

EXTRACTION DE PARAMETRES PHYSIOLOGIQUES & DIAGNOSTIQUES

HISTORIQUE

TRACEURS EN IMAGERIE FONCTIONNELLE

SIGNAL PHYSIQUE → IMAGE MEDICALE

EXTRACTION DE PARAMETRES PHYSIOLOGIQUES & DIAGNOSTIQUES

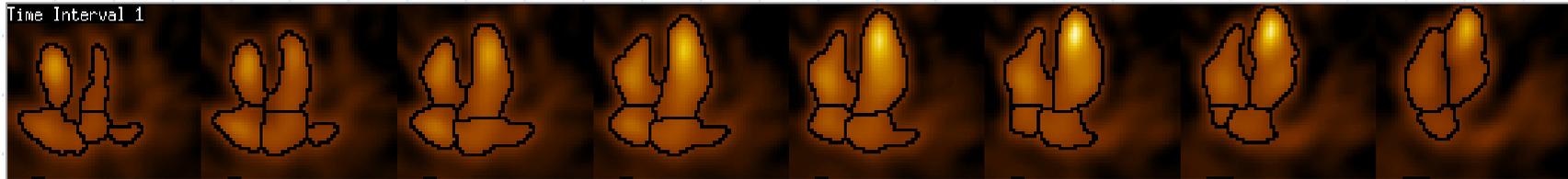
UE optionnelle DFGSM : Imagerie métabolique et fonctionnelle
14 mars 2013. 14h-18h. D. Mariano-Goulart

PLAN DU COURS

EXTRACTION DE PARAMETRES PHYSIOLOGIQUES & DIAGNOSTIQUES

- CINETIQUE DES TRACEURS
- SELECTION D'UNE REGION D'INTERET DANS UNE IMAGE
 - Segmentation, seuils, croissance de régions,
 - Quantification, méthodes dérivatives,
 - Ligne de partage des eaux.
- EXTRACTION DE PARAMETRES PHYSIOLOGIQUES A PARTIR DE MODELES PHARMACOCINETIQUES ET STATISTIQUES
 - SPM, Temps de transit intra-rénal,
 - Modèle pharmacocinétique en TEP au 18FDG
 - IRM fonctionnelle, Neurologie isotopique.

SEGMENTATION



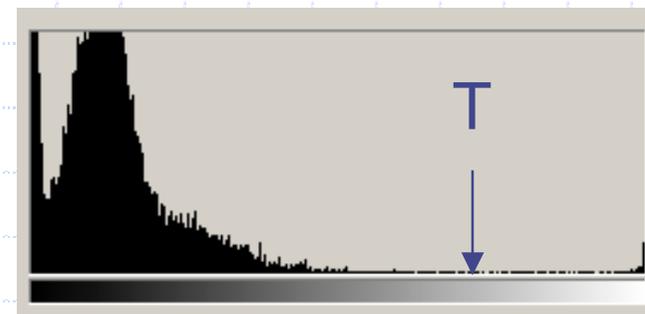
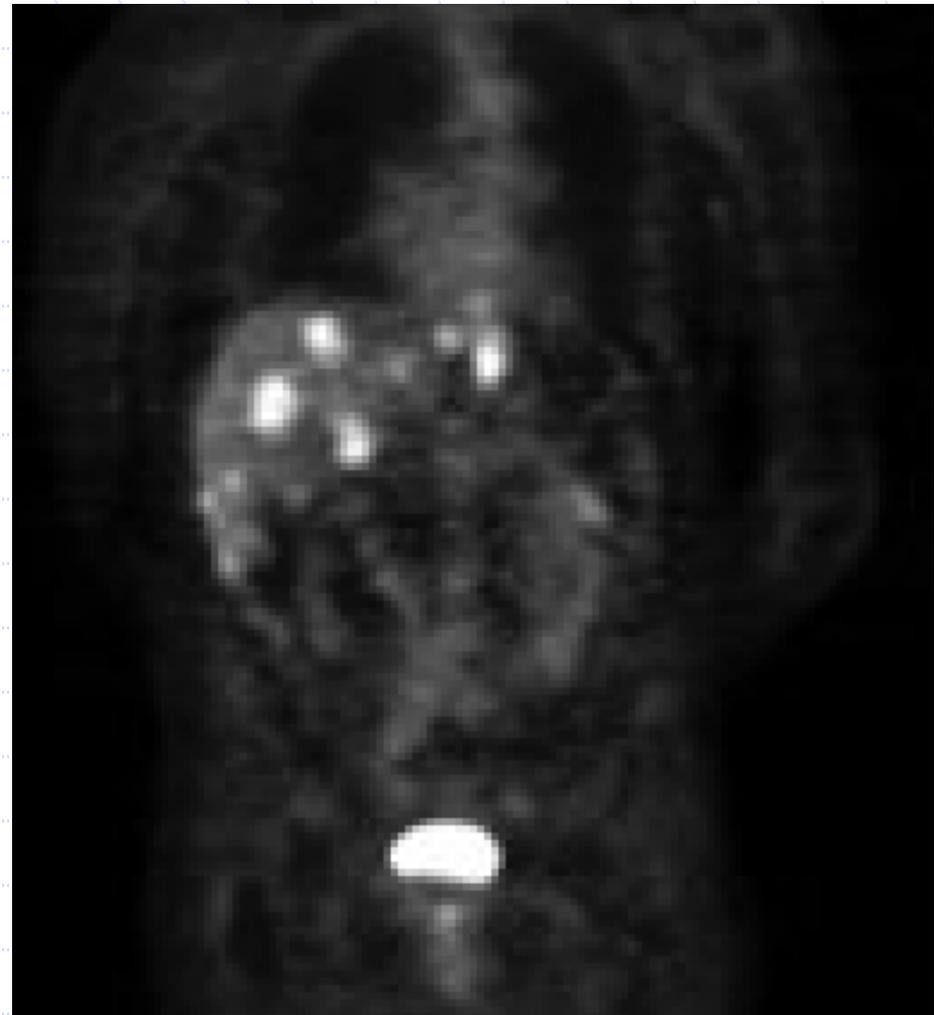
- ◆ Partition d'une image en régions d'intérêt (ROI)
- ◆ Première étape d'une analyse d'image
 - Extraction d'une mesure physique dans une ROI
- ◆ Quantification morphologique ou fonctionnelle

METHODES DE SEGMENTATION

- ◆ Seuillages
- ◆ Croissance de régions
- ◆ Recherches de frontières entre objets
 - Méthodes dérivatives
 - Méthodes morphologiques (gradients, LPE)
- ◆ Autres
 - Champs de Markov, réseaux de neurones, regroupement de pixels, étiquetage par analogie à des modèles, modèles déformables, atlas, analyse d'une évolution temporelle (ventriculographie, scintigraphie rénale...)

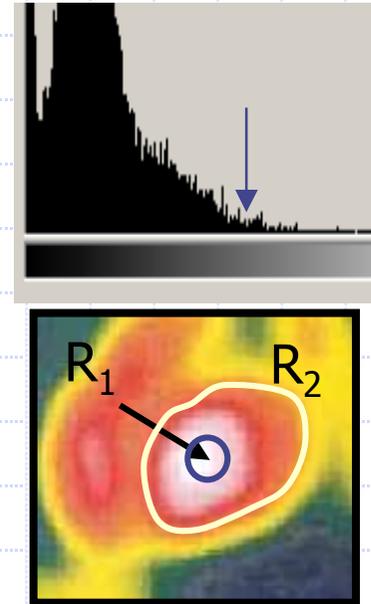
SEUILLAGE

- ◆ Définition d'un seuil T sur l'image ou l'histogramme
- ◆ Sélection des pixels de niveau supérieurs ou inférieurs à T



CHOIX DU SEUIL

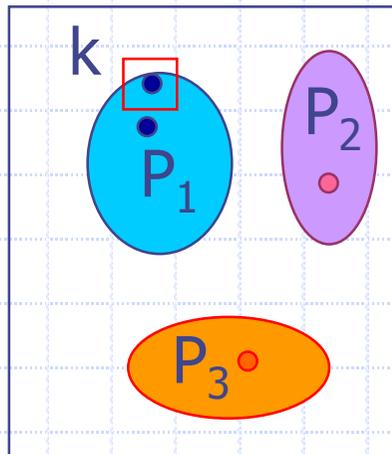
- ◆ Minimum de l'histogramme
- ◆ % d'un extrema de l'image
- ◆ Automatique:
 - ◆ Initialisation de T
 - ◆ $R_1 = \{(i,j) / S(i,j) > T\}$ et $R_2 = \{(i,j) / S(i,j) \leq T\}$
 - ◆ $M_1 = \text{Moyenne}_{R_1} S(i,j)$ et $M_2 = \text{Moyenne}_{R_2} S(i,j)$
 - ◆ $T = (M_1 + M_2) / 2$ tant que M_1 ou M_2 change
- ◆ Optimisation d'une fonctionnelle



SEUILLAGE PAR HYSTERESIS

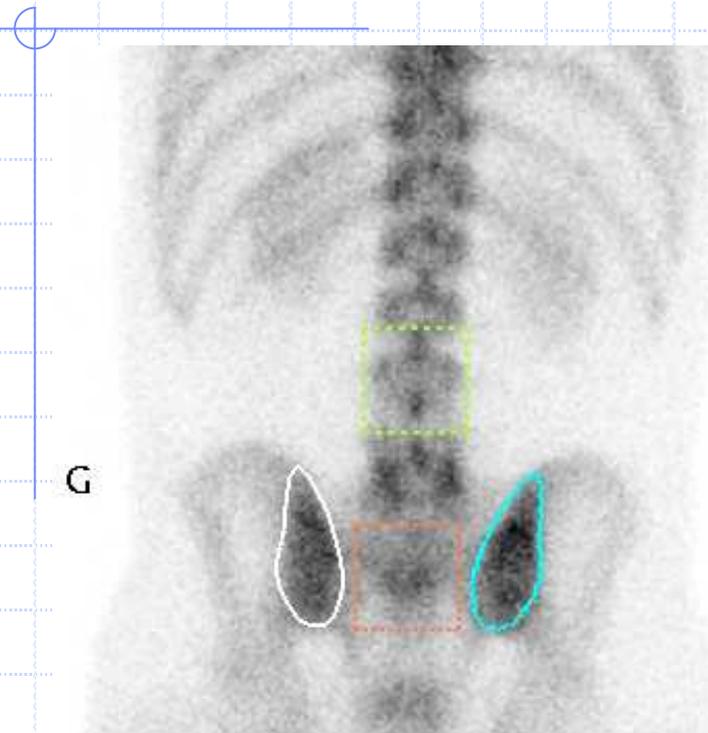
- ◆ Définition d'un seuil haut S_h et d'un seuil bas S_b
- ◆ Seuillage haut: $R' = \{ (i,j) / S(i,j) > S_h \}$
- ◆ $R'' = \{ (i,j) / S(i,j) > S_b$
et (i,j) connexe à $(i',j') \in R' \}$
- ◆ $R = R' \cup R''$

CROISSANCE DE REGIONS



- ◆ Initialisation: $R_i = \{P_i\}$, $i=1-3$
- ◆ Pour chaque région i
 - $M_i =$ Moyenne des pixels dans R_i
 - Pour chaque pixel k au bord de R_i
 - ◆ Pour chaque pixel (x,y) voisin de k
 - Si (x,y) non affecté et $|S(x,y) - M_i| < \epsilon$ alors $R_i = R_i \cup \{(x,y)\}$
 - $M_i =$ moyenne des pixels dans R_i
- ◆ Si au moins un pixel affecté

EXEMPLE : SACROILEITE ?



scintigraphie osseuse
aux BP-^{99m}Tc

SIG = SID ?

GAUCHE Total: 46474.00

DROITE Total: 50278.25

Sacrum Total: 55411.00

Lombaire Total: 51640.75

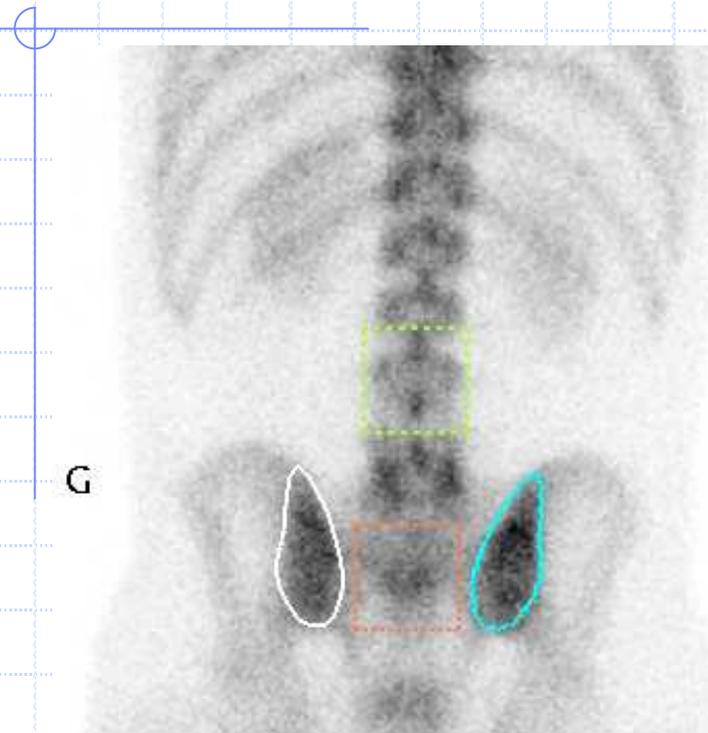
GAUCHE Mean: 52.57

DROITE Mean: 56.88

Sacrum Mean: 42.61

Lombaire Mean: 39.71

EXEMPLE : SACROILEITE ?



scintigraphie osseuse
aux BP-^{99m}Tc

GAUCHE Total: 46474.00

DROITE Total: 50278.25

Sacrum Total: 55411.00

Lombaire Total: 51640.75

Comptage : Stat de Poisson

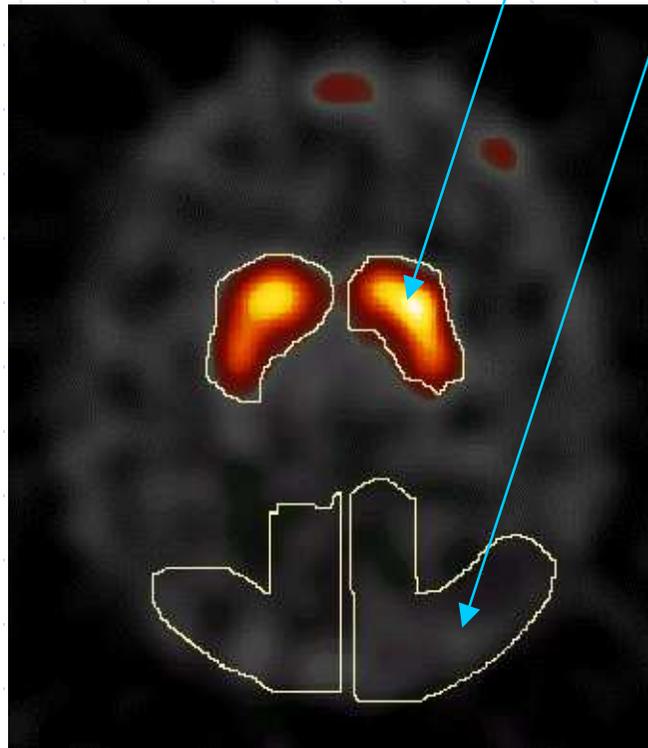
Moyenne = C_{total} et $SD = \sqrt{C_{total}}$

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

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

$SIG < SID$

ET EN TOMOGRAPHIE ?



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

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

inconnus car la statistique ne suit plus une loi de Poisson (erreur importante)

EN TOMOGRAPHIE

◆ Quantifier les comptages plutôt en TEP :

- ◆ Correction des fortuits, normalisation, temps mort...
- ◆ Correction des artefacts d'atténuation maîtrisée
- ◆ **Standardized Uptake Value :**

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

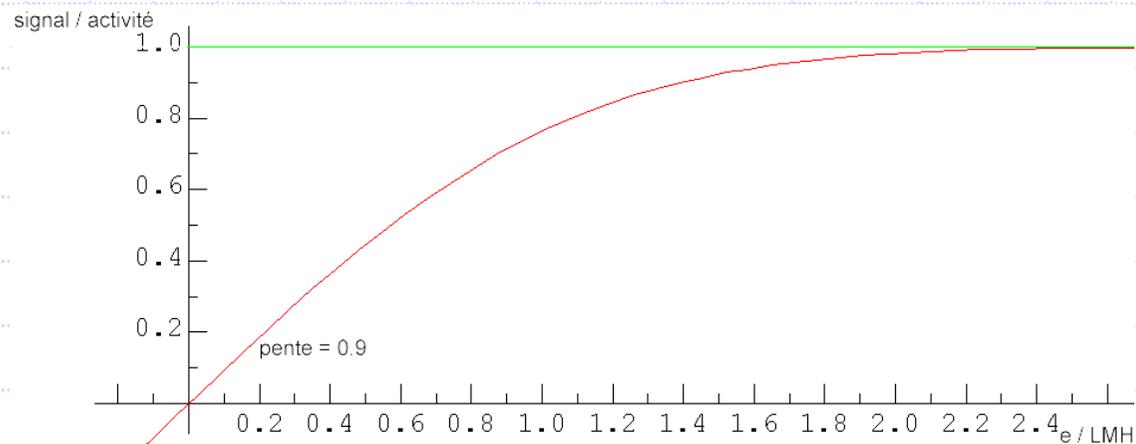
- ◆ **Modèles pharmacocinétiques :** coups → moles/min/mL

◆ Définition des seuils pathologiques

- ◆ Approche empirique (ROC): $\Delta SUV > 25\%$, $BP > 1.6$
- ◆ Développements en cours
 - Transports de variance
 - Tomographie par intervalle...

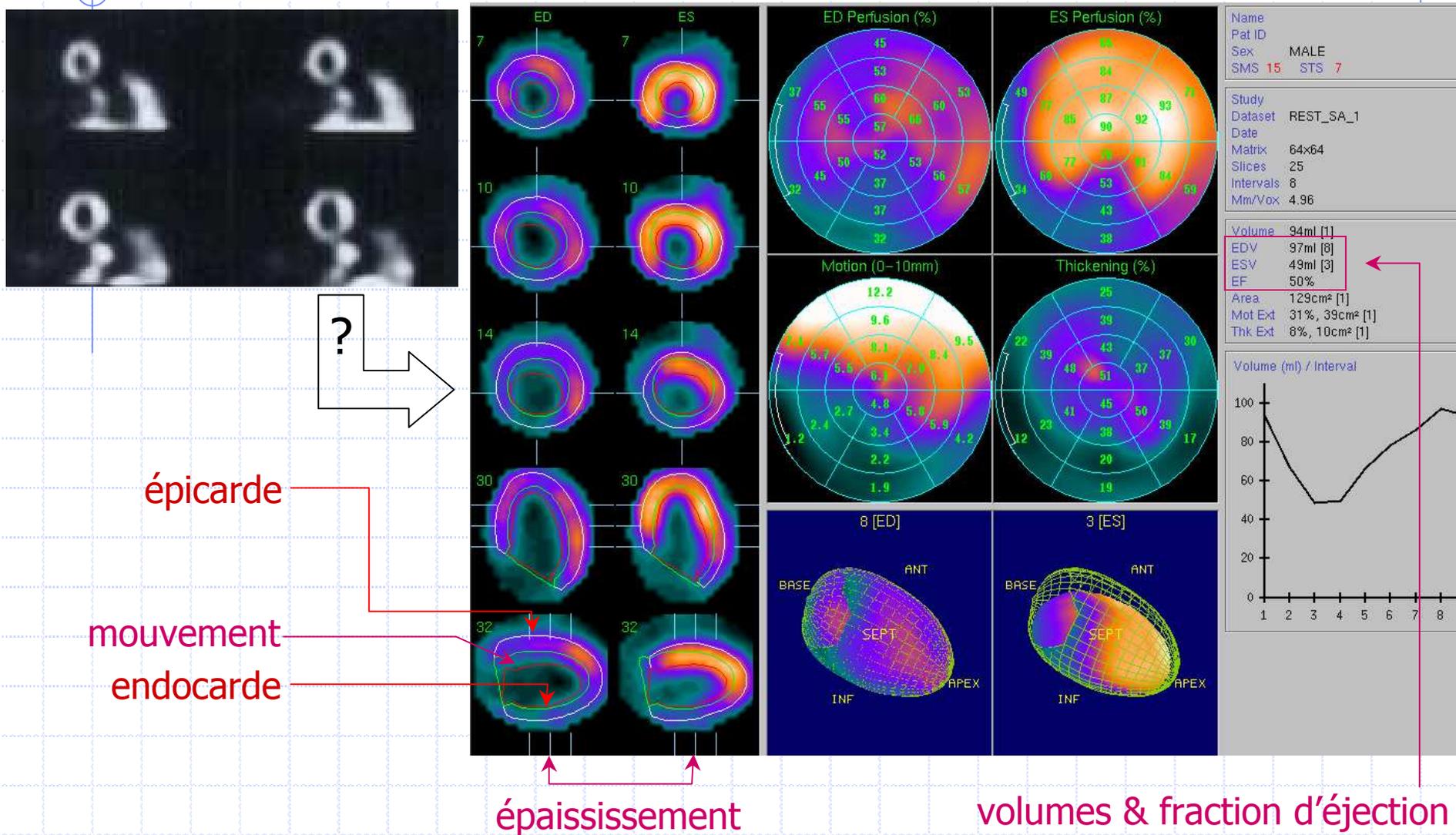
SUIVI DES CANCERS

- ◆ Diagnostic de malignité : $SUV > SUV$
 - ◆ $SUV > SUV_{\text{aorte}}$
 - ◆ $SUV > SUV_{\text{foie}}$
 - ◆ Moduler en fonction de la taille (EVP)

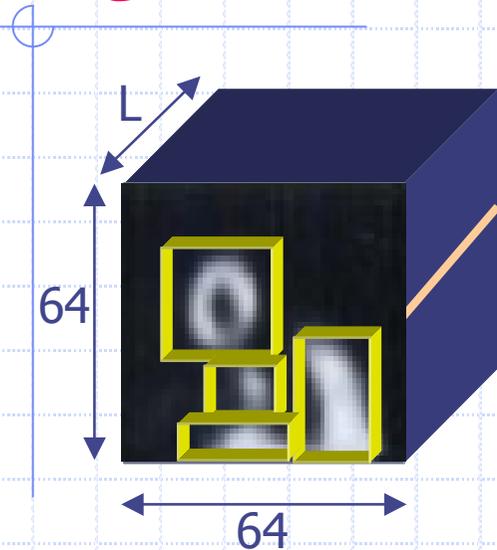


- ◆ Réponse à une chimiothérapie :
 - ◆ $\Delta SUV > 30\%$ dans les mêmes conditions de TEP

EXEMPLE : QPS® et QGS®



QPS[®] : Identification

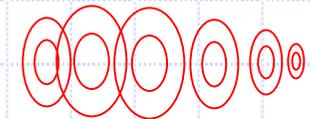


S+5% ⇒ fragmentation

Essai d'identification :
seuil → 1 amas cubique [50 mL, 1L[

① Somme pondérée des coupes SA

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

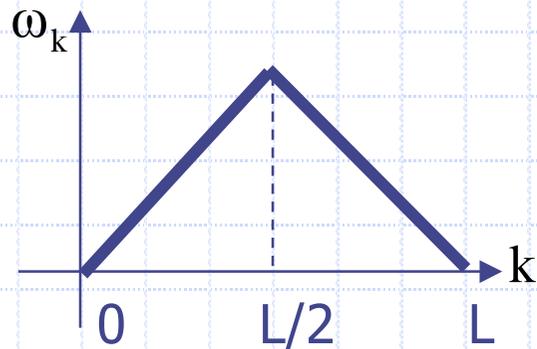


② ? Maxima locaux de S(i,j)

- supérieur seuil et au moins 4-connexes

◆ Transformée de Hough

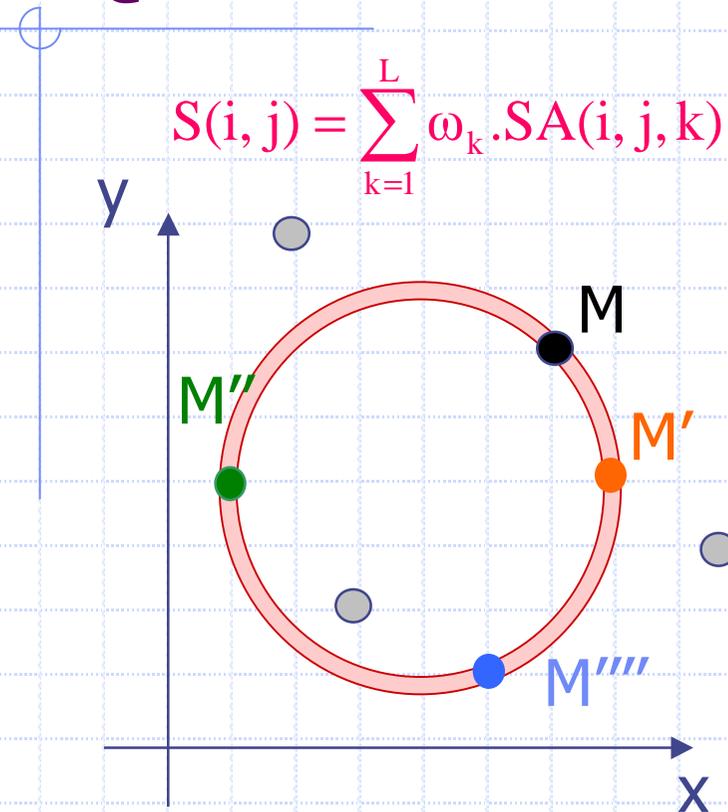
- ? cercles dans un nuage de points



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

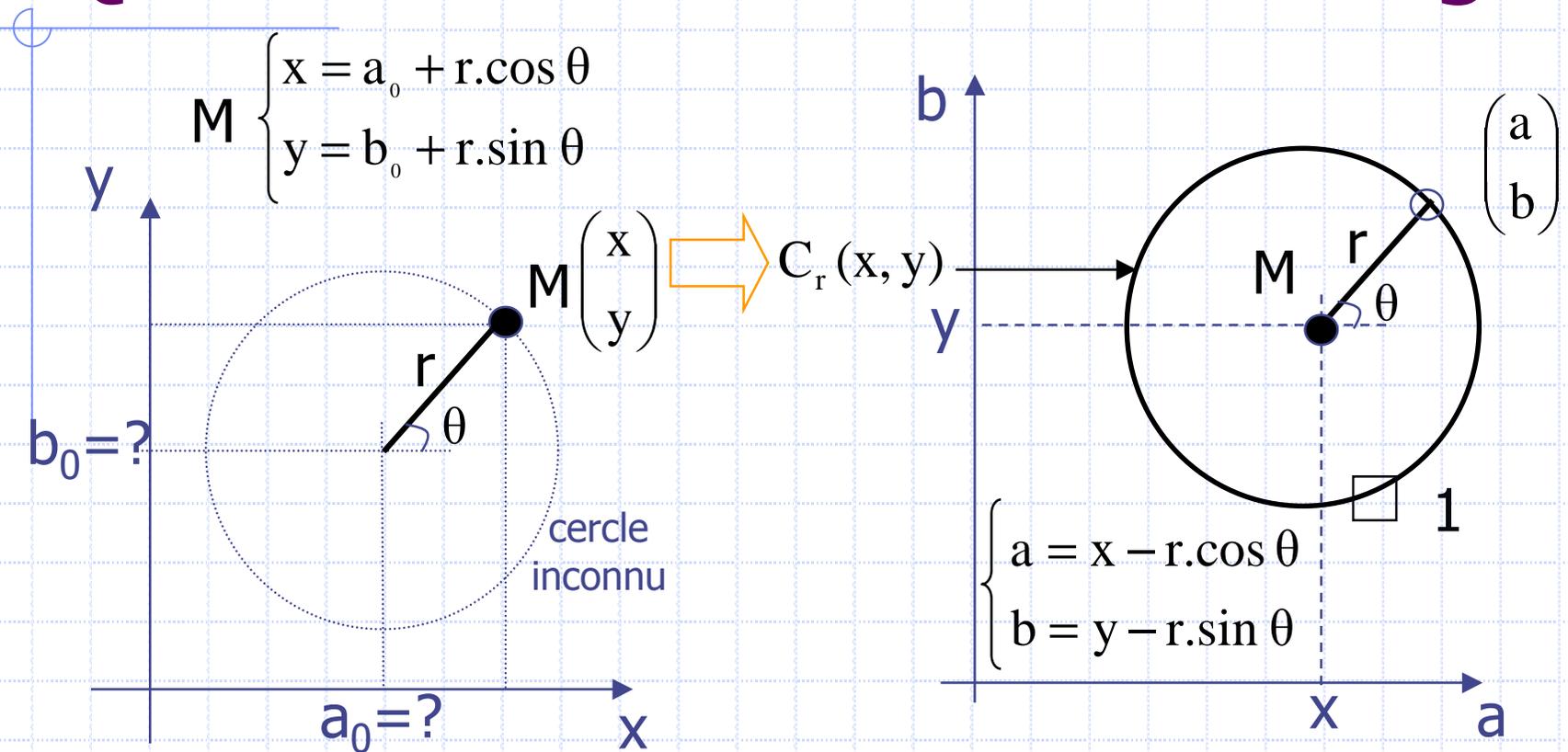
G. Germano et al. JNM 1995;36:1107-1114 et 1995;36:2138-2147

QPS[®] : en cas d'échec...



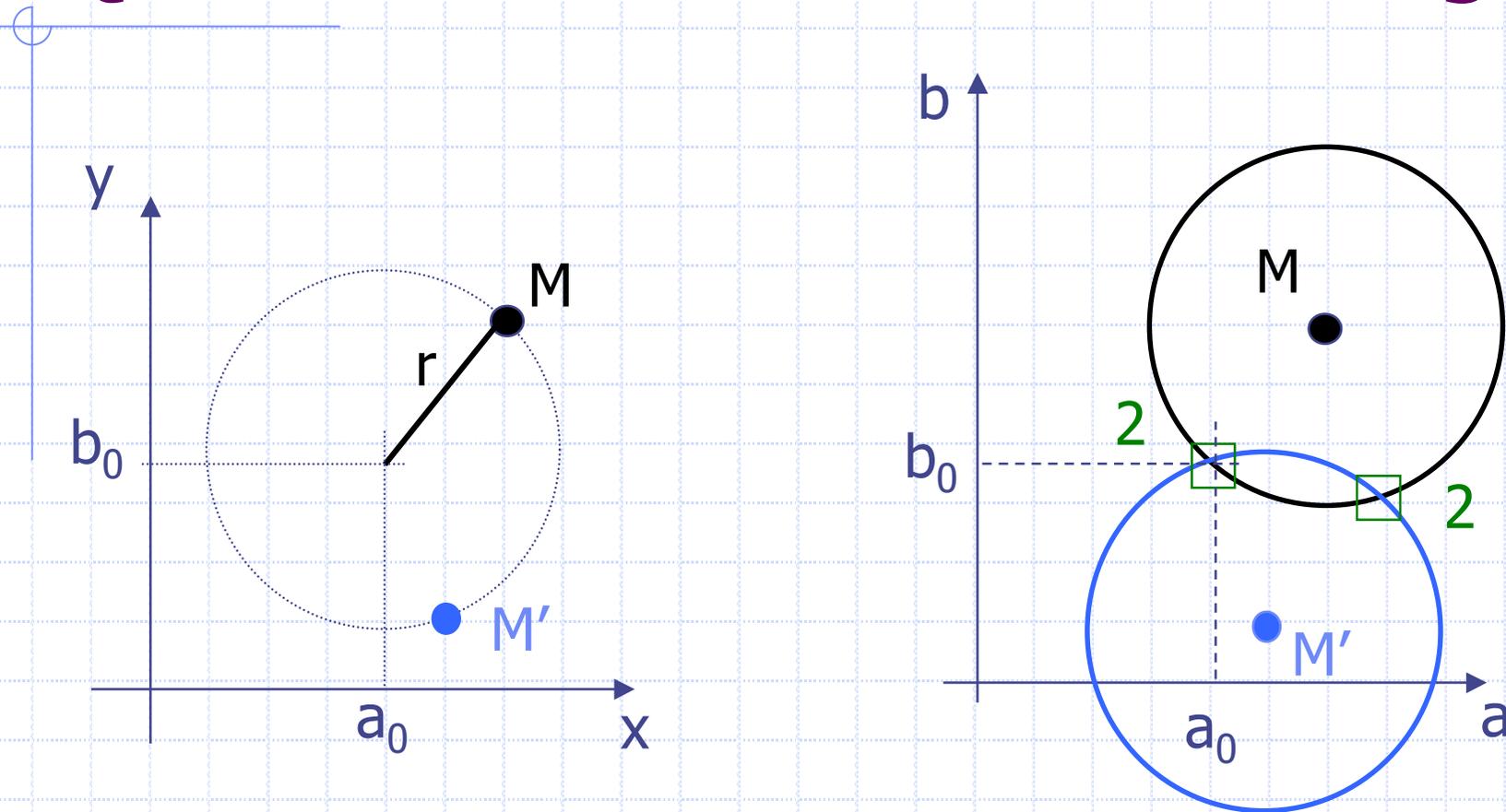
Le problème est de déterminer (par son centre et son rayon) le cercle (ou le disque) qui passe au mieux par les maxima locaux de $S(i, j)$ supposés appartenir au myocarde...

QPS[®] : transformation de Hough



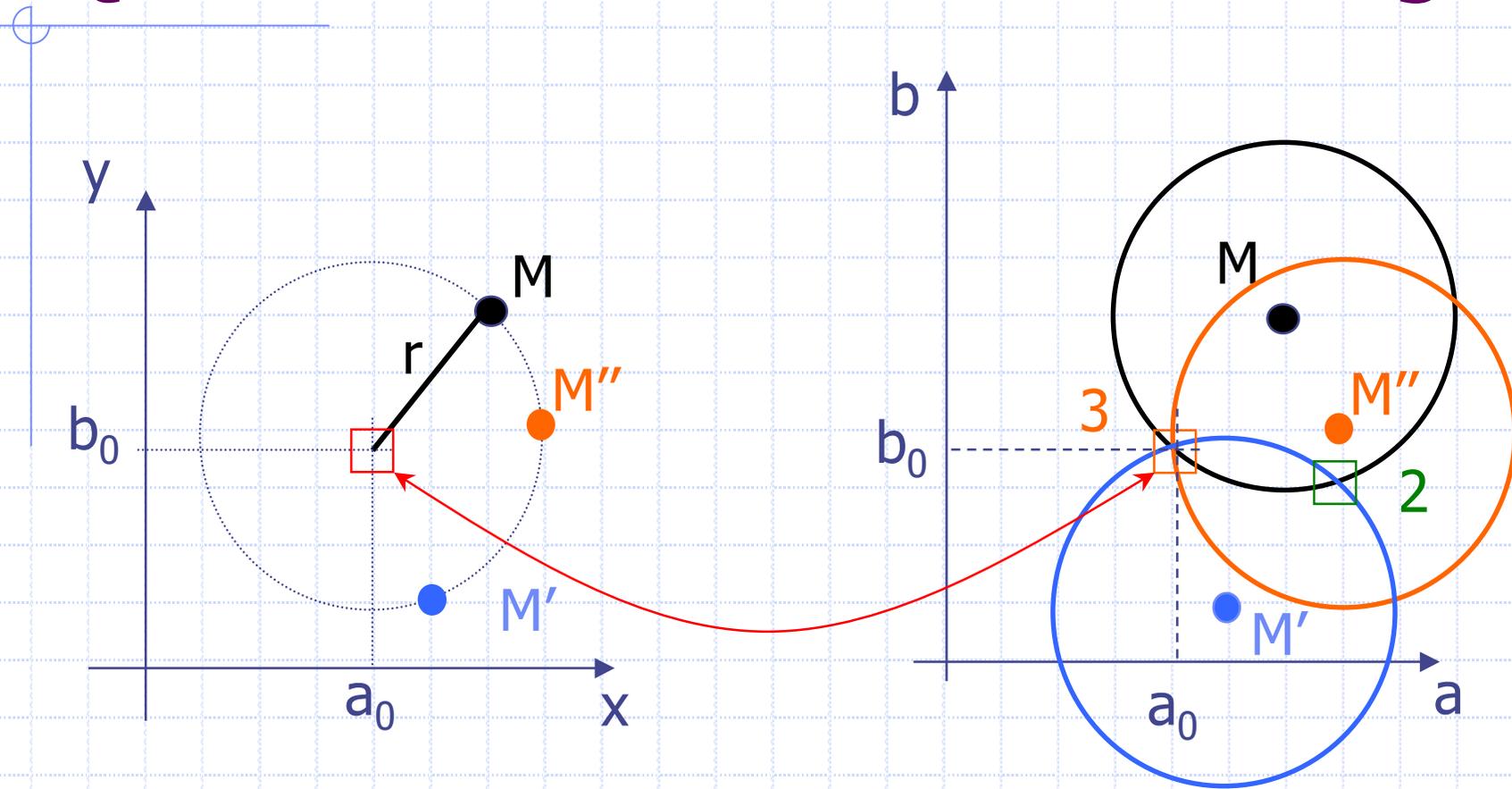
Si r est donné, à tout **point** M on associe un **cercle** de centre M et de rayon r contenant tous les centres possibles de C

QPS[®] : transformation de Hough



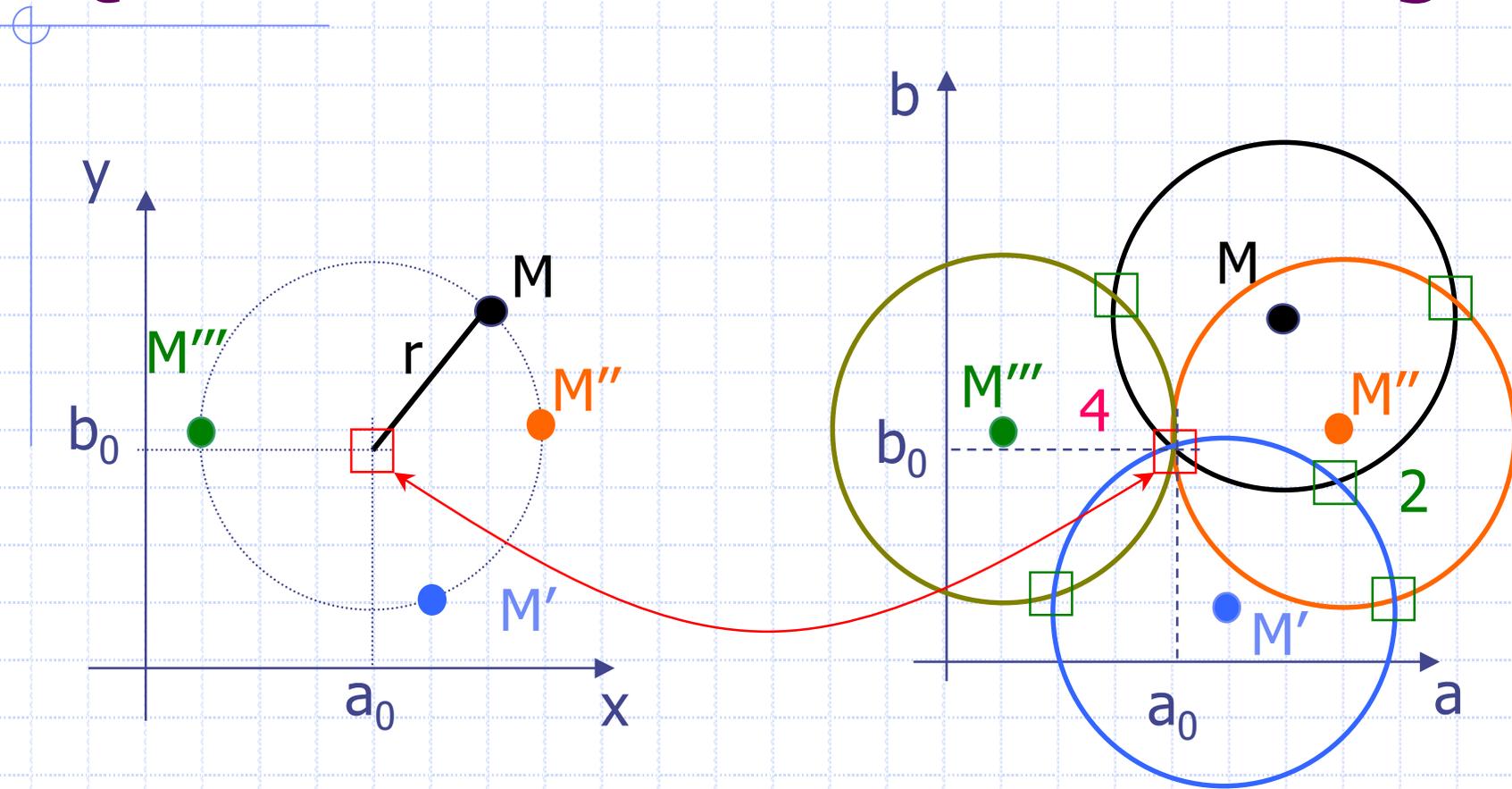
D. Ballard, C. Brown. Computer vision. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1982.
<http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/BOOKS/BANDB/bandb.htm>

QPS[®] : transformation de Hough



D. Ballard, C. Brown. Computer vision. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1982.
<http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/BOOKS/BANDB/bandb.htm>

QPS[®] : transformation de Hough

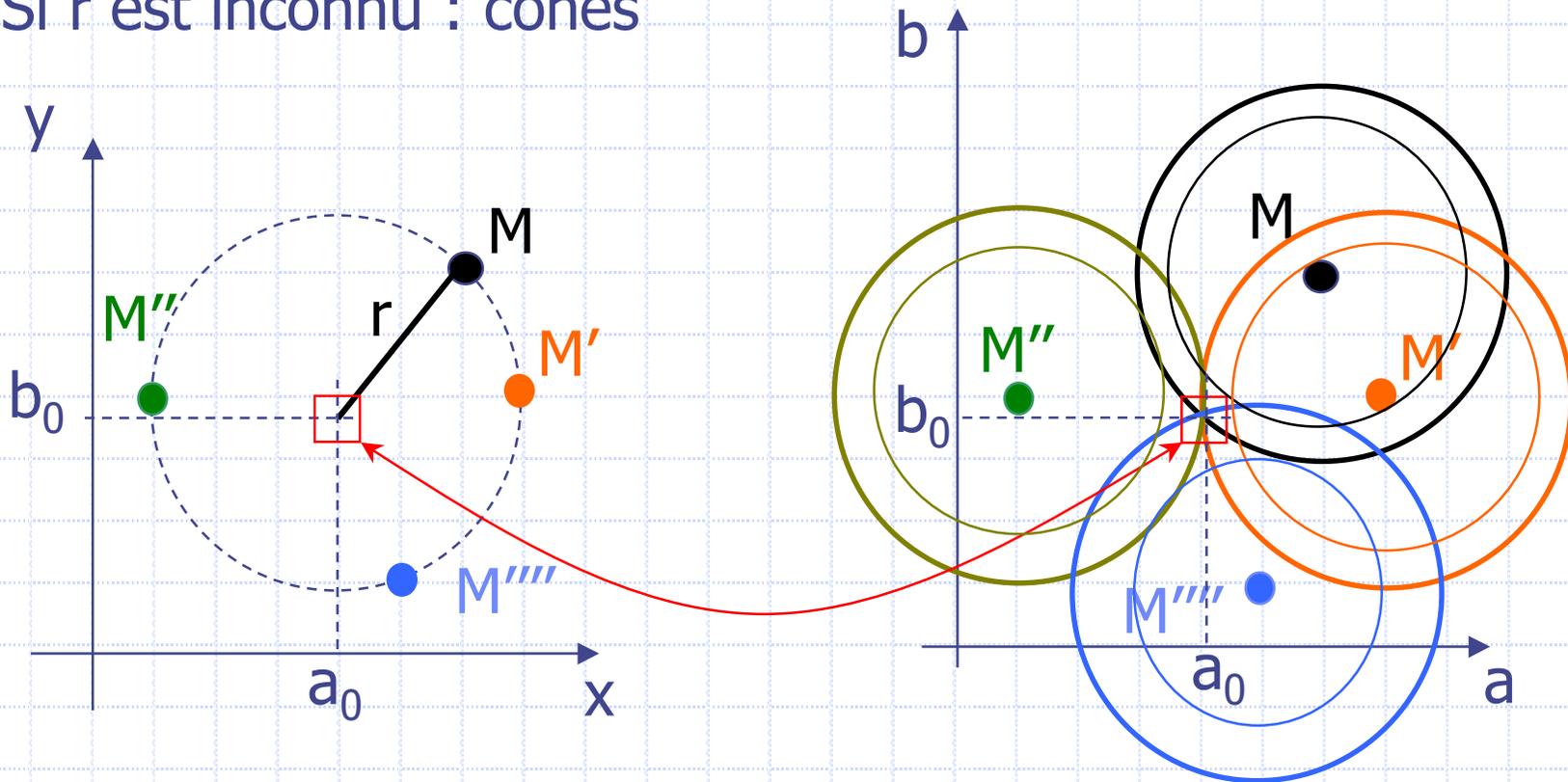


Extrema dans l'espace des paramètres 2D: $(a, b) \rightarrow$ centre (a_0, b_0)

D. Ballard, C. Brown. Computer vision. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1982.
<http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/BOOKS/BANDB/bandb.htm>

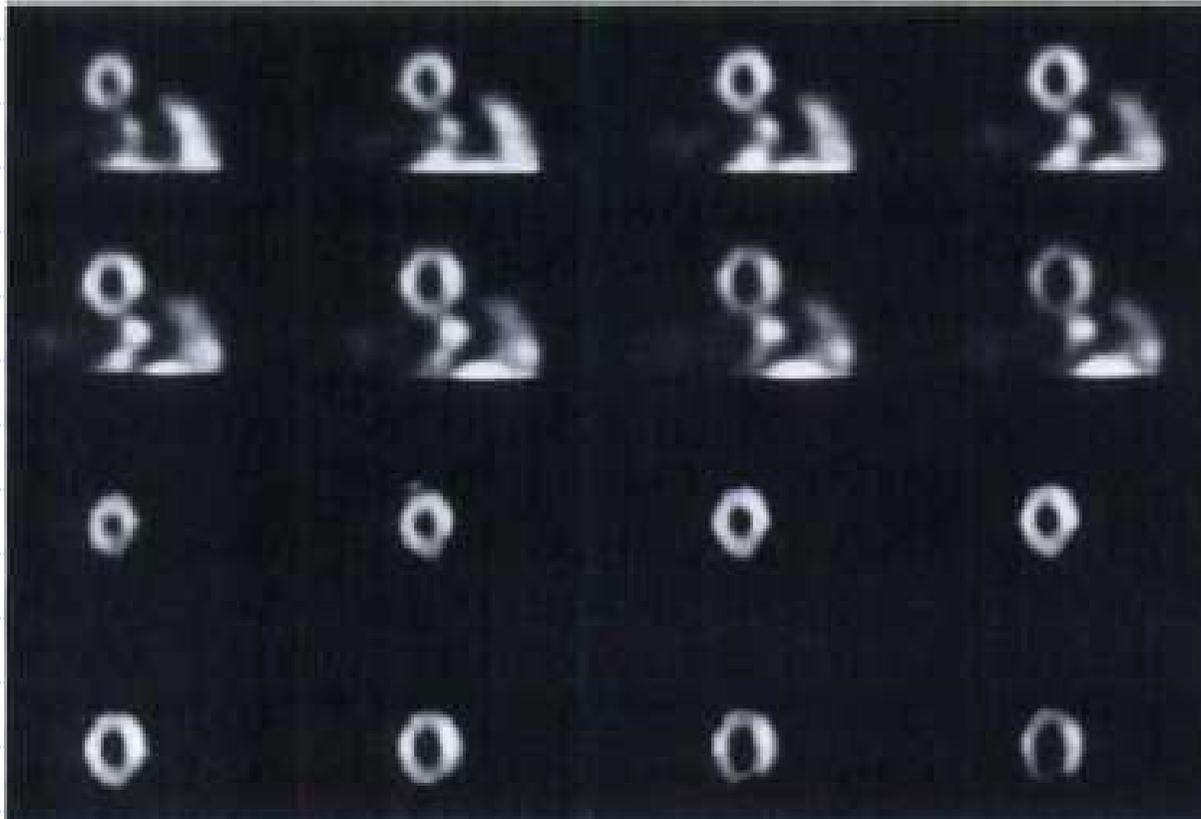
QPS[®] : transformation de Hough

Si r est inconnu : cônes



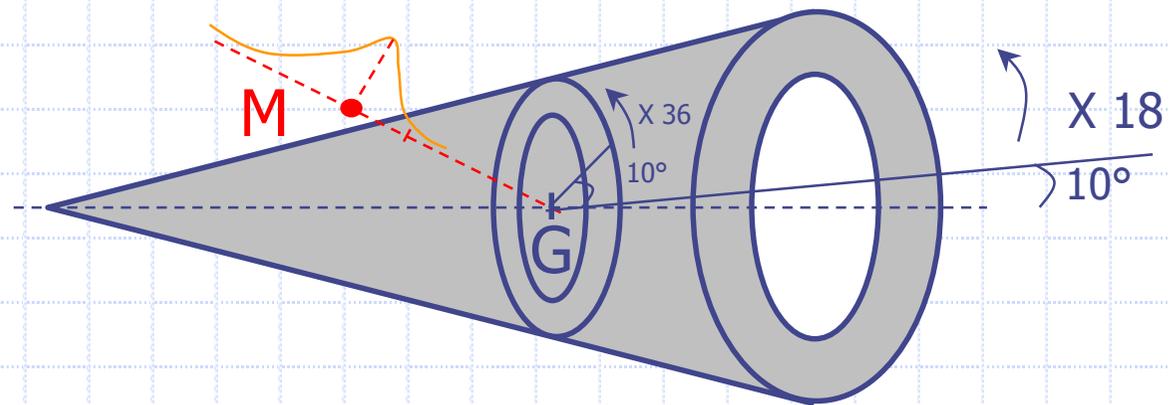
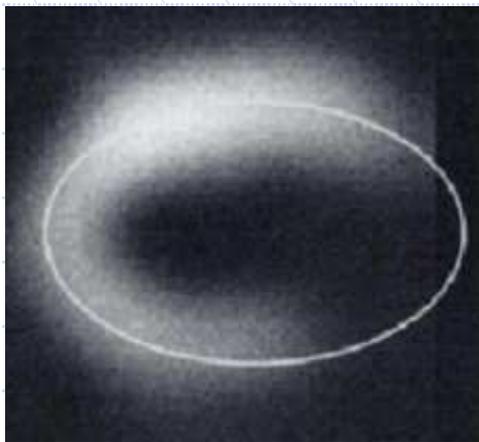
Extrema dans l'espace des paramètres 3D: $(a, b, r) \rightarrow$ centre (a_0, b_0)

QPS[®] : Masque binaire connexe



QPS[®] : surface myocardique médiane

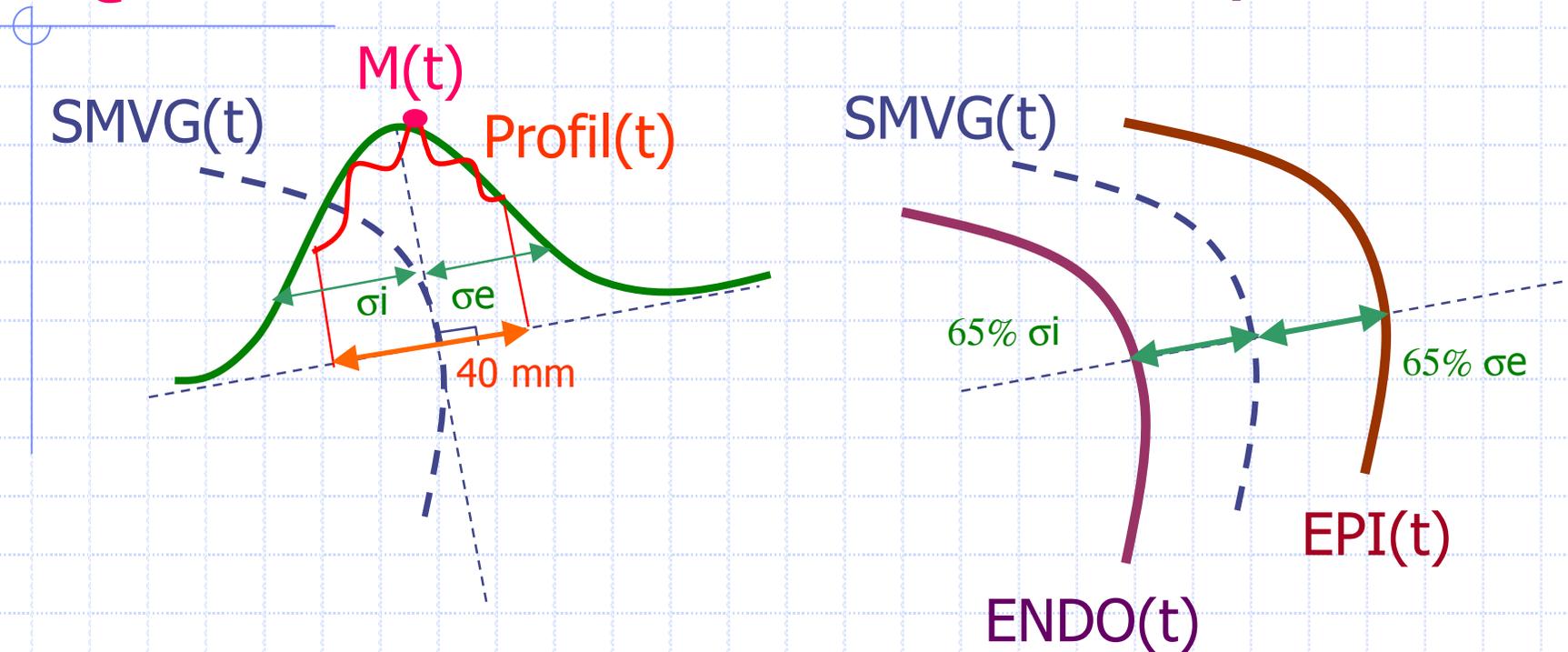
- ① G : Centre de Gravité du masque binaire
- ② Données = Volume SPECT x Masque
- ③ Extraction de 18x36 profils d'activité
- ④ Surface médio VG = maxima des profils M
- ⑤ Fit ellipse 3D → axe VG → G ← proj.(G)/axe



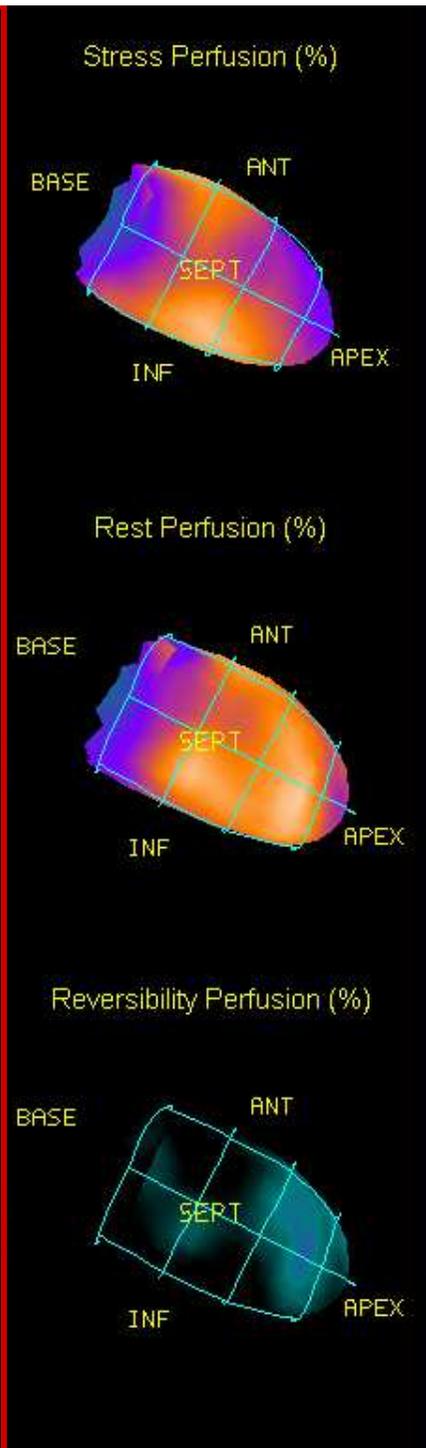
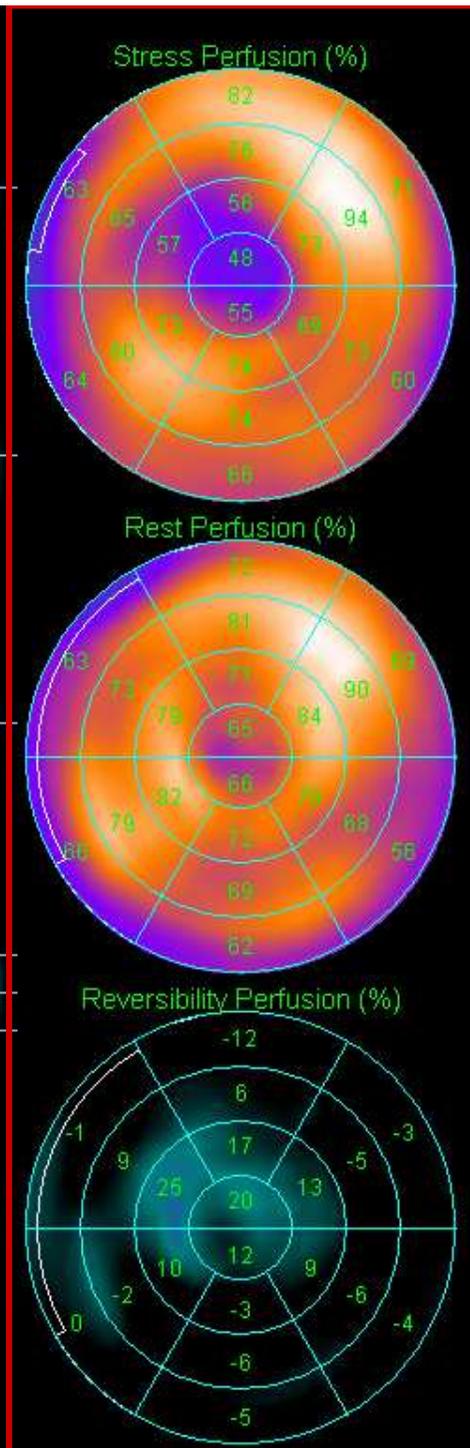
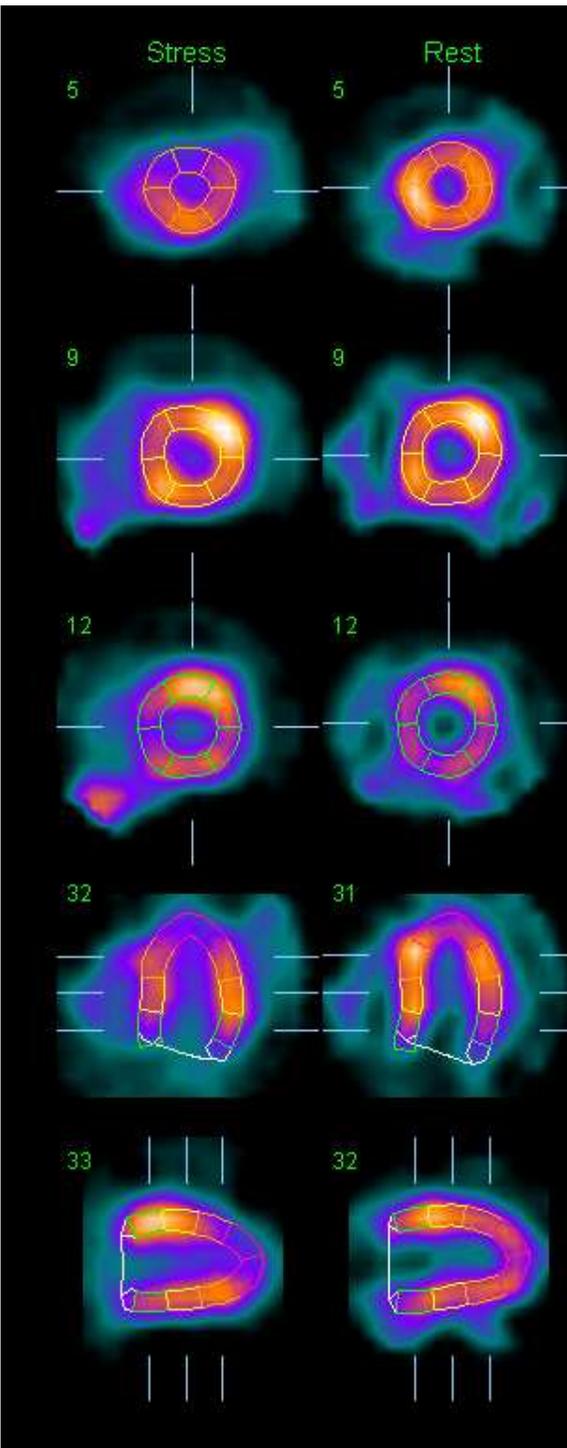
JC Cauvin et al. Eur J Nucl med 1992;19:1032-1037

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

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



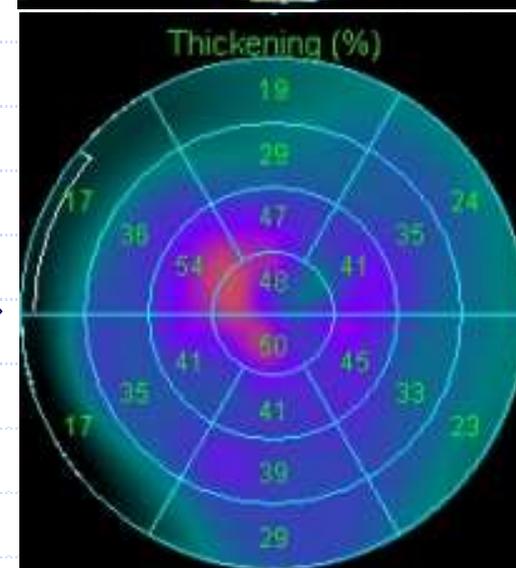
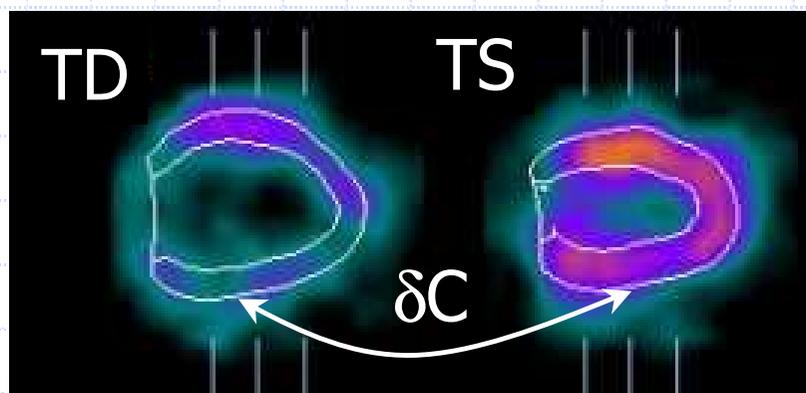
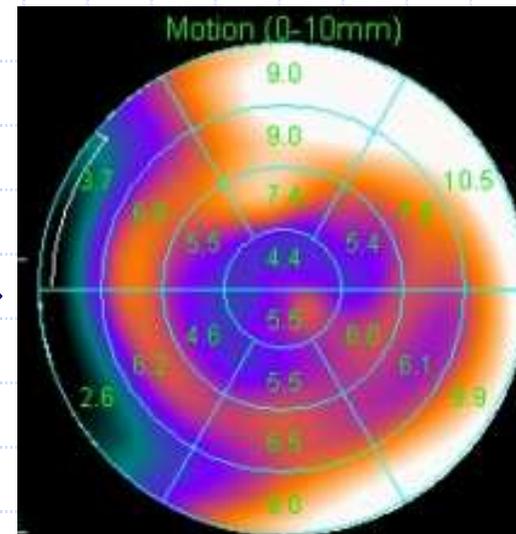
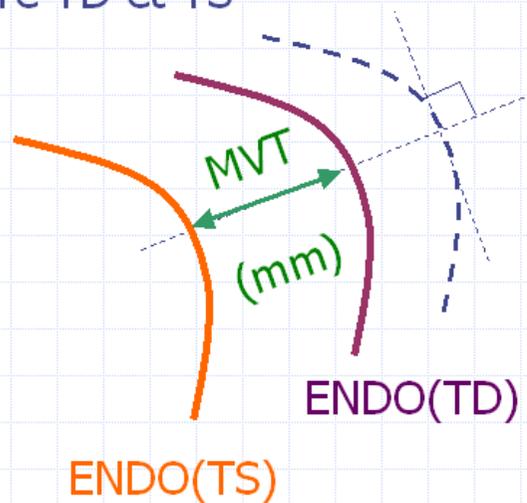
- ① $M(t) < C_m/2 \Rightarrow$ minimiser l'écart aux 4σ voisins
- ② Affiner/ Volume myocardique = $EPI-ENDO = cste(t)$
- ③ Calculer l'activité sommée entre endo et épicarde



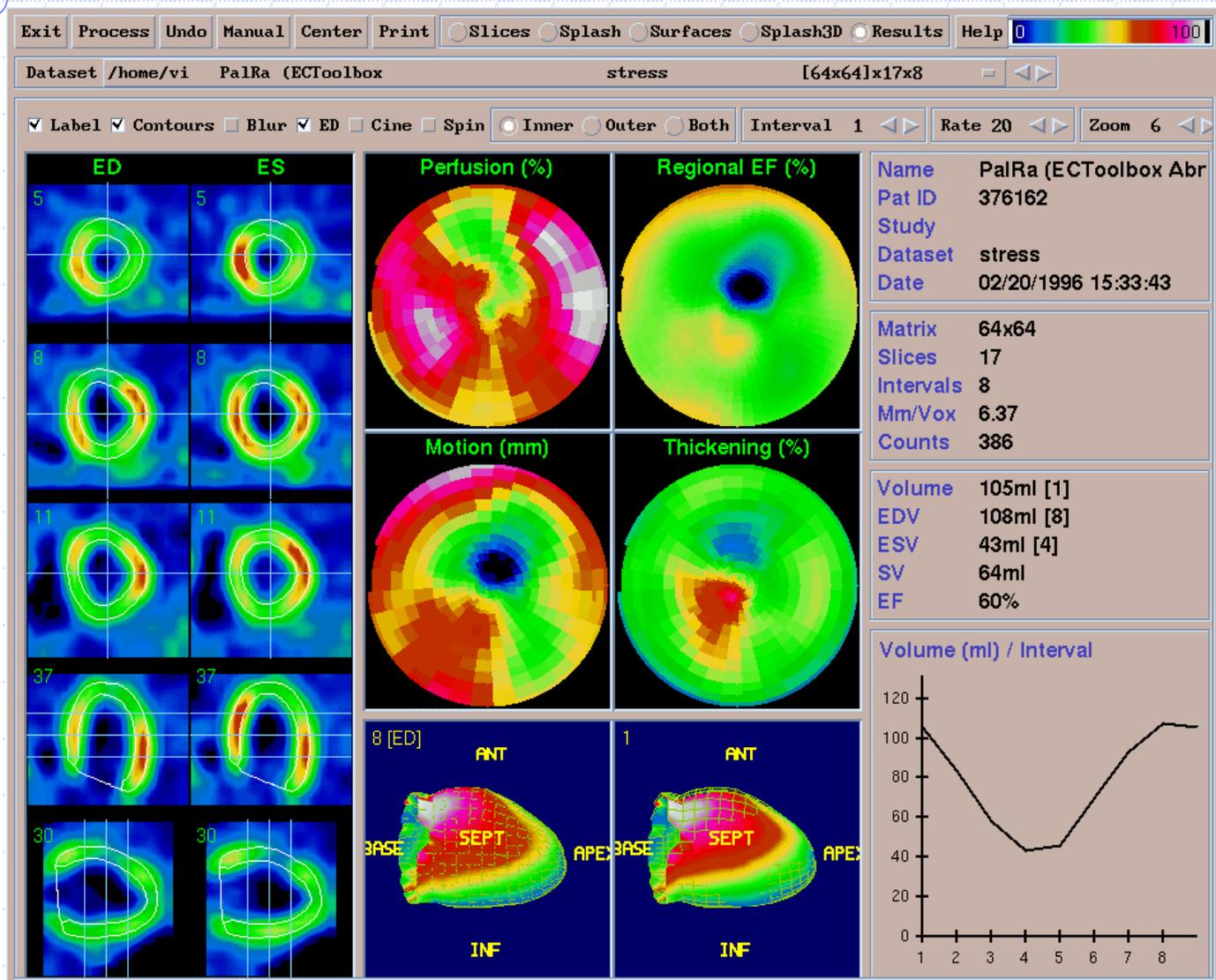
SSS	11	SRS	0	SDS	11
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	STRESS_FBPC				
Date					
Volume	52ml				
Area	103cm ²				
Defect	17cm ²				
Extent	17%				
Study	MYOCARDE 99mTc				
Dataset	REST_FBPC				
Date					
Volume	57ml				
Area	104cm ²				
Defect	1cm ²				
Extent	1%				
St		Rest			
Reu		Auto		Grid Accept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

QPS-QGS®

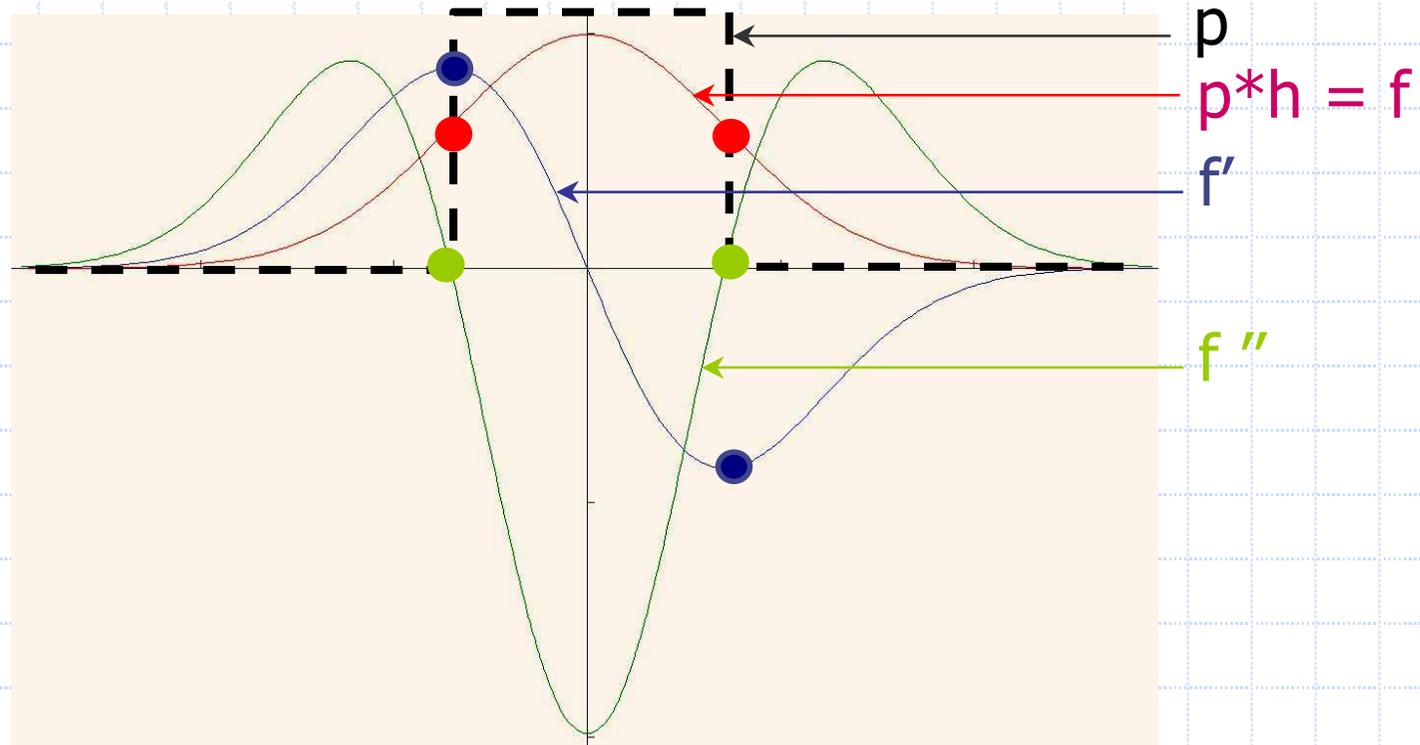
SMVG moyenne
entre TD et TS



QPS[®] et QGS[®]



METHODES DERIVATIVES



◆ Frontières :

- Extrema du gradient (f')
- Passages par zéro du Laplacien (f'')

GRADIENTS

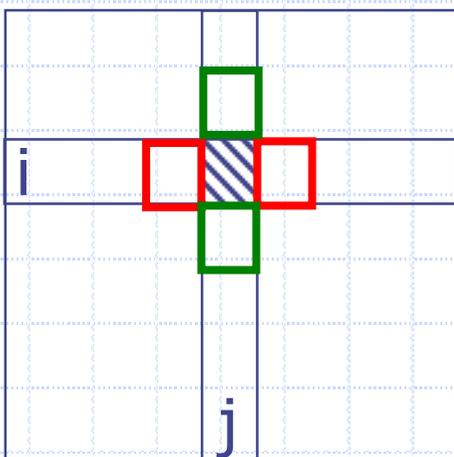
$$g_h(i, j) = \frac{1}{2} [f(i+1, j) - f(i-1, j)]$$

$$\begin{bmatrix} -1/2 \\ 0 \\ 1/2 \end{bmatrix}$$

$$g_v(i, j) = \frac{1}{2} [f(i, j+1) - f(i, j-1)]$$

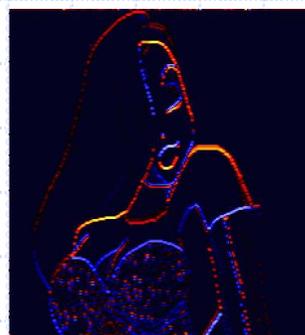
$$[-1/2 \ 0 \ 1/2]$$

Généralisation 2D:

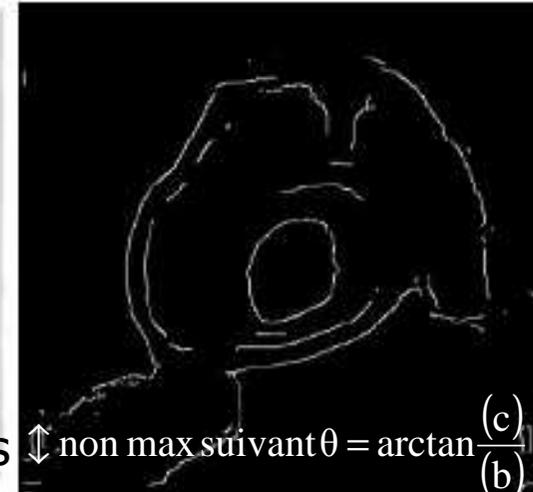
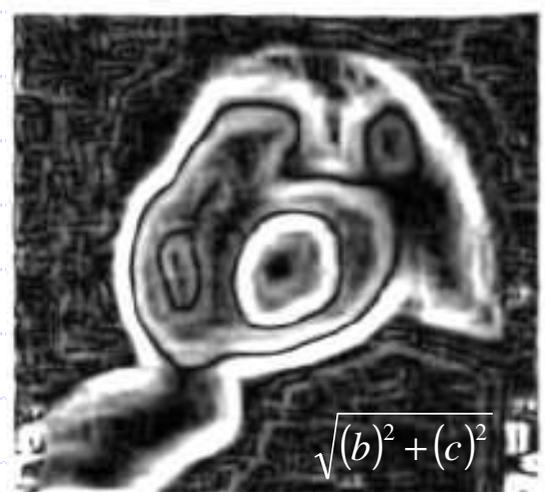
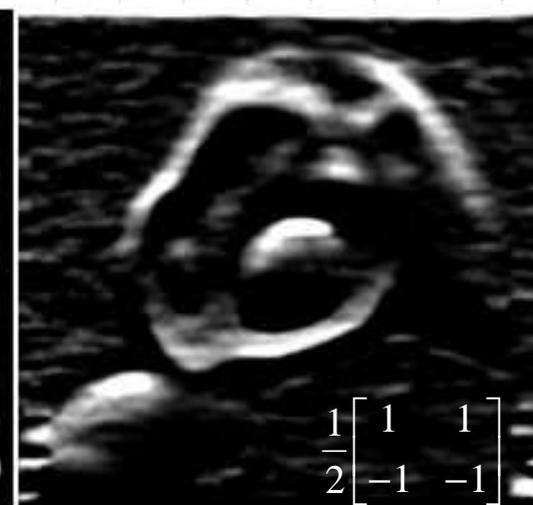
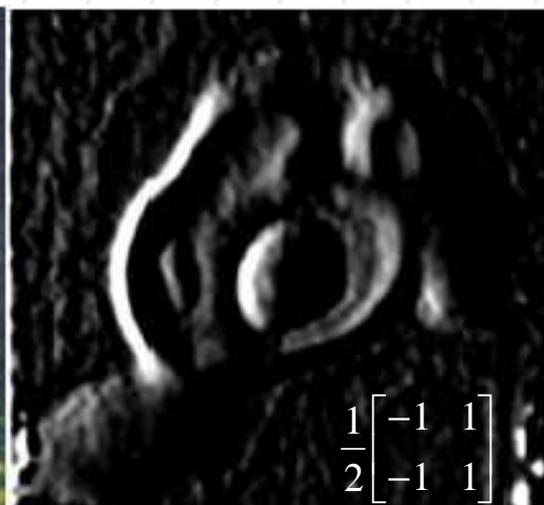
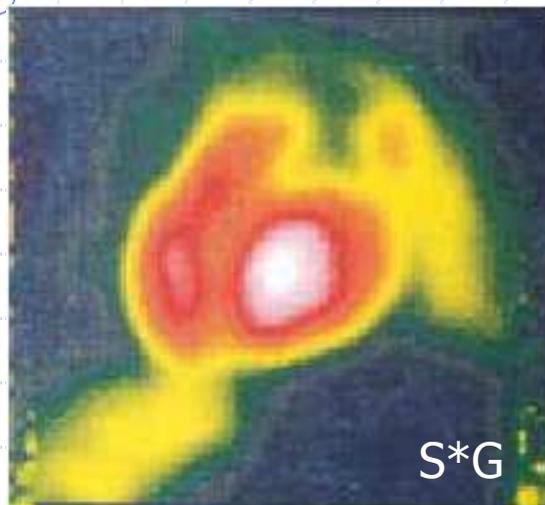


$$G_h = \begin{bmatrix} -1 & -\sqrt{2} & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & \sqrt{2} & 1 \end{bmatrix}$$

$$G_v = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -\sqrt{2} & 0 & \sqrt{2} \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



GRADIENT (CANNY)



(a)

(b)

(c)

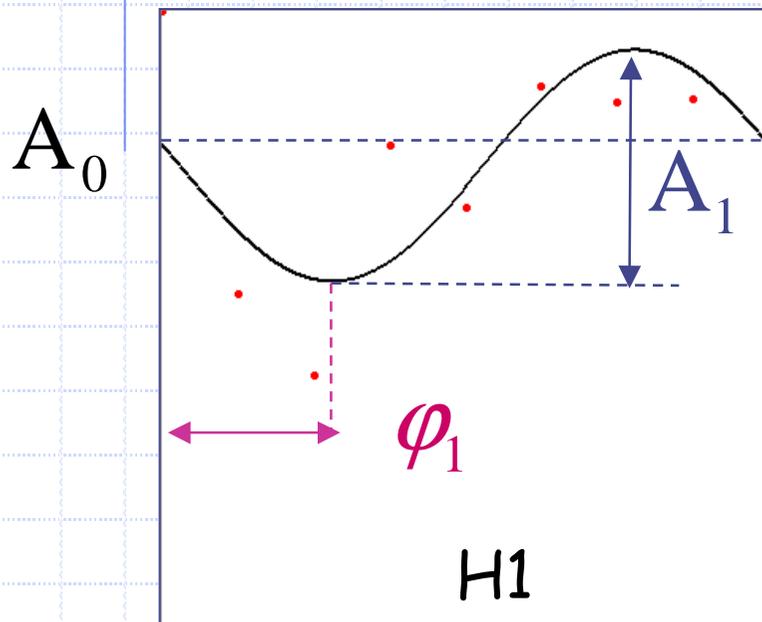
(d)

(e)

(f)

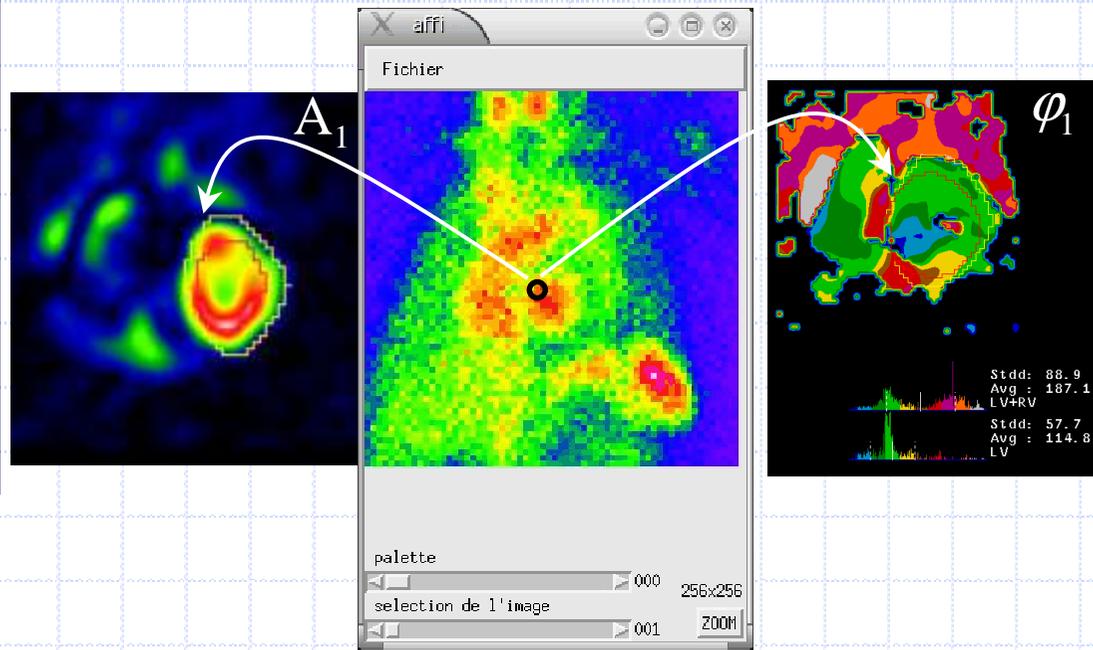
APPROXIMATION 1° HARMONIQUE

$$s(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \hat{s}(k) \cdot e^{j \cdot (k \cdot \omega_0) t} = \sum_{k=0}^{N-1} A_k \cdot e^{j \cdot \varphi_k} \cdot e^{j \cdot (k \cdot \omega_0) t} \approx A_0 + A_1 e^{j \cdot (\omega_0 t + \varphi_1)}$$

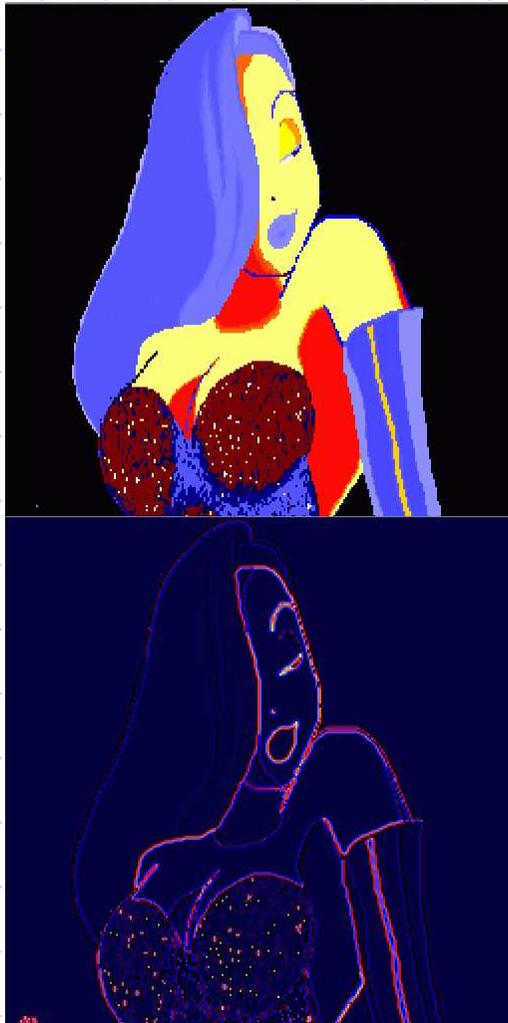


Amplitude
 ↪ hypokinésies ?

Phase
 ↪ dyskinésies ?



LAPLACIEN

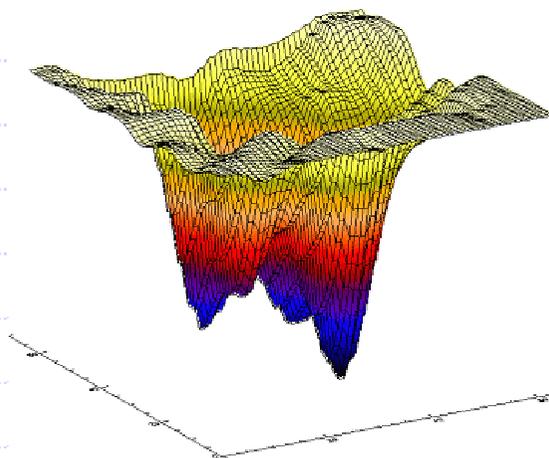
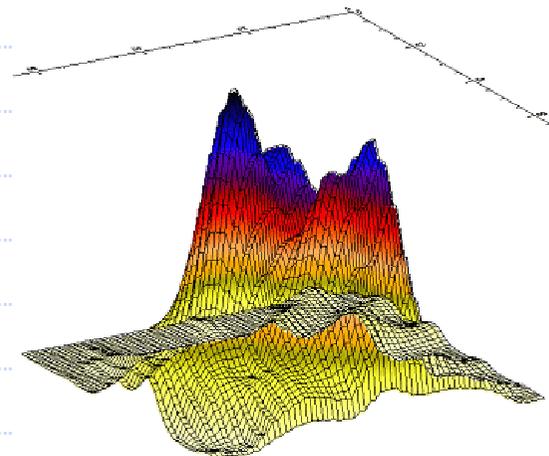
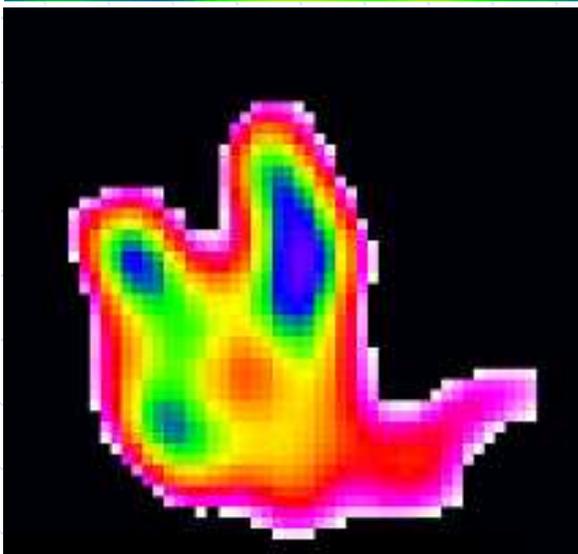
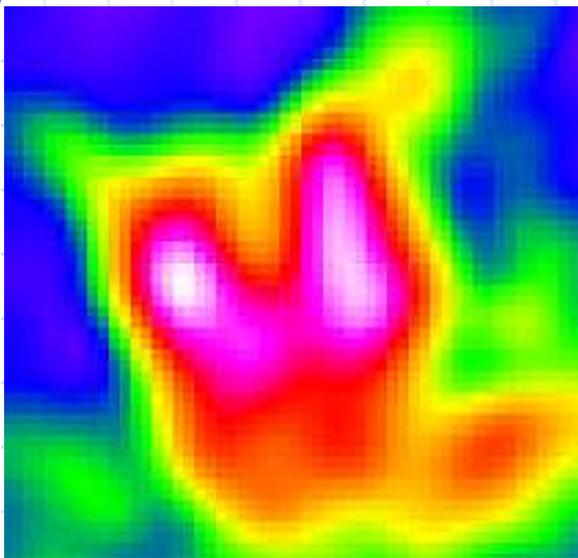


◆ Laplacien :

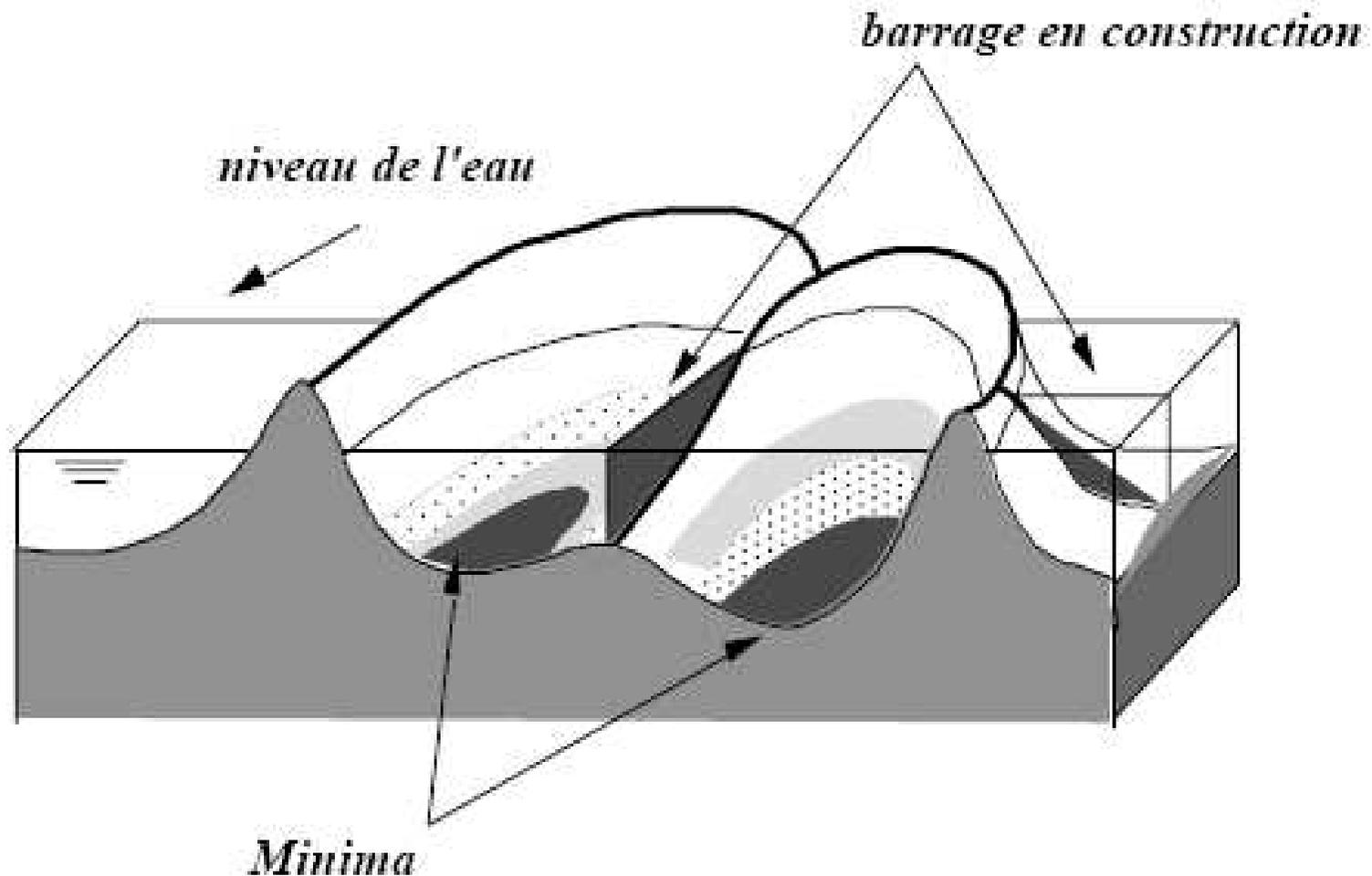
$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

- ◆ Création de l'image des passages par zéro affectés par la norme du gradient
- ◆ Seuillage par hystérésis de cette image

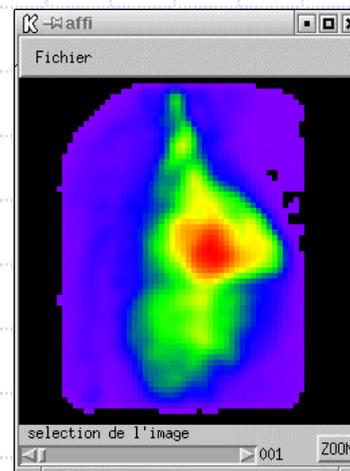
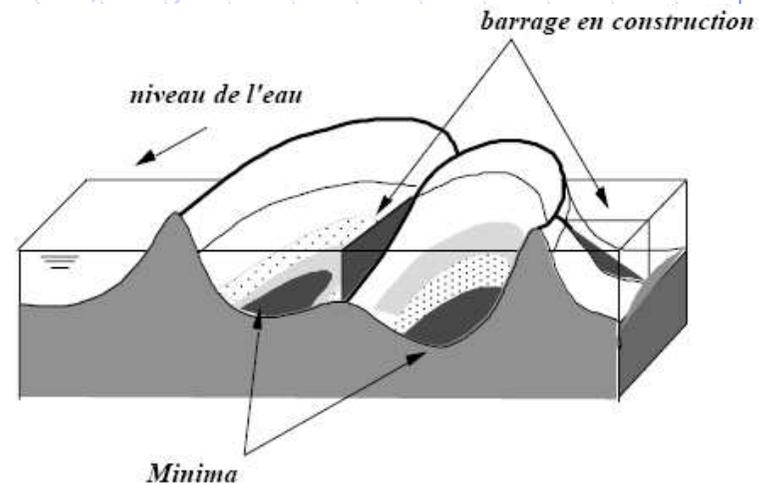
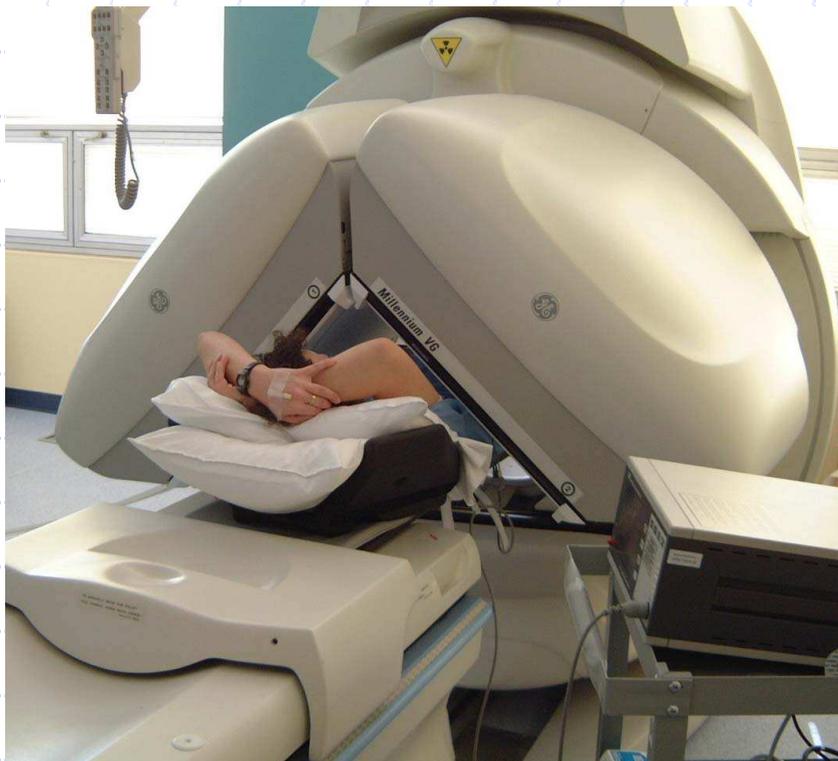
LIGNE DE PARTAGE DES EAUX



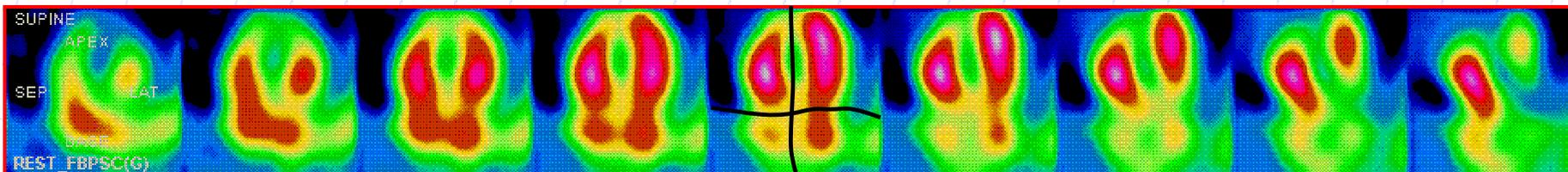
LPE PAR IMMERSION



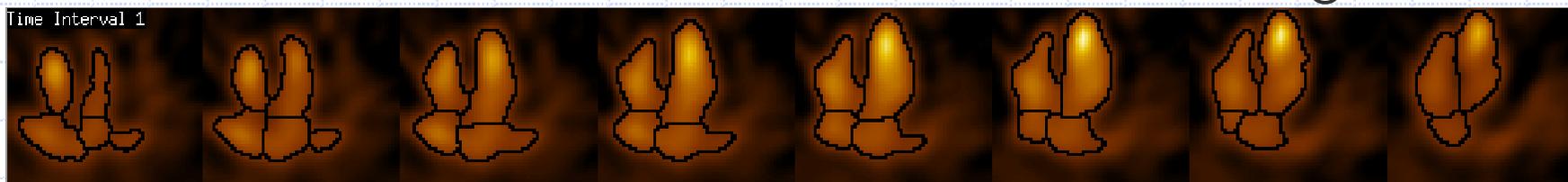
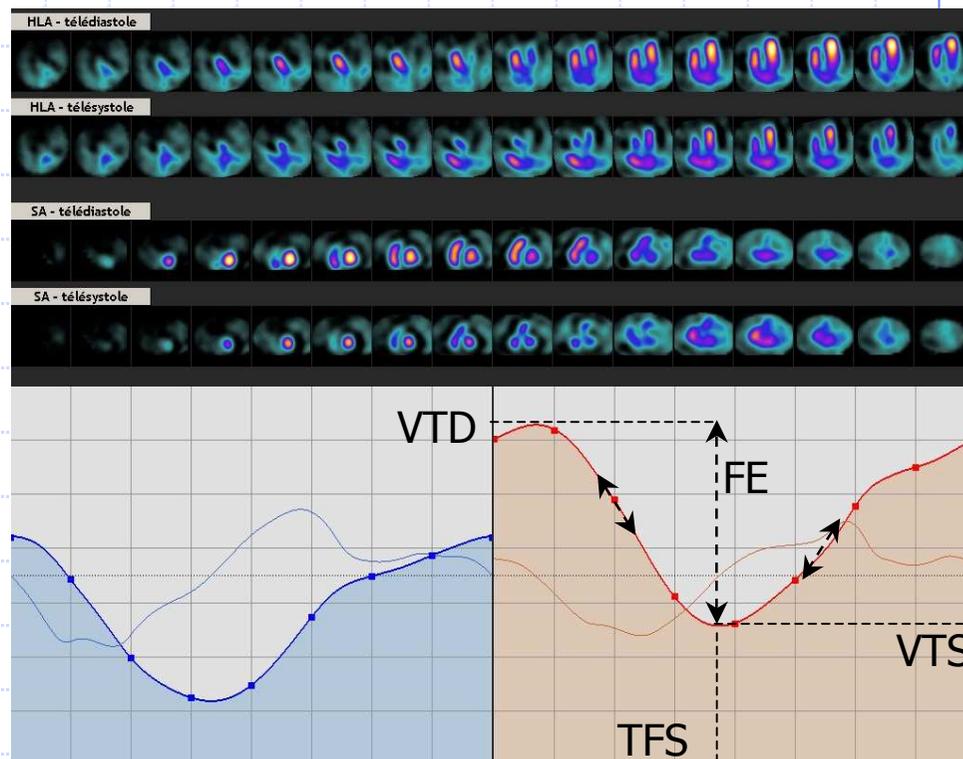
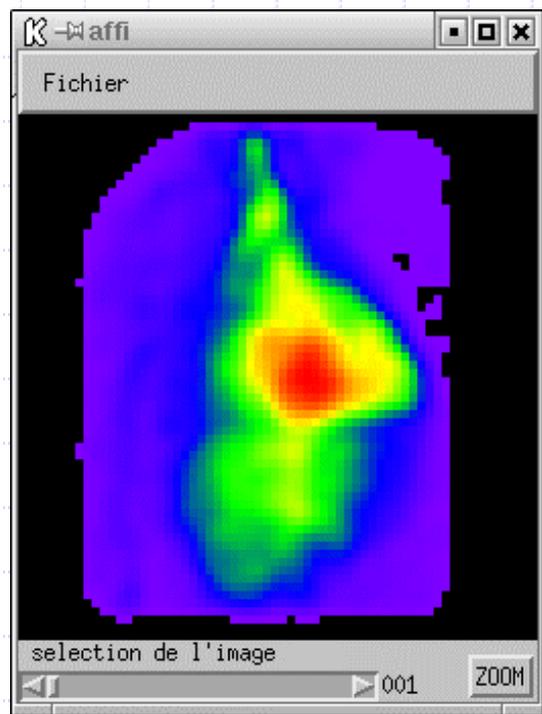
APPLICATION



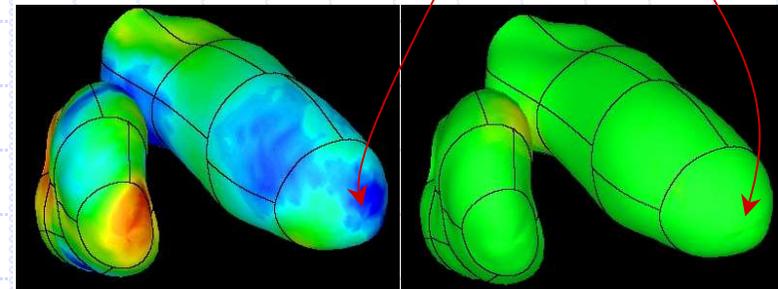
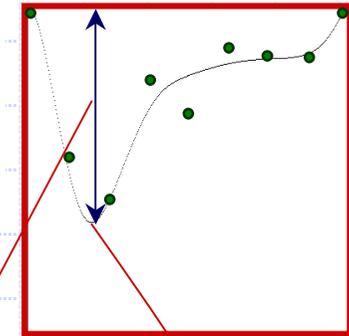
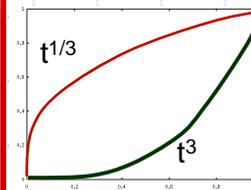
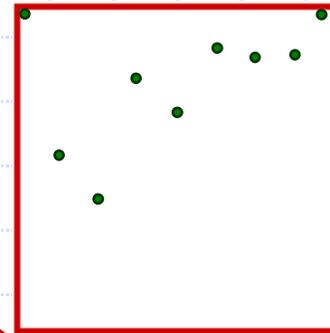
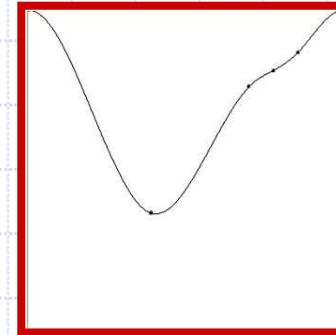
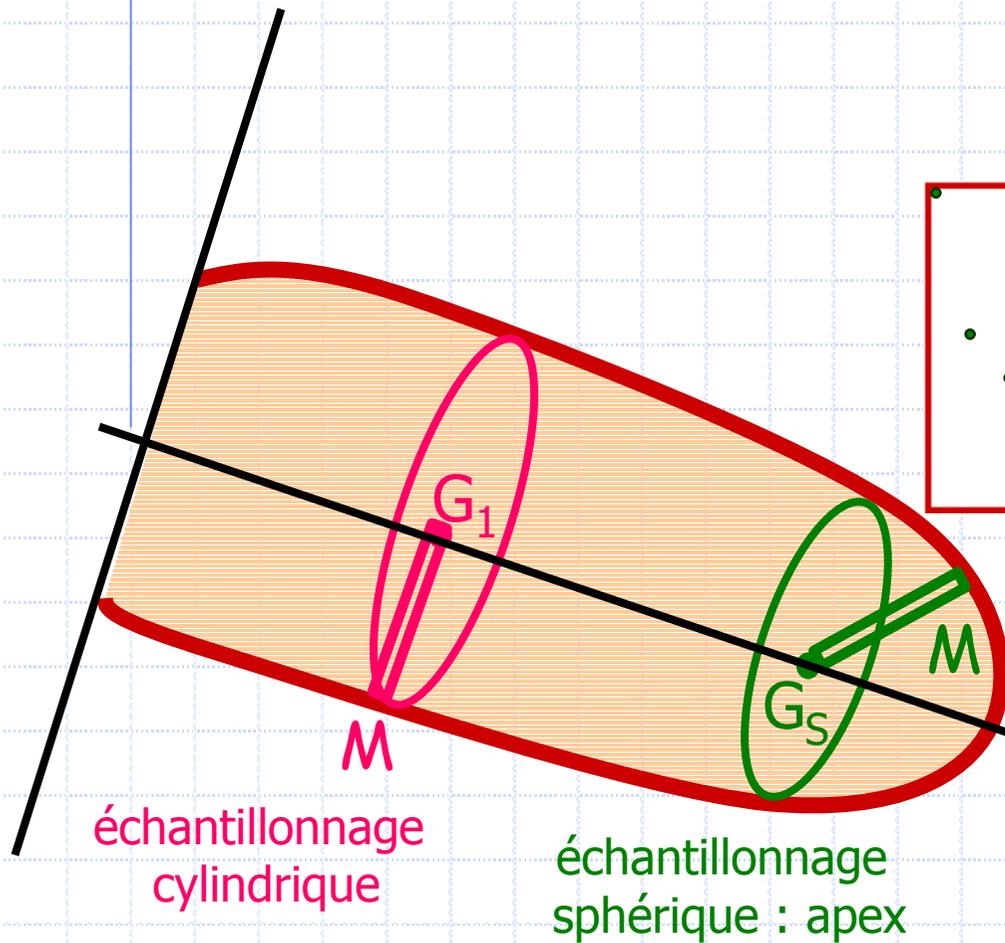
Segmentation par ligne de partage des eaux



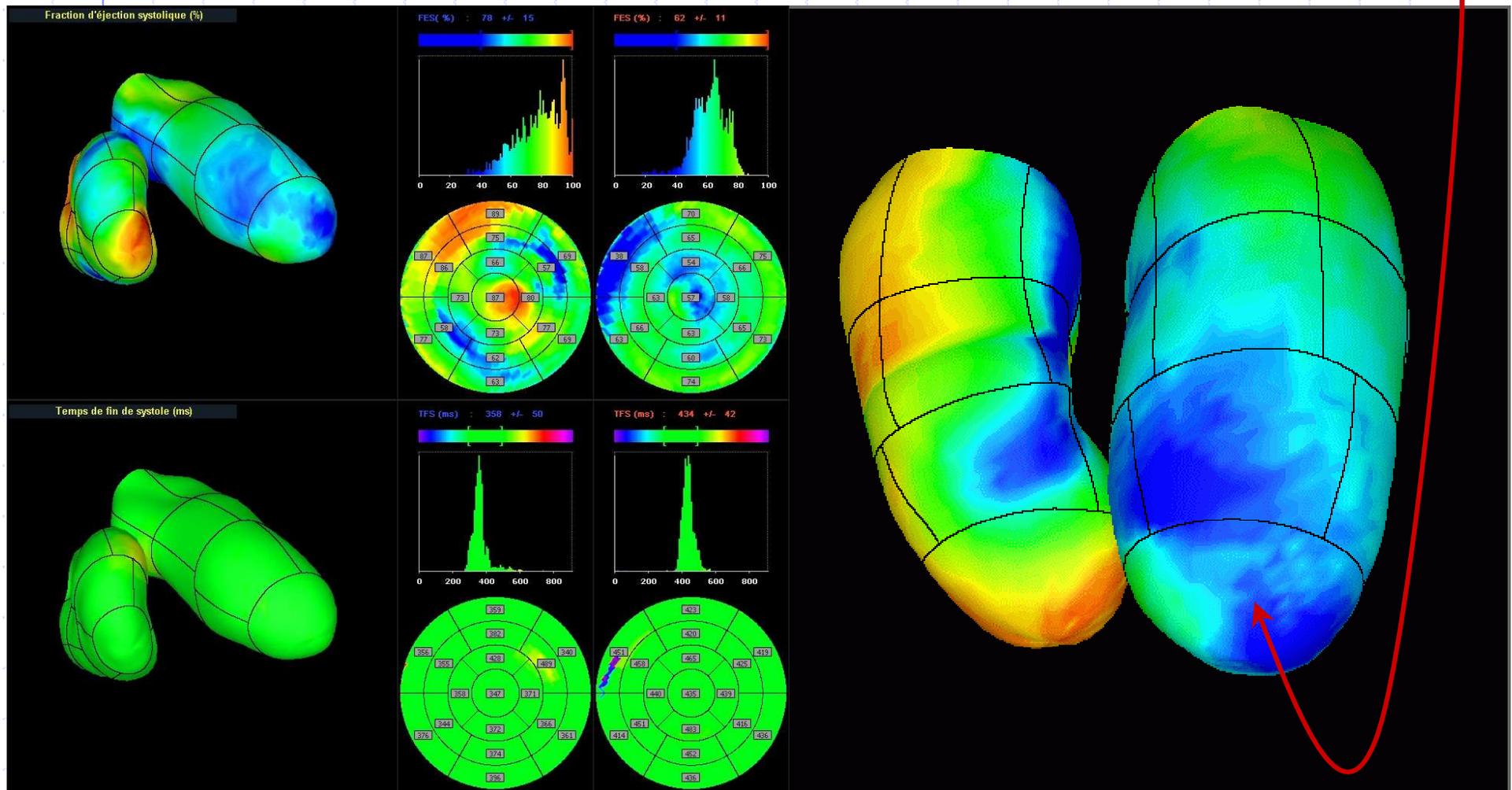
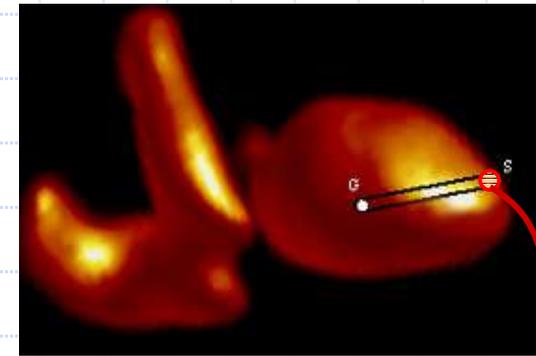
FONCTION SYSTOLIQUE GLOBALE



ANALYSE LOCALE



FONCTION SYSTOLIQUE LOCALE

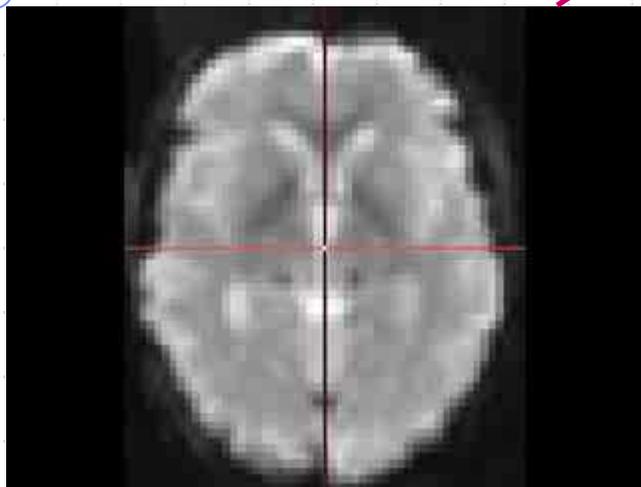


Extraction de paramètres physiologiques pertinents à partir de modèles pharmacocinétiques et statistiques

Statistical Parametric Mapping

Modélisation de la consommation de glucose
en situations physio et pathologiques

BUT



Effet BOLD

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

SPMResults: 1analyseSPMCompareGroup
 Height threshold T = 2.48
 Extent threshold k = 200 voxels

Statistics: p-values adjusted for search volume

set-level		cluster-level			voxel-level					x,y,z (mm)
p	c	P _{corrected}	k _E	P _{uncorrected}	P _{FWE-corr}	P _{FDR-corr}	T	(Z _z)	p _{uncorrected}	
0.414	5	0.632	362	0.086	0.928	0.604	3.79	3.35	0.000	20 58 12
					0.998	0.604	3.30	2.99	0.001	22 62 -6
					0.971	0.604	3.62	3.23	0.001	-4 30 28
					0.986	0.604	3.52	3.15	0.001	-10 34 22
					1.000	0.604	2.74	2.55	0.005	6 16 32
		0.925	298	0.125	0.976	0.604	3.59	3.21	0.001	8 34 0
					0.997	0.604	2.25	2.03	0.001	6 20 -6
					0.999	0.604	2.22	2.23	0.002	-2 26 -6
		0.965	245	0.161	0.981	0.604	3.56	3.18	0.001	44 42 -6
					1.000	0.604	3.01	2.76	0.009	46 46 6
					1.000	0.604	2.93	2.70	0.009	46 46 18
		0.637	578	0.067	0.995	0.604	3.40	3.07	0.001	46 20 26
					0.998	0.604	3.31	3.00	0.001	38 20 32

table shows 3 local maxima more than 8.0mm apart

Height threshold: T = 2.48, p = 0.010 (1.000)
 Extent threshold: k = 200 voxels, p = 0.203 (0.985)
 Expected voxels per cluster, <k> = 131.901
 Expected number of clusters, <c> = 4.22
 Expected false discovery rate, <= 0.60

Degrees of freedom = [1.0, 26.0]
 Smoothness FWHM = 15.7 16.0 17.0 (mm) = 7.9 8.0 8.5 (voxels)
 Search vol: 1439320 cmm; 179915 voxels; 302.9 resels
 Voxel size: [2.0, 2.0, 2.0] mm (1 resel = 534.00 voxels)

Design

no-coordinates
 x = 20.00 y = 58.00 z = 12.00

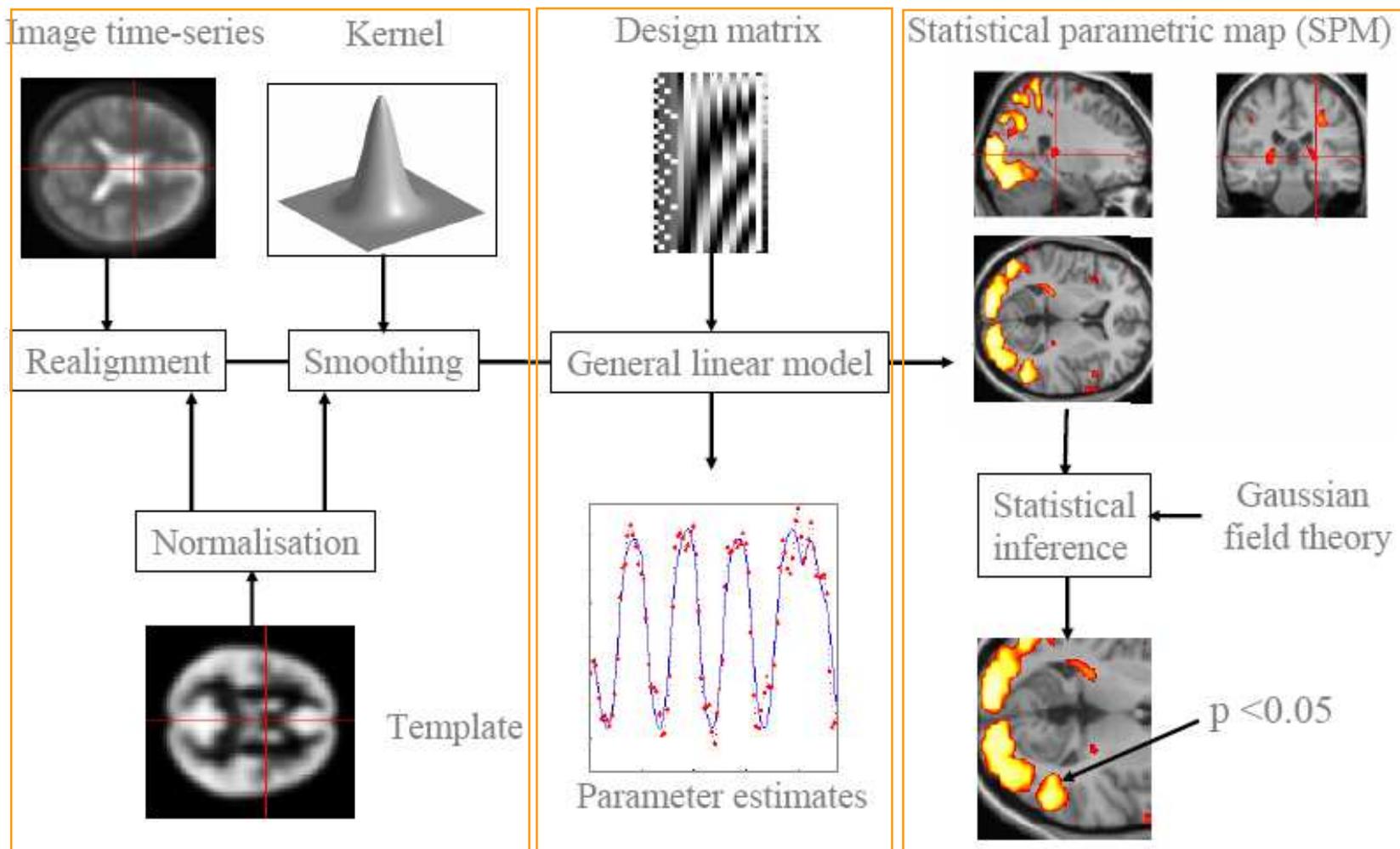
Statistics

volume cluster S.V.C.
 Regional **VOI**
 visualization plot overlays... save
 clear exit

statistic value: 3.79

Procédure générale

Standardisation anatomique Estimation des paramètres Inférences statistiques



Standardisation anatomique

- ◆ Recalage (correction des mouvements)
 - Recalage sur une des images (1° , moyenne)
 - Transformation rigide (T,R) \pm non linéaire (IRMf)

- ◆ Standardisation anatomique
 - Recalage sur espace stéréotaxique de Talairach
 - Transformation affine (T,R,H,G) + a priori
 - Minimisation de l'information mutuelle
 - Puis transformation non linéaire (sur cp. BF)

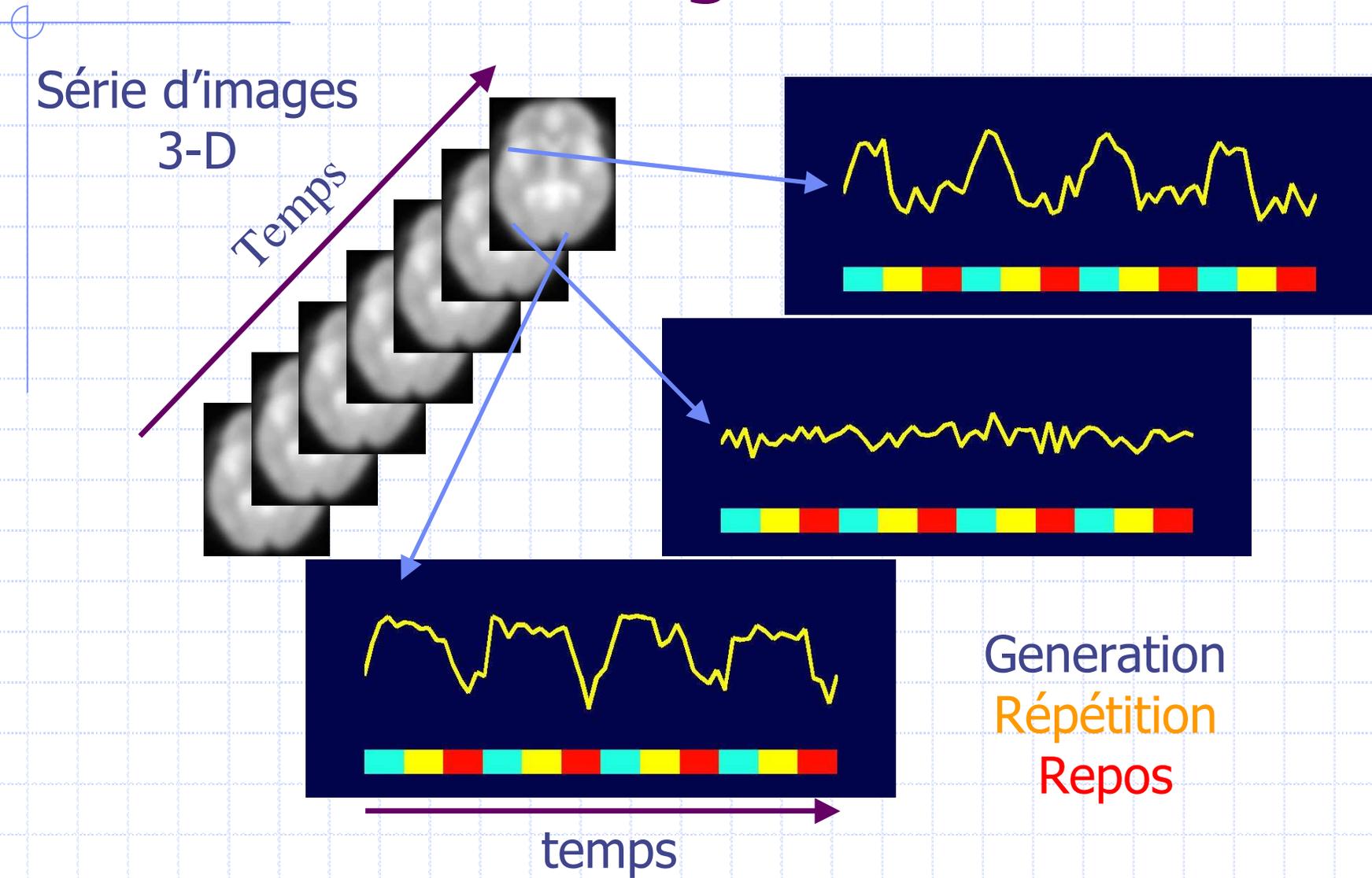
Modèle linéaire généralisé

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

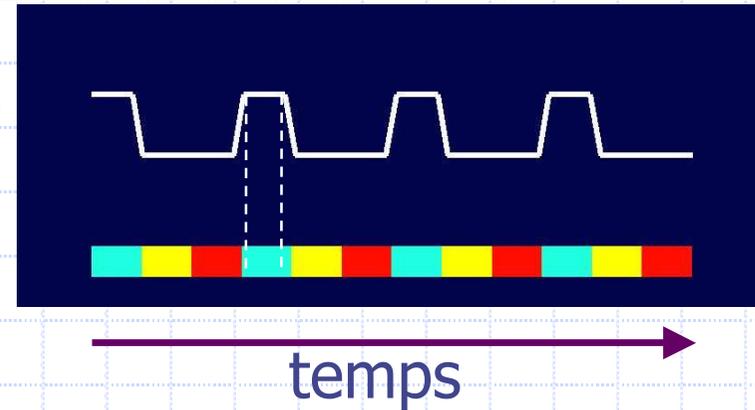
Exemple imaginé par Malik Koulibaly, CHU de Nice, utilisé avec son aimable autorisation.

Modèle linéaire généralisé

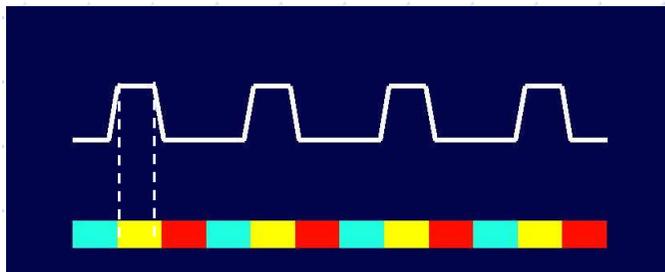


Hypothèses du modèle

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

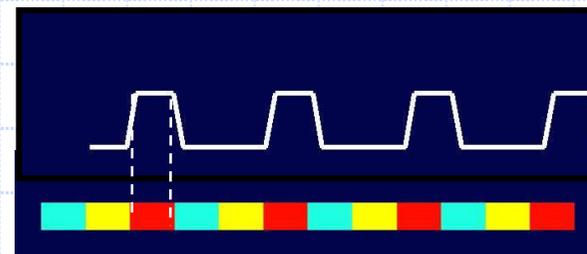


Un pixel activé par la répétition a un signal de ce type:

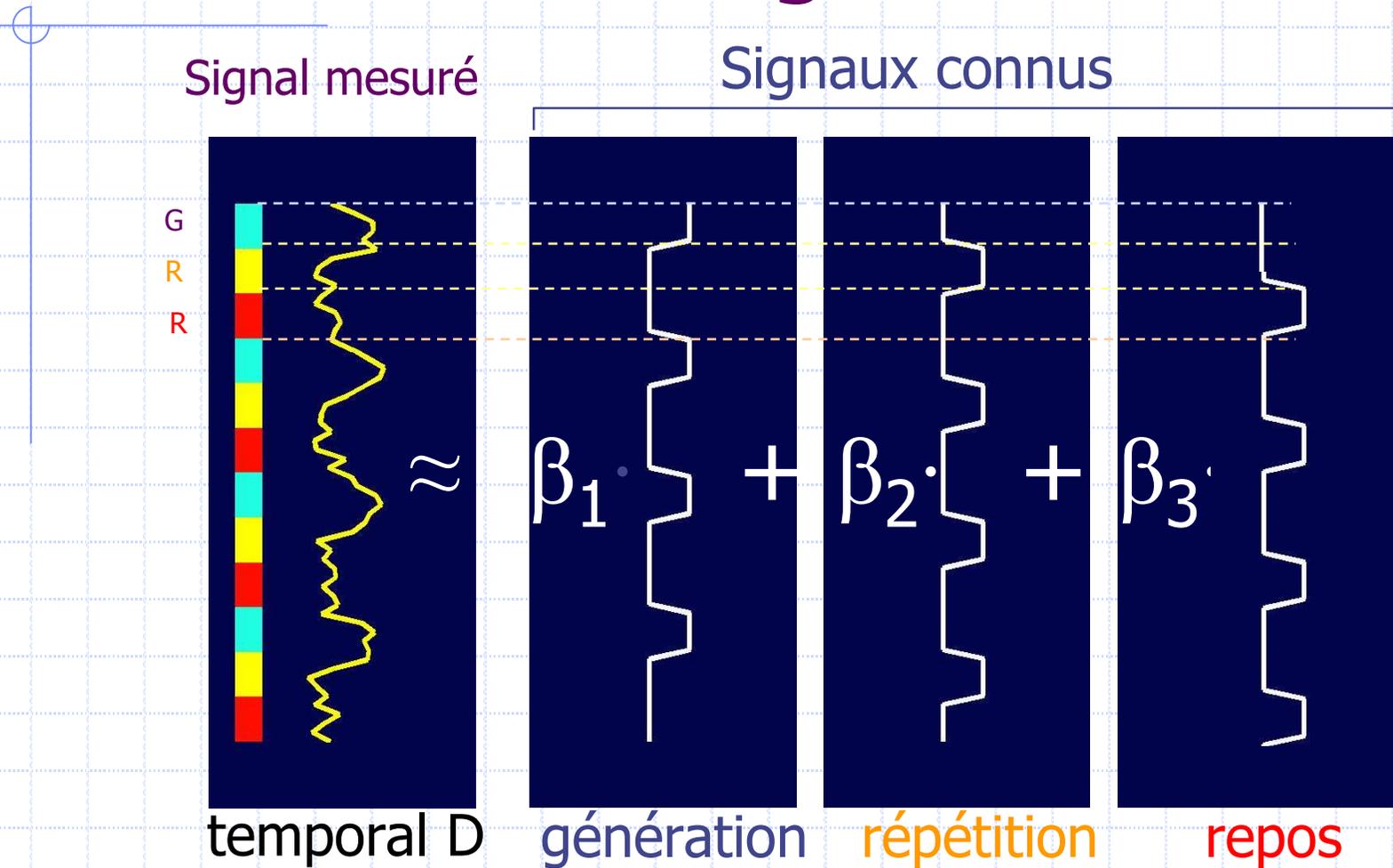


et

Un pixel qui préfère le repos:

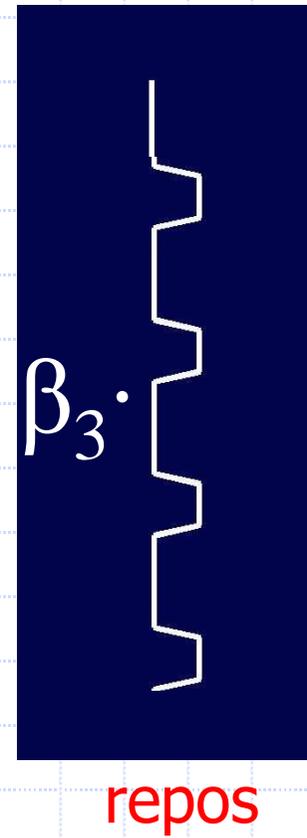
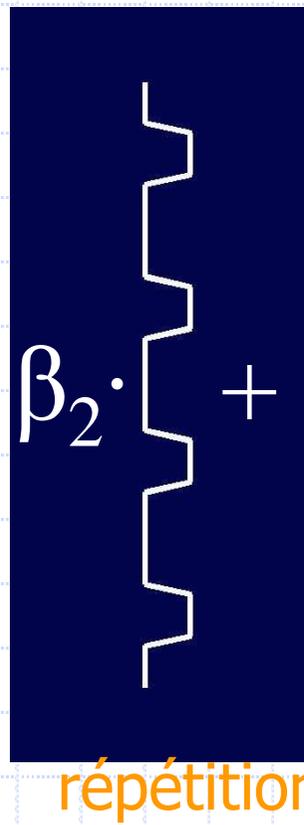
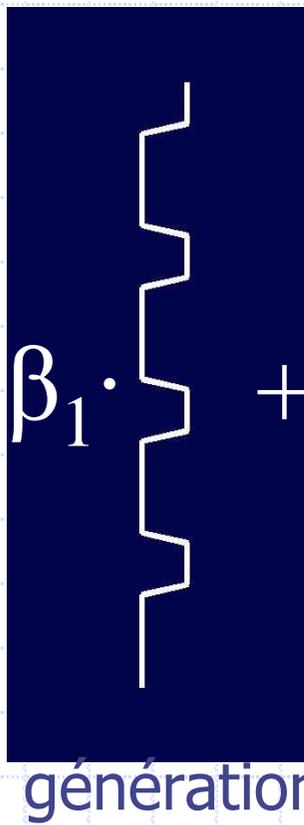
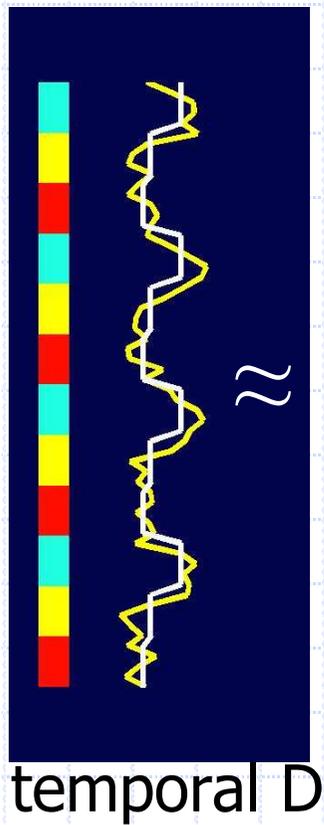


Modèle linéaire généralisé



Problème: estimer les paramètres β_i

Estimation des paramètres β_i

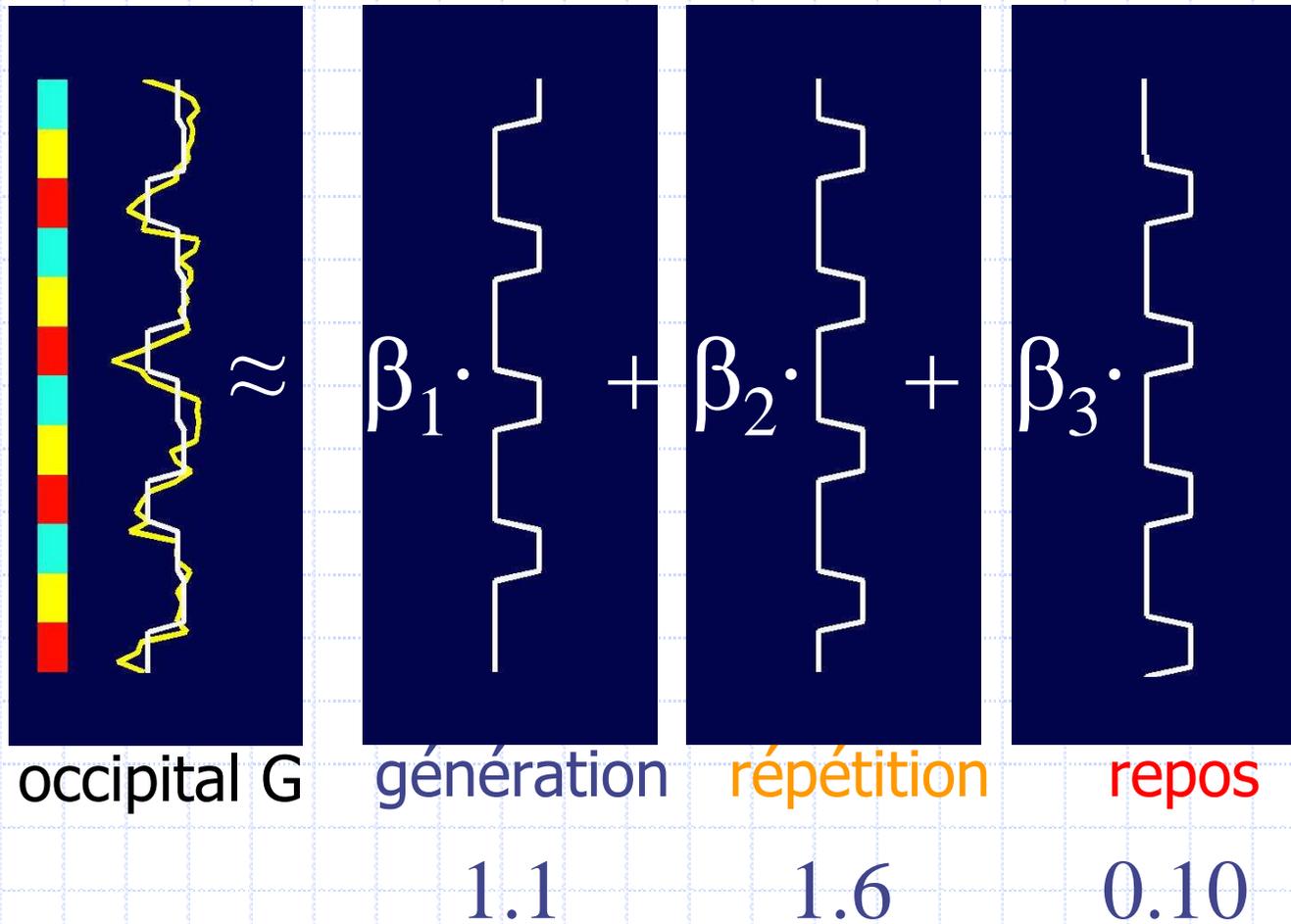


1.60

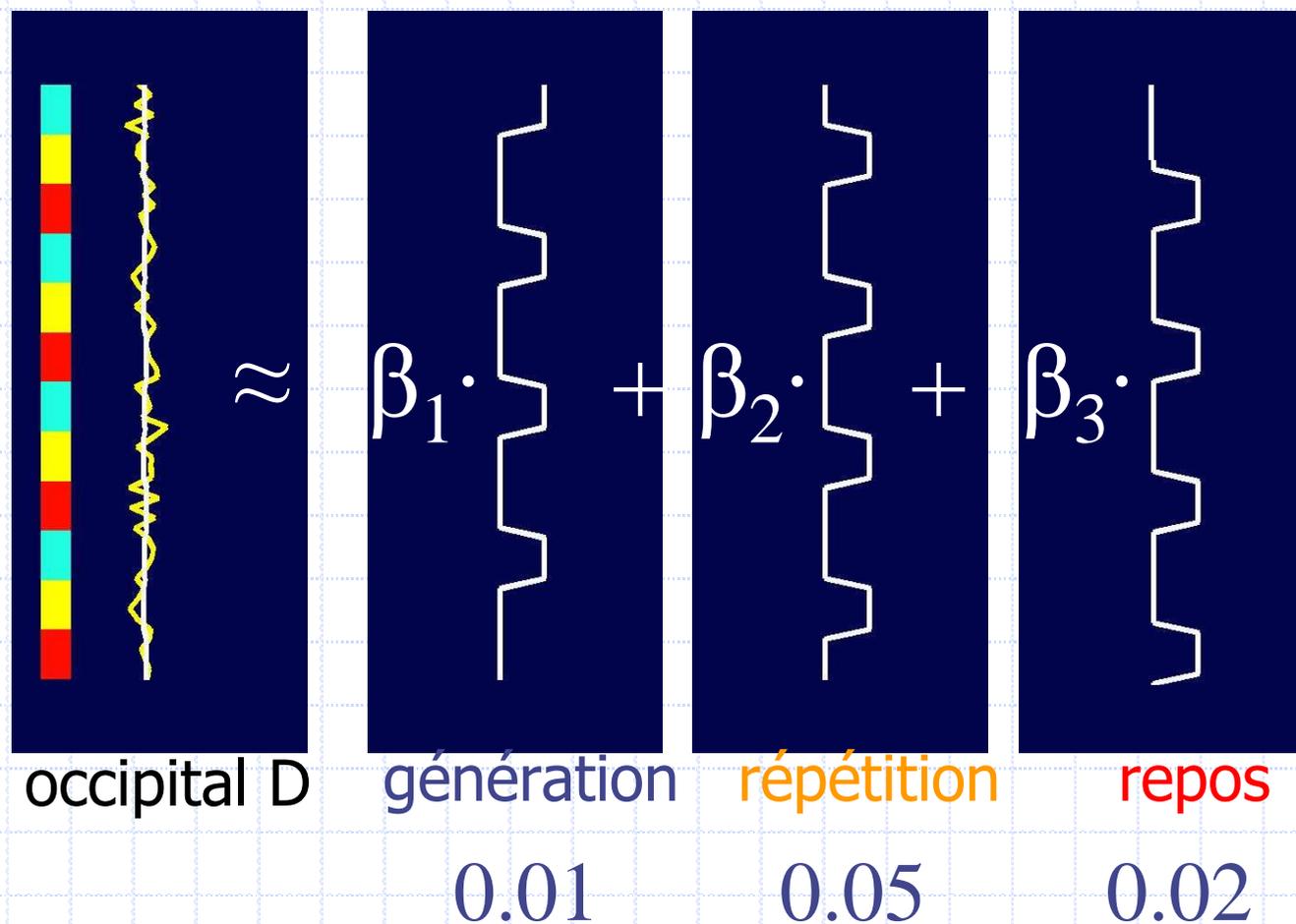
0.35

0.10

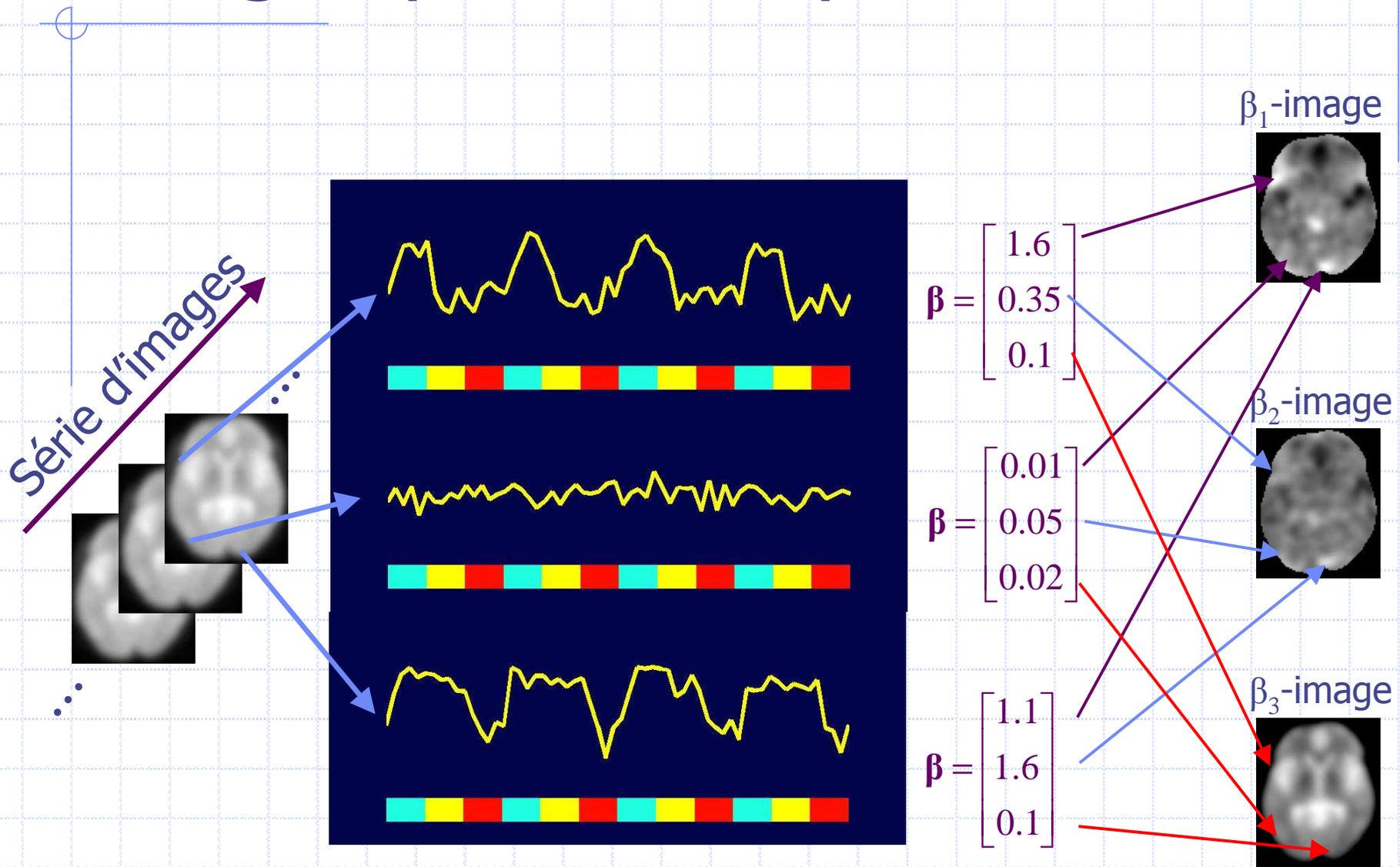
Estimation des paramètres β_i



Estimation des paramètres β_i



Images paramétriques

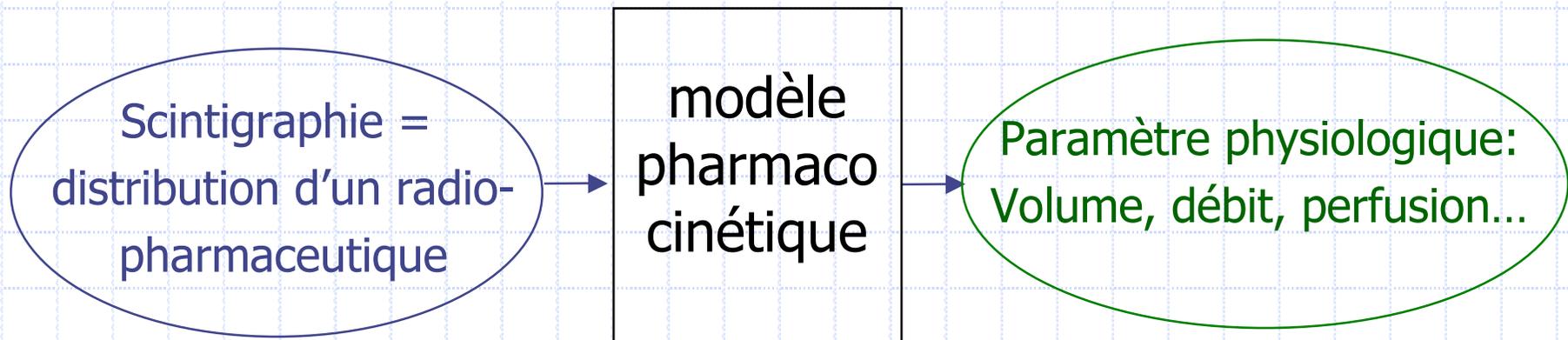


Tests statistiques

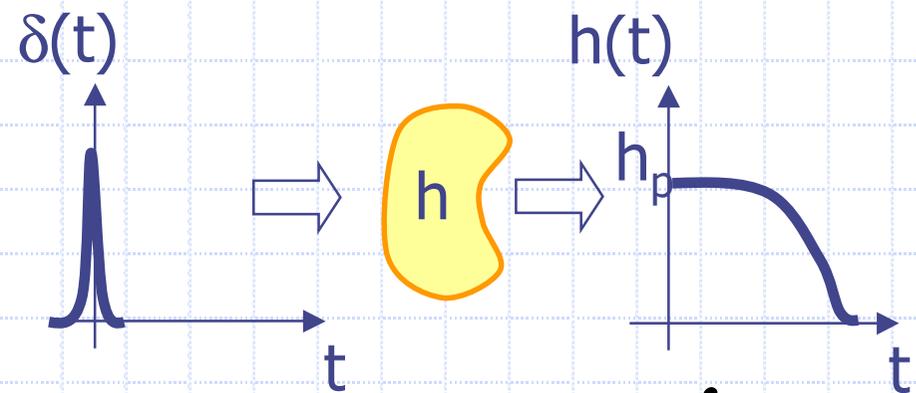
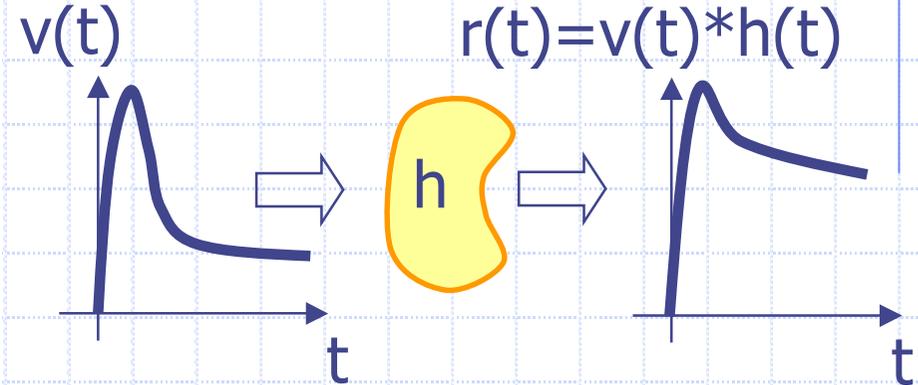
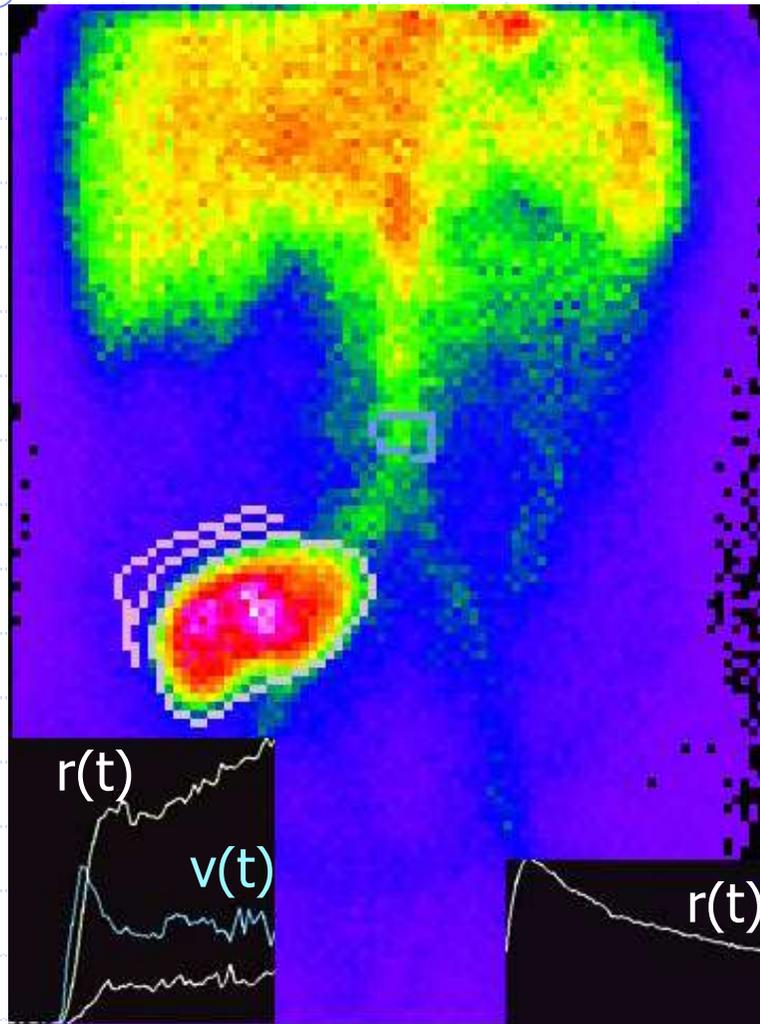
- ◆ Validité du modèle ($\beta_1 = \beta_2 = \beta_3 = 0$?)
 - ◆ $\text{var}(\text{signal}) > \text{var}(\text{bruit})$?
- ◆ Hypothèses d'activation (Student: $\beta_i > \beta_j$?)
 - ◆ H_0 = pas de différence significative
 - ◆ Rejet de H_0 si $p = \text{proba}(\text{test}/H_0) < p = 0.01$ %
 - ◆ Problème : 100 000 voxels \Rightarrow 1 000 FP
 - \Rightarrow imposer p (au moins un FP) ou $\text{FDR} = \text{FP}/(\text{VP} + \text{FP})$

Modélisation, pharmacocinétique

Que mesure exactement la distribution de radioactivité (i.e d'un radio-pharmaceutique) observée dans une scintigraphie ?



Déconvolution de l'entrée vasculaire



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

Déconvolution de l'entrée vasculaire

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

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

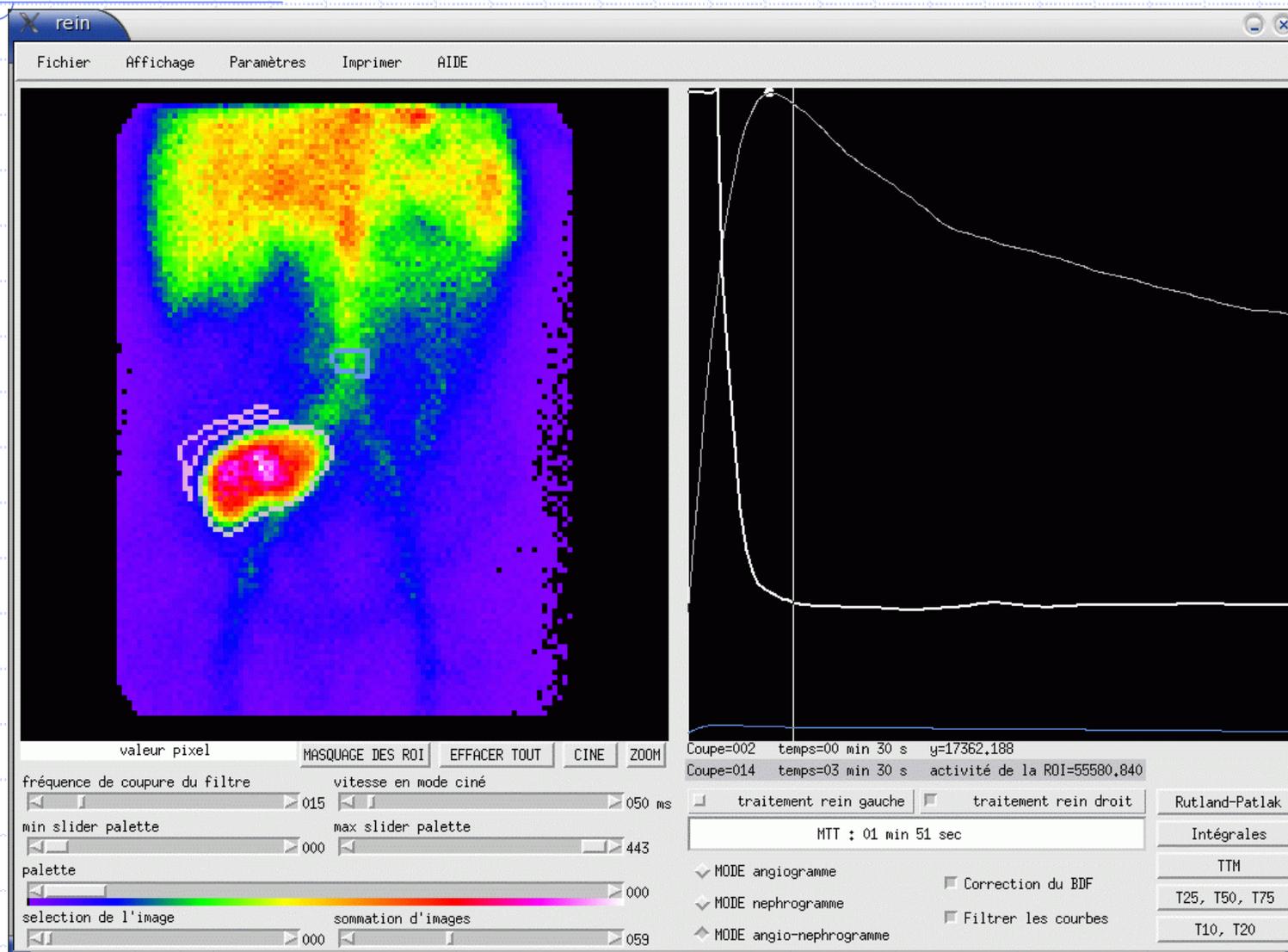
$$u = 1 \Rightarrow r(1) = v(1).h(0) + v(0).h(1) \Rightarrow h(1) = \frac{r(1)v(0) - v(1)r(0)}{v(0)^2}$$

etc...

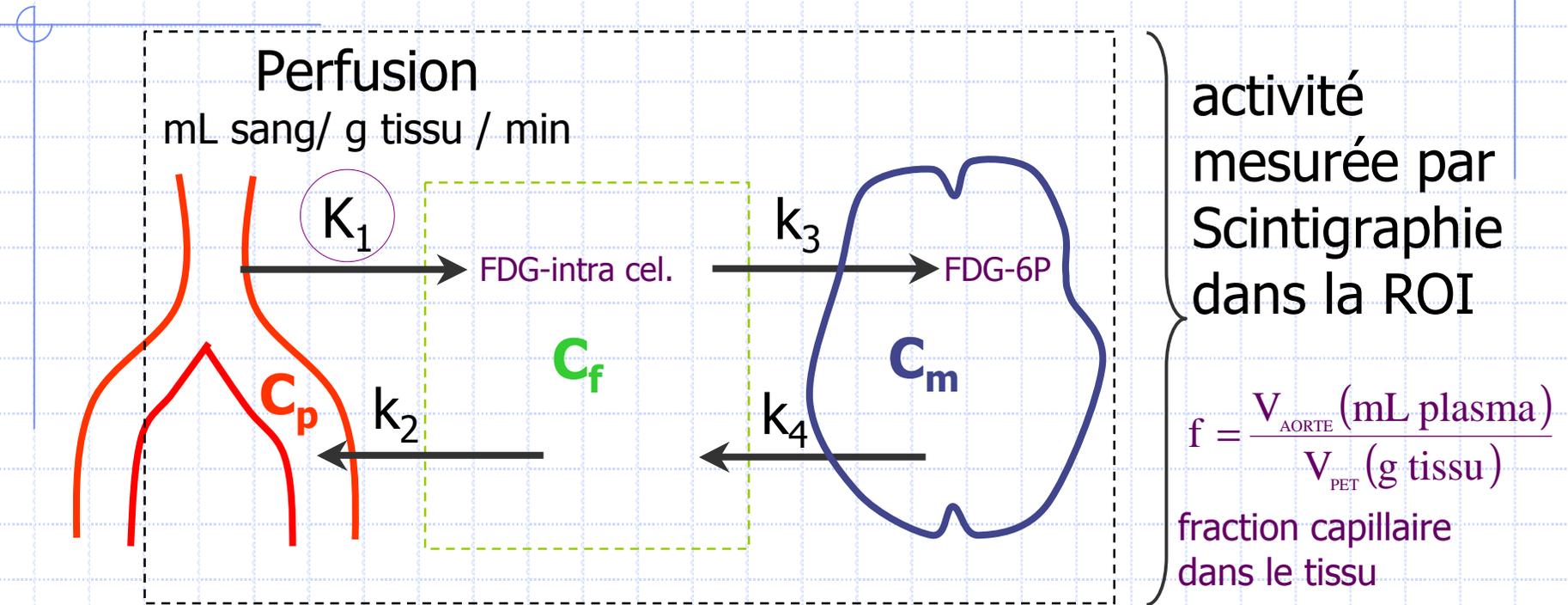
$$r = v * h \Rightarrow \hat{r} = \hat{v} \cdot \hat{h} \Rightarrow \hat{h} = \frac{\hat{r}}{\hat{v}}$$

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

Déconvolution de l'entrée vasculaire



MODELE POUR LE FDG

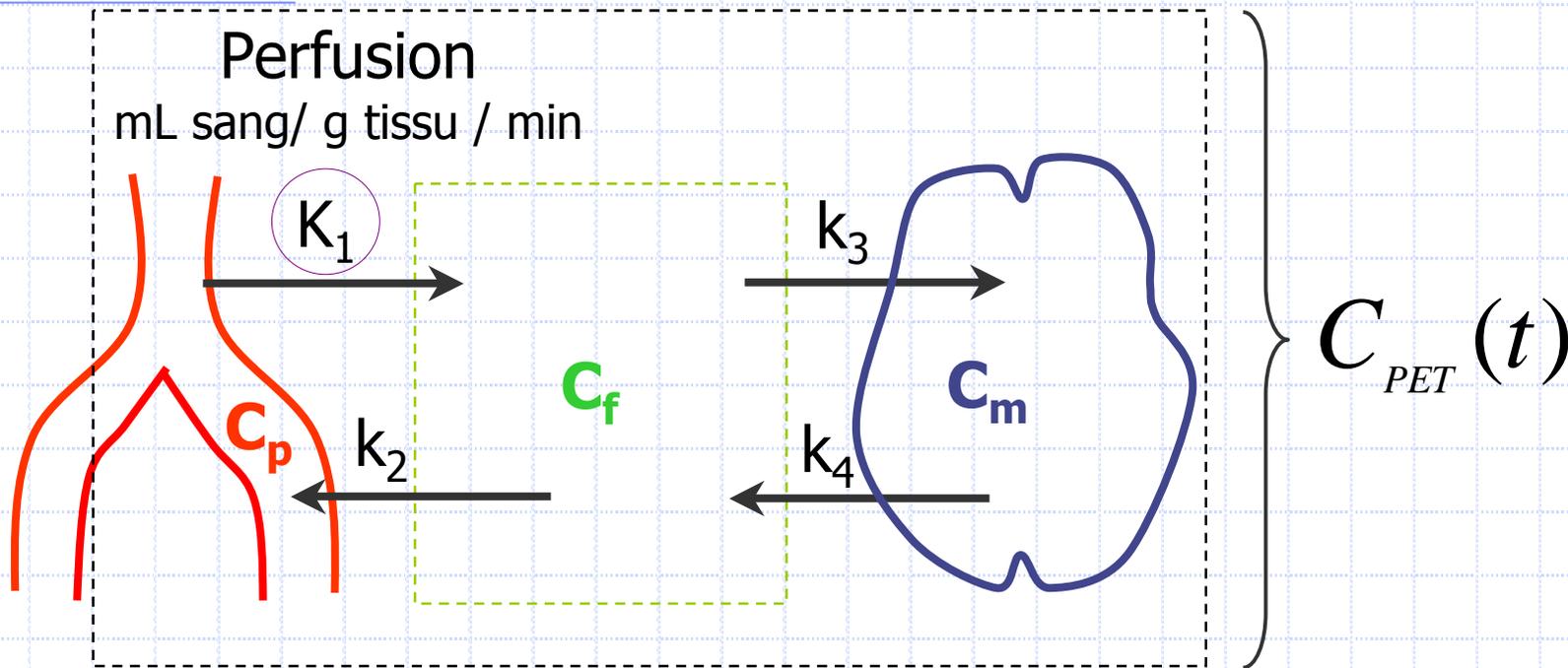


Activité mesurée ?
par la scintigraphie \Rightarrow
(kBq/mL)

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

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

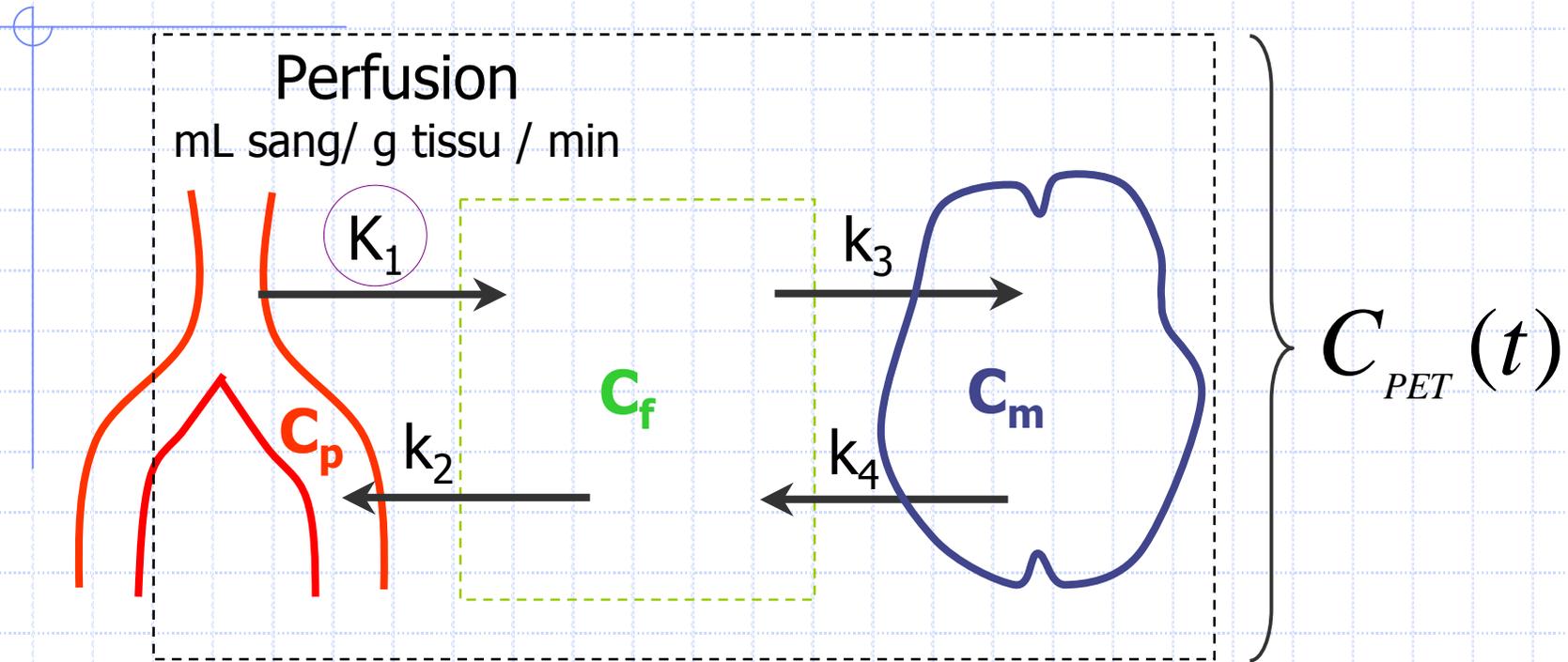
MODELE POUR LE FDG



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

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

MODELE POUR LE FDG



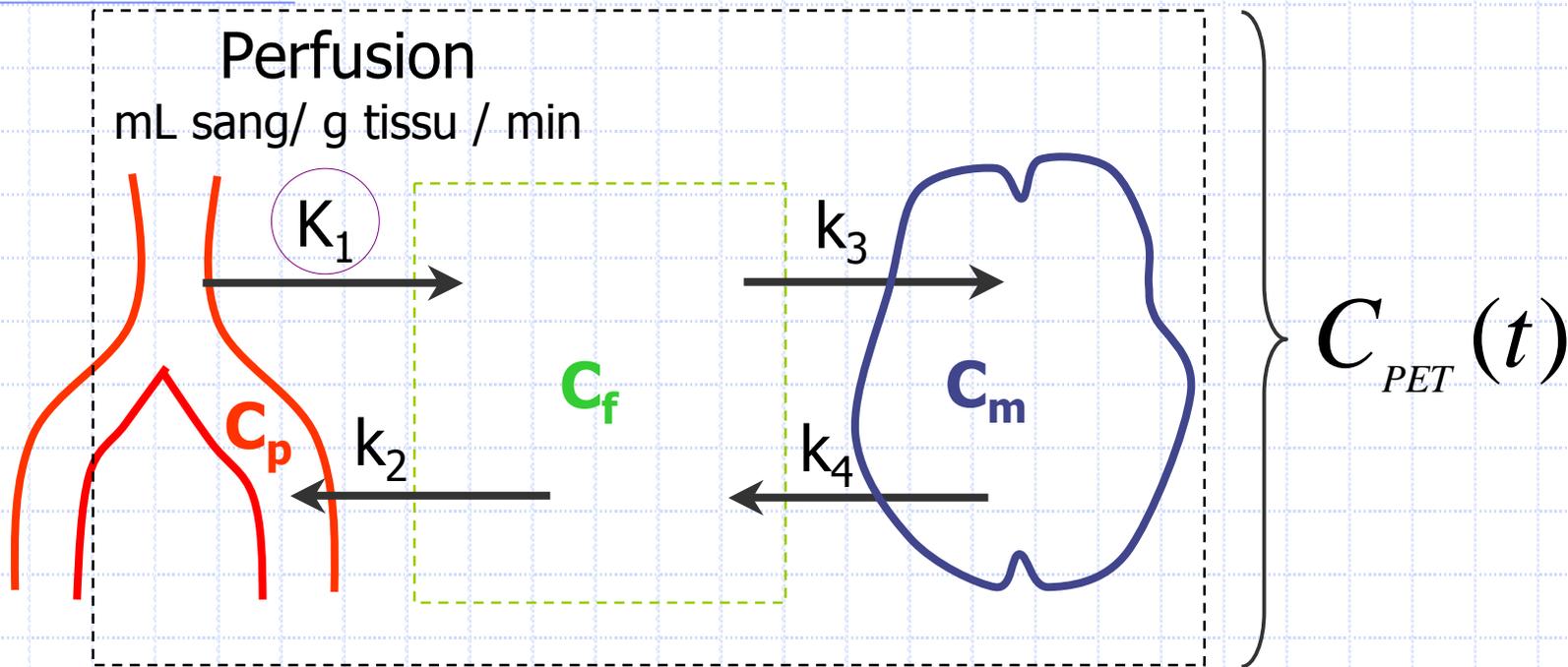
$$C_f(t) = \frac{K_1}{\alpha_2 - \alpha_1} \int_0^t [(k_4 - \alpha_1)e^{-\alpha_1 t} + (\alpha_2 - k_4)e^{-\alpha_2 t}] \cdot C_p(t-u) \cdot du$$

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

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

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

MODELE POUR LE FDG

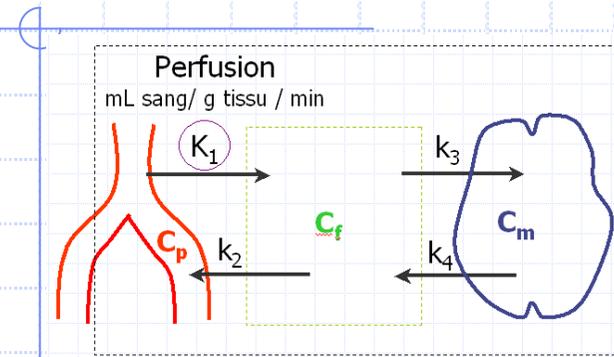


$$C_{PET}(t) = C_f(t) + C_m(t) + f \cdot C_p(t)$$

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

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

MODELE POUR LE FDG

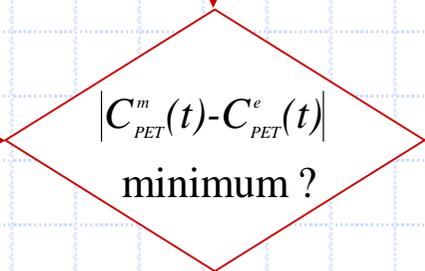


Estimation
 K_1, k_2, k_3, k_4

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

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

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

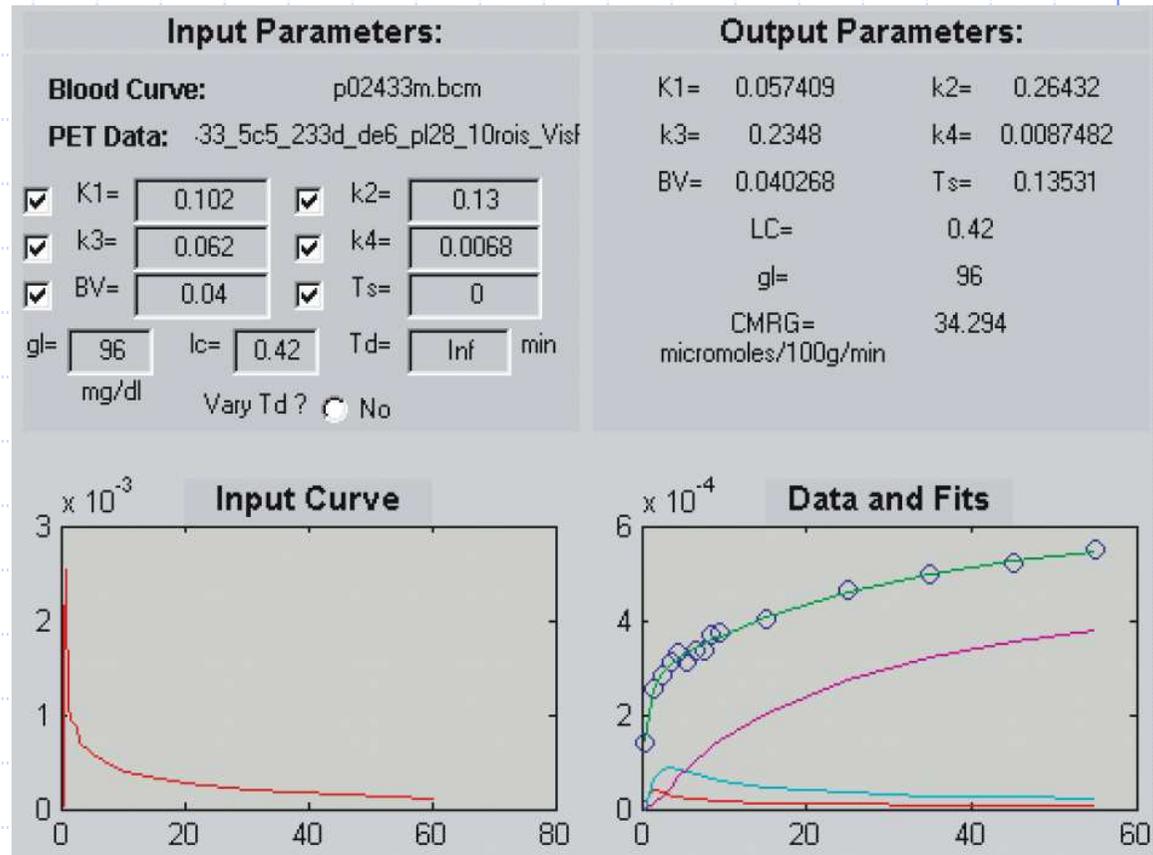
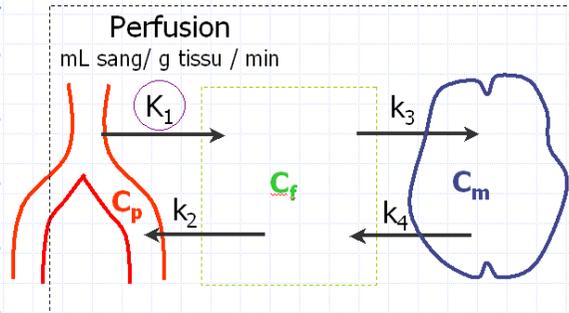


Ajustement
 K_1, k_2, k_3, k_4

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

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

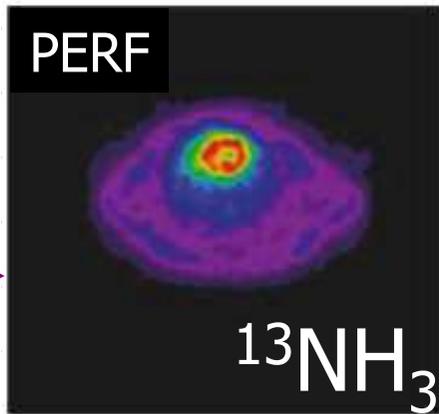
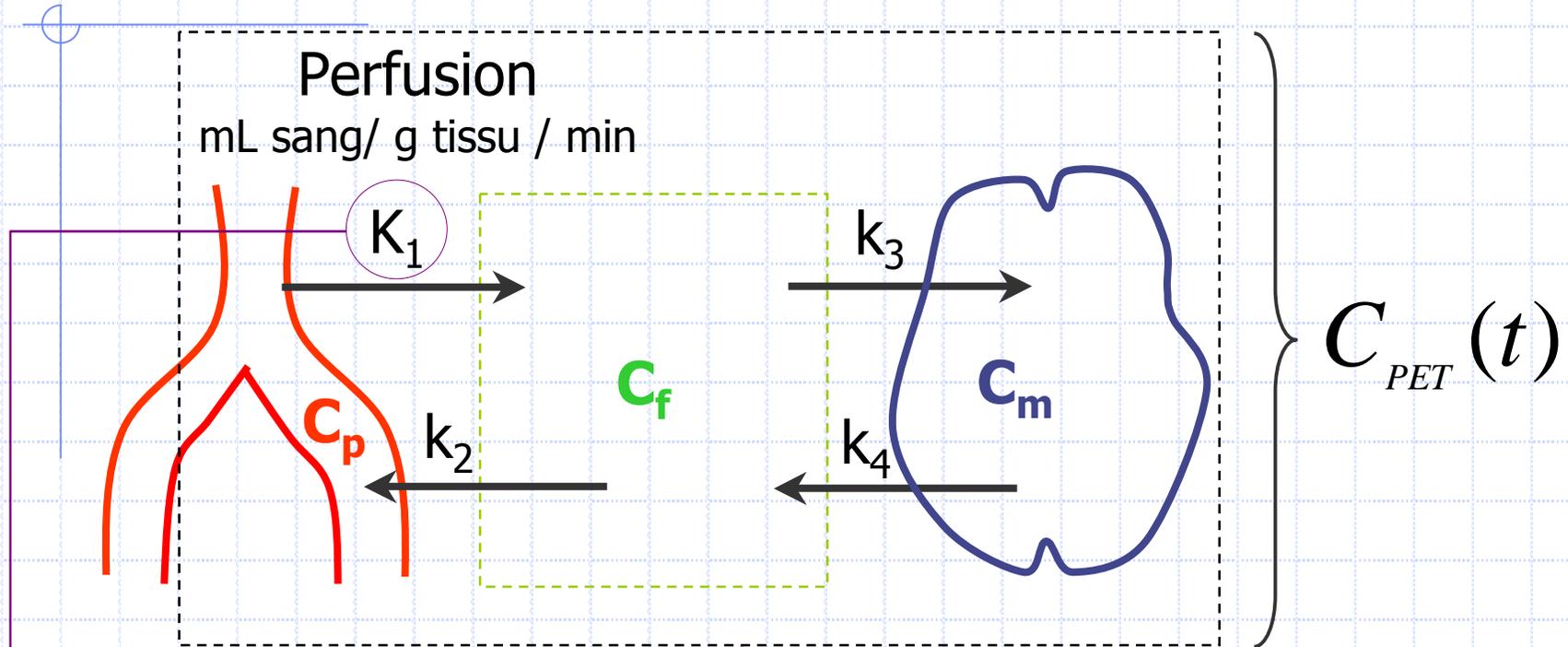
MODELE POUR LE FDG



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

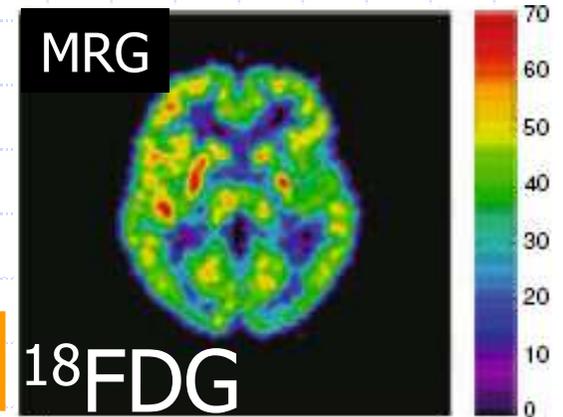
$$MRG(\mu\text{mol} / 100\text{g} / \text{min}) = \frac{Gly(\mu\text{mol} / 100\text{mL})}{LC} \frac{K_1 k_3}{k_2 + k_3}$$

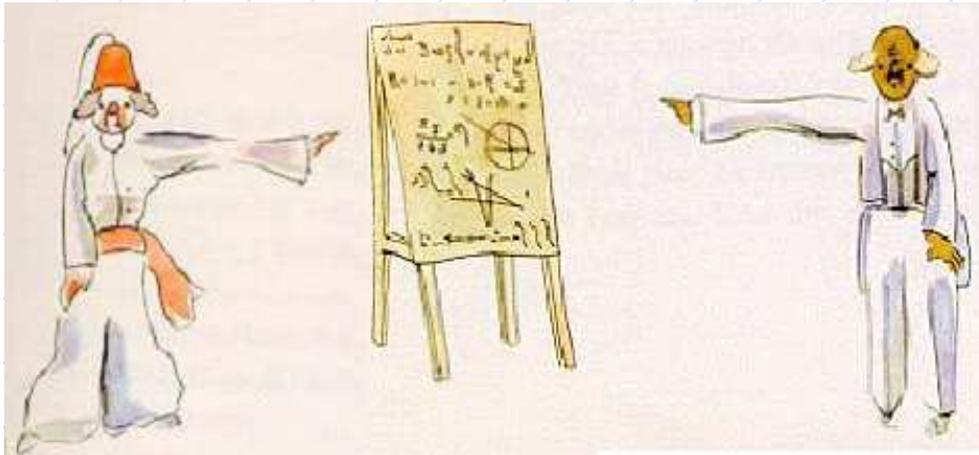
MODELE POUR LE FDG



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

IMAGES PARAMETRIQUES





Bibliographie :

Introduction au traitement numérique des images médicales. D. Mariano-Goulart.
Encyclopédie Médico-chirurgicale, 35-100-A-10, 2009.

Merci de votre attention...

denis.mariano-goulart@univ-montp1.fr

<http://scinti.etud.univ-montp1.fr>