960 = 421245 voxels = 299.8 resels  
Voxel size: 2.0 2.0 2.0 mm mm mm; (resel = 1342.00 voxels)

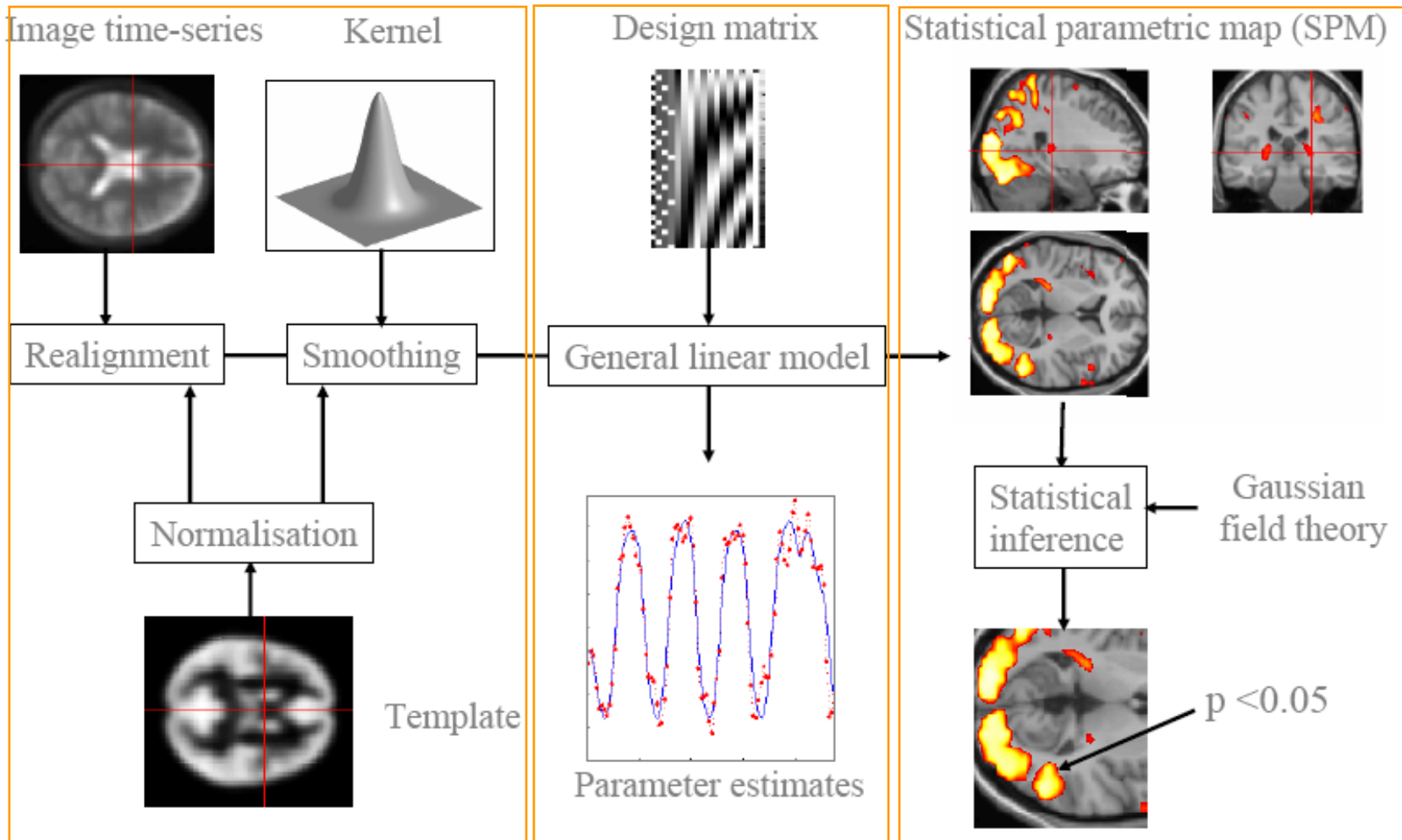
Sujet contrôle Aveugle de naissance

# 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

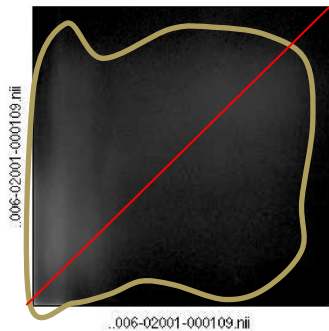
## Normalised Mutual Information Coregistration

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

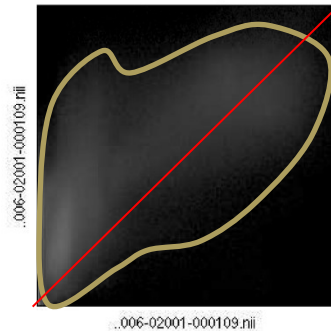
$$Y1 = -0.151 * X + 0.867 * Y + 0.943 * Z - 35.084$$

$$Z1 = 0.043 * X - 0.234 * Y + 0.881 * Z + 61.498$$

Original Joint Histogram



Final Joint Histogram



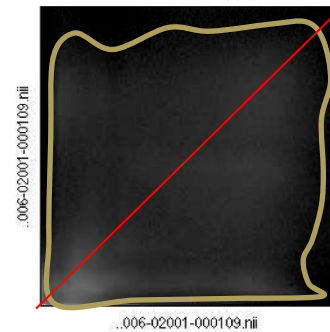
## Normalised Mutual Information Coregistration

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

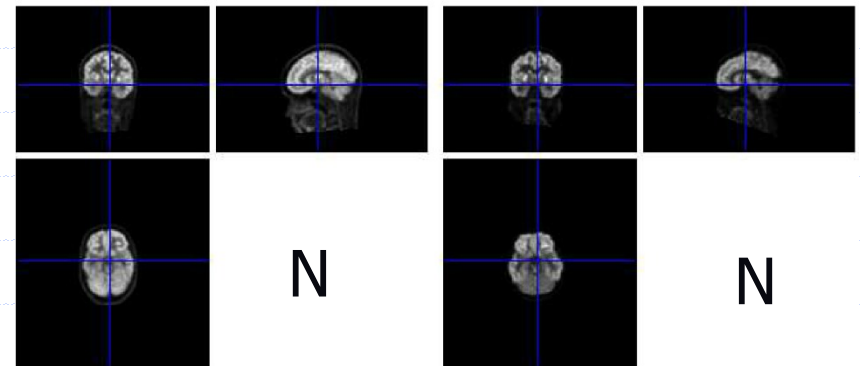
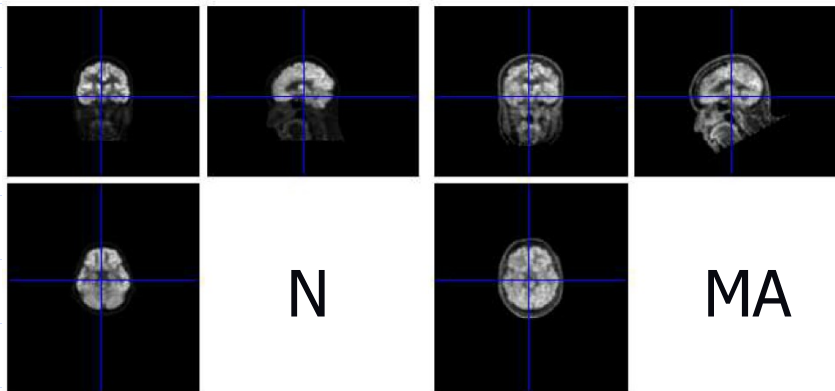
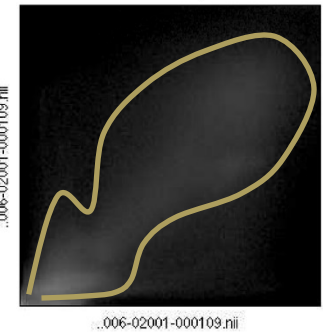
$$Y1 = -0.040 * X + 0.903 * Y - 0.852 * Z + 64.589$$

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

Original Joint Histogram



Final Joint Histogram



# Modèle linéaire généralisé

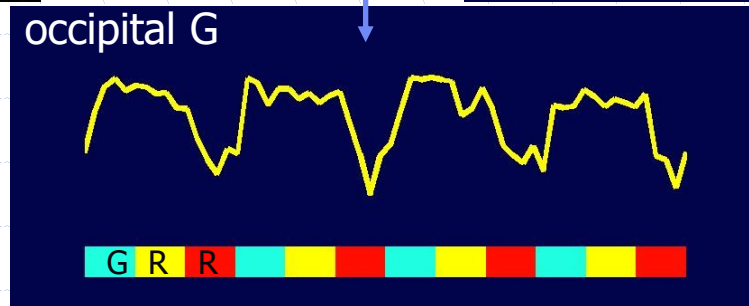
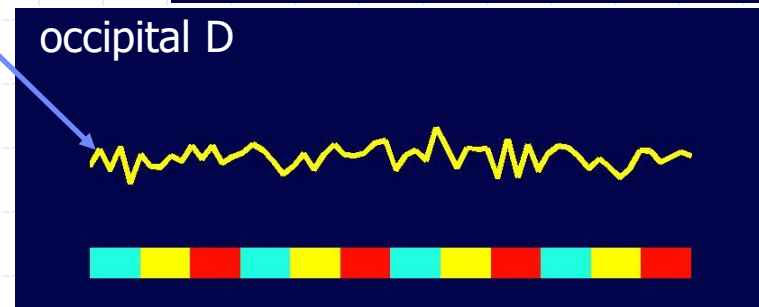
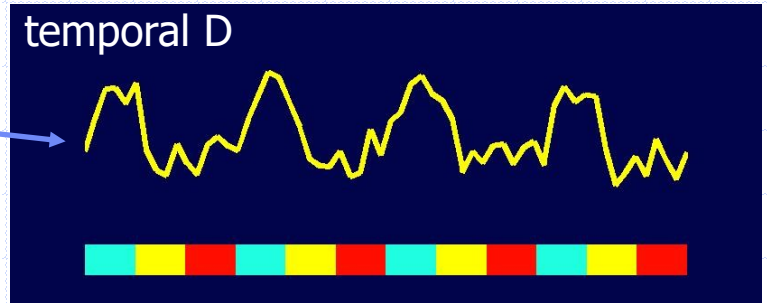
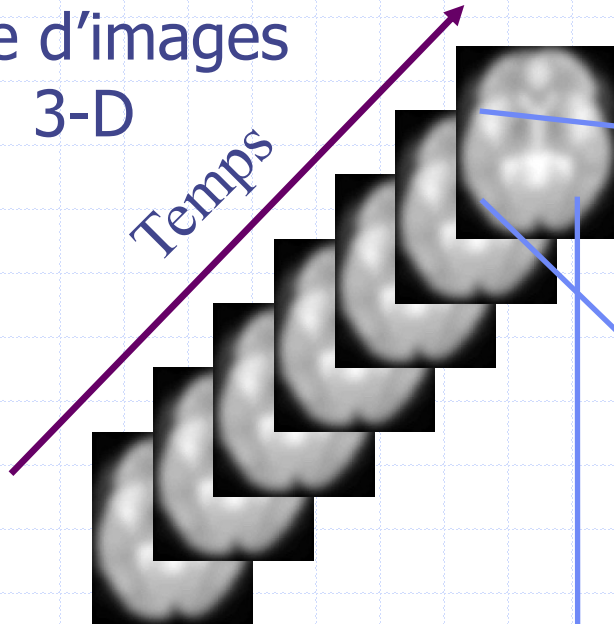
Exemple sur une tâche sémantique:

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

# Modèle linéaire généralisé

Série d'images  
3-D

Temps

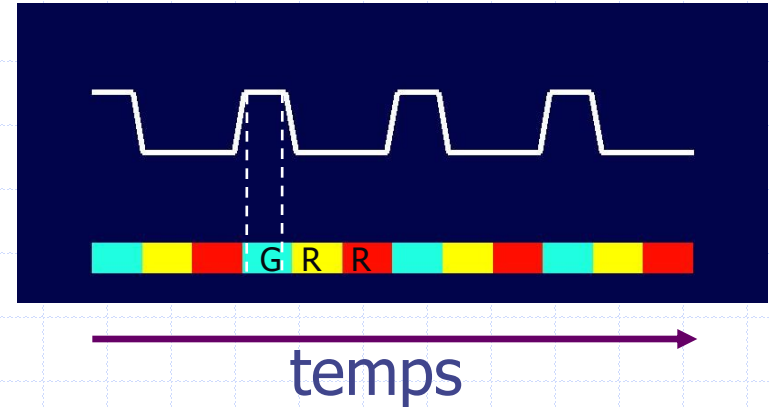


Generation  
Répétition  
Repos

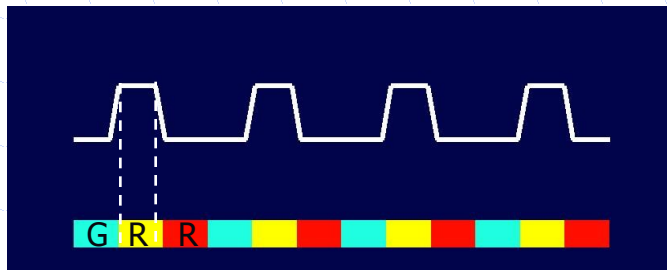
temps

# Hypothèses du modèle

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

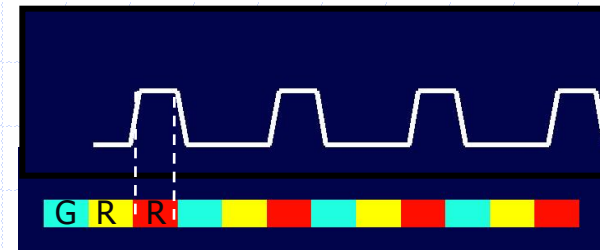


Un pixel activé par la répétition a un signal de ce type:



et

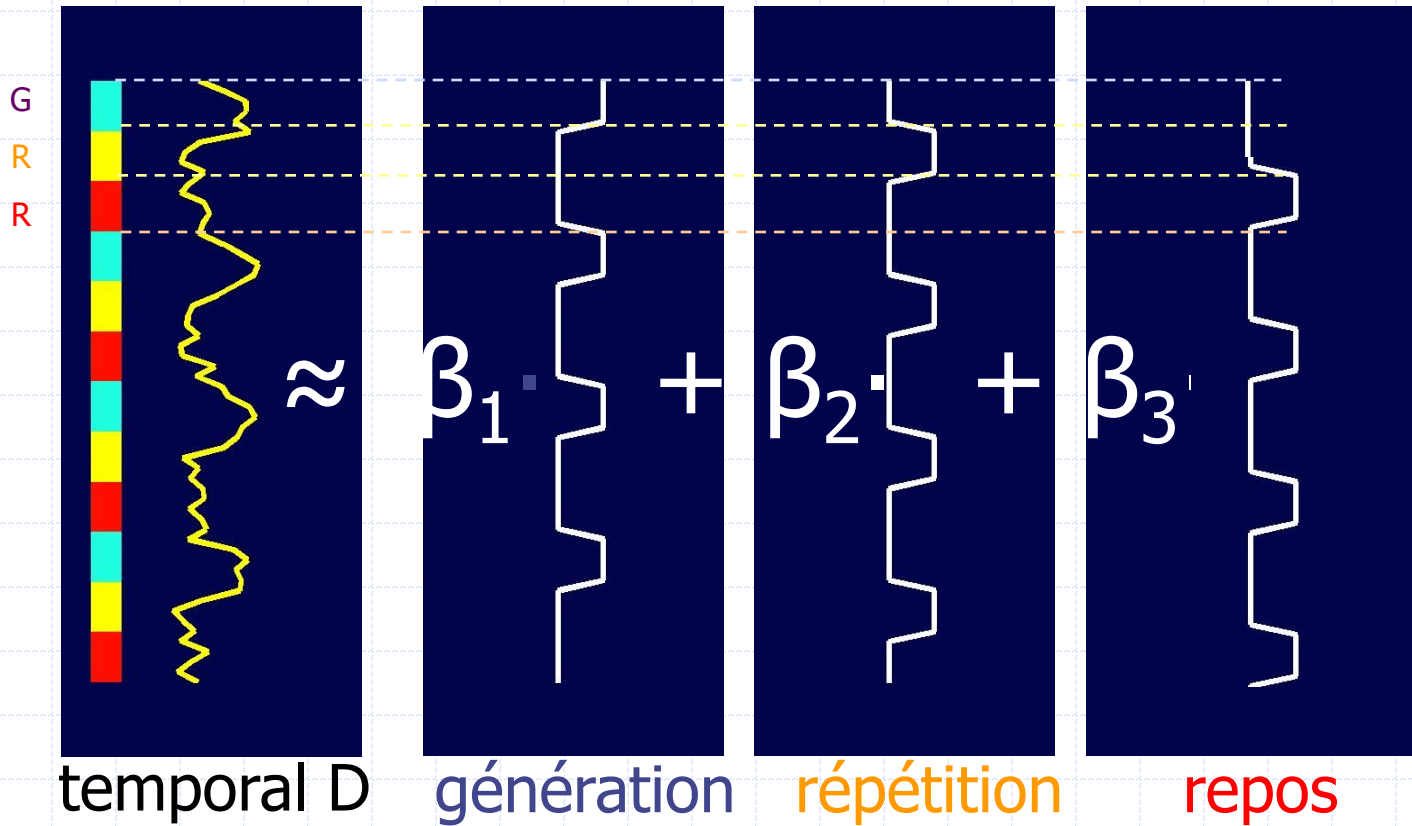
Un pixel qui préfère le repos:



# Modèle linéaire généralisé

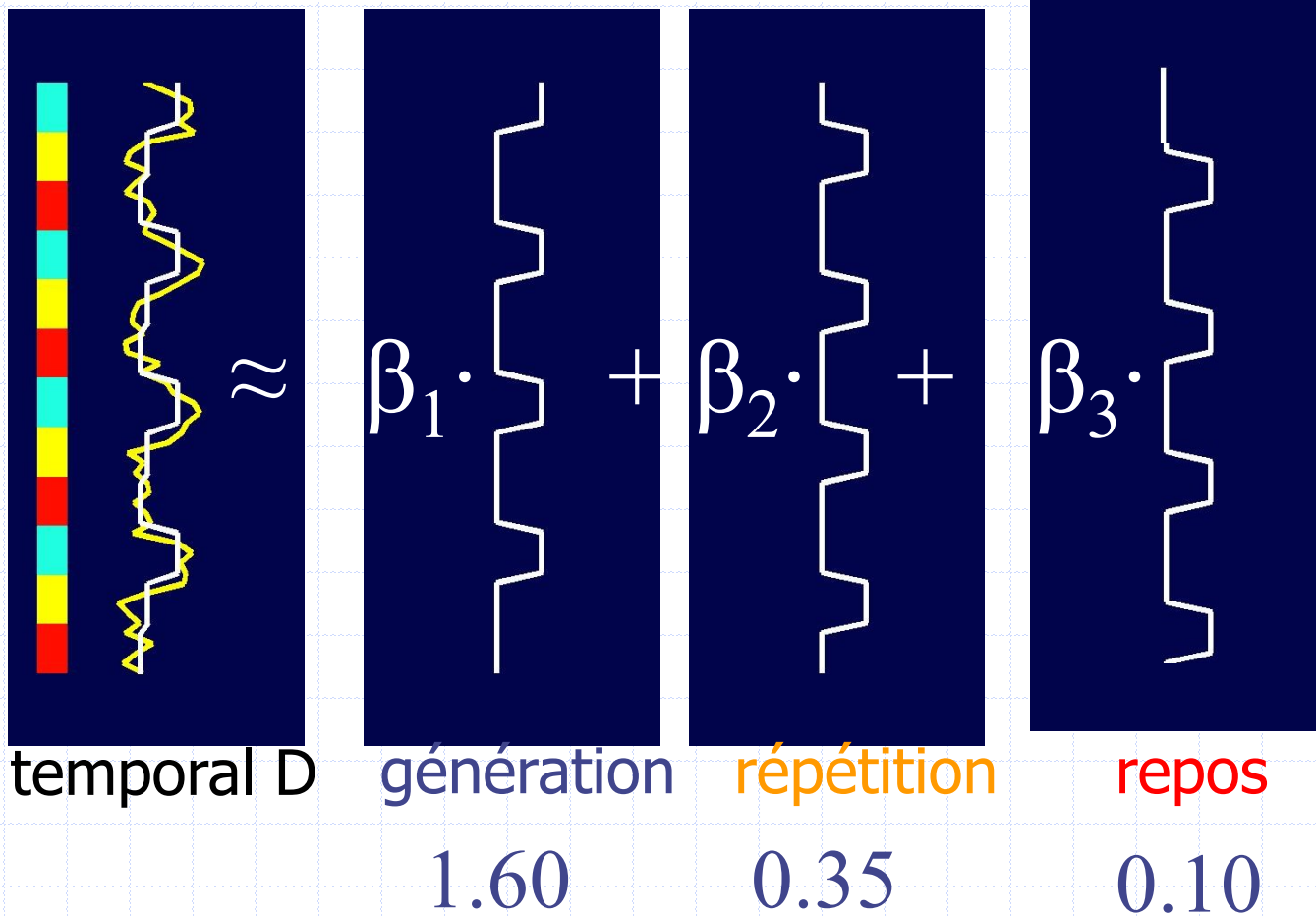
Signal mesuré

Signaux connus

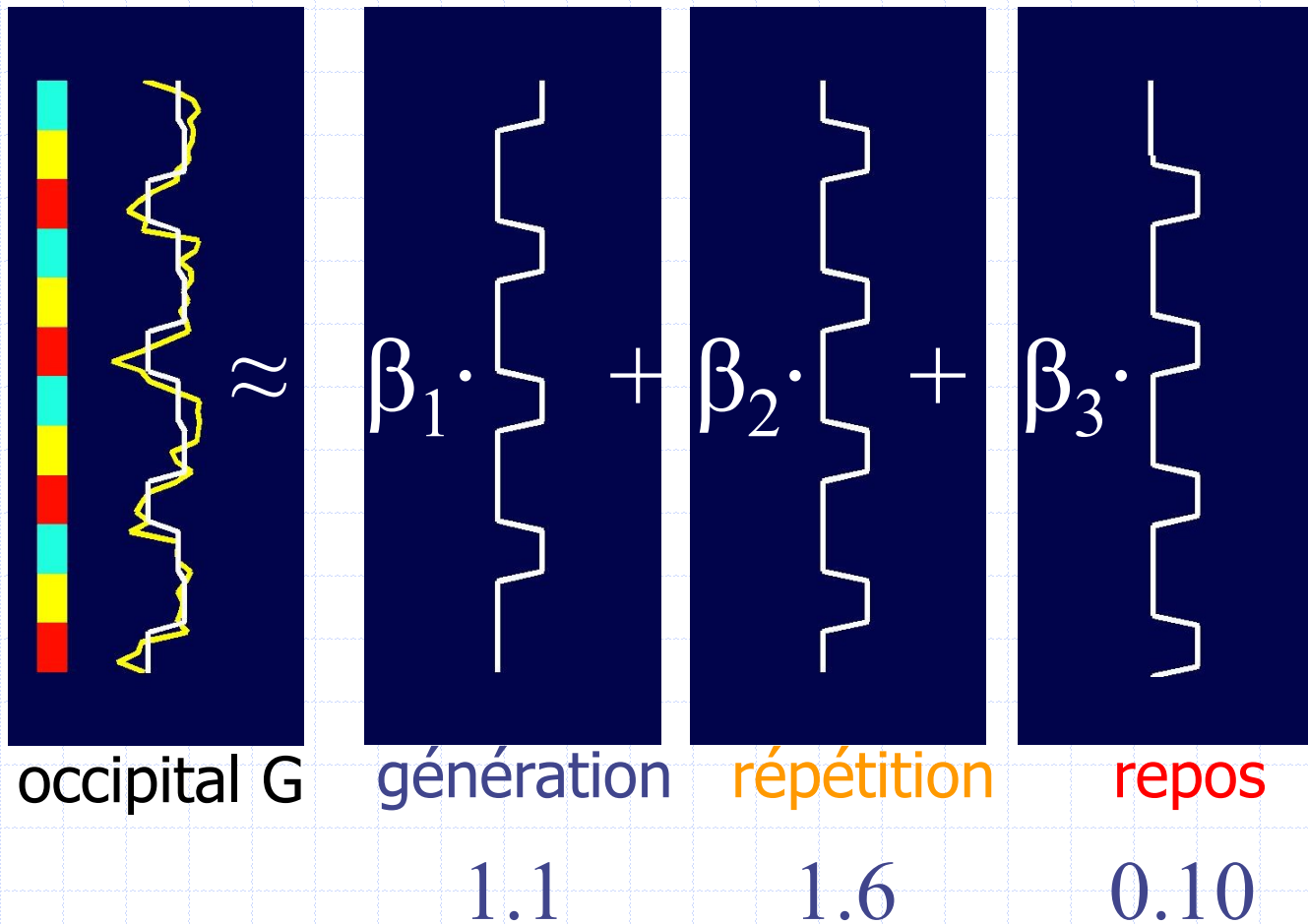


Problème: estimer les paramètres  $\beta_i$

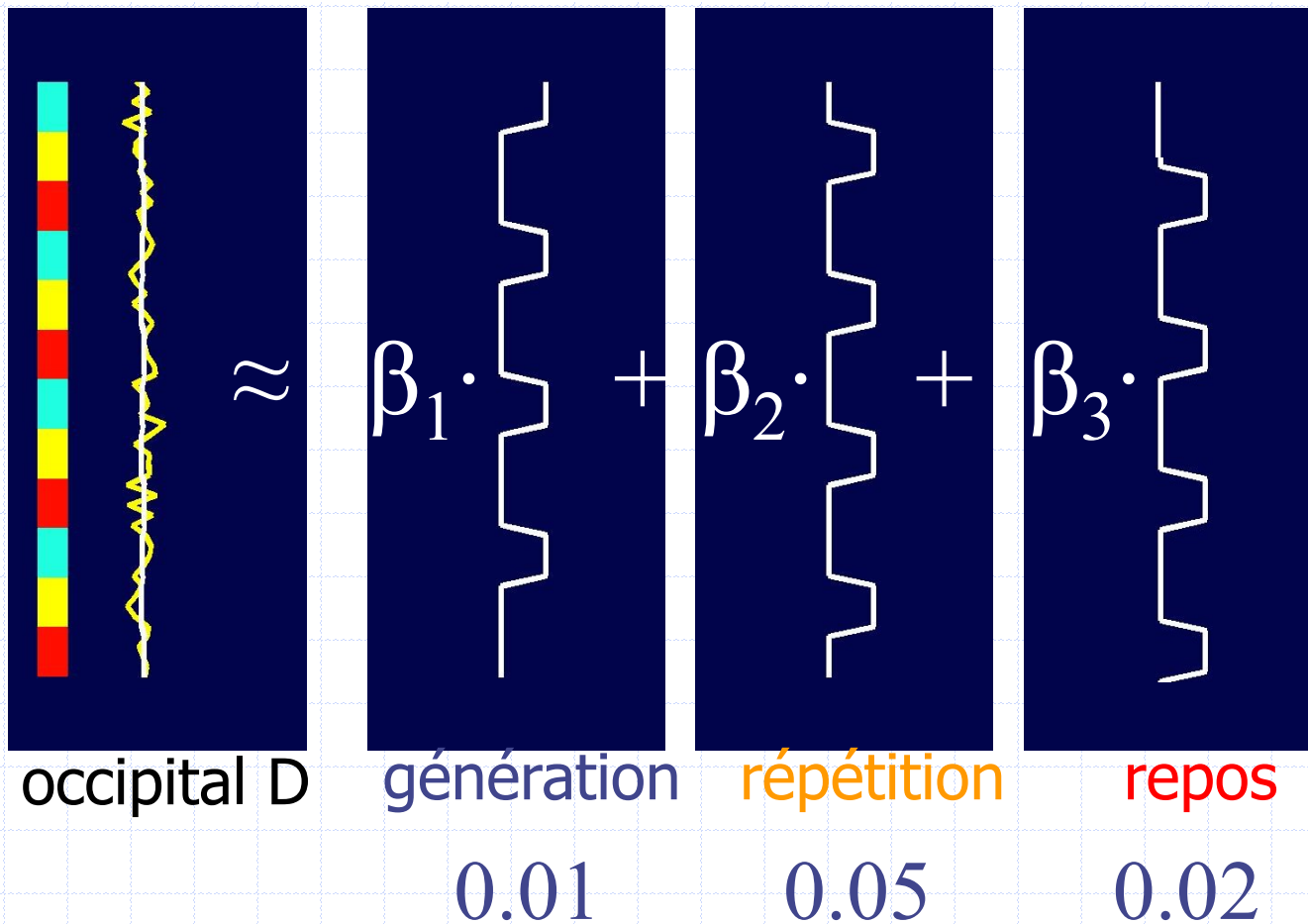
# Estimation des paramètres $\beta_i$



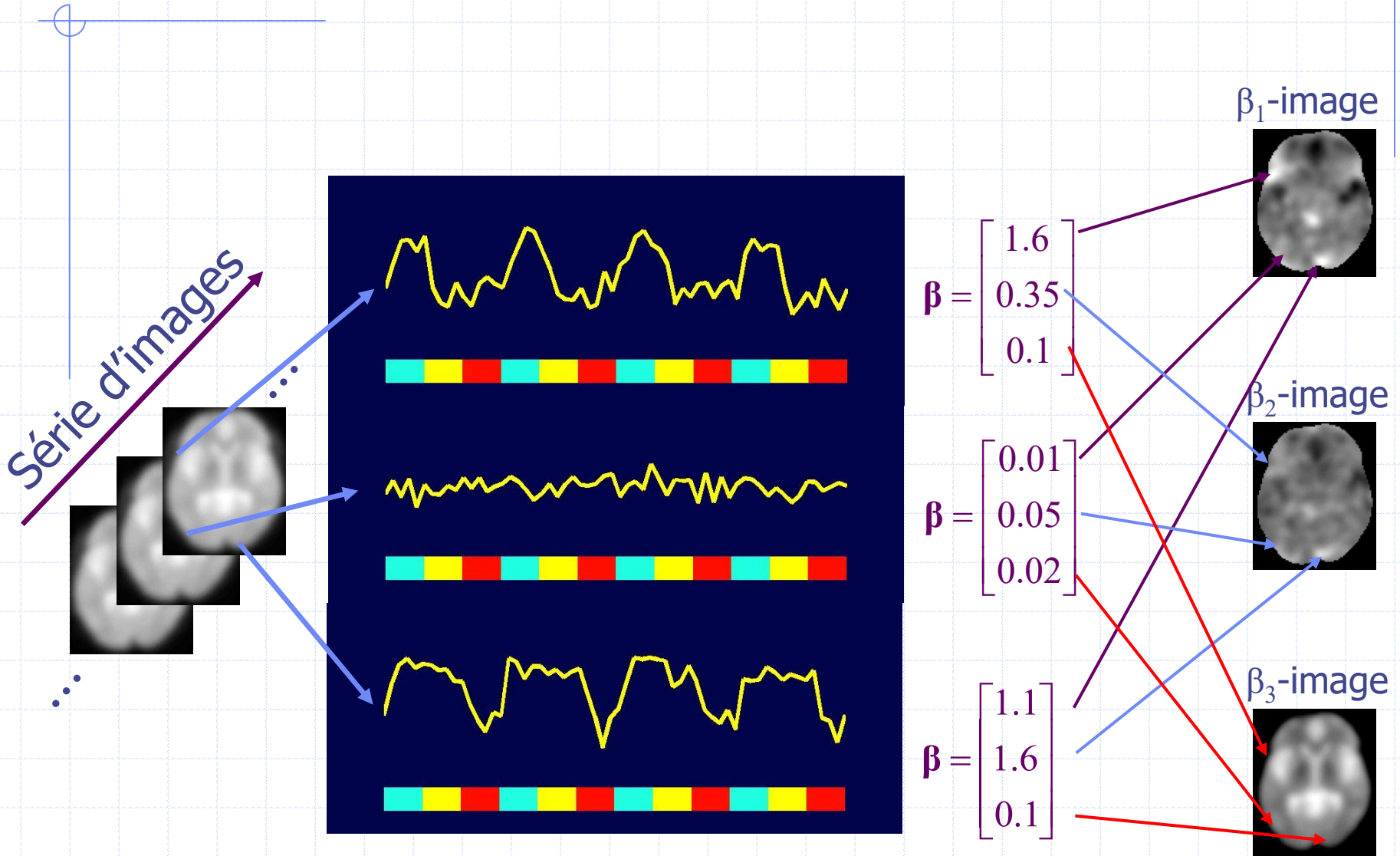
# Estimation des paramètres $\beta_i$



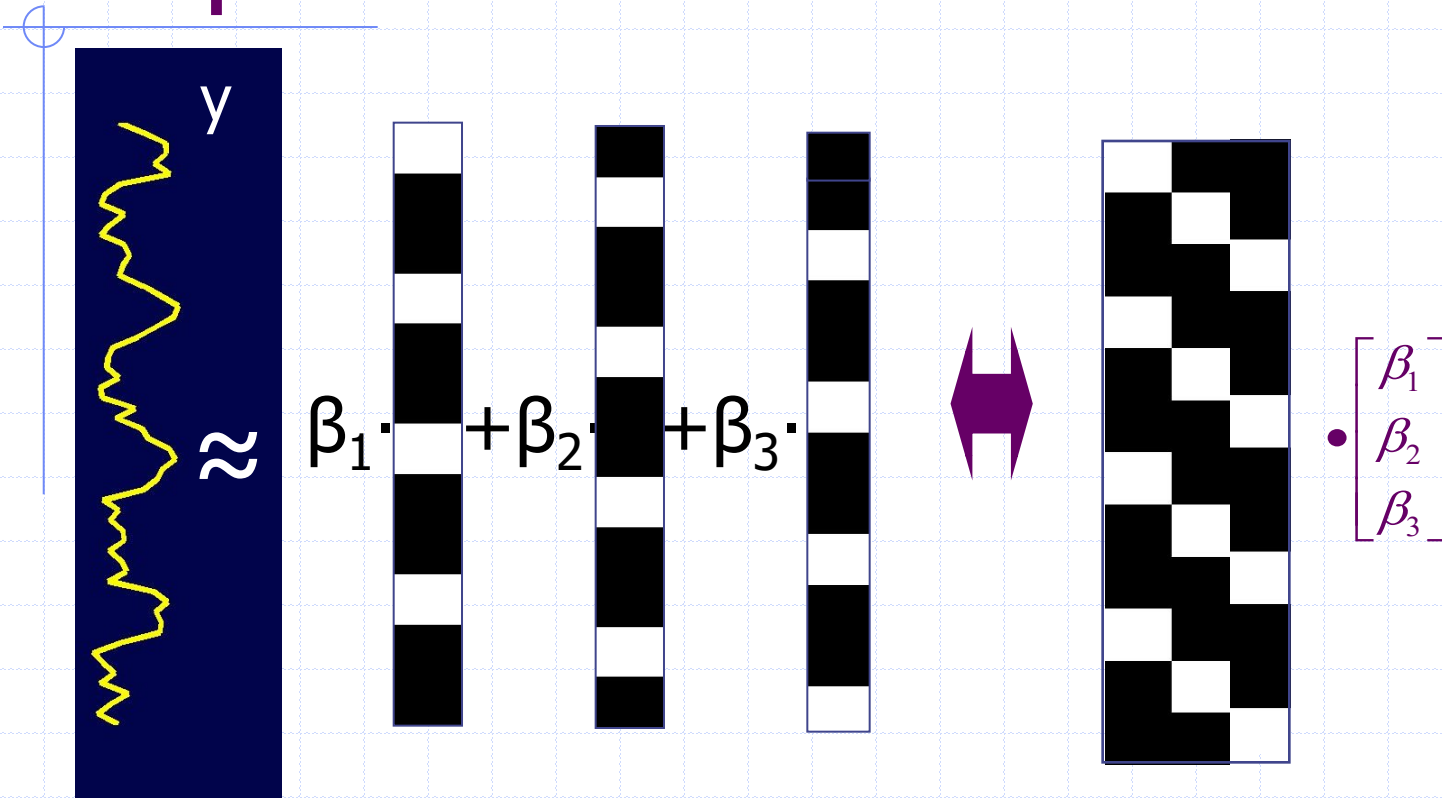
# Estimation des paramètres $\beta_i$



# Images paramétriques



# Expression matricielle



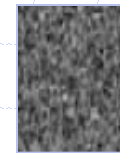
Design matrix :  $\vec{y} = X \cdot \vec{\beta} + \vec{\mu} + \vec{\varepsilon}$

# Tests statistiques

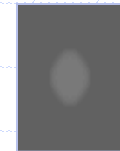
- Validité du modèle (nullité de tous les  $\beta_i$ )
  - Analyse de variances ( $F = \text{var}(y) / \text{var}(\varepsilon) \approx 1$  ?)
- Hypothèses d'activation (différence de  $\beta_i$ )
  - Test t de Student (différence de moyenne)
- $H_0$  = pas de différence significative
- Rejet de  $H_0$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

# Comparaisons multiples et FP

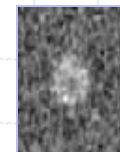
- $p = 0.01$  pour 100 000 voxels  
 $\Rightarrow$  1000 faux positifs
- Family Wise Error Rate
  - $\text{FWER} = p(\text{au moins un FP})$
- False Discovery Rate
  - $\text{FDR} = \text{Nb voxels FP} / \text{Nb voxels retenus}$
  - $\text{SPM} \Rightarrow p / \text{Moy}(\text{FDR}) < \text{seuil pr\u00e9d\u00e9fini}$



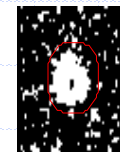
Bruit



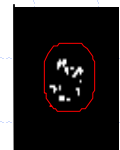
Signal



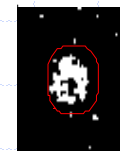
S+B



$p < 0.01$



FWER  
 $Sp \uparrow$

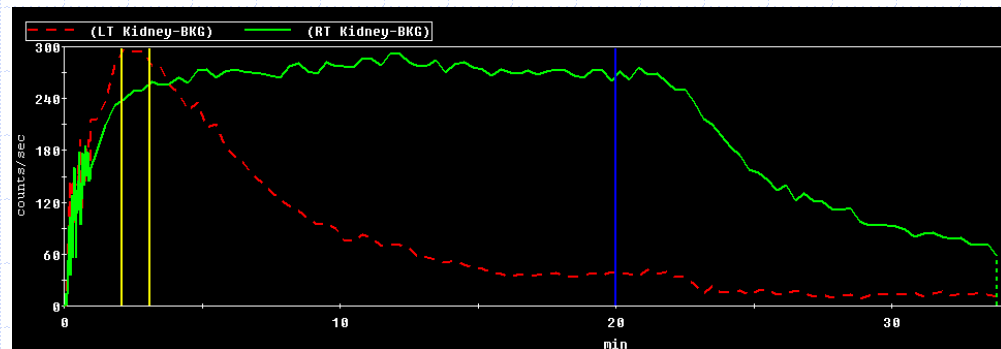
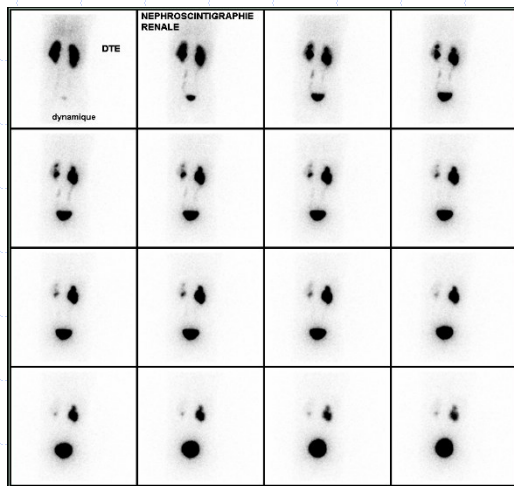
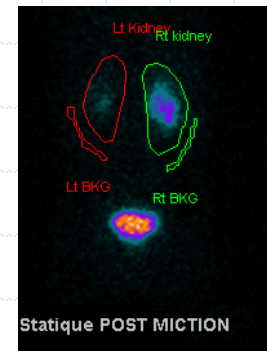


FDR  
 $Se \uparrow$

# SPM : SYNTHÈSE

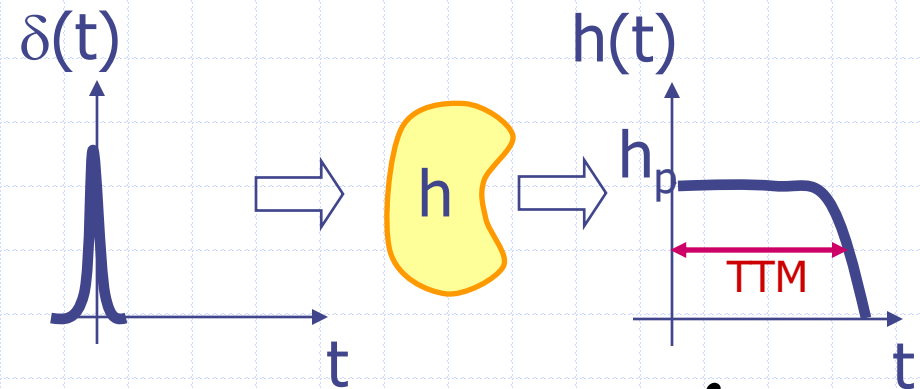
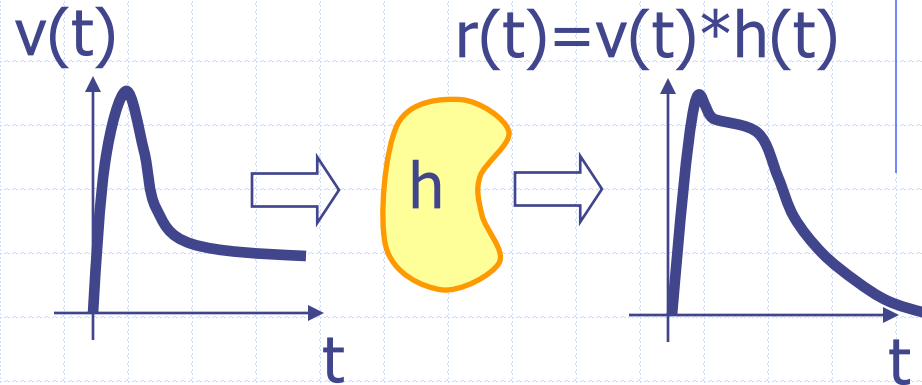
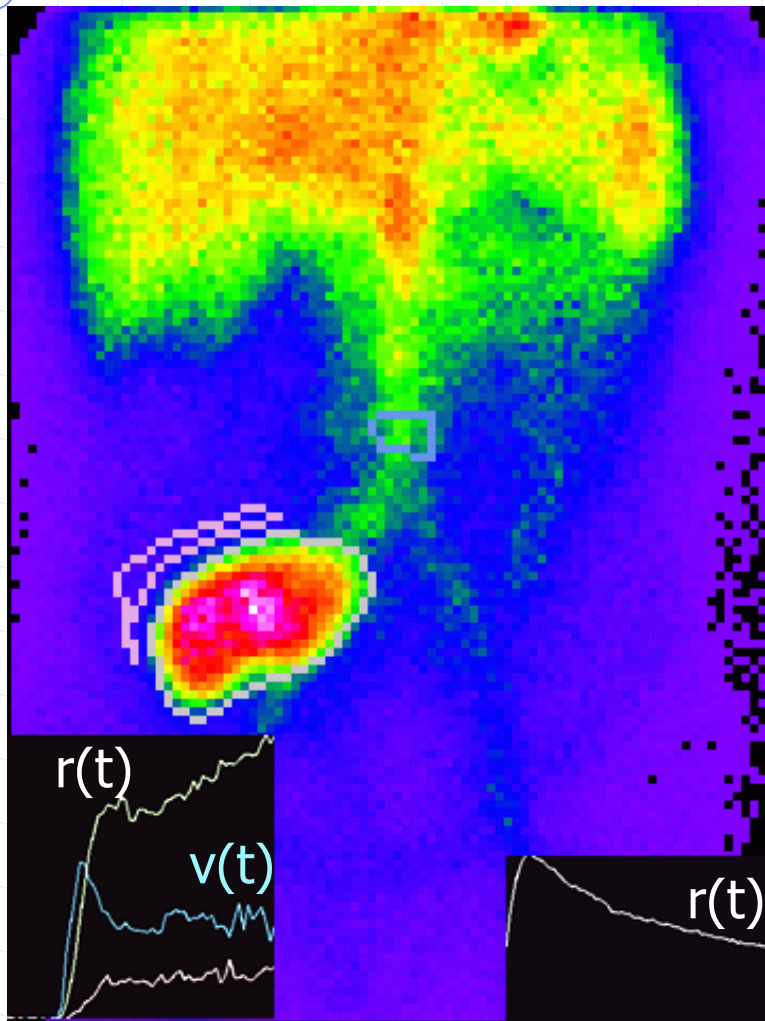
- Outil de recalage 3D
- Outil d'analyse statistique à l'échelle du voxel
  - Analyse de groupe ou modèle linéaire généralisé
- **Modèle linéaire généralisé:**
  - Nécessite de concevoir un modèle du signal étudié sous la forme d'une combinaison linéaire de signaux élémentaires
  - Permet d'évaluer la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

# IMAGERIE PARAMETRIQUE ET FONCTIONNELLE RENALE



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

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

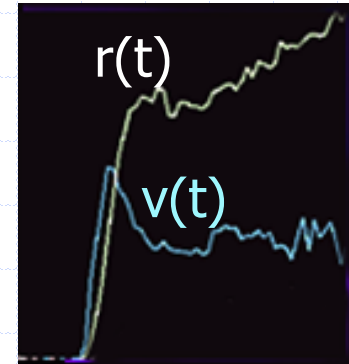
$$u = 0 \Rightarrow r(0) = v(0).h(0) \Rightarrow h(0) = \frac{r(0)}{v(0)}$$

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

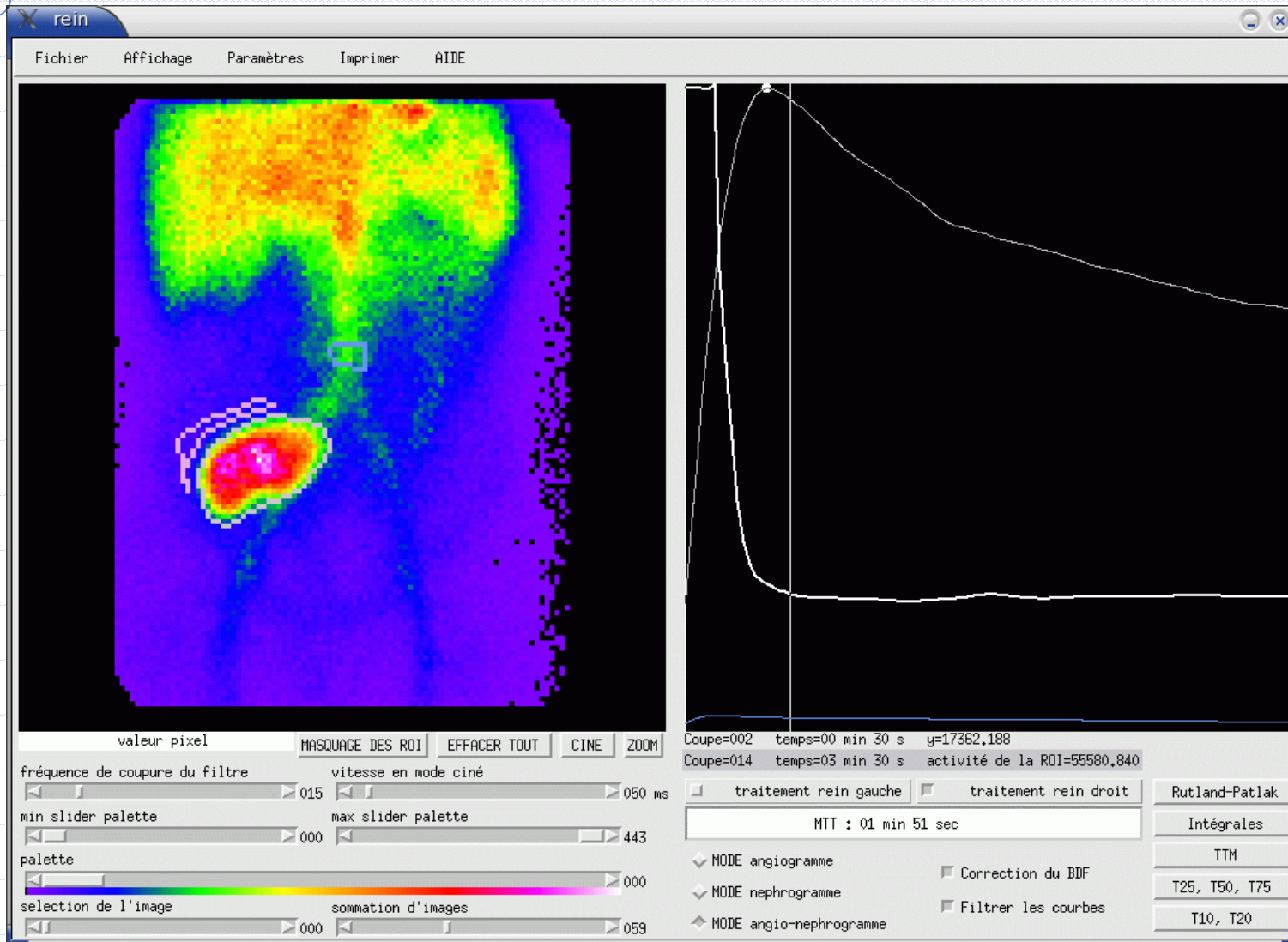
etc...

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

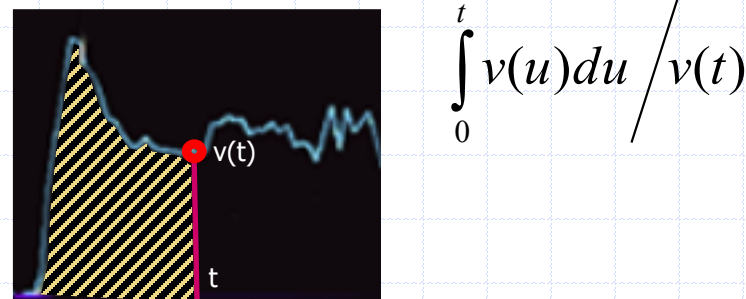
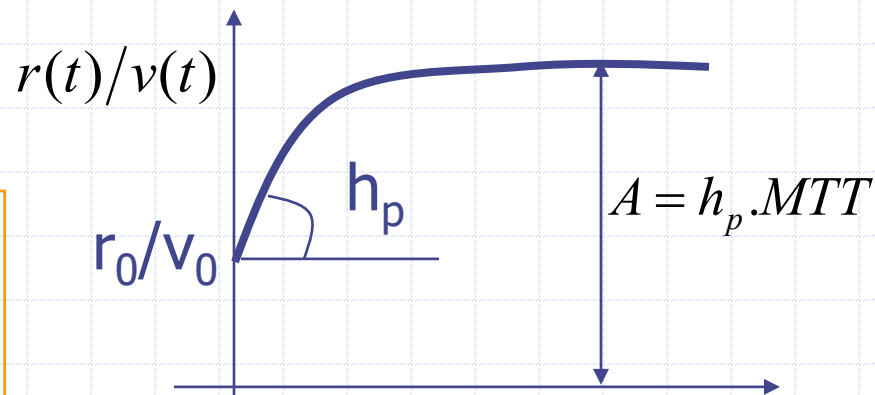
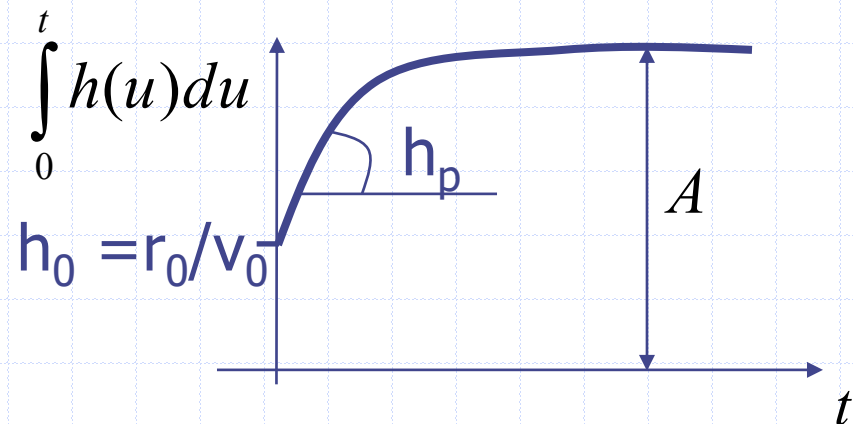
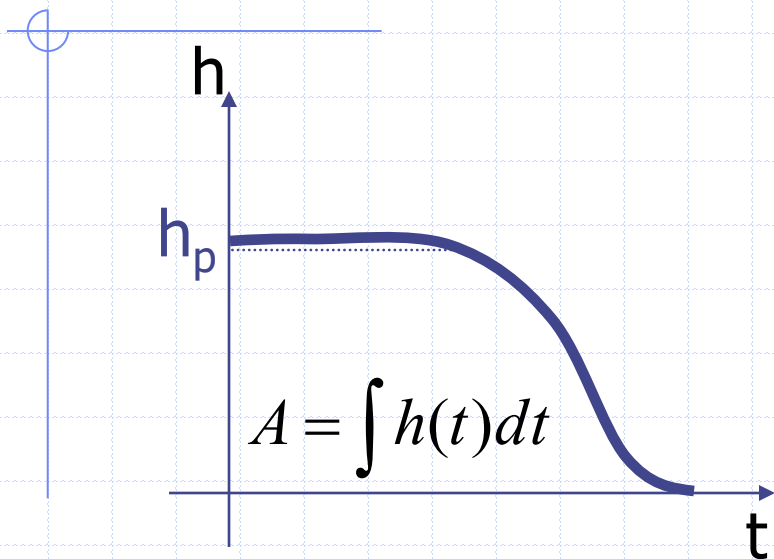
$$\text{donc } h = \text{TF}^{-1} \left( \frac{\hat{r}}{\hat{v}} \right)$$



# Déconvolution de l'entrée vasculaire



# Alternative: Rutland-Patlak

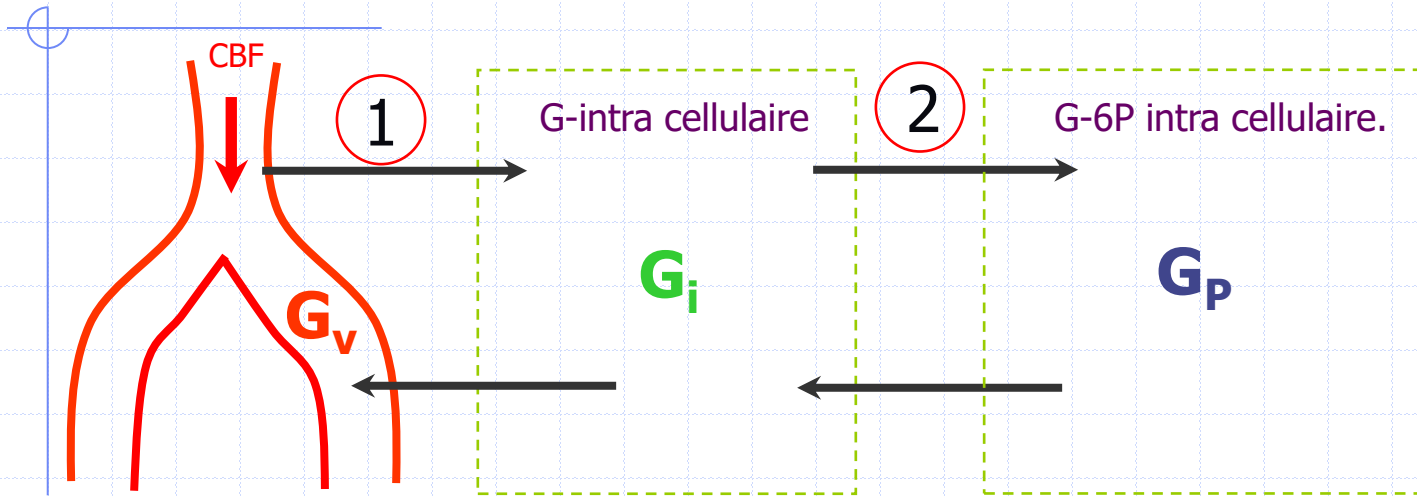


Le  $MTT = A/h_p$  peut être déterminé à partir du plateau de la représentation de RP  
 $h$  accessible par dérivation de RP

# DECONVOLUTION : SYNTHÈSE

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

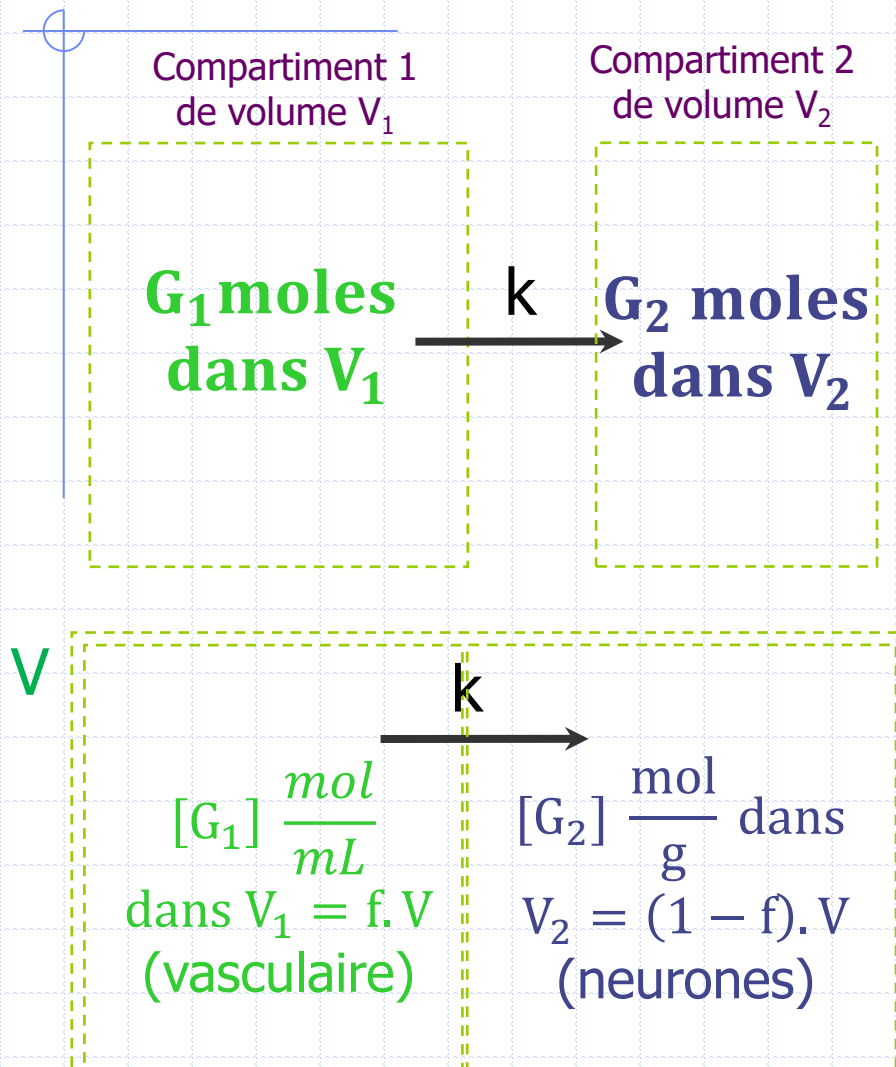
# INTRODUCTION



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

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

# RAPPEL



$$\frac{dG_2}{dt} := k \cdot G_1$$

en nombre de moles

$$[G] = \frac{G}{V} \Rightarrow G = [G] \cdot V$$

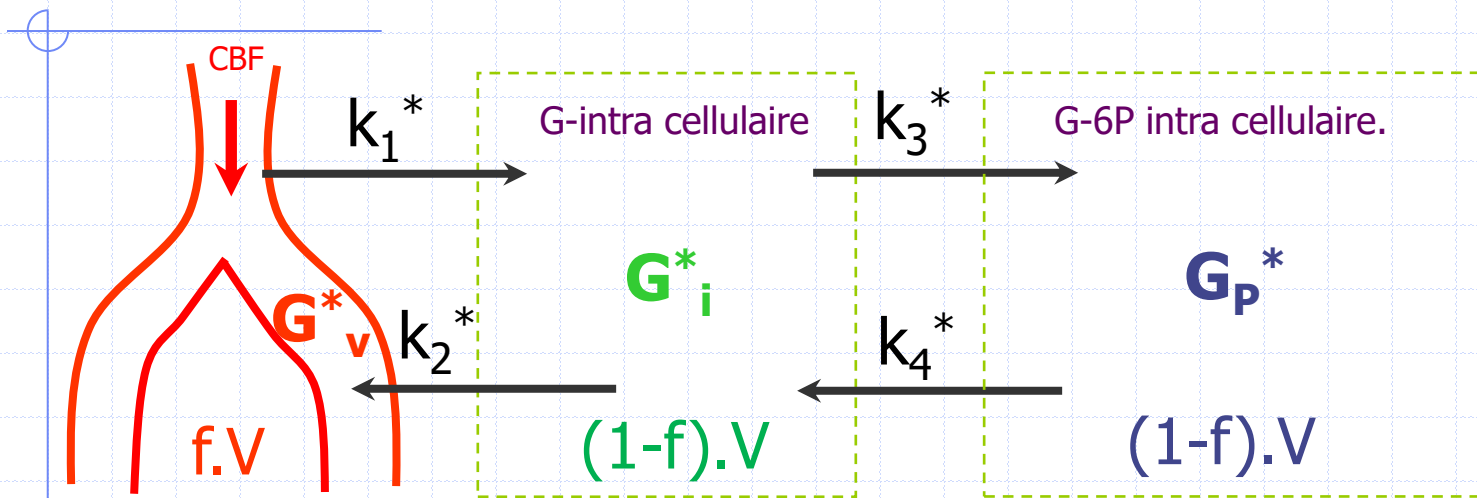
$$\frac{d[G_2]}{dt} \cdot V_2 = k \cdot [G_1] \cdot V_1$$

en concentrations

$$\frac{d[G_2]}{dt} \cdot (1 - f) = k \cdot [G_1] \cdot f$$

en concentrations

# MODELE PHARMACO CINETIQUE\*



$V$  := Volume d'étude dans le cerveau (pixel, ROI...)  $f := 4\%$

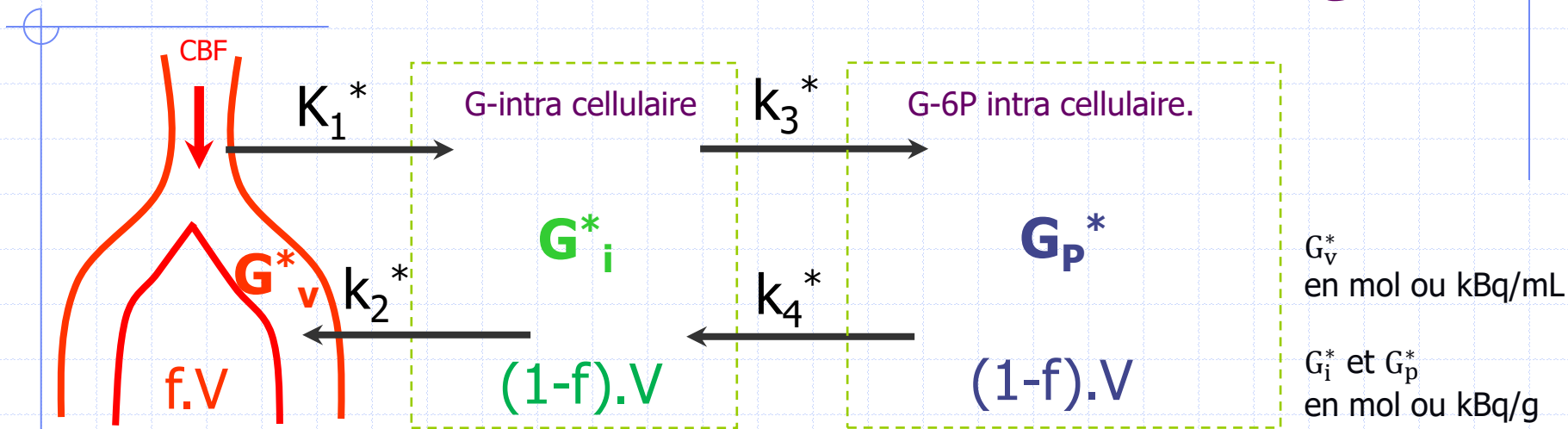
$$\frac{d[G_i^*]}{dt} \cdot (1 - f) = k_1^* \cdot [G_v^*] \cdot f + k_4^* \cdot [G_P^*] \cdot (1 - f) - (k_2^* + k_3^*) [G_i^*] \cdot (1 - f)$$

$$\frac{d[G_P^*]}{dt} \cdot (1 - f) = k_3^* \cdot [G_i^*] \cdot (1 - f) - k_4^* \cdot [G_P^*] \cdot (1 - f)$$

$$\frac{d[G_i^*]}{dt} = \frac{f}{1-f} \cdot k_1^* \cdot [G_v^*] + k_4^* \cdot [G_P^*] - (k_2^* + k_3^*) [G_i^*] \quad K_1^* := \frac{f}{1-f} \cdot k_1^*$$

$$\frac{d[G_P^*]}{dt} = k_3^* \cdot [G_i^*] - k_4^* \cdot [G_P^*]$$

# MODELE PHARMACO CINETIQUE\*



$V$  := Volume d'étude dans le cerveau (pixel, ROI...)  $f \approx 4\%$

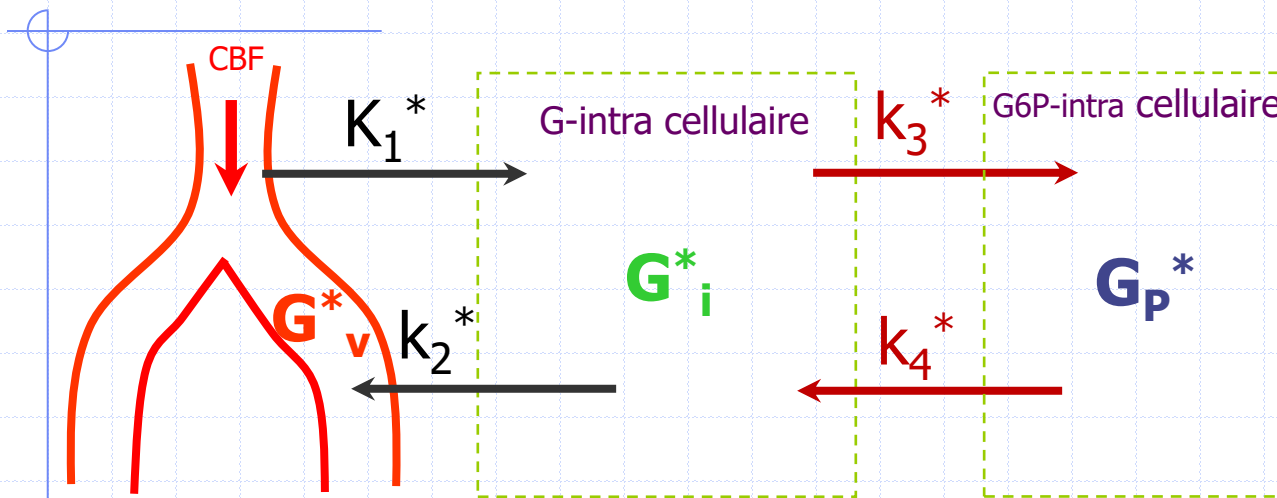
$$\frac{d[G_i^*]}{dt} = K_1^* \cdot [G_v^*] + k_4^* \cdot [G_p^*] - (k_2^* + k_3^*) [G_i^*]$$

$$\frac{d[G_p^*]}{dt} = k_3^* \cdot [G_i^*] - k_4^* \cdot [G_p^*] := MRG$$

$$K_1^* := \frac{f}{1-f} \cdot k_1^* := \text{perfusion en mL de sang/g de neurone et /min}$$

$$K_1^* := (\text{Fraction d'Extraction}) \cdot (\text{Cerebral Blood Flow}) \quad FE \approx 18 \%$$

# METABOLISATION DU GLUCOSE\*



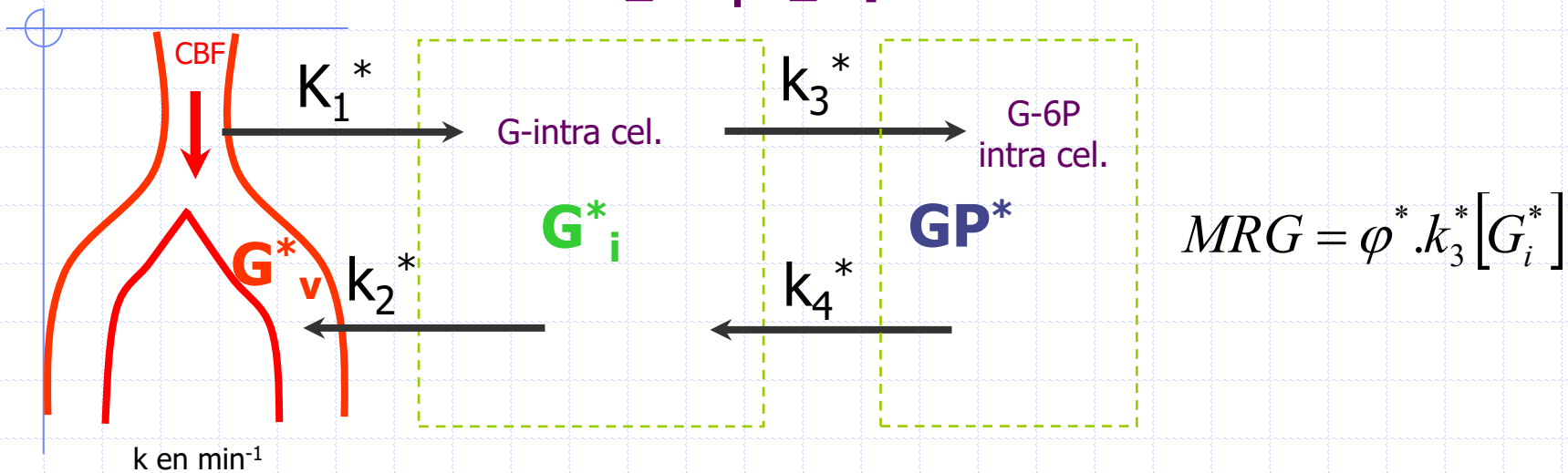
A l'équilibre, on définit le taux de métabolisme du glucose par:

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

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

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

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



$$MRG = \varphi^* \cdot k_3^* [G_i^*]$$

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

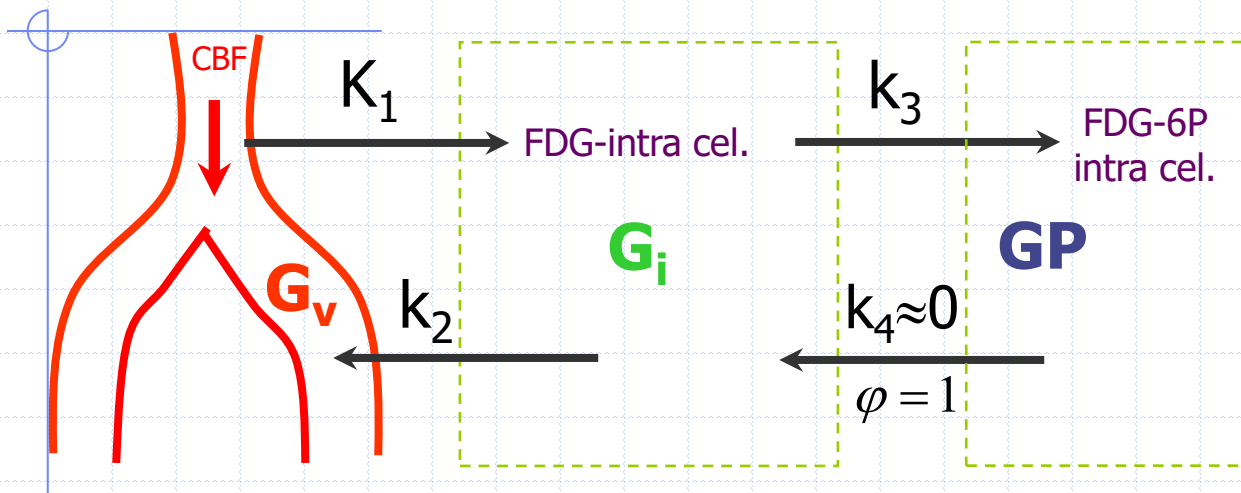
$$\Rightarrow K_1^* [G_v^*] + r^* \cdot k_3^* [G_i^*] = (k_2^* + k_3^*) [G_i^*]$$

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

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

*Et si c'est du  $^{18}\text{F}$ -FDG ?*

# METABOLISATION DU $^{18}\text{F}$ -FDG



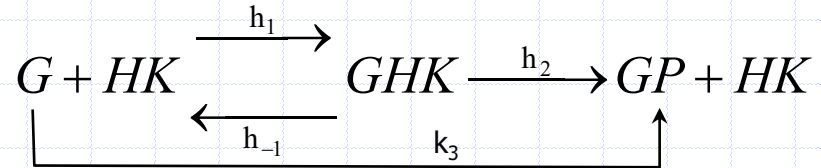
$$MRG = \phi^* \frac{K_1^* k_3^*}{k_2^* + \phi^* \cdot k_3^*} [G_v^*] := \frac{1}{L_c} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} [G_v^*]$$

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

On peut montrer que  $L_c$  ne dépend que de  $\phi^*$ , des volumes de distribution du glucose et du FDG, et des paramètres de la cinétique enzymatique de Michaelis-Meten 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.

# Passage du glucose au FDG : LC et cinétique enzymatique de Michaelis-Menten



« rappels » ☺ de cinétique enzymatique

$$[HK]_0 = [HK] + [GHK]$$

$$[GHK] = Cste \Rightarrow \frac{d[GHK]}{dt} = 0 = h_1[G][HK] - (h_{-1} + h_2)[GHK]$$

$$\Rightarrow h_1[G]([HK]_0 - [GHK]) = (h_{-1} + h_2)[GHK]$$

$$\Rightarrow [GHK] = \frac{h_1[G][HK]_0}{h_{-1} + h_2 + h_1[G]}$$

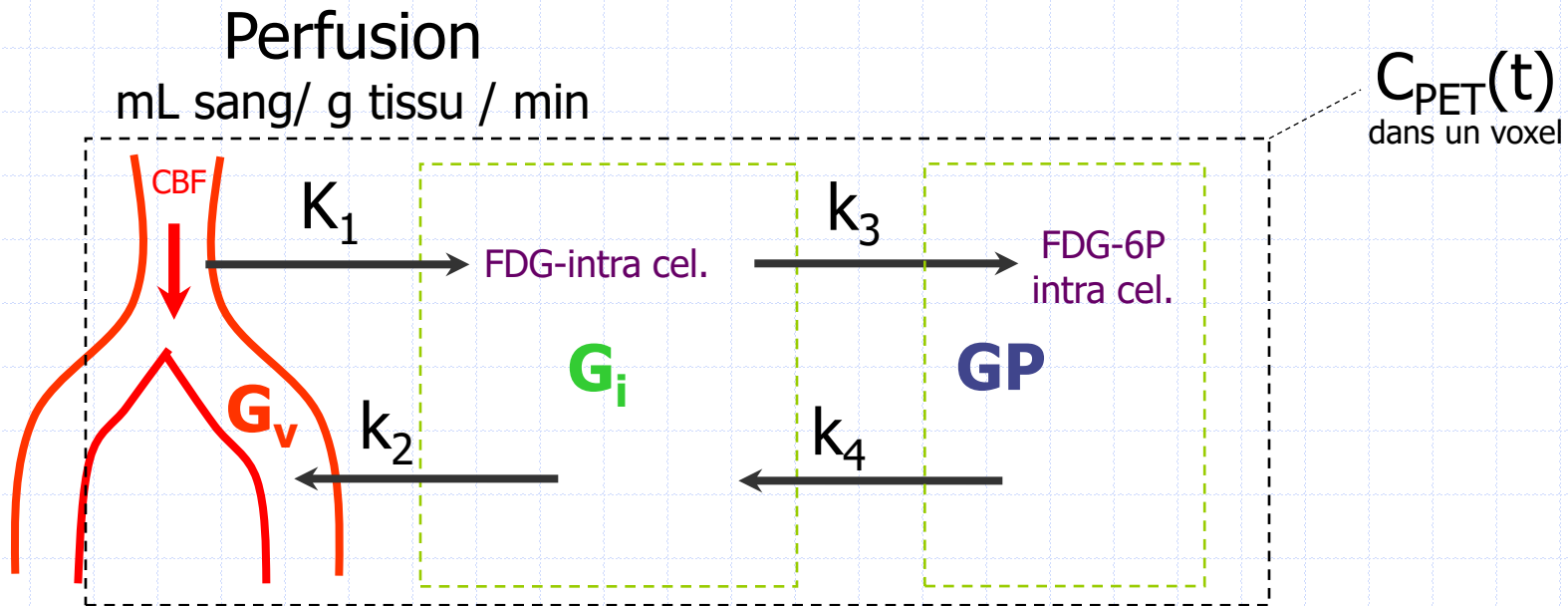
$$\Rightarrow h_2[GHK] = k_3[G] = \frac{h_2[G][HK]_0}{\frac{h_{-1} + h_2}{h_1} + [G]} \Rightarrow k_3 = \frac{h_2[HK]_0}{\frac{h_{-1} + h_2}{h_1} + [G]} = \frac{V_m}{K_M + [G]}$$

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

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

↖ Rapport des constantes de Michaelis  
↖ Rapport des vitesses maxi  
↖ Rapport des volumes de distribution

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



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

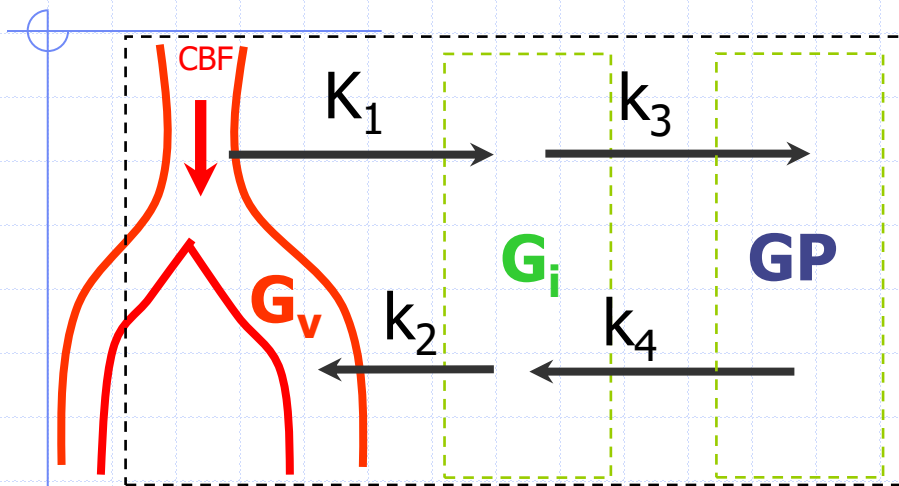
?

**Perfusion** =  $K_1$  (ml.g<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>)

**Métabolisation du glucose** ( $\mu\text{mol.g}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ):

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

# RESOLUTION DU MODELE POUR LE FDG



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

mesurée dans la ROI (cérébrale)

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

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

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

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

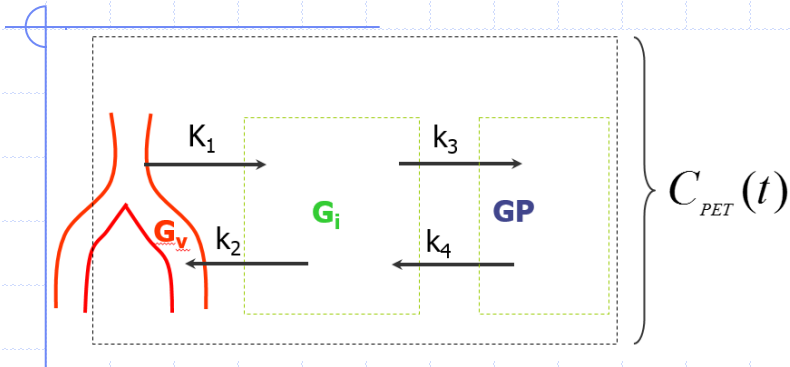
$$\Delta = (k_2 + k_3 + k_4)^2 - 4k_2 k_4$$

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

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

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  $[G_v](t)$

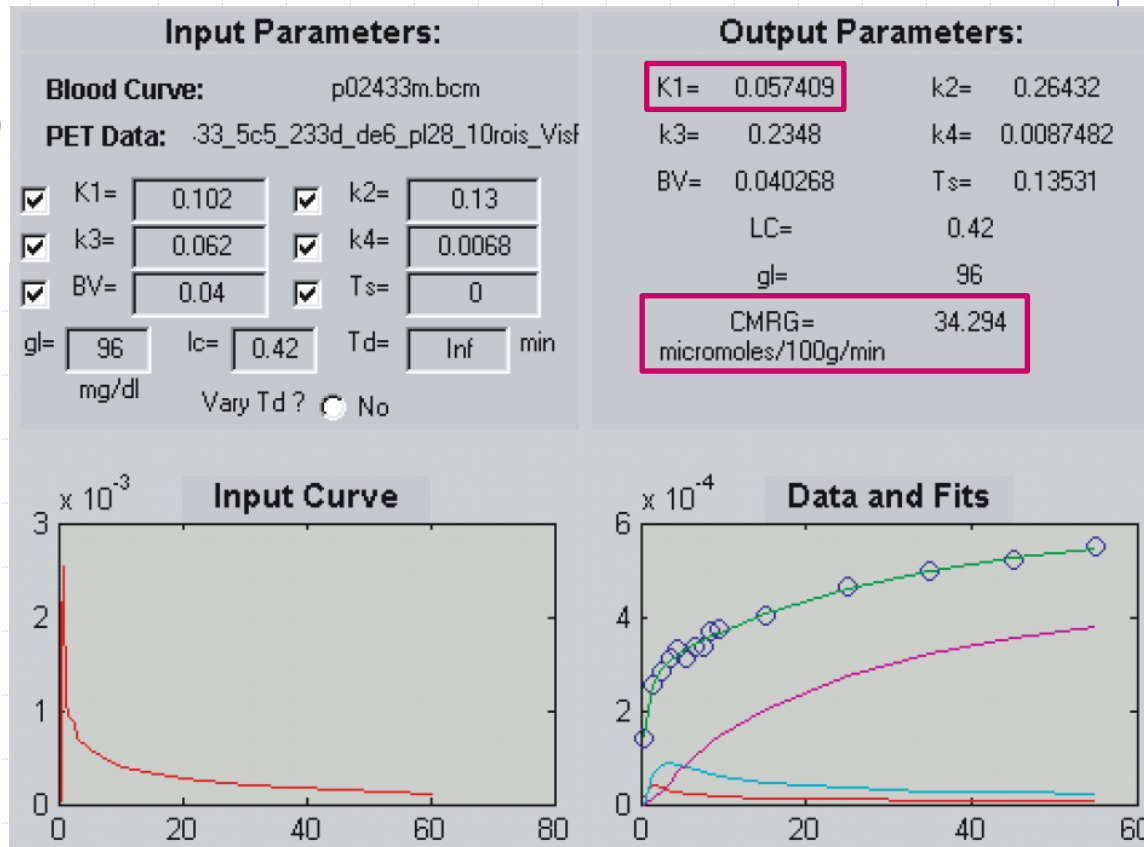
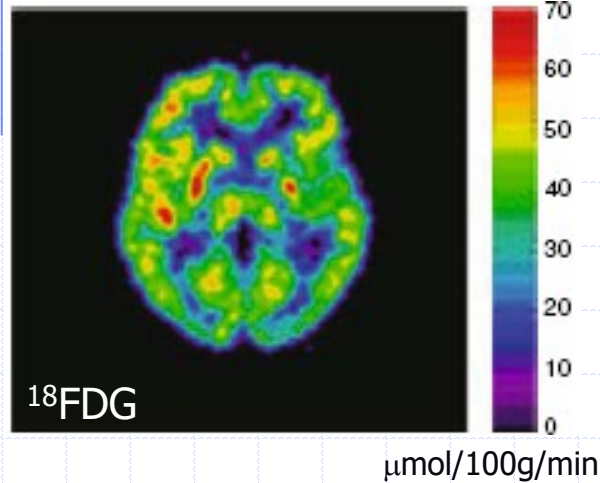
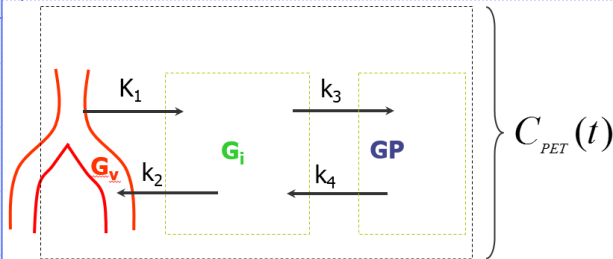
$|C_{PET}^m(t) - C_{PET}^e(t)|$   
 minimum?

Ajustement  
 $K_1, k_2, k_3, k_4$

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

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

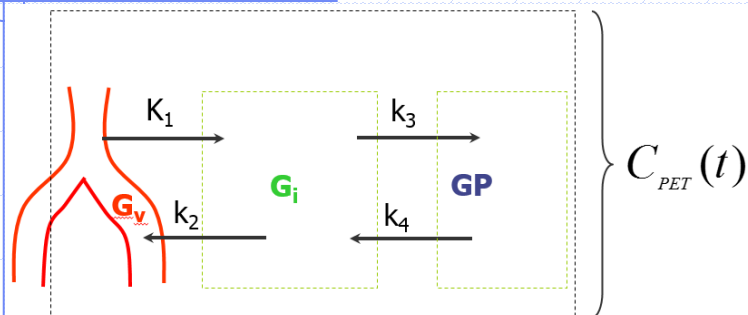
# EXAMPLE



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

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

# MODELE SIMPLIFIE DE PATLAK



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

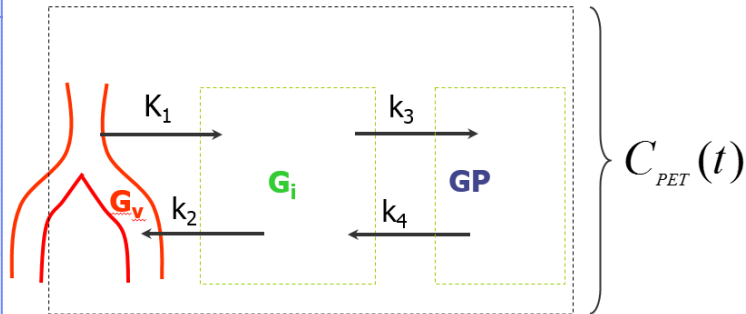
$$\Delta = (k_2 + k_3 + k_4)^2 - 4k_2k_4 = (k_2 + k_3)^2$$

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

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

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

# MODELE SIMPLIFIE DE PATLAK



**Hypothèses :**

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

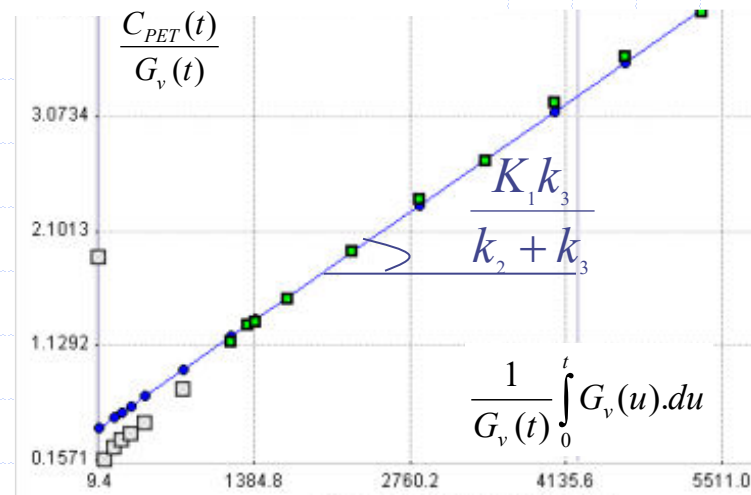
$t \gg$  bolus FDG:  $G_v$  cst versus  $e^{-(k_2+k_3).t}$

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

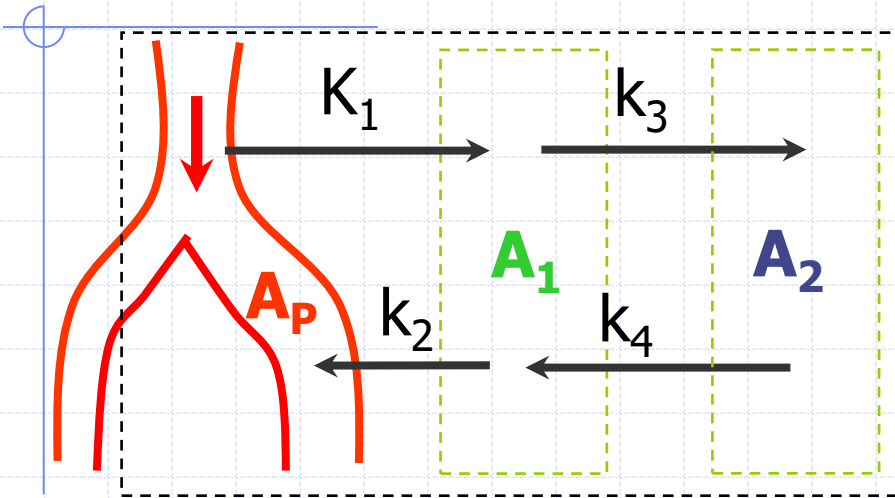
$$\Rightarrow C_{PET}(t) = \frac{K_1 \cdot k_3}{k_2 + k_3} \int_0^t G_v(u) \cdot du + \frac{K_1 \cdot k_2}{k_2 + k_3} \cdot G_v(t) \int_0^\infty e^{-(k_2+k_3)u} \cdot du$$

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

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



# MODELE DE LOGAN



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

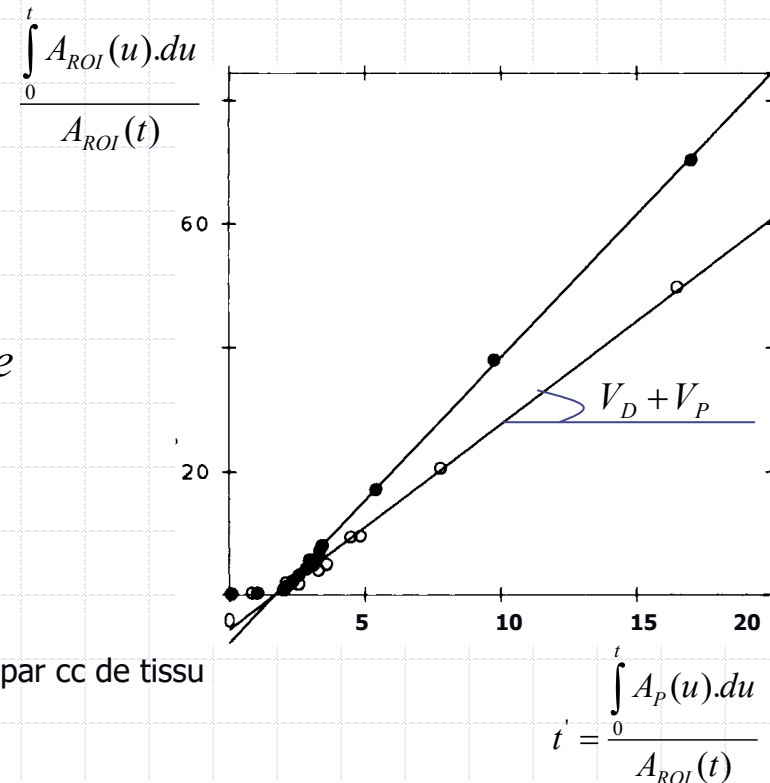
$V_P$  = Volume de plasma dans la ROI par cc de tissu  
 $A$  = activité dans le compartiment 1,2 ou le plasma

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

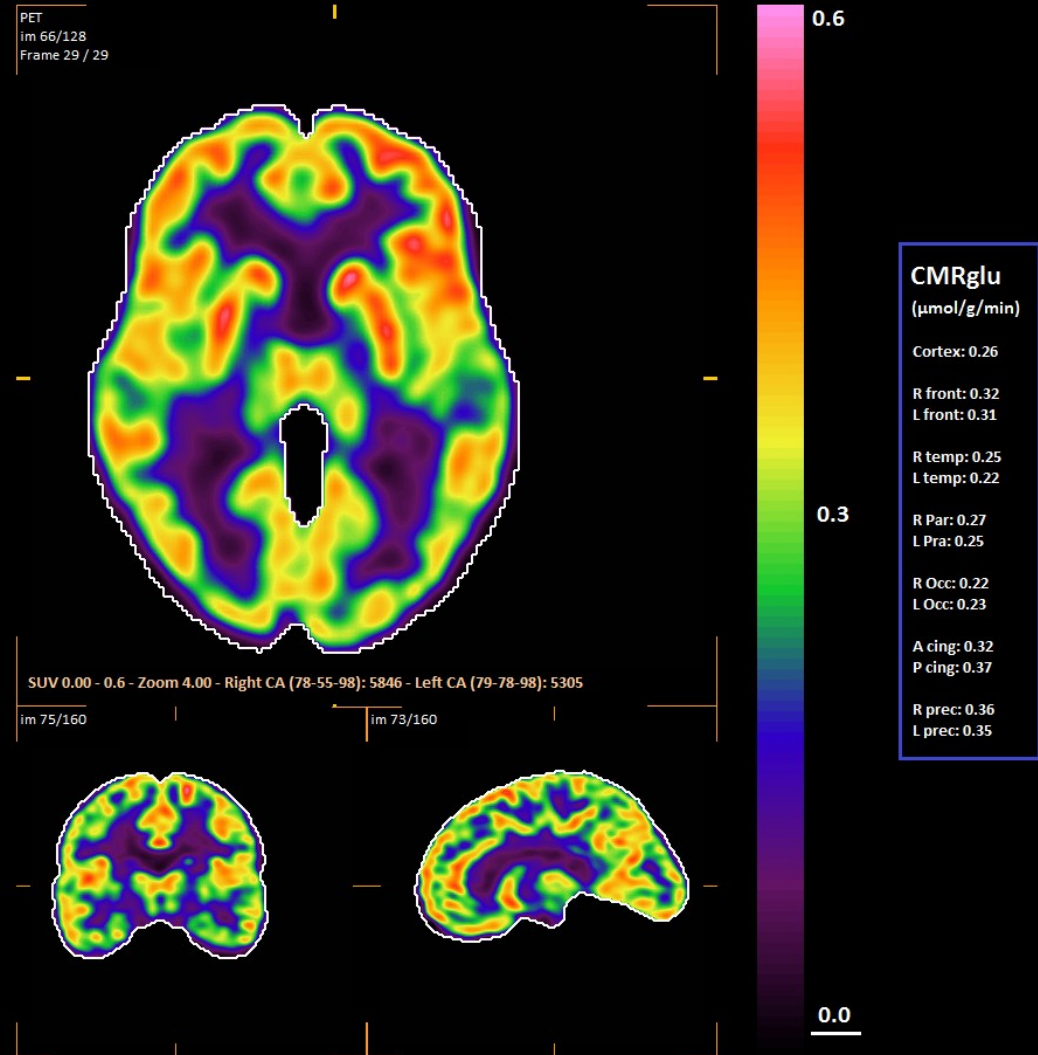
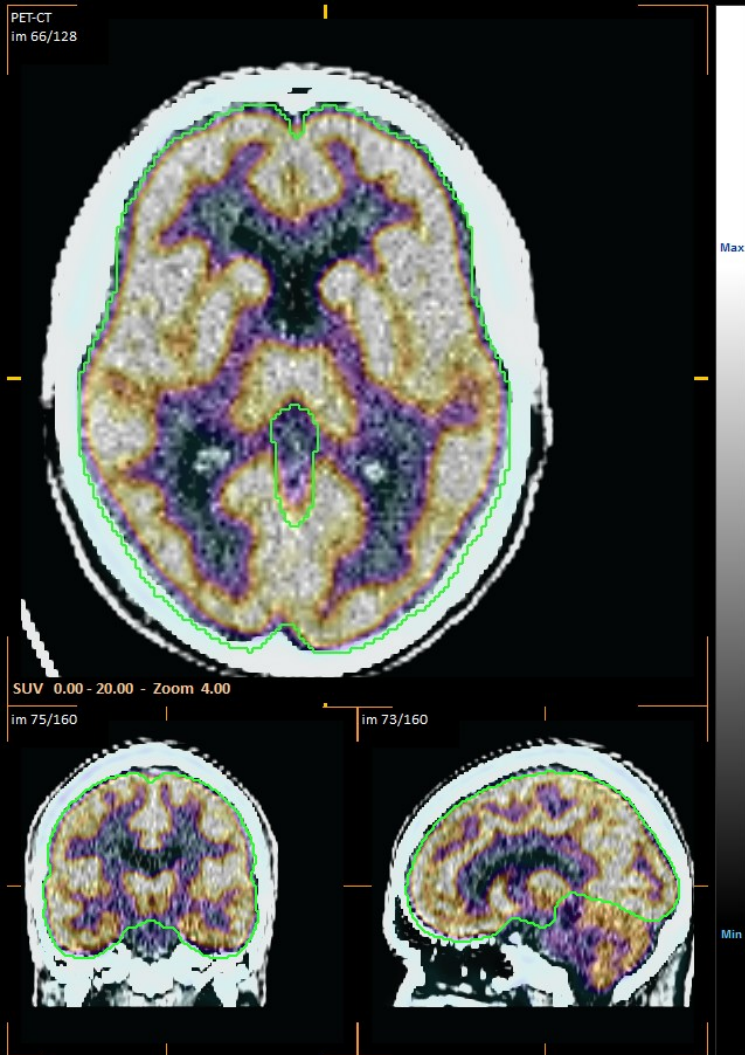
$$y = (V_D + V_P) \cdot t' + Cste$$

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

Volume de distribution par cc de tissu



# EXEMPLE DE MODELE DE PATLAK



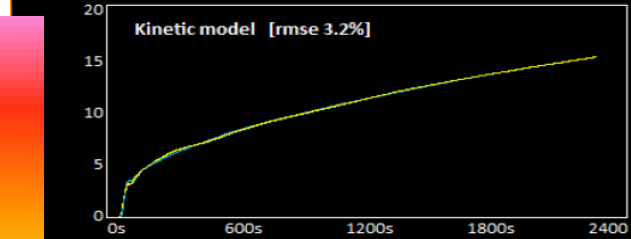
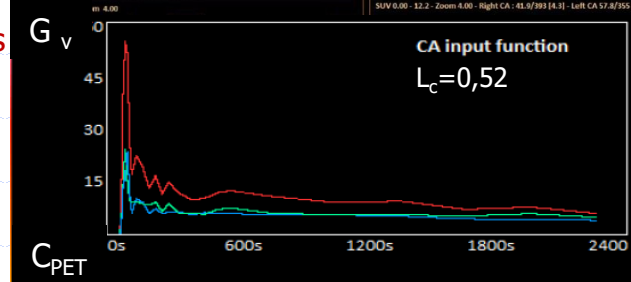
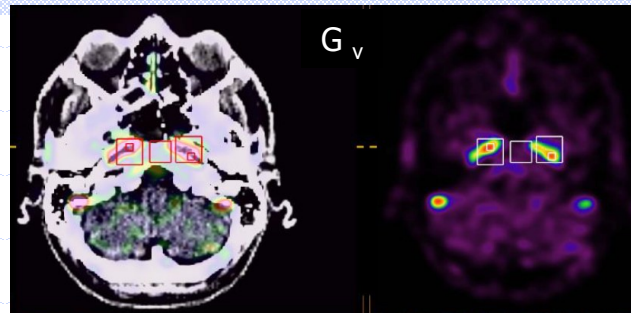
# EXEMPLE

**CBF (mL/100g/min):**  
 =  $100 \cdot K_1 / FE = 55$

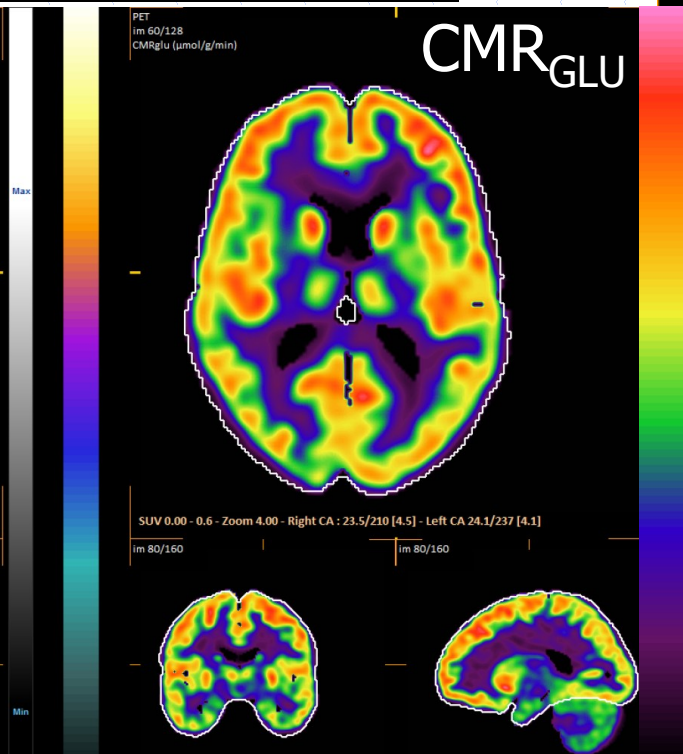
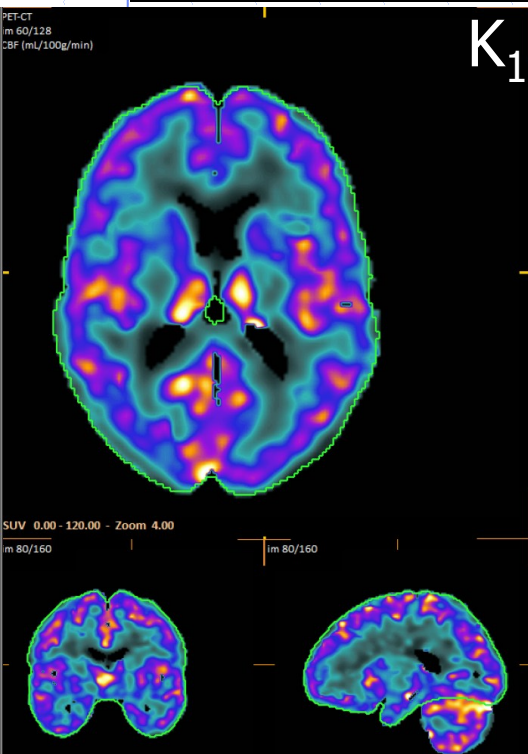
**K1: 0.098 K2: 0.140**  
**K3: 0.079 f : 0.023 FE: 0,18**

**CMRglu ( $\mu\text{mol/g/min}$ ):**  
**Cortex: 0.30 (0.30)**  
**Ki: 0.035 (0.035)**  
**Glycemia: 4.4 mmol/L**

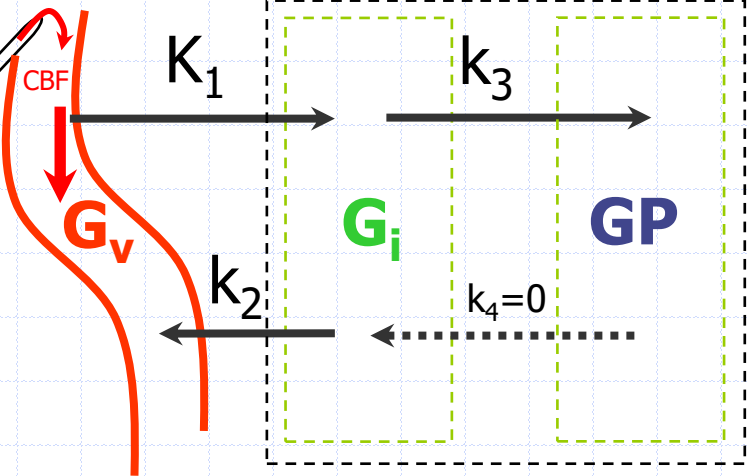
Moindres carrés (Patlak)



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



# fPET: Administration IVSE du <sup>18</sup>FDG



Hypothèses:  $k_4=0$   $f=0$   $G_i(t) = G_i = cste$

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

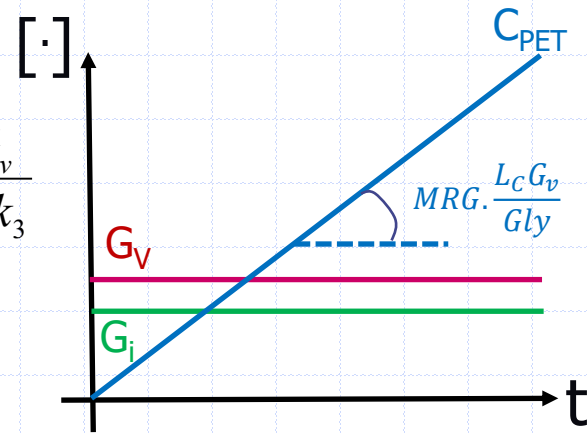
$$\frac{dG_i(t)}{dt} = K_1 G_v(t) - (k_2 + k_3) G_i(t) \Rightarrow G_v(t) = G_v = cste$$

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

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

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

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



# fPET à partir de Patlak :

Modèle de Patlak :

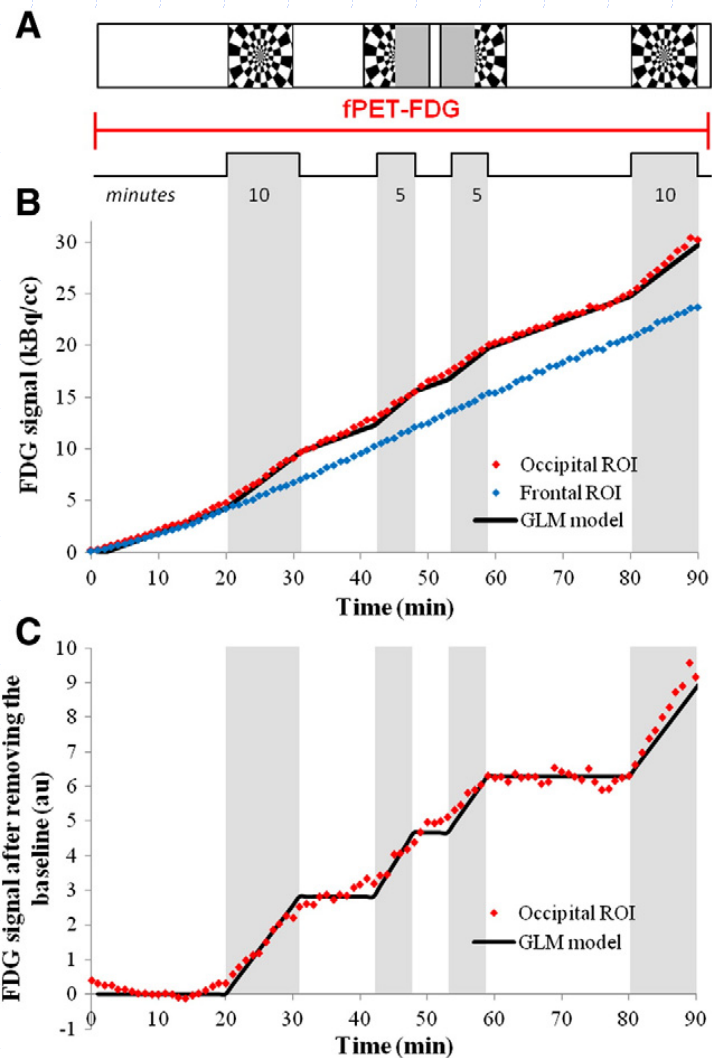
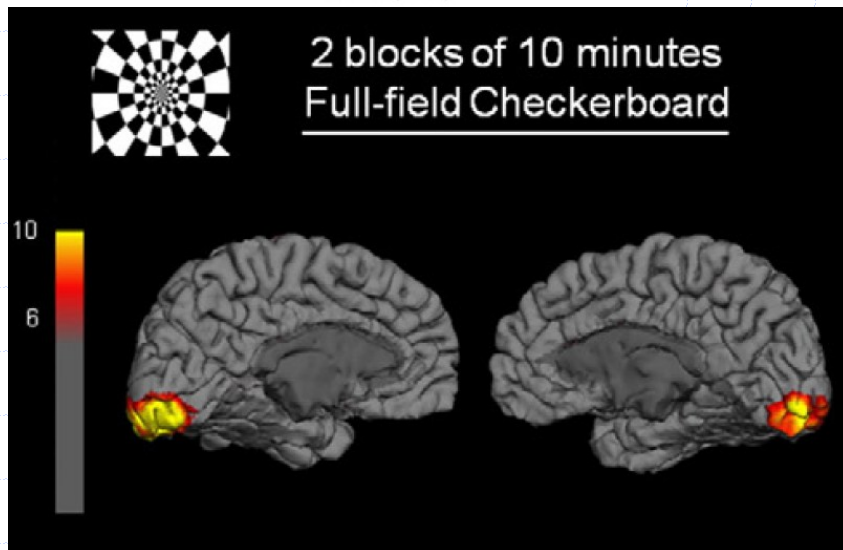
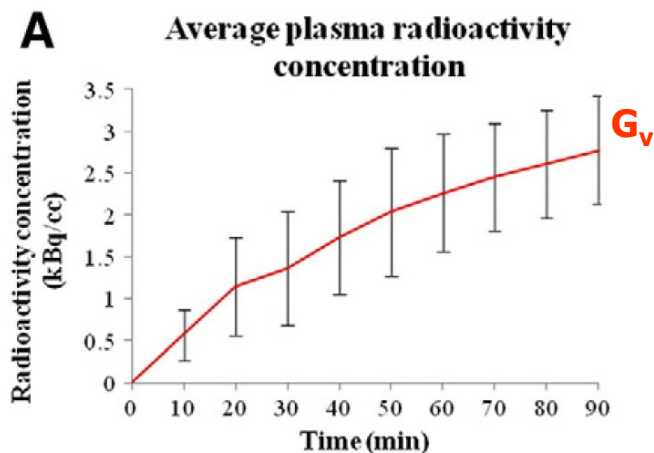
$$\frac{C_{PET}(t)}{G_v(t)} = \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3} \frac{\int_0^t G_v(u) \cdot du}{G_v(t)} + \frac{K_1 k_2}{(k_2 + k_3)^2}$$

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

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

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

# fPET: Administration du $^{18}\text{F}$ FDG IVSE



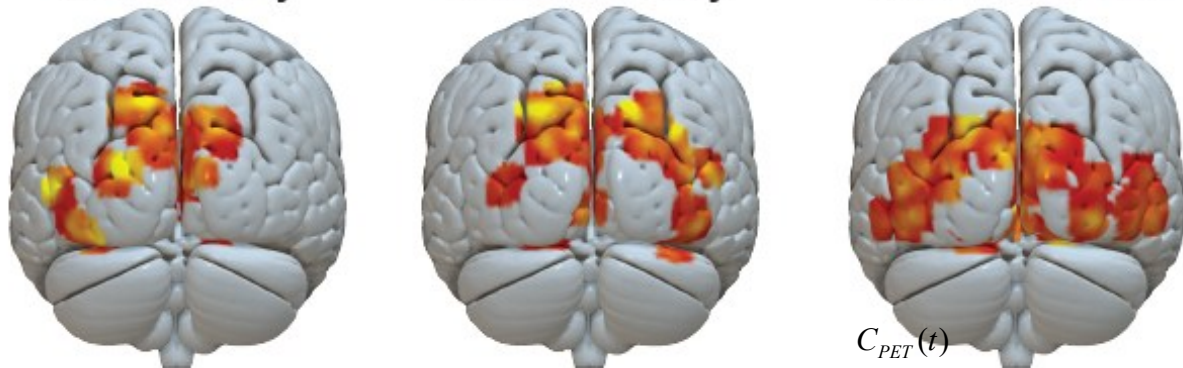
# fPET: BOLUS + IVSE

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

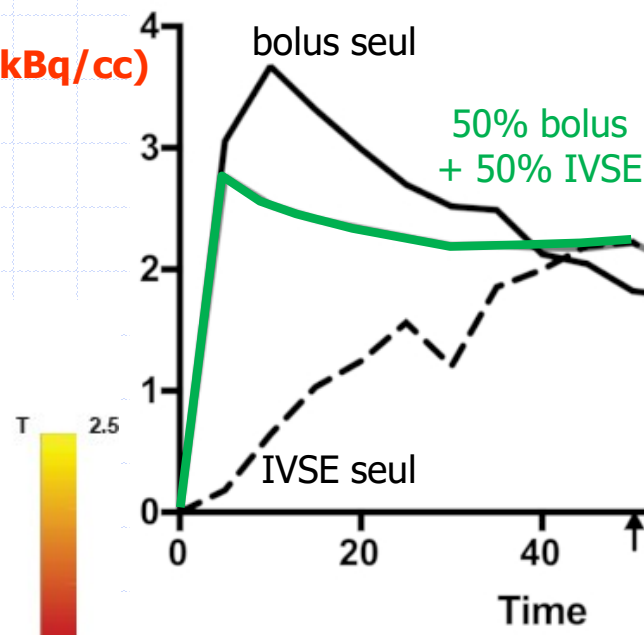
A. Bolus Only

B. Infusion Only

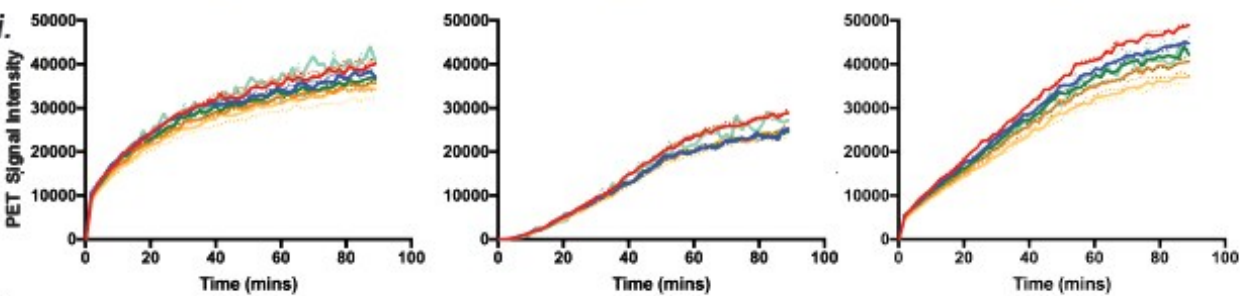
C. Bolus/Infusion



$C_{PET}(t)$

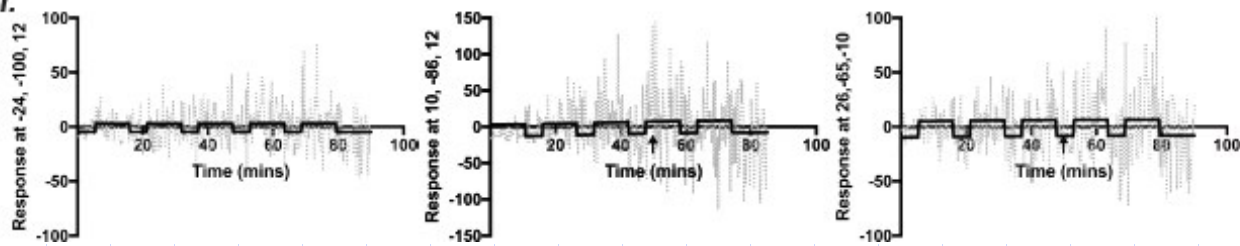


ii.



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

iii.



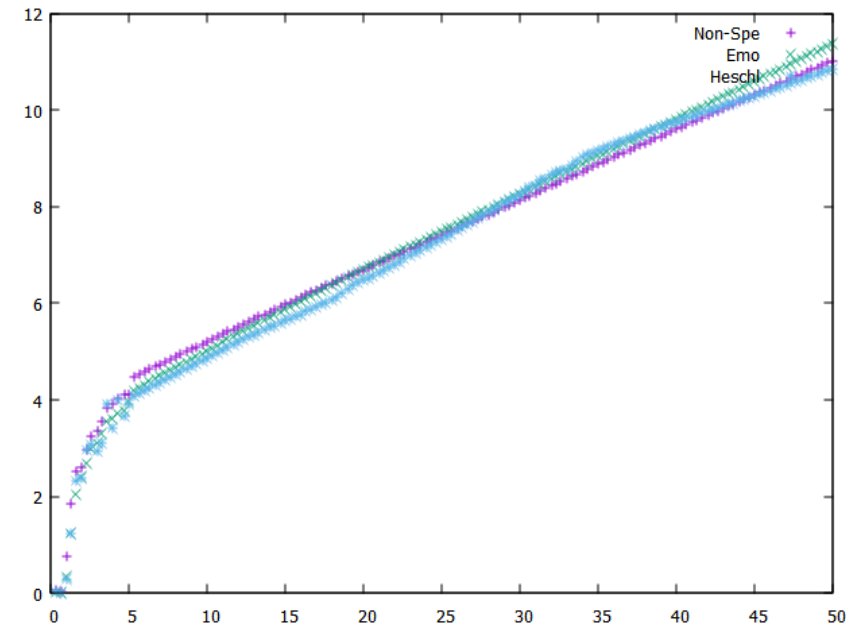
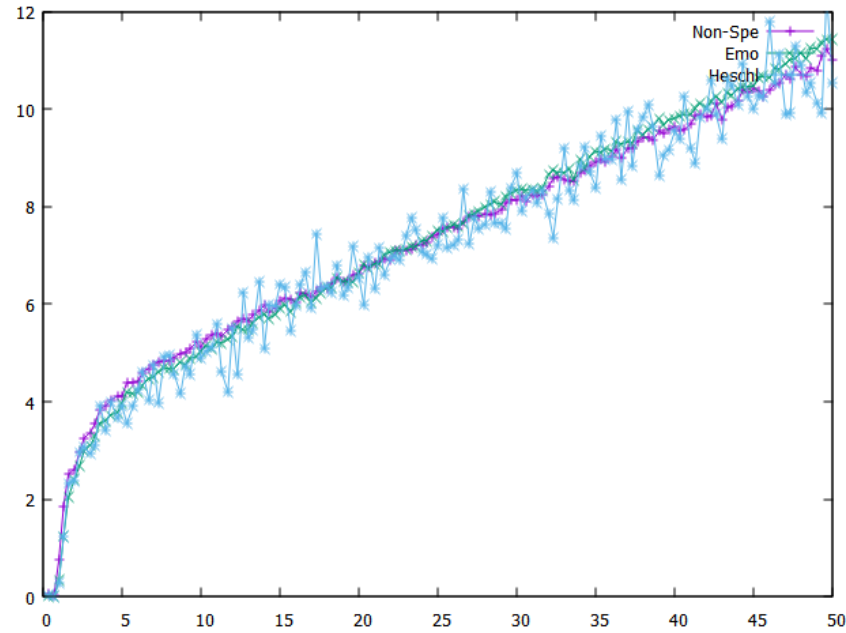
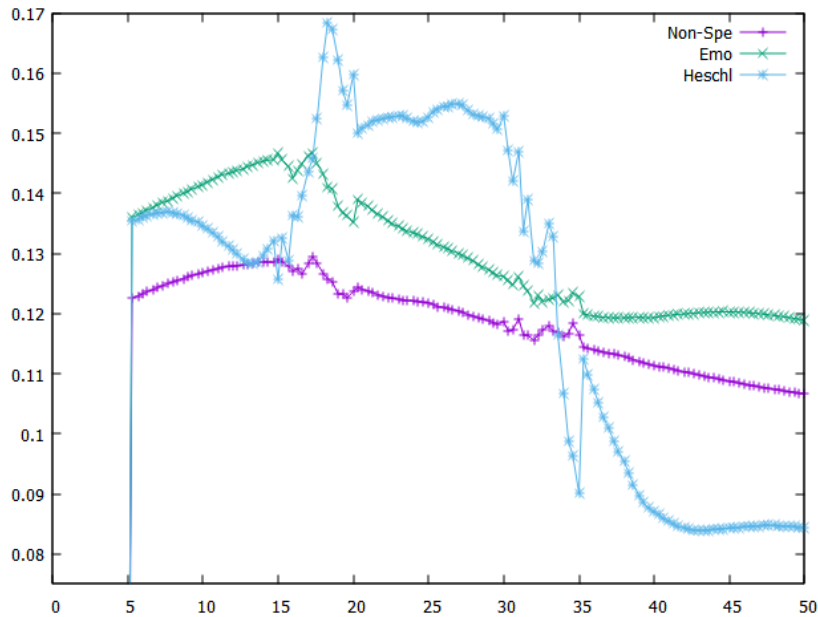
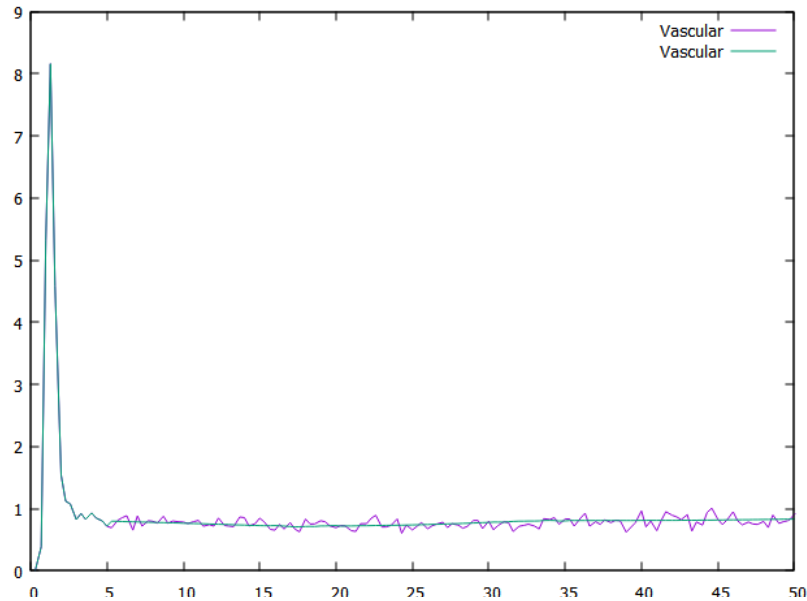
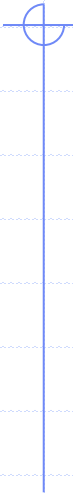
- Fitted
- ... Error

1<sup>st</sup> fPET Online Course

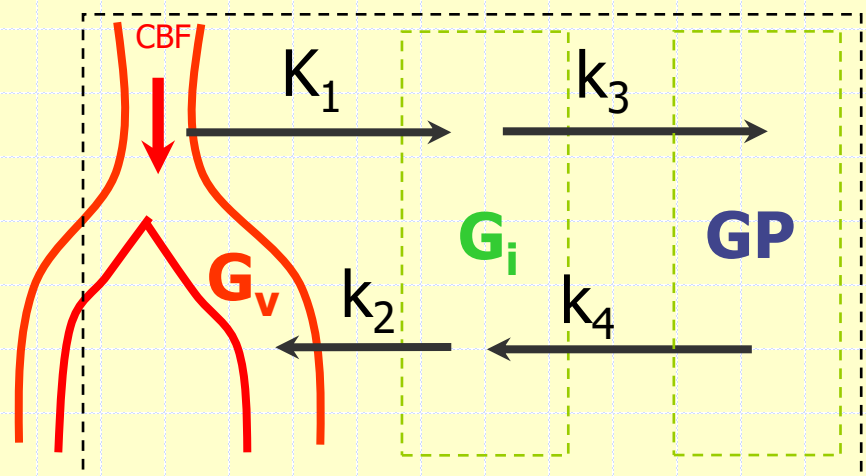
22<sup>nd</sup> – 23<sup>rd</sup> May 2025, Vienna, Austria



# EXAMPLE



# SYNTHESE MRG

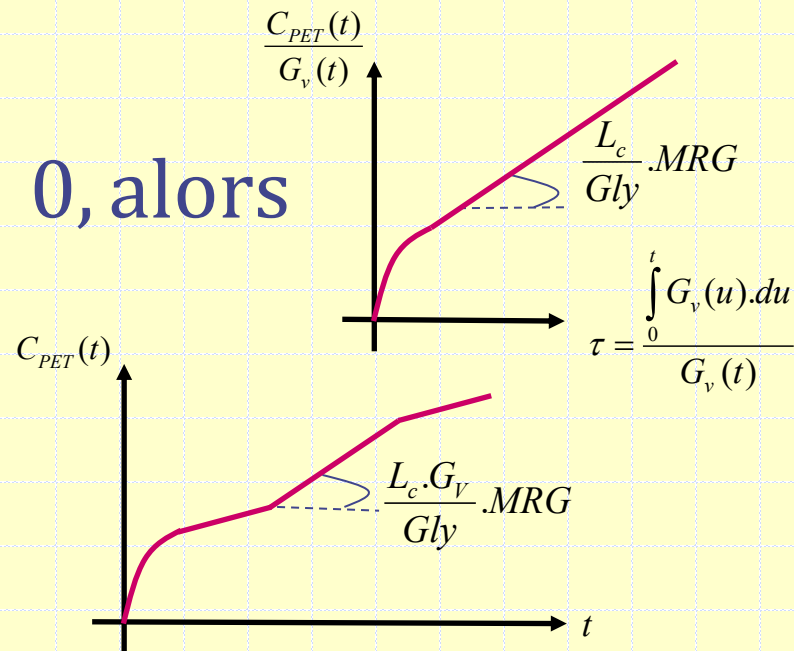


- Acquisition List Mode  
TEP dynamique

- $G_i = cste$  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

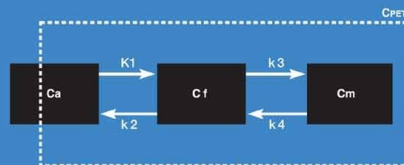
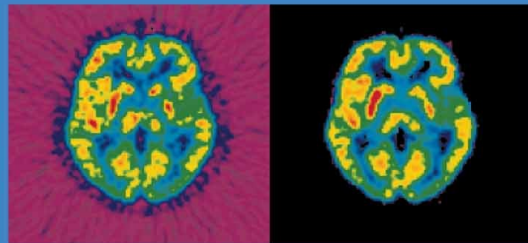


1.  $\sigma(R-R') = \sqrt{(C_R + C_{R'})}$  où  $\sigma(R) = \sqrt{C_R}$  &  $\sigma(R/R') = (R/R') \cdot \sqrt{(1/C_R + 1/C_{R'})}$
2. Statistique inconnue dans les coupes (non poissonnienne)
3. Images d'amplitude et de phase, fits mono et multi-harmoniques
4. Quantification de la perfusion par QPS
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

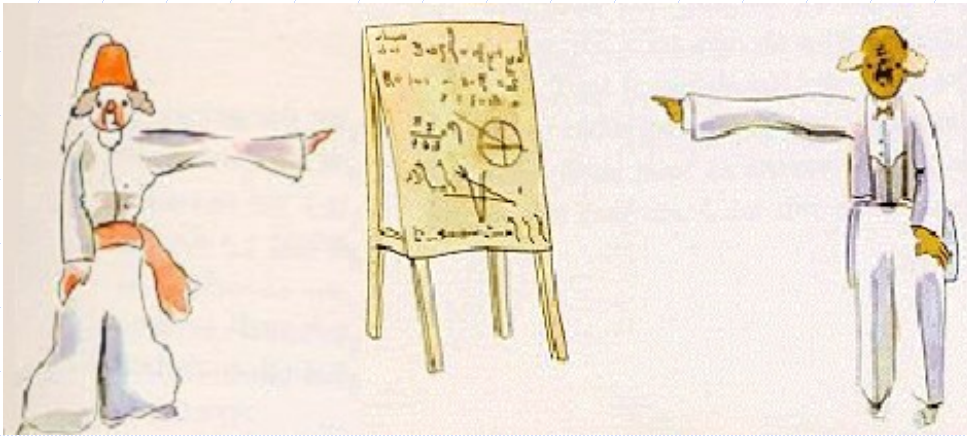
## Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging

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



Merci pour votre attention...

# NOTATIONS

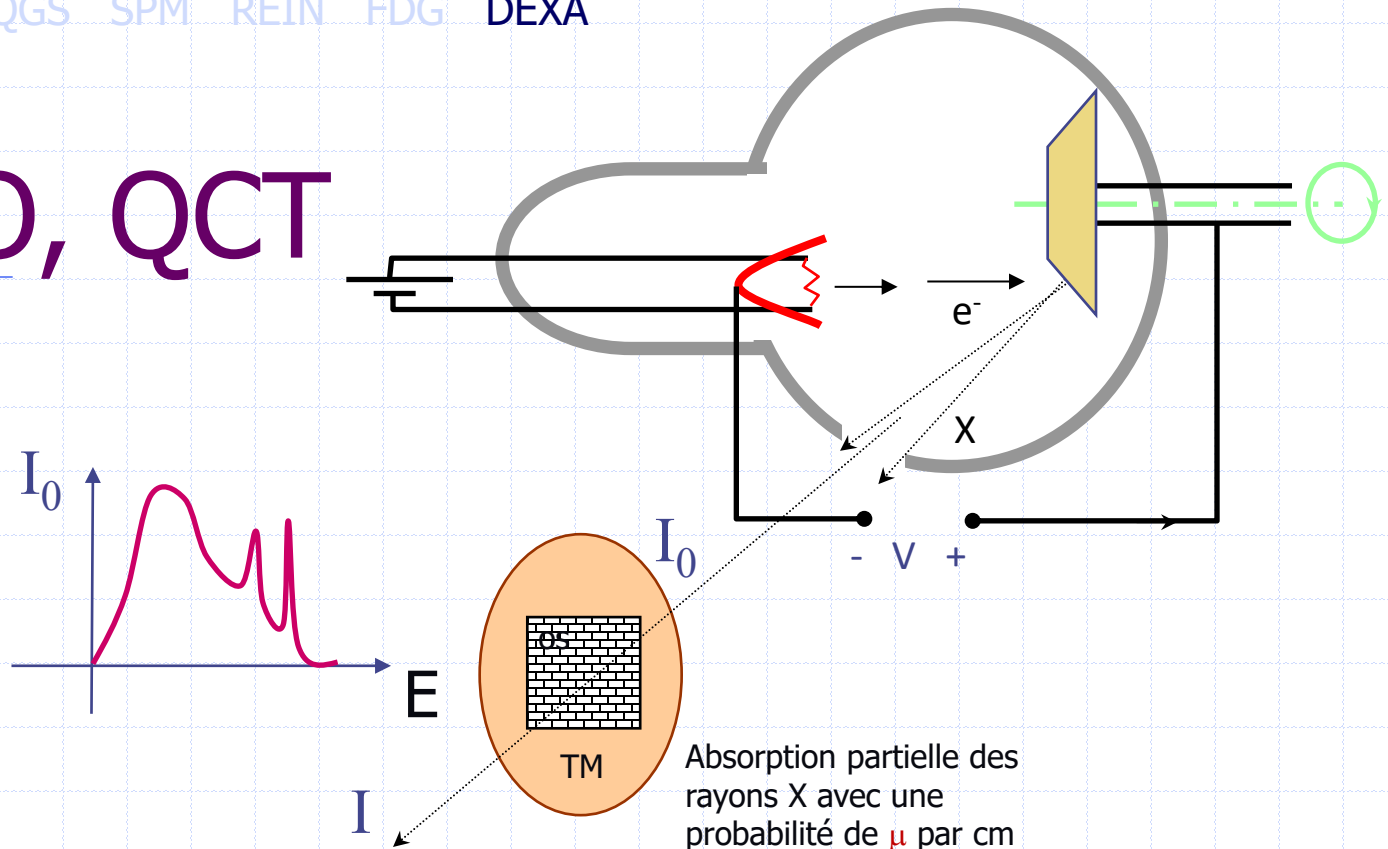
- $i$  numéro de pixel ou de voxel
- $(i,j)$  pixel en  $1^{\circ}$  ligne et  $j^{\circ}$  colonne
- $h(i)$  réponse impulsionnelle centrée en  $i$
- $LMH=FWHM$  = largeur à mi-hauteur
- $f$  fréquence spatiale en  $mm^{-1}$ .
- $f_{max}$  fréquence spatiale maximale d'un signal
- $f_e$  fréquence d'échantillonnage =  $2 \cdot f_{max}$
- $p(i)$  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
- $\sigma$  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
- $\lambda$  probabilité de désintégration par seconde
- $n! = n \cdot (n-1) \cdot \dots \cdot 3 \cdot 2 =$  factorielle de  $n$
- $\varepsilon$  et  $\delta$  : érosion et dilatation,
- $\gamma$  et  $\varphi$  : 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
- $\Phi$  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)

# ANNEXES

L'ostéodensitométrie est un autre bel exemple d'imagerie paramétrique (où chaque pixel est une densité osseuse surfacique calculée). Comme elle ne concerne pas tous les médecins nucléaires, son exposé est placé en annexe et n'est pas au programme de l'examen d'UV3.

# OSTEODENSITOMETRIE

# RADIO, QCT

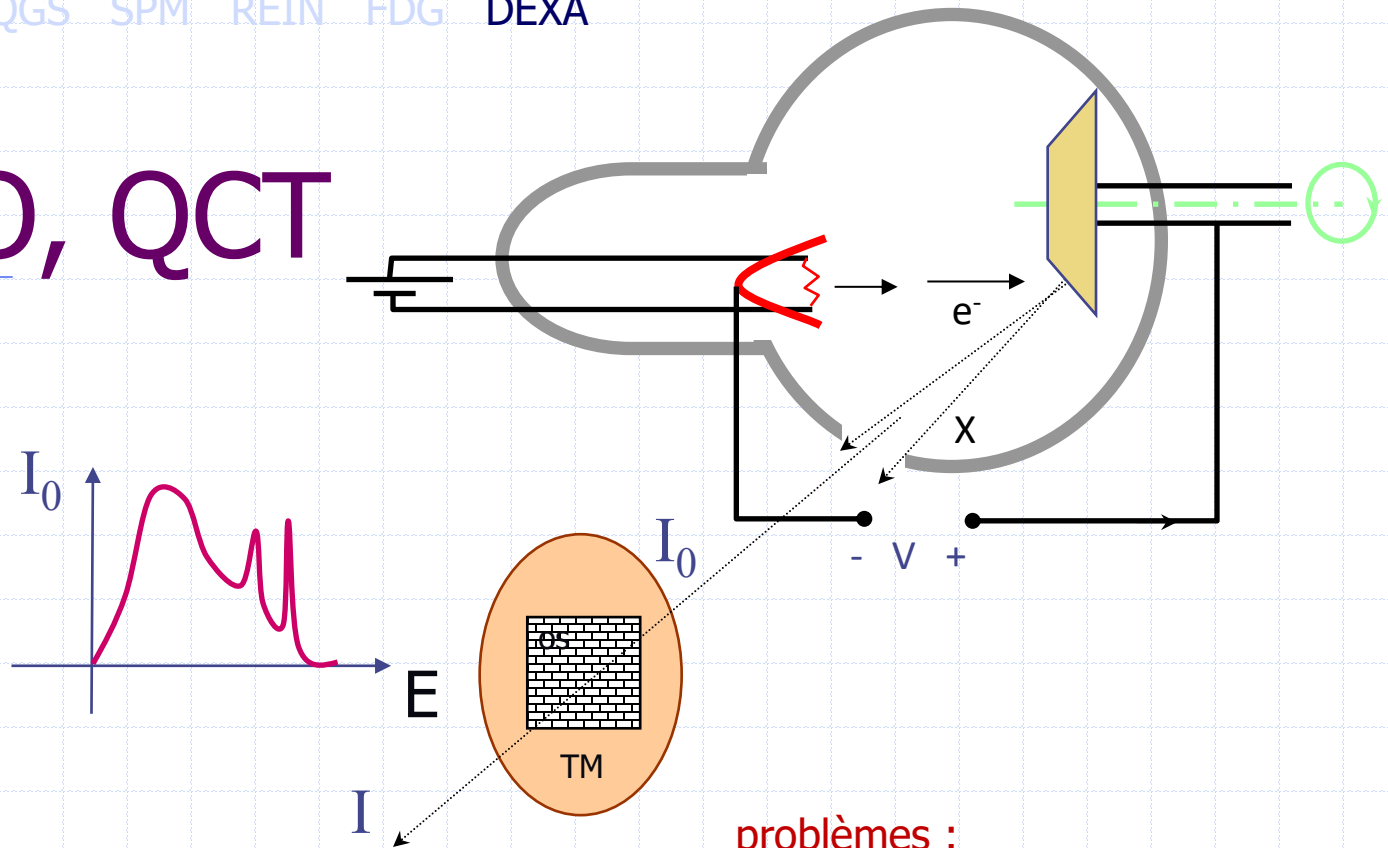


$$M = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu_O \cdot X_O + \mu_{TM} \cdot X_{TM}$$

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

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

# RADIO, QCT



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

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

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

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

problèmes :

- 1 équation, 2 inconnues ( $d_O, d_{TM}$ )
- Les coef.  $\mu/\rho$  dépendent de E

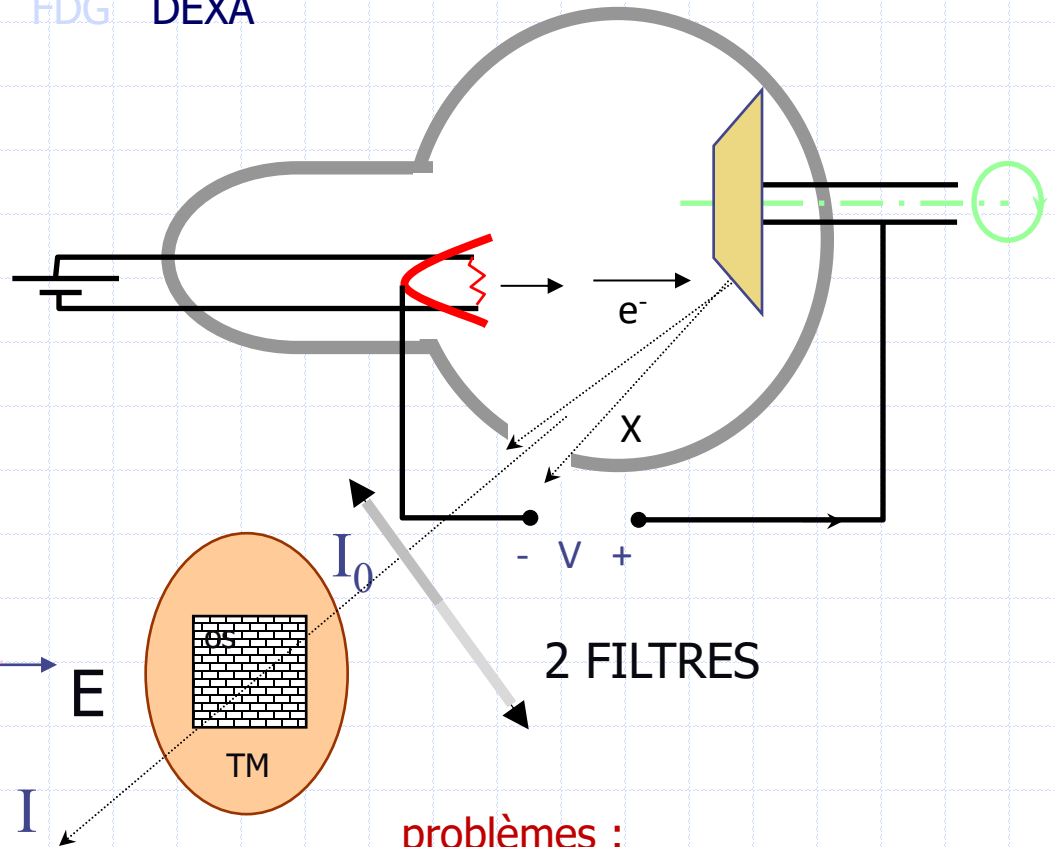
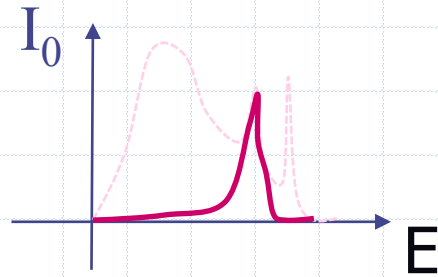
Solutions adoptées en QCT:

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

inconvenients: coût, disponibilité,

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

# DEXA



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

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

Constante tabulée  $d_O = aBMD$  en  $g/cm^2$

problèmes :

- 1 équation, 2 inconnues ( $d_O, d_{TM}$ )
- Les coef.  $\mu/\rho$  dépendent de  $E$

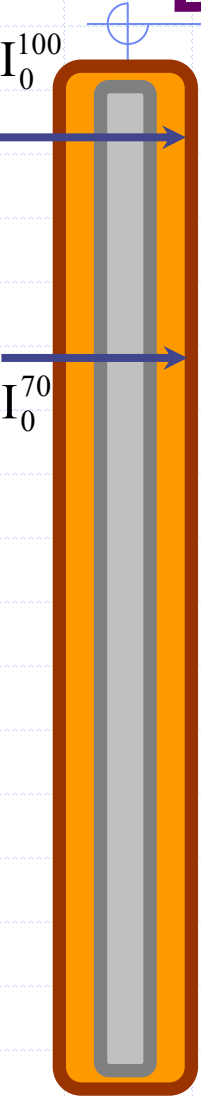
Solutions adoptées en DEXA:

- 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

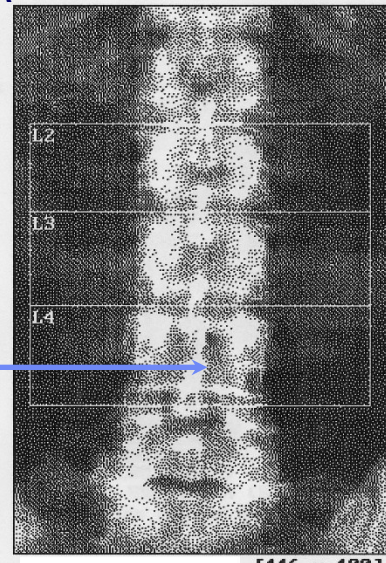


$$-\ln \frac{I}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O$$

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

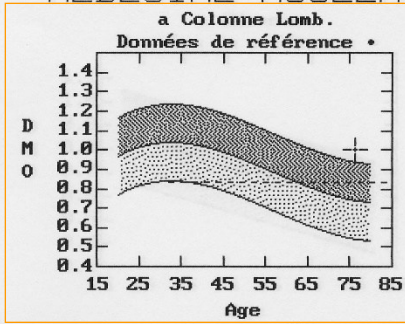
Ostéoporose :  
T-score < - 2.5

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



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

MEDECINE NUCLEAIRE - CHU MONTPELLIER



DMO(L2-L4) = 0.995 g/cm<sup>2</sup>

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]

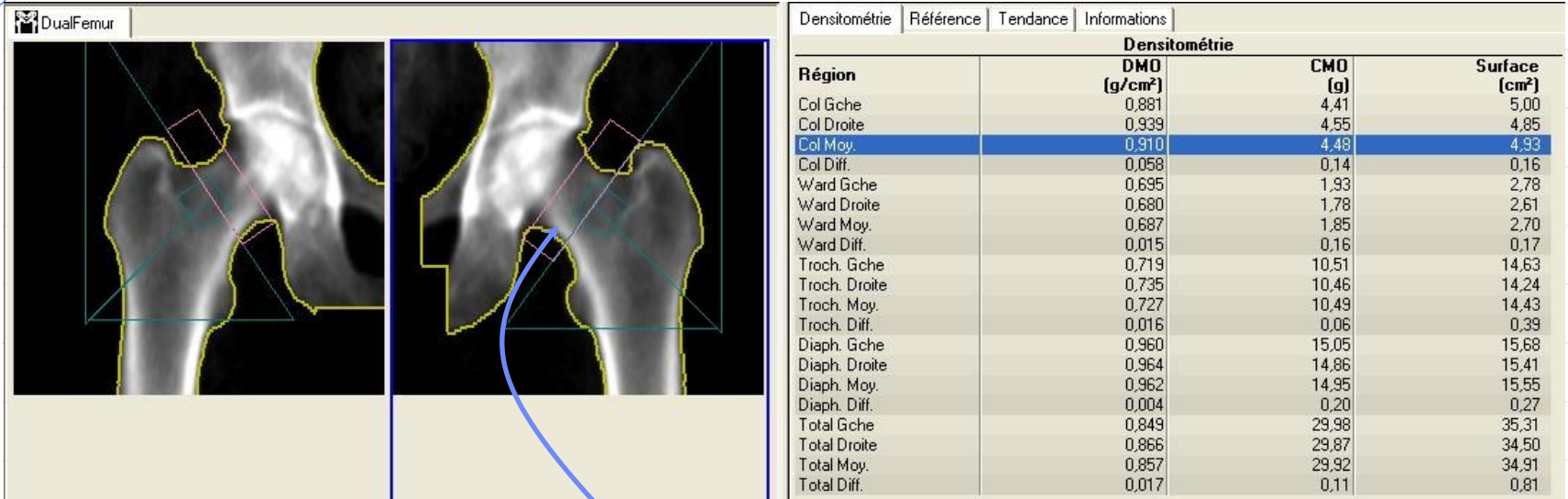
CU DMO TOTALE POUR L1 - L4 1.0%

F. C. 1.035 1.006 1.000

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

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

# DEXA

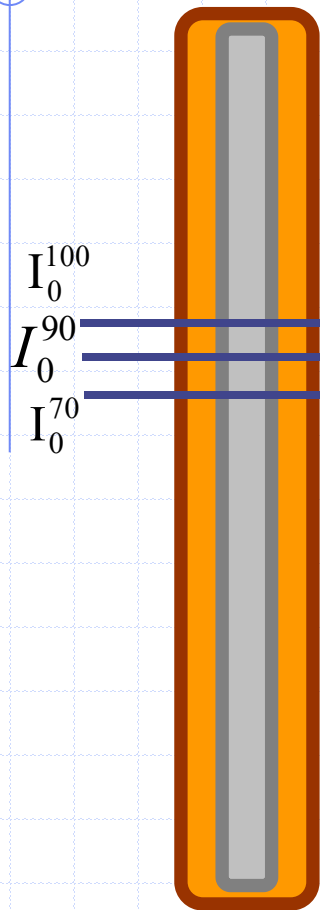


$$-\ln \frac{I^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} + \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O$$

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

# 3 énergies

⇒ masses osseuse, maigre, grasse ?



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

Systeme très mal conditionné  
 ↪ mauvaise idée...



# Lien entre x et R

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

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

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

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

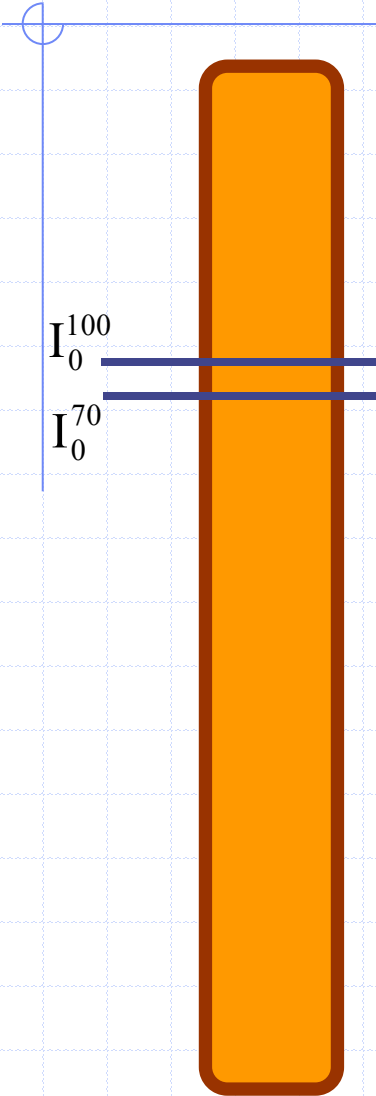
$$\rho := x\rho_g + (1-x)\rho_m = \rho_m - x(\rho_m - \rho_g)$$

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

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

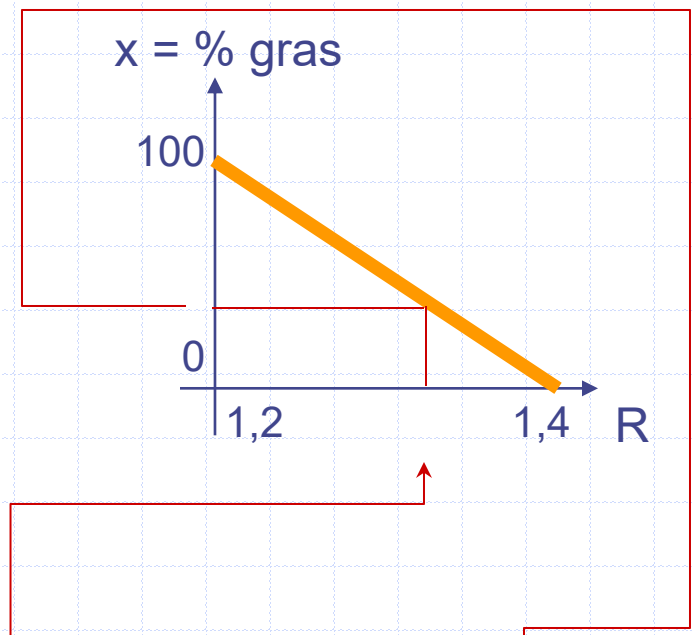
$dx > 0$  (plus de gras)  
 $\Rightarrow d\mu < 0$   
 et  $\mu$  diminue plus  
 si E est faible donc  $R \downarrow$  :  
 x est une fct décroissante de R

# DISTINCTION MASSES MAIGRE/GRASSE



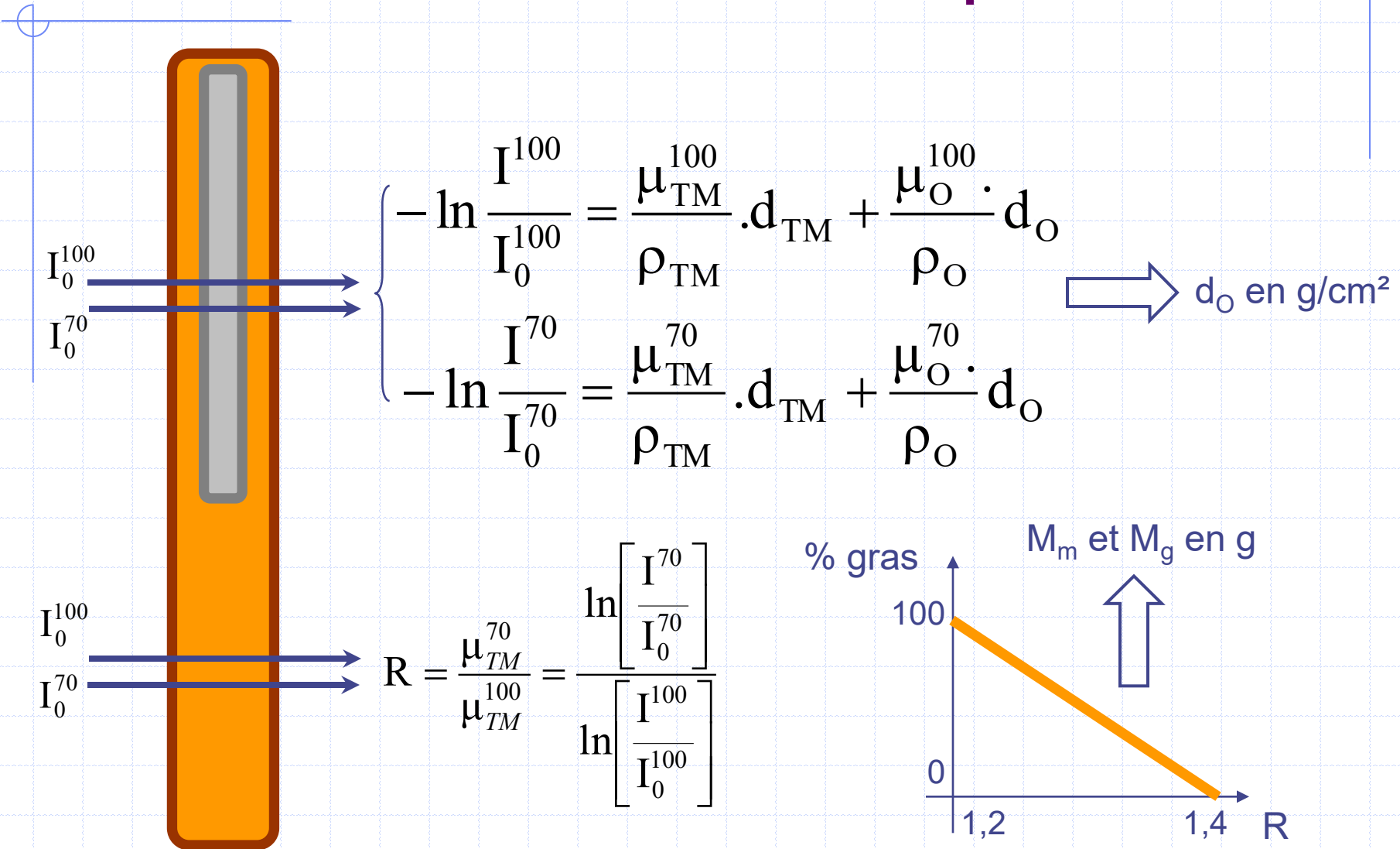
$$\begin{cases}
 -\ln \frac{I_0^{100}}{I_0^{100}} = \frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} \\
 -\ln \frac{I_0^{70}}{I_0^{70}} = \frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM}
 \end{cases}$$

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

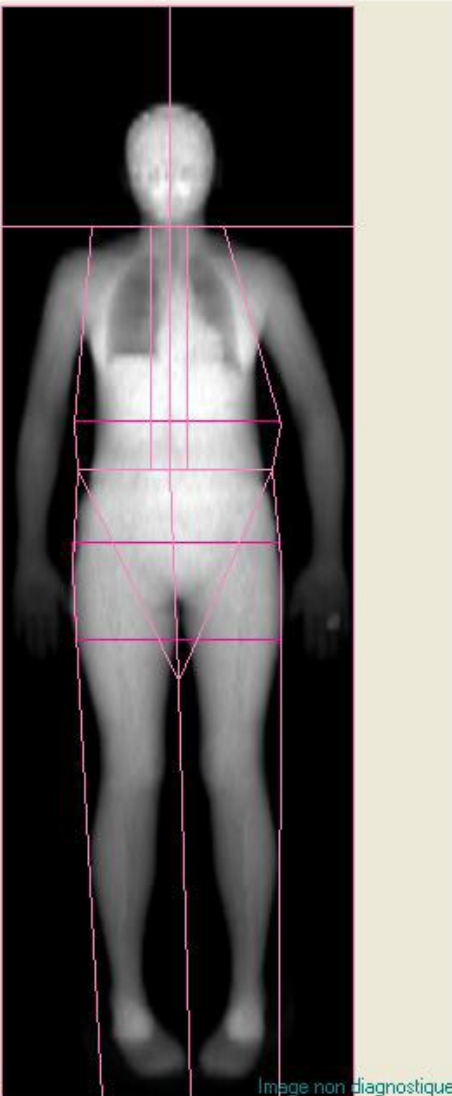
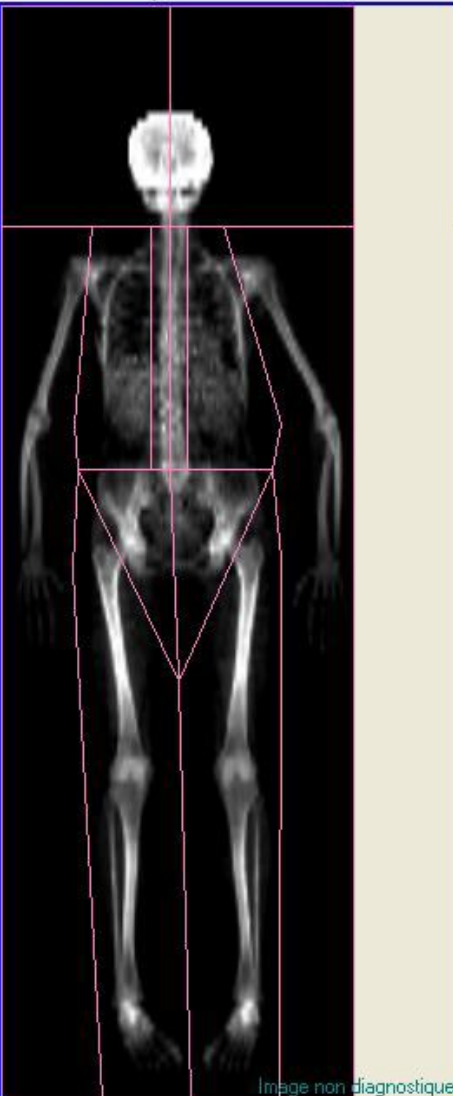


$d_{TM} \rightarrow d_m \text{ et } d_G$   
 en  $g/cm^2$   
 masses TM, m et g  
 en kg

# Ostéodensitométrie « corps entier »

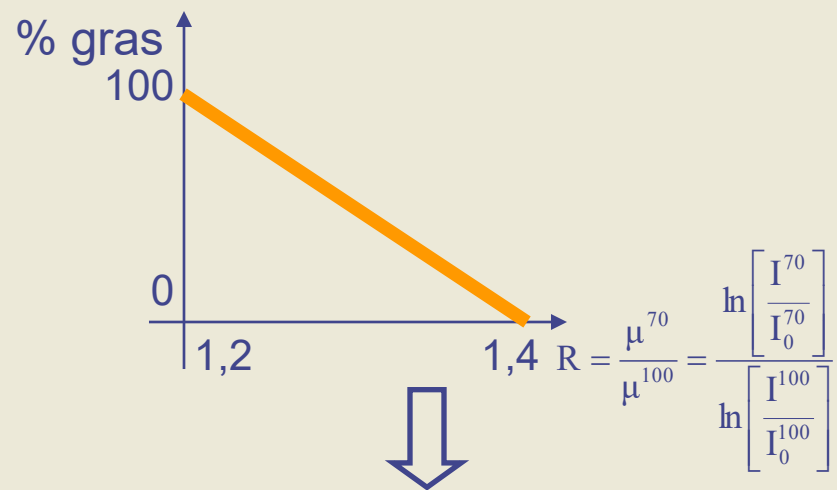


Corps Entier



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

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



**Classification IMC de l'Organisation Mondiale de la Santé**

Indice de masse corporelle (IMC) = 20,7



**Composition**

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

**Résultats standards**

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

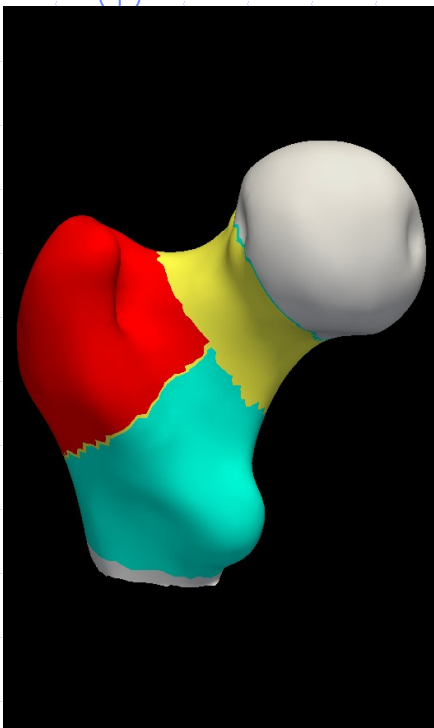
flèches haut/bas

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/cm<sup>3</sup>



Visualisation  
 2D Dexa + Projection  
 Régions  
 Densité 3D  
 Epaisseur

Réinitialiser la vue

Longueur de l'axe du fémur : 9.047 cm  
 Angle fémur (FN5A) : 123.183 °

Résultats CMO

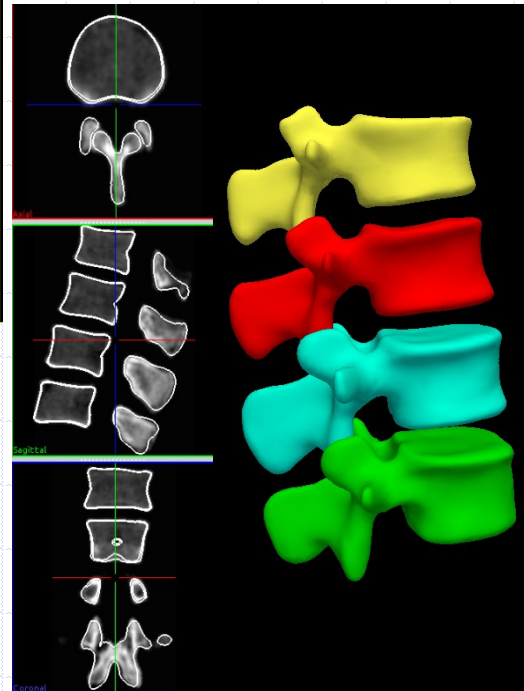
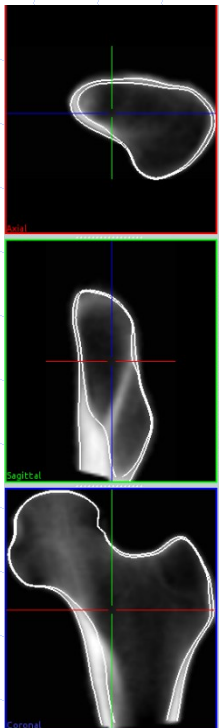
Région	Trabéculaire (g)	Cortical (g)	Total (g)
Col	3.85	1.22	5.07
Trochanter	6.11	1.67	7.78
InterTro	7.41	7.22	14.63
Total	17.37	10.10	27.48

Résultats volume

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

Résultats vDMO

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



Visualisation  
 2D Dexa + Projection  
 Régions  
 Densité 3D  
 Epaisseur

Réinitialiser la vue

Résultats : Corps

Résultats CMO

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

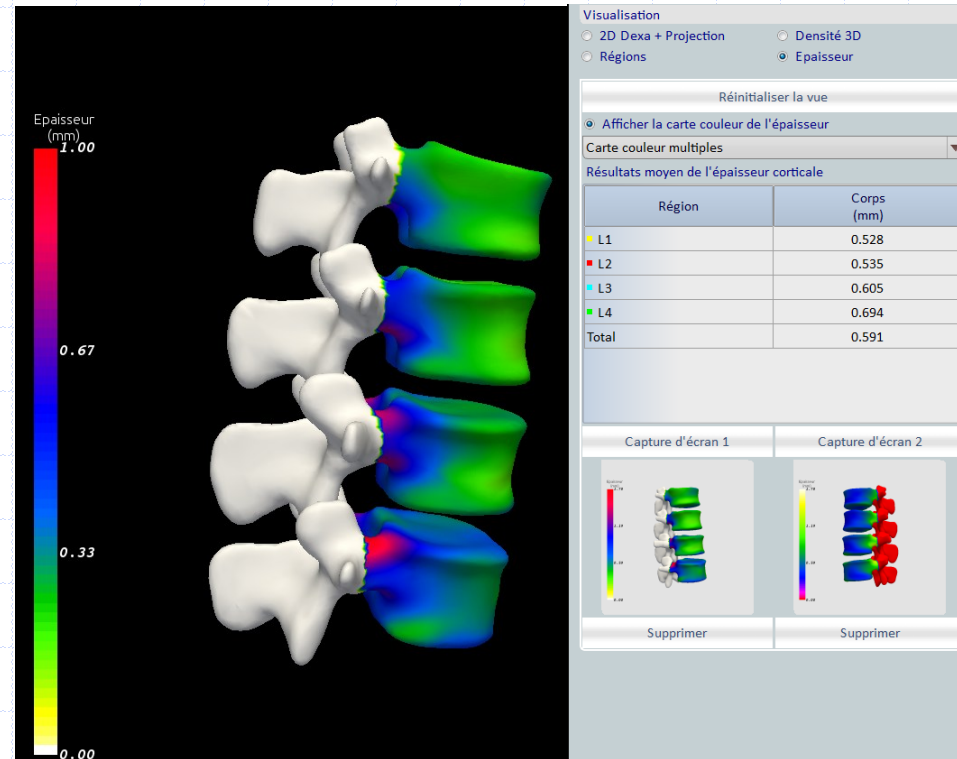
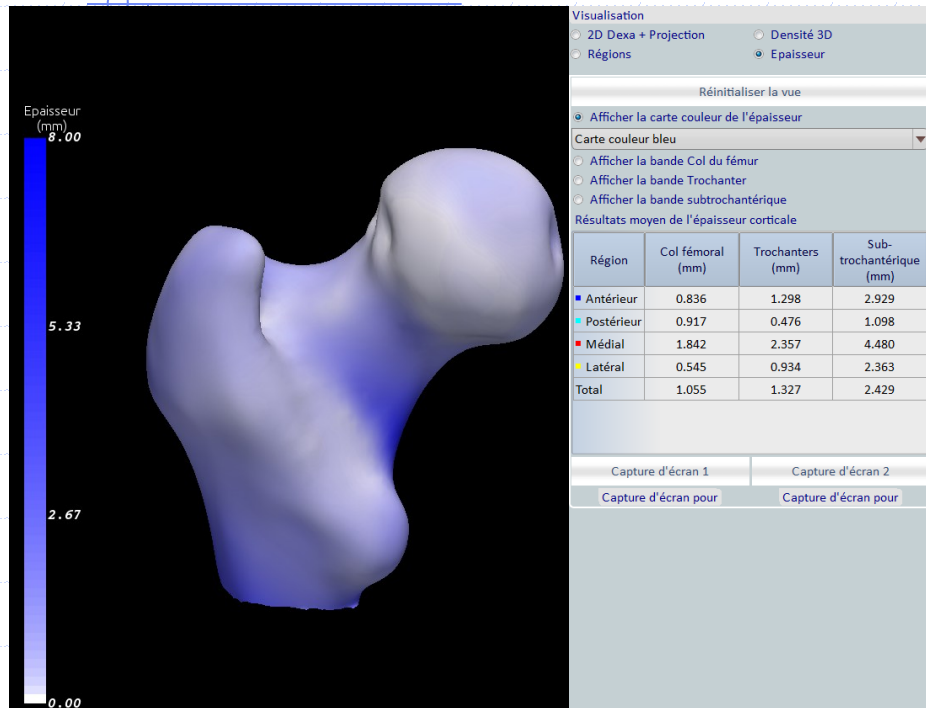
Résultats volume

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

Résultats vDMO

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

# 3D-DXA: Epaisseur corticale



# DEXA : SYNTHÈSE

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