



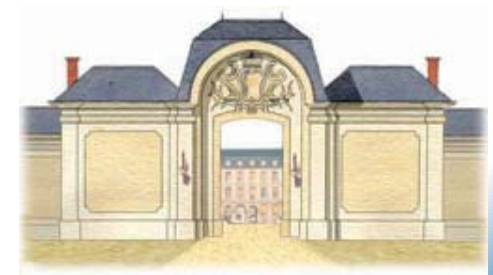
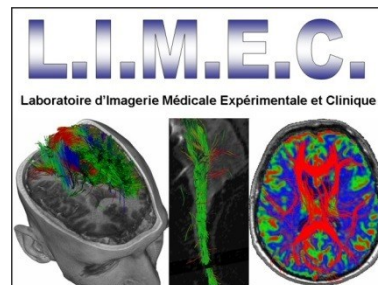
UNIVERSITÉ  
**PARIS-SUD 11**

# IRM de Diffusion MultiCompartimentale Acquisitions et Analyses

Pr D. Ducreux, Dr A. Ladoux, Dr M. Hodoul, Dr C. Vandendries

Neuroradiologie, CHU Bicetre  
CNRS IR4M (UMR 8081), Université Paris 11

Hôpitaux  
universitaires  
**Paris-Sud**  
Antoine-Béclère Bicêtre Paul-Brousse

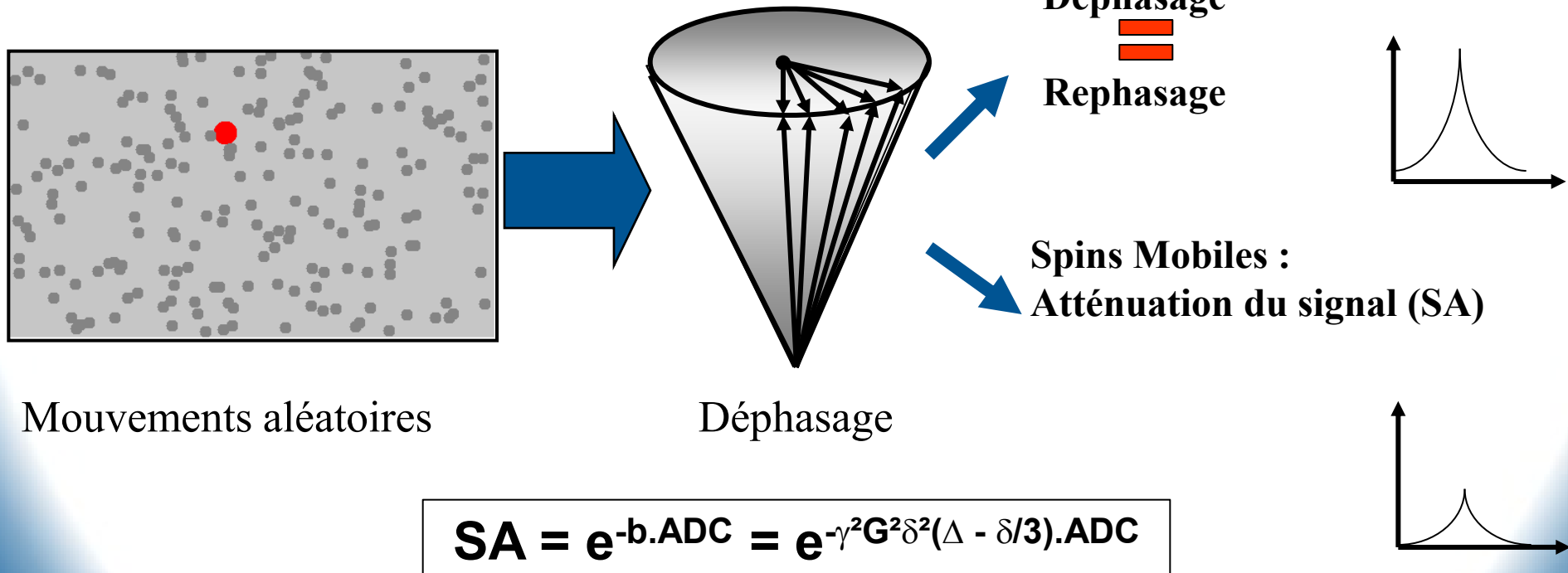


# Principes

# IRM de DIFFUSION

## Mesure de la Diffusion en IRM

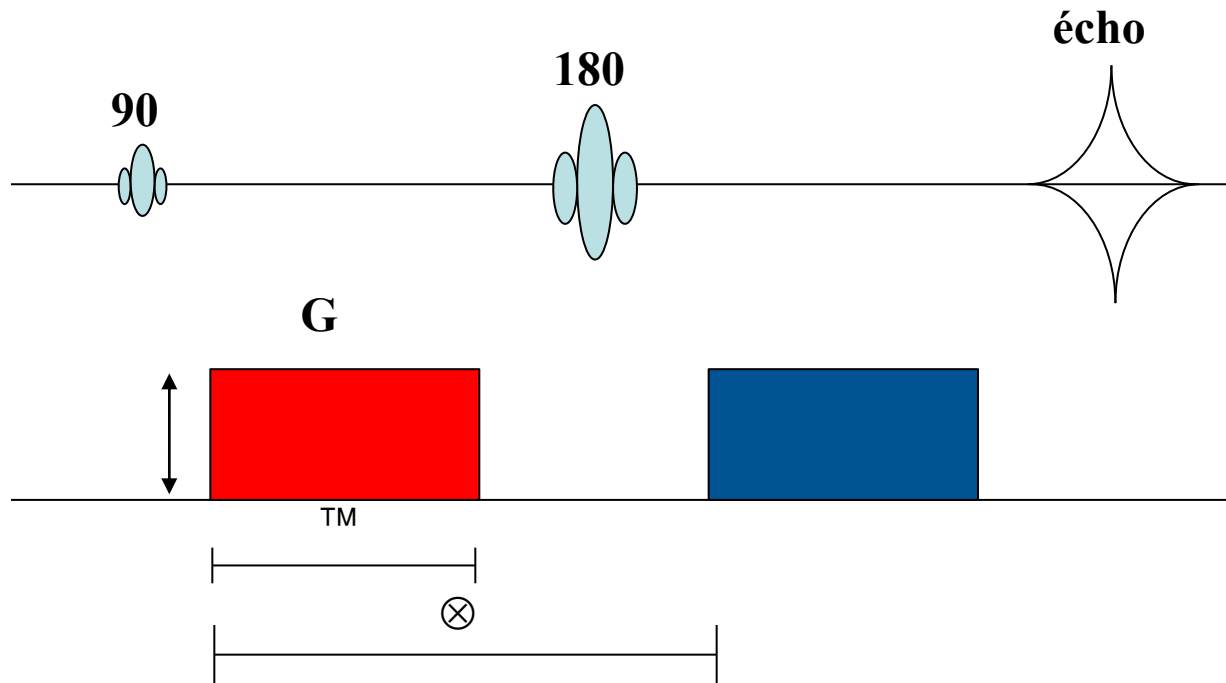
Marquage spatial des spins tel que tout mouvement d'eau pendant temps  $t$   
=> perte de signal



$$SA = e^{-b \cdot ADC} = e^{-\gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3) \cdot ADC}$$

# IRM de DIFFUSION

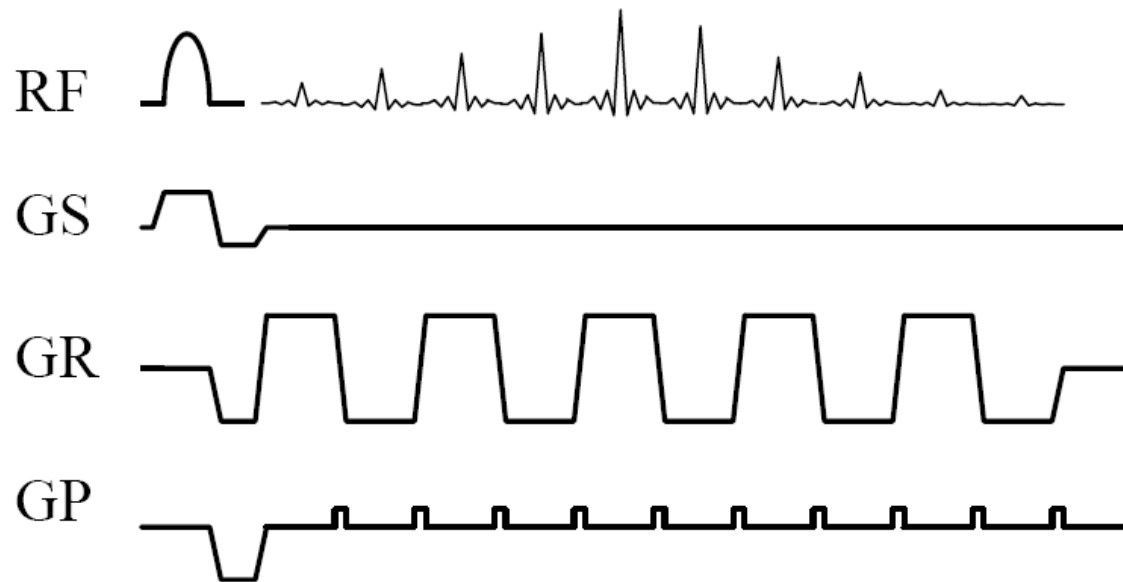
## Bases Physiques



$$b = \gamma^2 \delta^2 G^2 (\Delta - \delta/3)$$

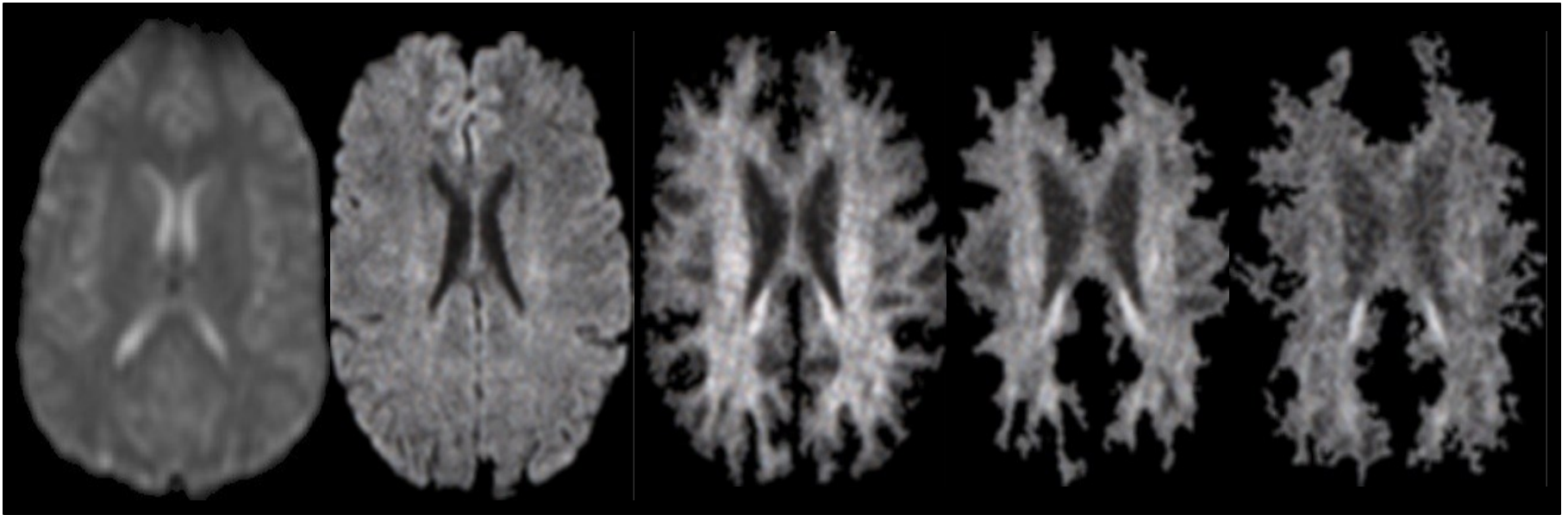
# IRM de DIFFUSION

## Imagerie Echo Planar



# IRM de DIFFUSION

## Séquence de Diffusion



**T2 :  $b=0$  s/mm<sup>2</sup>    DWI :  $b=1000$  s/mm<sup>2</sup>    DWI :  $b=2000$  s/mm<sup>2</sup>    DWI :  $b=3000$  s/mm<sup>2</sup>    DWI :  $b=4000$  s/mm<sup>2</sup>**

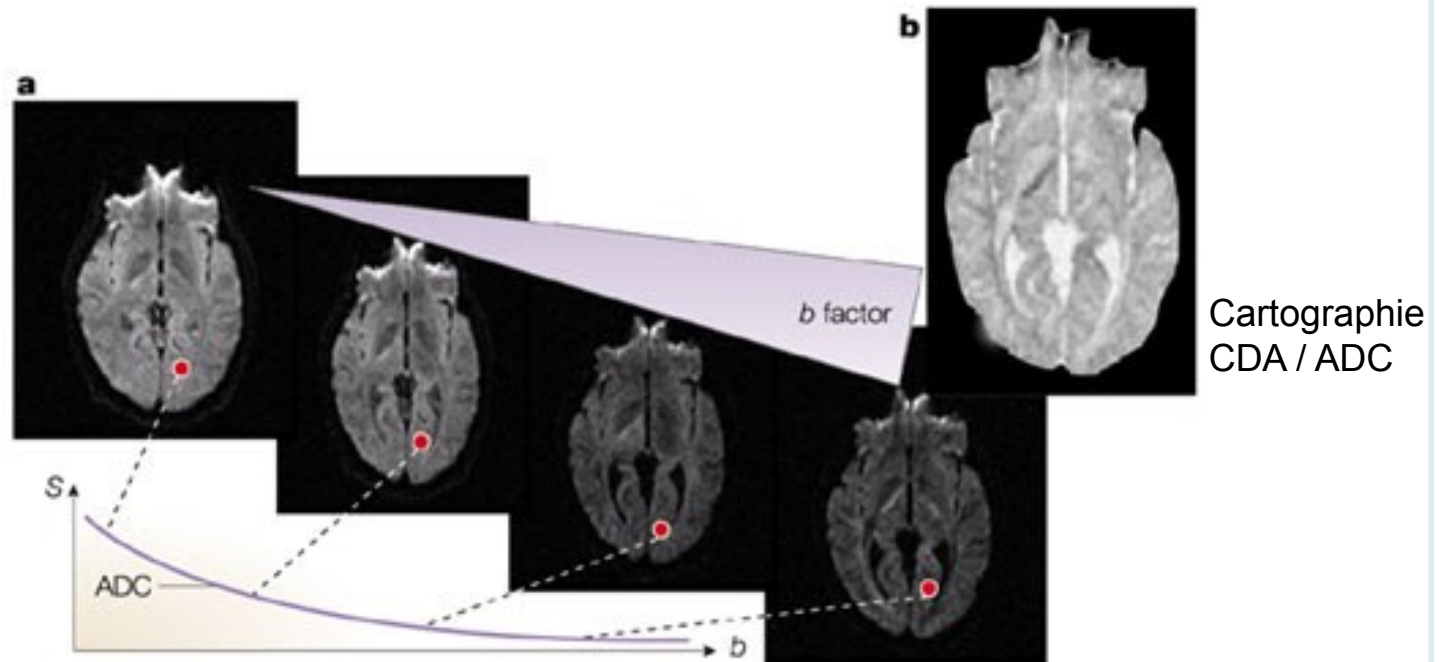
# IRM de DIFFUSION

## Modélisation de la Décroissance du Signal

$$S(b) = S(0).e^{-b.CDA}$$

où

$$b = (2\pi)^2 . \gamma^2 G^2 \delta^2 . \frac{\Delta - \delta}{3}$$

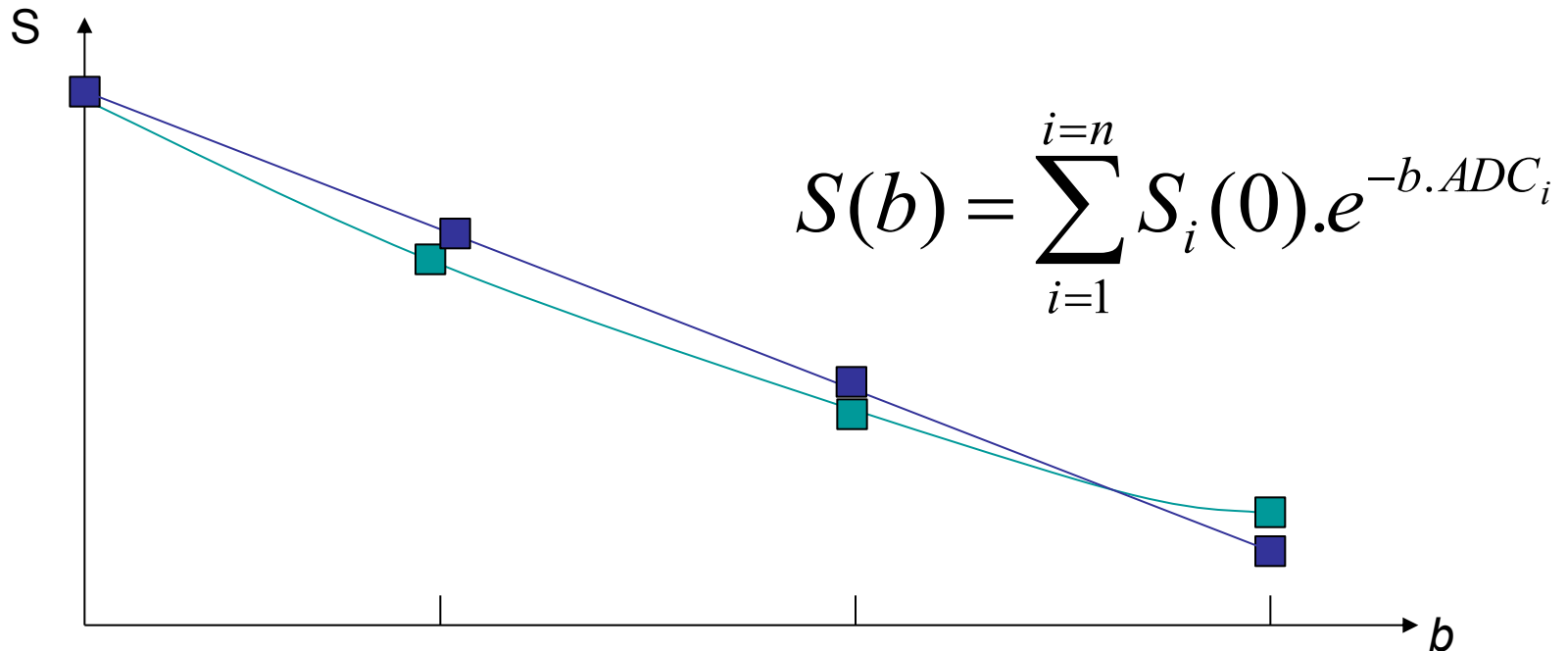


Nature Reviews | Neuroscience

# IRM de DIFFUSION

## Bases Physiques

### Modèles mono et multi-compartmentaux

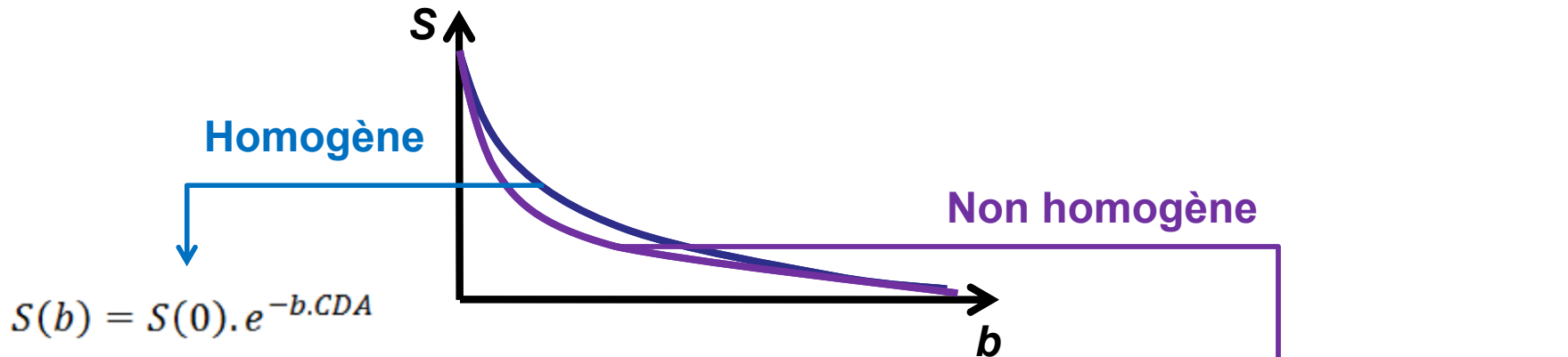


$S_b = S_0 \cdot e^{-b \cdot D}$  versus  $S_i(te, b) = [S_a \cdot e^{-te/T2a} \cdot e^{-b \cdot Da}] + [S_b \cdot e^{-(te/T2b)} \cdot e^{-b \cdot Db}]$



# IRM de DIFFUSION

## Décroissance du Signal : Milieux Homogènes et non Homogènes

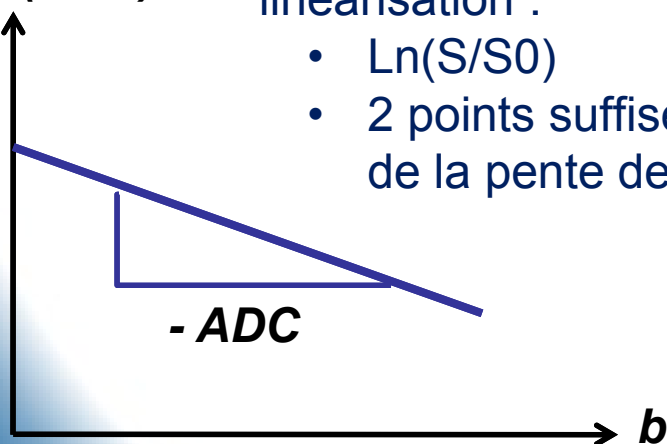


$$S(b) = S(0) \cdot e^{-b \cdot CDA}$$

Approximation simple par linéarisation :

- $\ln(S/S_0)$
- 2 points suffisent au calcul de la pente de la droite

$\ln(S/S_0)$



-ADC

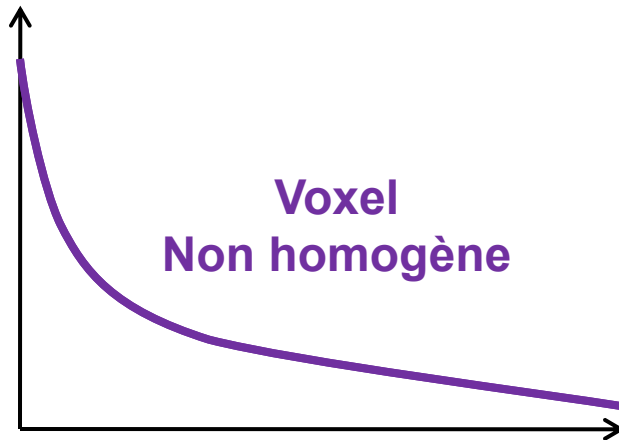
$$S(TE, b, i) = \sum_{i=1}^{i=n} S_i \cdot e^{-\frac{TE}{T2i}} \cdot e^{-b \cdot Di}$$

Pas de linéarisation simple

- Approche par ajustement de la courbe (Fitting)
- Approche exploratoire par analyse factorielle

# IRM de DIFFUSION

## Approche Analytique : Fitting



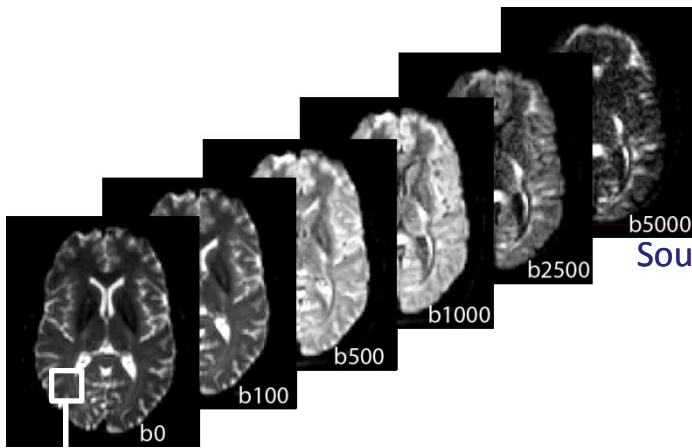
$$S(TE, b, i) = \sum_{i=1}^{i=n} \underbrace{S_i \cdot e^{-\frac{TE}{T2_i}}}_{c_i} \cdot e^{-b \cdot D_i}$$

- $\geq 3$  compartiments
- Ajustement par algorithme de Levenberg-Macquardt
- Obtention de 6 paramètres :
  - Le signal  $S(b=0)$  de chaque compartiment ( $c_1, c_2, c_3$ ).
  - Les diffusivités de chaque compartiment :  $D_1, D_2, D_3$
  - Fraction de Signal initial de chaque compartiment (Calcul)

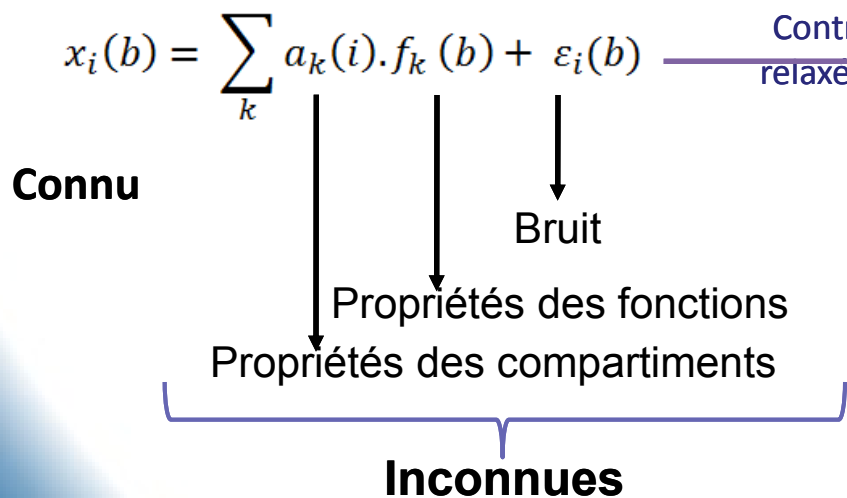
$$Frac_n = \frac{c_n}{c_1 + c_2 + c_3}$$

# IRM de DIFFUSION

## Approche Analytique : Analyse Factorielle



Soustraction du bruit estimé



Contraintes relaxées sur  $f$

$f_1, f_2, \dots$

Régression moindres carrés

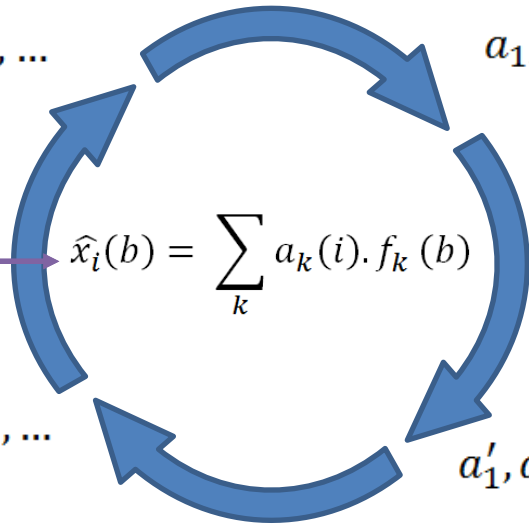
$a_1, a_2, \dots$

Contraintes relaxées sur  $a$

$f'_1, f'_2, \dots$

Régression moindres carrés

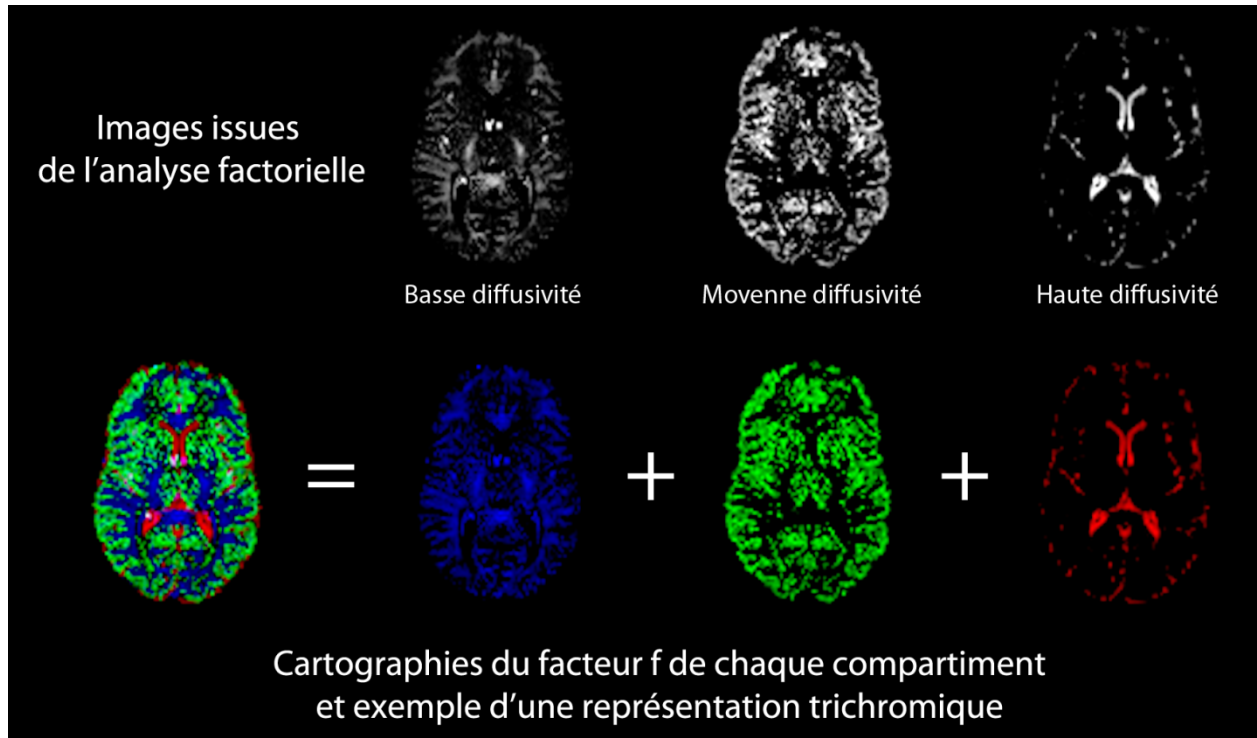
$a'_1, a'_2, \dots$



# IRM de DIFFUSION

## Approche Analytique : Analyse Factorielle

$$x_i(b) = a_1(i) \text{ (purple curve)} + a_2(i) \text{ (cyan curve)} + a_3(i) \text{ (green curve)} + a_4(i) \text{ (red line)}$$



# **Acquisitions et Analyses**

# Diffusion Multi-Compartimentale

## Matériels et Méthodes

### Sujets

7 témoins  
3 patients victimes de déficit  
neurologique focal d' apparition  
brutale  
1 tenseur

### IRM

Siemens, 1.5T, champs  
magnétiques actifs (40 mT/m)  
Antenne tête mono-élément

### Séquence FLAIR

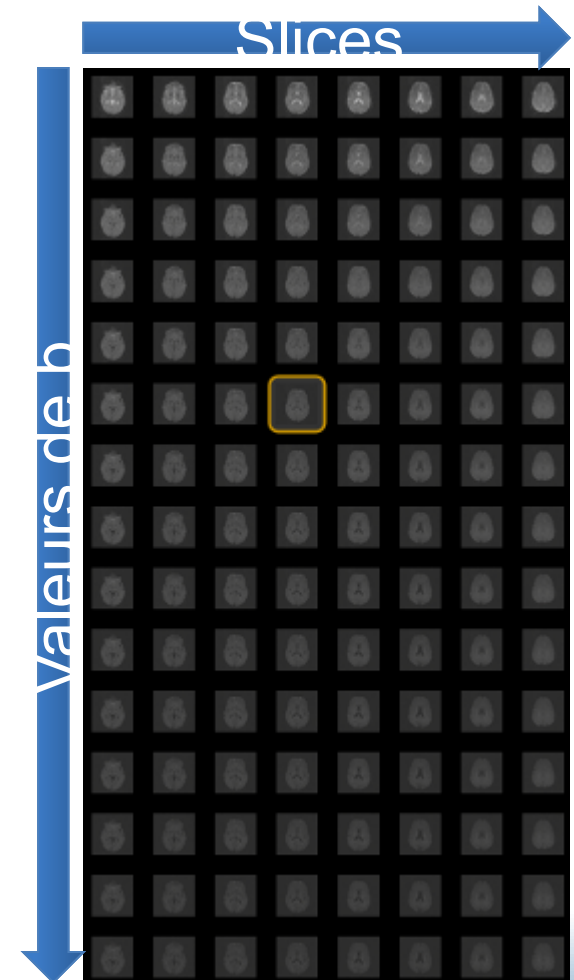
Matrice : 252x256 px – 16 bits  
36 coupes encéphaliques 5  
mm  
FOV : 246 x 250 mm  
TR = 8930 ms  
TE = 103 ms  
TI = 2500 ms  
 $N_{acc} : 1$

# Diffusion Multi-Compartimentale

## Matériels et Méthodes : Acquisitions

### Séquence de diffusion chez les sujets sains

Matrice : de 128x128 px - 16 bits  
8 coupes jointives centrées sur les noyaux gris centraux 5 mm  
FOV : 230x230 mm  
TR : 1500 ms  
TE : 115 ms  
 $N_{acc} : 4$   
 $\alpha = 90^\circ$   
 $b = 0 \text{ à } 4700 \text{ tous les } 100 \text{ (s/mm}^2\text{)}$   
soit 48 valeurs  
384 images



# Diffusion Multi-Compartimentale

## Matériels et Méthodes : Acquisitions

### Séquence de diffusion chez les patients

Matrice : 128x128 px - 16 bits

8 coupes jointives centrées la lésion de 5 mm

FOV : 230x230 mm

TR : 1500 ms

TE : 111 ms

$N_{acc} : 4$

$\alpha = 90^\circ$

$b = 0, 50, 100, 150, 200, 500, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000$  et  $5000 \text{ s/mm}^2$  (12 valeurs)



# Diffusion Multi-Compartimentale

## Matériels et Méthodes : Acquisitions

### Séquence de tenseur diffusion

Matrice : 128x128 px - 16 bits  
28 coupes jointives encéphaliques, 4 mm  
FOV : 240 x 240 mm  
TR : 5400 ms  
TE : 124 ms  
 $N_{acc} : 4$   
 $\alpha = 90^\circ$   
 $b = 0, 50, 100, 200, 500, 1000, 1500, 2000, 3000$  et  $4000 \text{ s/mm}^2$  (10 valeurs)  
6 directions  
1540 images

	X	Y	Z
Direction 1	0	0.707000017166138	-0.707000017166138
Direction 2	0	-0.707000017166138	-0.707000017166138
Direction 3	0.707000017166138	0	-0.707000017166138
Direction 4	0.707000017166138	0	0.707000017166138
Direction 5	0.707000017166138	0.707000017166138	0
Direction 6	0.707000017166138	-0.707000017166138	0

# Diffusion Multi-Compartimentale

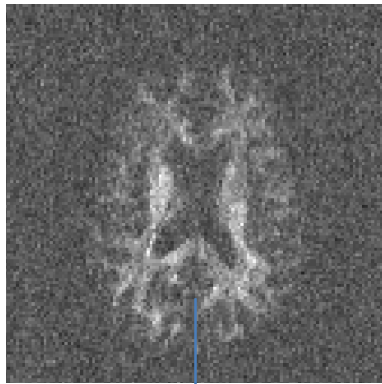
## Matériels et Méthodes : Post-Traitement

### ➤ Réduction du bruit

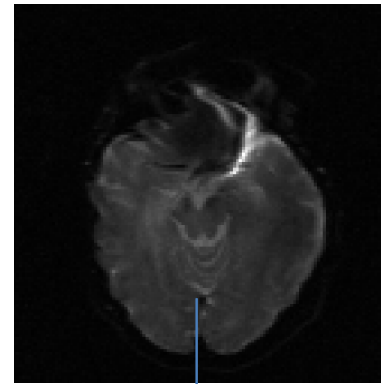
- Seuillage
- Plafonnage
- Filtres médian  
Convolution de la valeur médiane de la matrice  $n \times n$  d'entrée
- Filtre adaptatif  
Convolution du produit de la valeur moyenne de la matrice  $n \times n$  et du différentiel de la variance
- Masque de contours  
Opérateur de Canny

# Diffusion Multi-Compartimentale

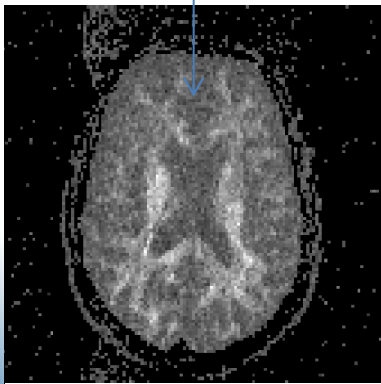
## Matériels et Méthodes : Post-Traitement



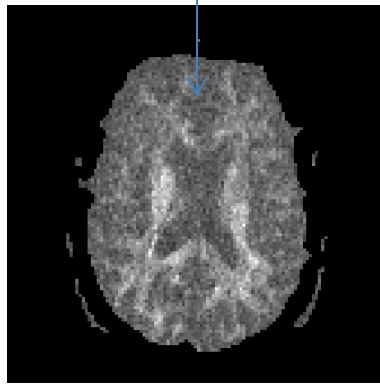
$b = 4700 \text{ s/mm}^2$



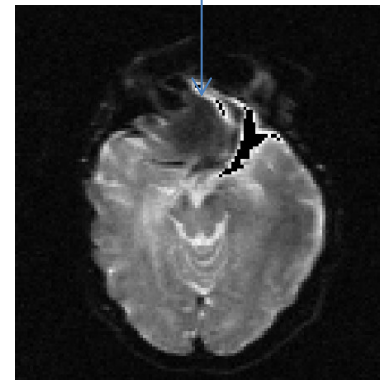
$b = 0 \text{ s/mm}^2$



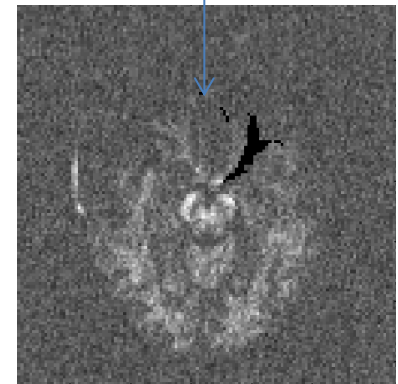
$b = 4700 \text{ s/mm}^2$



$b = 4700 \text{ s/mm}^2$



$b = 0 \text{ s/mm}^2$



$b = 4700 \text{ s/mm}^2$

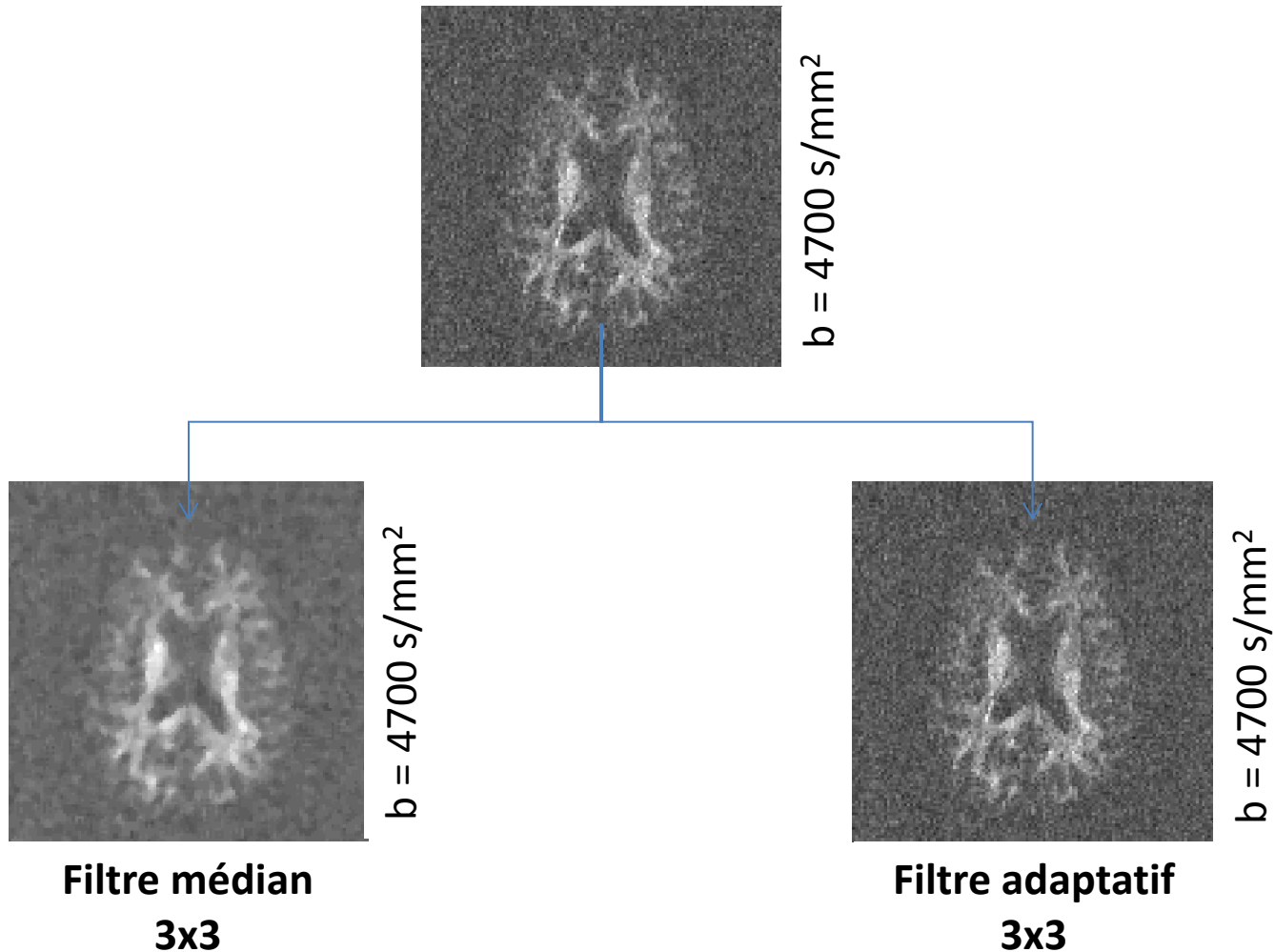
Seuillage à 6 %

Masque de contours

Plafonnage à 350 UI

# Diffusion Multi-Compartimentale

## Matériels et Méthodes : Post-Traitement



# Diffusion Multi-Compartimentale

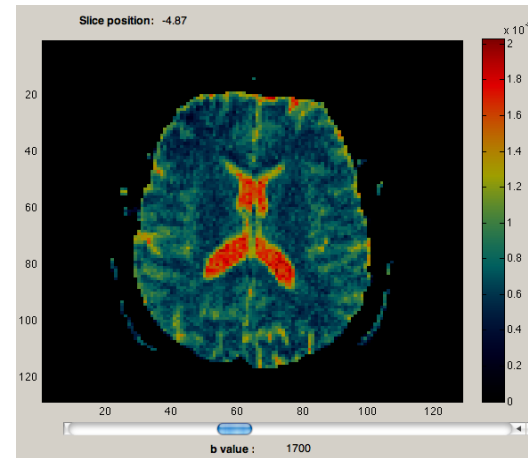
## Matériels et Méthodes : Post-Traitement

### ➤ Calcul de l' ADC

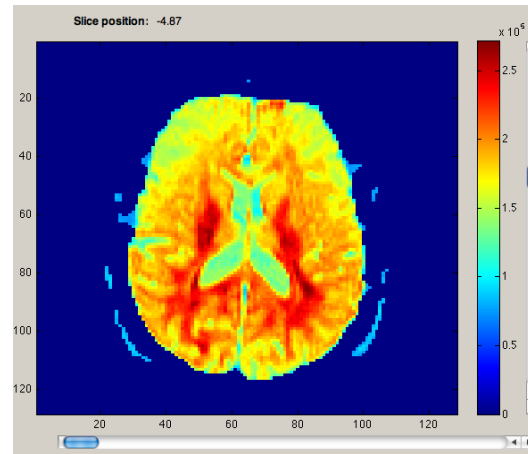
$$ADC(x,y,z)_b = \frac{\log\left(\frac{I(x,y,z)_{b=0}}{I(x,y,z)_b}\right)}{b}$$

### ➤ Intégration du signal

$$S = \int_{b=0}^{b=4700} S_b$$

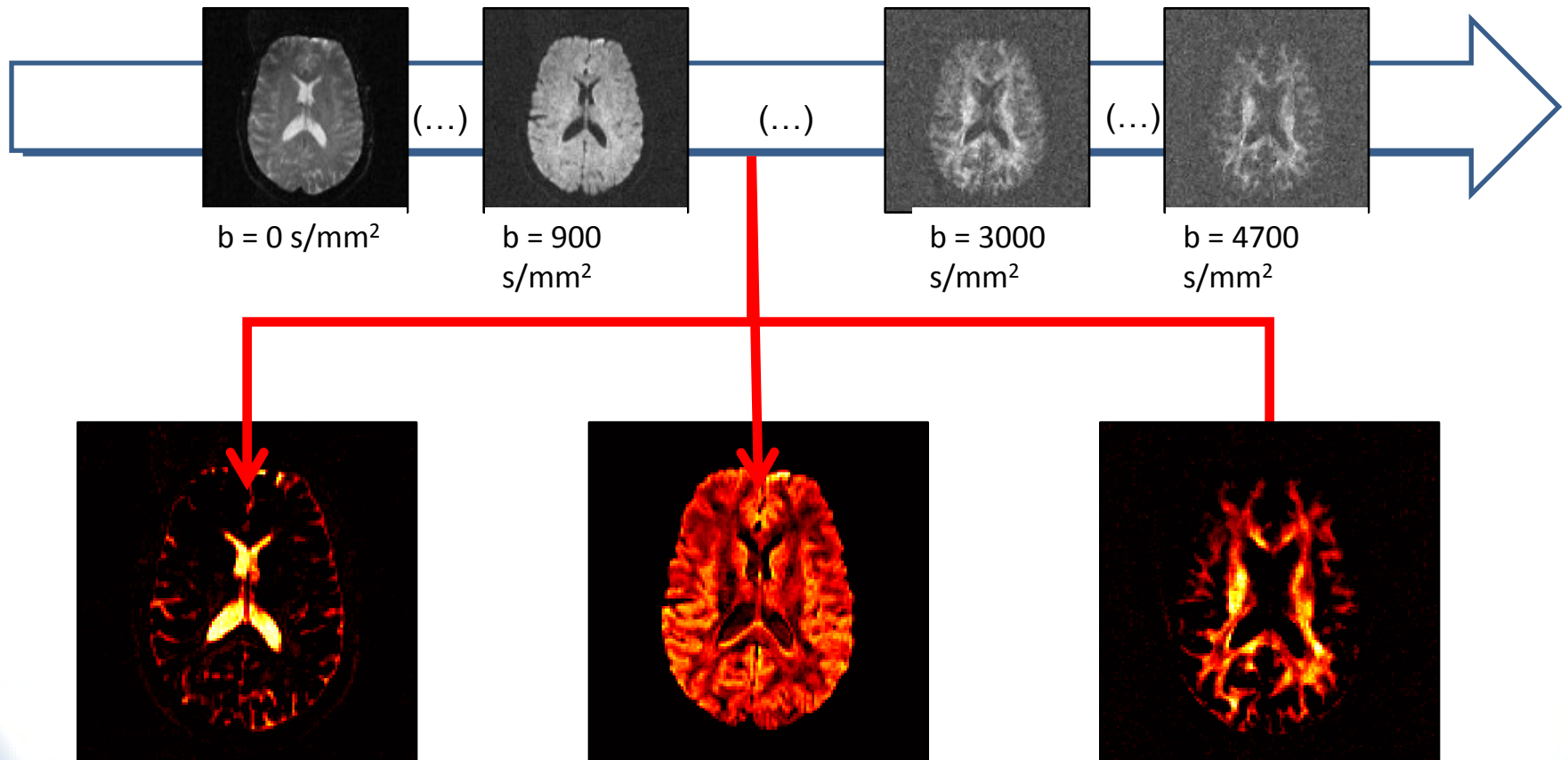


$b = 1700 \text{ s/mm}^2$



# Diffusion Multi-Compartimentale

## Matériels et Méthodes : Post-Traitement (AF)



$$x = \mu + \Lambda f + e$$

# Diffusion Multi-Compartimentale

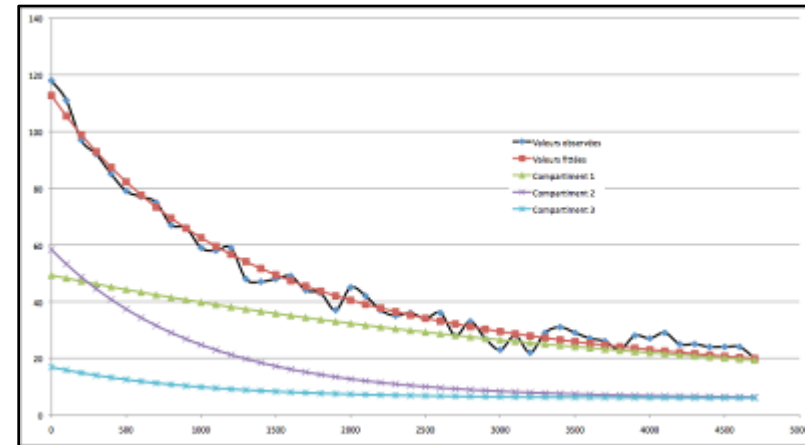
## Matériels et Méthodes : Post-Traitement (Fitting)

Décomposée du signal observé en 3 signaux dont le comportement doit épouser un modèle prédéfini

$$S(b)_{\text{observé}} = S(0)_{\text{comp1}} \cdot e^{-D_1 \cdot b} + S(0)_{\text{comp2}} \cdot e^{-D_2 \cdot b} + S(0)_{\text{comp3}} \cdot e^{-D_3 \cdot b}$$

Initialisation originale des paramètres : valeurs relatives obtenues après analyse factorielle

Recomposition des 3 compartiments (fonctions de b) à partir des 6 paramètres



$$S(b)_{\text{comp1}} = S(0)_{\text{comp1}} \cdot e^{-D_1 \cdot b}$$

$$S(b)_{\text{comp2}} = S(0)_{\text{comp2}} \cdot e^{-D_2 \cdot b}$$

$$S(b)_{\text{comp3}} = S(0)_{\text{comp3}} \cdot e^{-D_3 \cdot b}$$

$$S(0)_{\text{comp1}} = F_1 \in [0;1] \cdot S(0)_{\text{observé}}$$

$$S(0)_{\text{comp2}} = F_2 \in [0;1] \cdot S(0)_{\text{observé}}$$

$$S(0)_{\text{comp3}} = F_3 \in [0;1] \cdot S(0)_{\text{observé}}$$

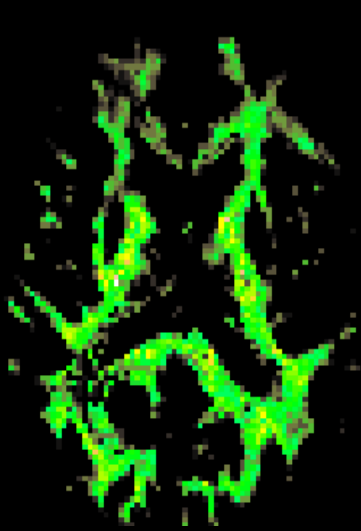
$$D_1 = F_1 \in [0;1] \cdot ADC_{b=100}$$

$$D_2 = F_2 \in [0;1] \cdot ADC_{b=2700}$$

$$D_3 = F_3 \in [0;1] \cdot ADC_{b=3700}$$

# Diffusion Multi-Compartmentale

## Matériels et Méthodes : Post-Traitement (Fitting)



Diffusion restreinte

*comp1*



Diffusion semi-restreinte

*comp2*



Diffusion libre

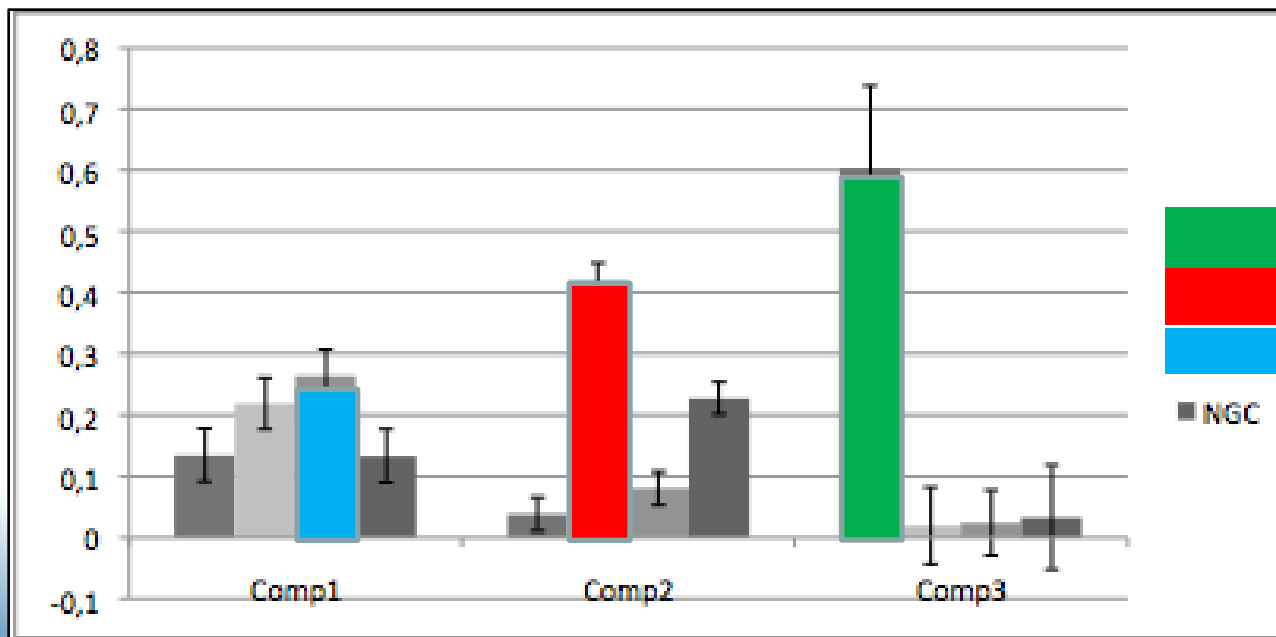
*comp3*



# Diffusion Multi-Compartimentale

## Résultats : Répartition Anatomique des Compartiments après FA

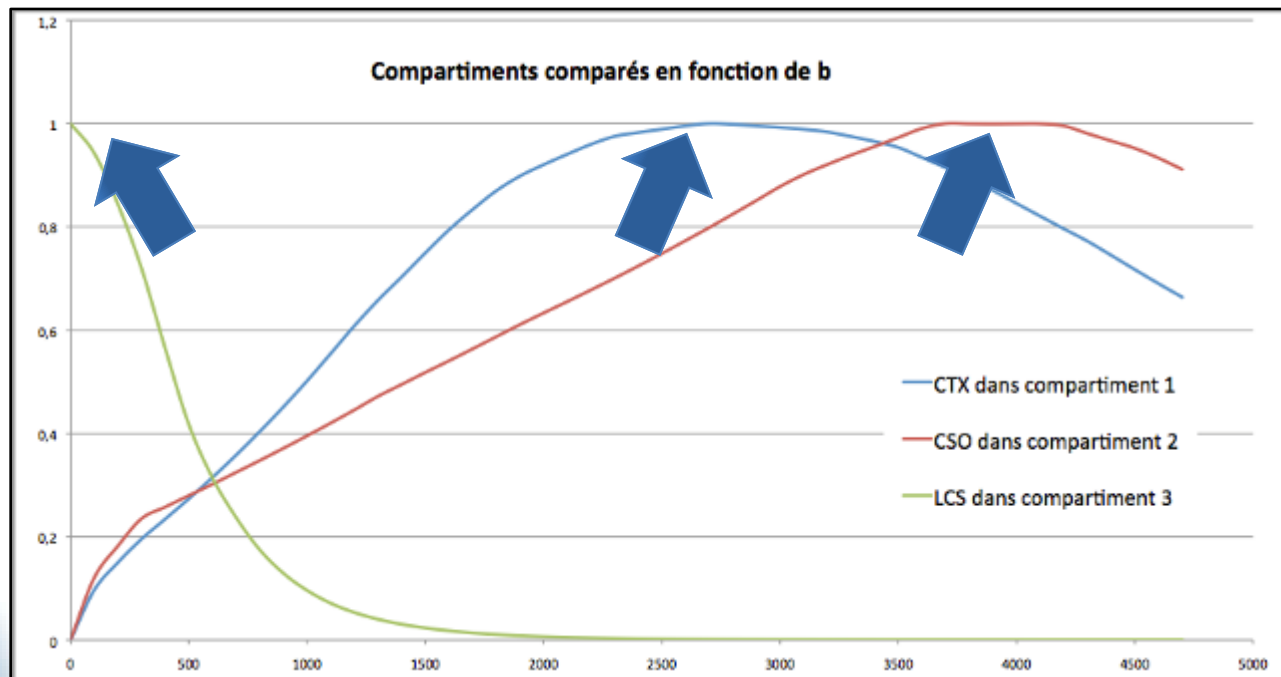
La décroissance du signal en imagerie de diffusion sur l'ensemble de l'image suit un modèle d'exponentielle décroissante en accord avec les données de la littérature



En analyse factorielle normalisée, il existait une différence significative entre le signal de la substance grise dans le compartiment 1, la substance blanche dans le compartiment 2 et le liquide céphalo spinal dans les ventricules latéraux du compartiment 3.

# Diffusion Multi-Compartmentale

## Résultats : Répartition Anatomique des Compartiments après Fitting



Résultats similaires après Fitting.

$F(b)$  normalisés  $[0;1]$  afin d'être comparés car recomposition des images après fitting avec 2 paramètres et une valeur de  $b$ .

Le maximum des courbes à 2700, 3700 et 0 pour respectivement les compartiments 2, 3 et 1.

# Diffusion Multi-Compartimentale

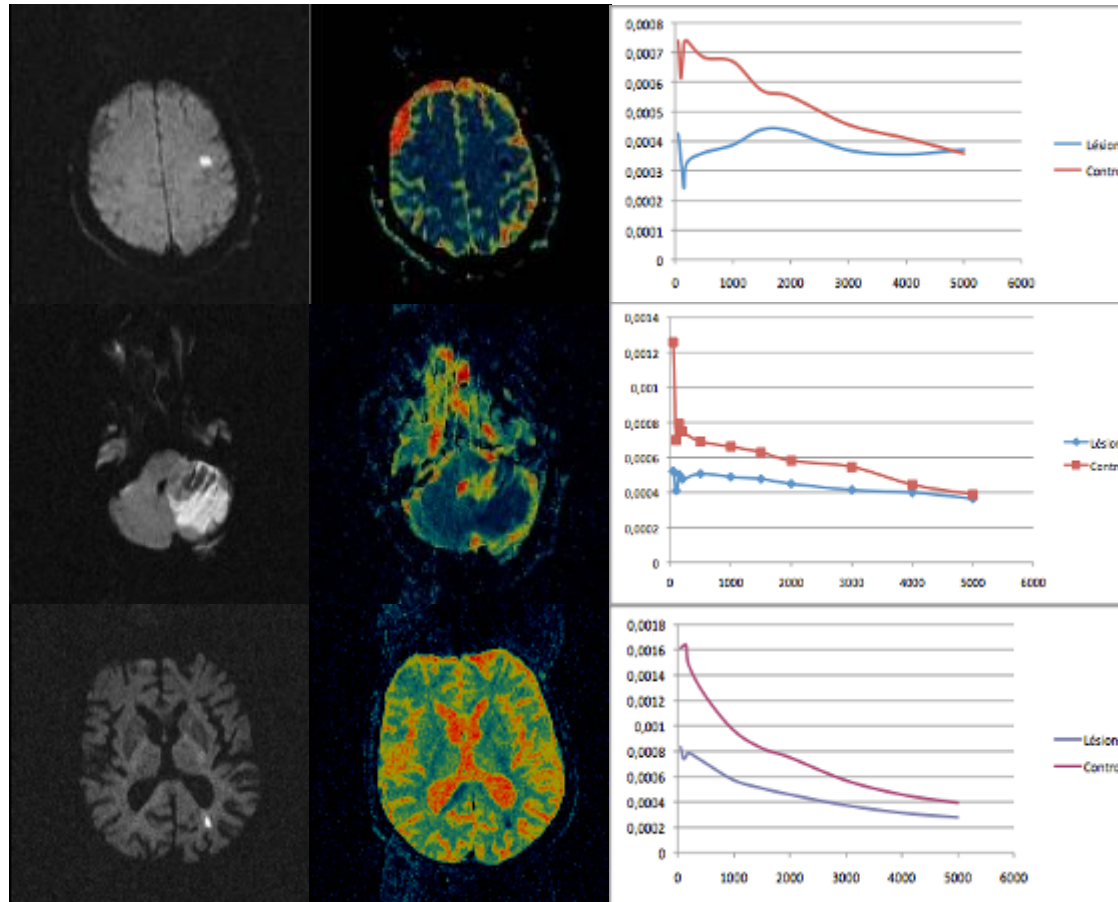
## Résultats : valeurs optimales de $b$

- Compartiment 1 (SG) : diffusion semi restreinte  $b = 2700 \text{ s/mm}^2$
- Compartiment 2 (SB) : diffusion restreinte  $b = 3700 \text{ s/mm}^2$
- Compartiment 3 (LCS) : diffusion libre, gradients faibles ( $b = 100 \text{ s/mm}^2$ )  
en plus des gradients nuls afin de pouvoir extraire le compartiment

# **Implémentation de la Technique chez des Patients AVC**

# Diffusion Multi-Compartimentale

## Implémentation chez des Patients AVC



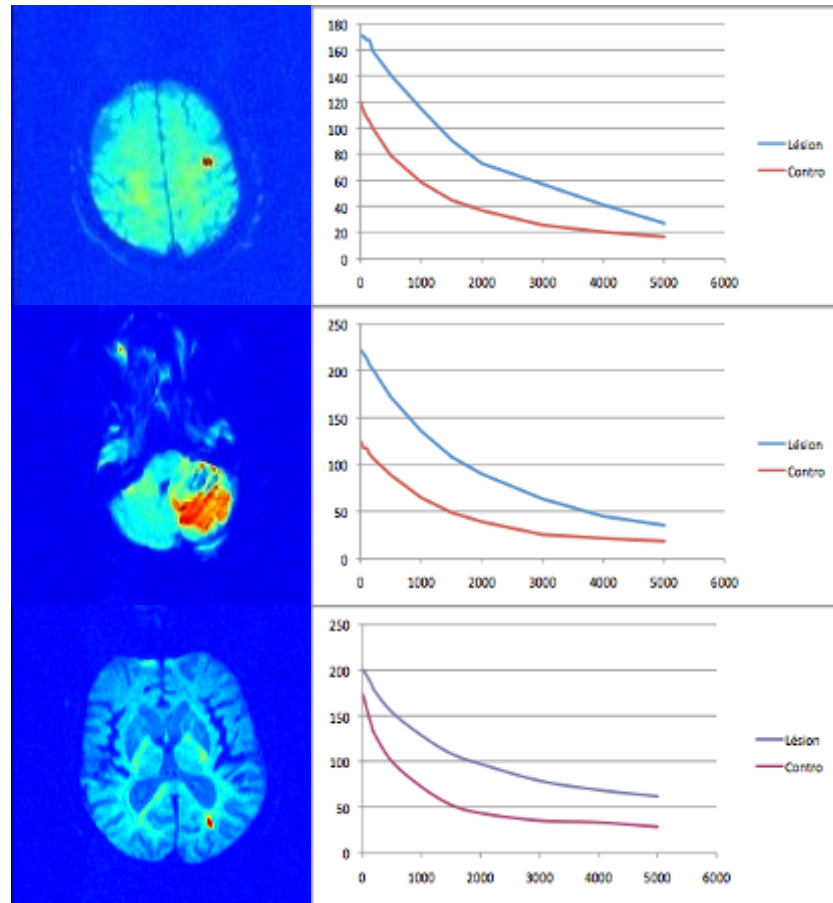
### 3 patients

- 61, 64 et 88 ans
- Déficit neurologique brutal non réversible < 24 h
- Hyper signal en diffusion
- Restriction de l'ADC

# Diffusion Multi-Compartimentale

## Augmentation de la quantité de Signal

-> restriction de la diffusion et/ou augmentation du nombre de compartiments et le passage des molécules d'eau du secteur intra au secteur extra cellulaire.



# Diffusion Multi-Compartimentale

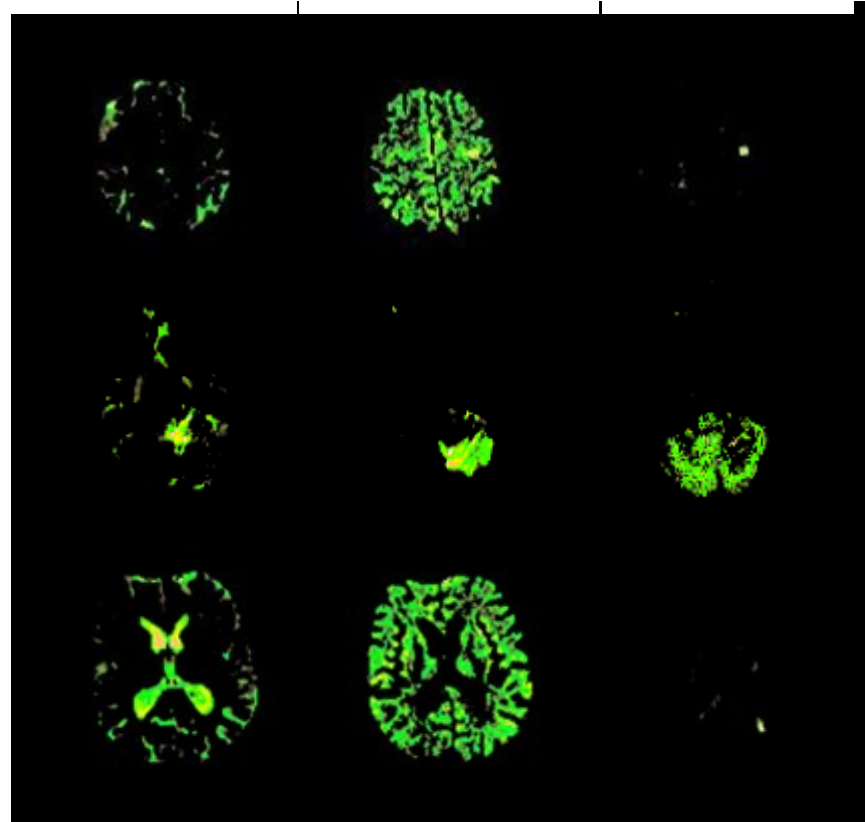
## Patients AVC : Fitting

Signal lésionnel appartient plus volontiers au secteur à **diffusivité restreinte**.

Diffusibilité  
**libre**  
 $b = 50$

Diffusibilité  
**modérée**  
 $b = 3000$

Diffusibilité  
**restreinte**  
 $b = 4000$



# **Applications Cliniques en Pathologie Tumorale Encéphalique**



# Tumeurs Cérébrales

## Acquisitions et Analyses

- Diffusion multi b (3 directions) sur IRM 3T Philips
- 6 valeurs de b : [0, 100, 500, 1000, 2500, 5000 mm<sup>2</sup>/s] -> 92s

Type de séquence	écho de spin
Temps de répétition (TR)	4594 ms
Temps d'écho (TE)	109 ms
Angle de bascule ( $\alpha$ )	90°
Nombre de répétitions (Nex)	3
Facteurs de pondération en diffusion (b)	0 100 500 1000 2500 5000 s/mm <sup>2</sup>
Délai entre le début des deux gradients de diffusion ( $\Delta$ )	54,3 ms
Durée du gradient ( $\delta$ )	42,6 ms
Géométrie	Matrice 128x128 pixels Champ de vue 256x256 mm 32 coupes jointives de 4 mm d'épaisseur

# Tumeurs Cérébrales

## Acquisitions et Analyses

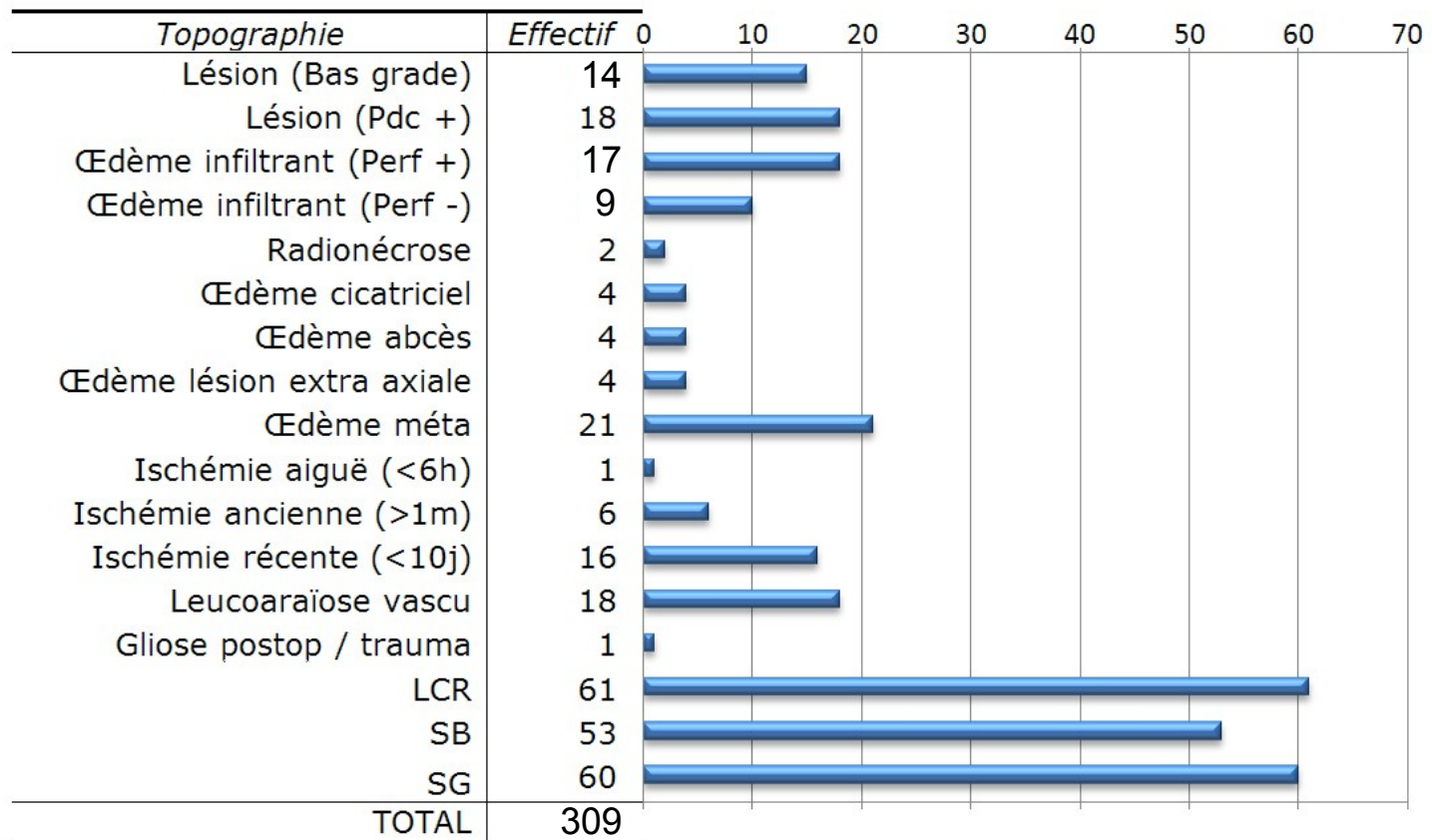
### ➤ Post-traitement

- Analyse de l'imagerie traditionnel / perfusion
- Définition des ROIs
- Analyse par fitting (3 compartiments) : 30 min  
vs Analyse factorielle : 10 s

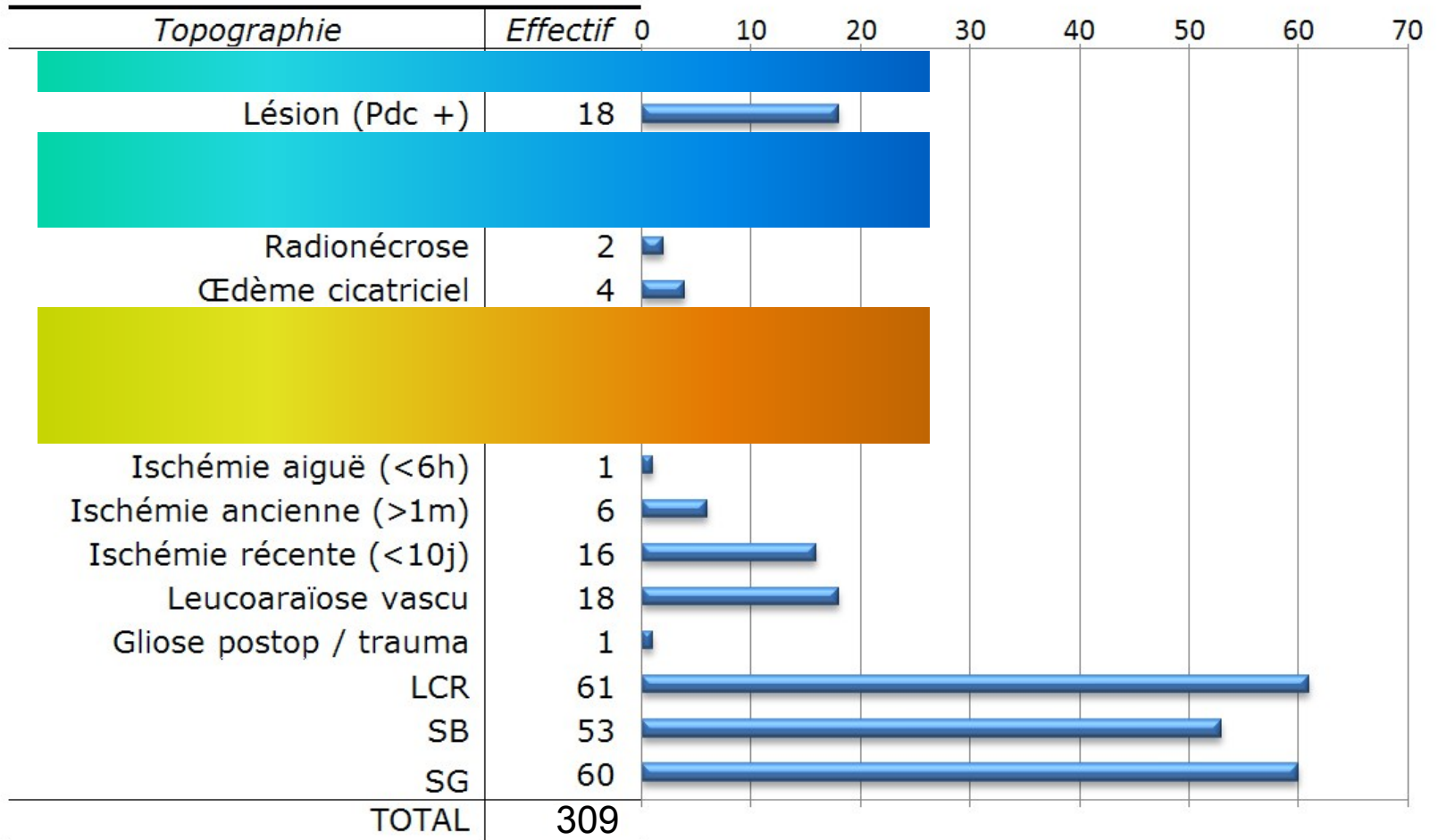
- ❑ Très bonne discrimination des œdèmes infiltrants et réactionnels
- ❑ Application clinique possible : via une lecture simplifiée visuelle / paramétrique

Statistique	GBM - Astro/Oligo Anaplasique	Transform ation bas grade	Gliome bas grade	Métastase	Lésion extra- axiale	Abcès	Ischémie	Leucopathie vasculaire
Nb patients	15	6	17	6	4	1	8	6
Age Minimum	27,1	18,8	29,7	52,5	34,9	34,9	30,1	62,8
Âge Maximum	84,8	50,6	55,6	67,5	79,6	34,9	80,8	86,9
Âge Moyen	50,9	39,1	41,2	61,2	57,9	34,9	56,8	73,3
Sexe Ratio (M/F)	0,88 (7/8)	NC (6/0)	0,89 (8/9)	NC (6/0)	NC (0/4)	NC (1/0)	3 (6/2)	0,2 (1/5)

### Effectif (topographie)



Effectif (topographie)

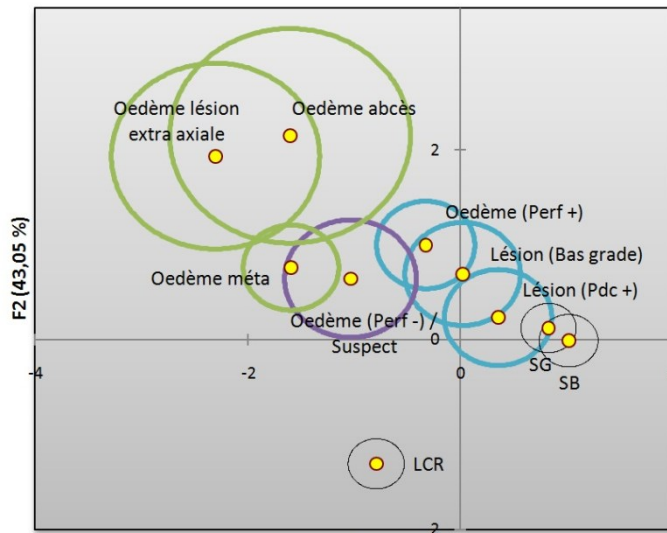


# Tumeurs Cérébrales

## ACP versus Fitting

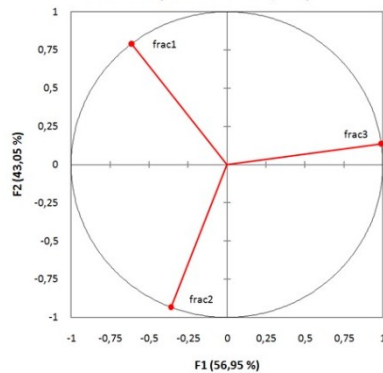
### Fitting

Barycentres (axes F1 et F2 : 100,00 %)



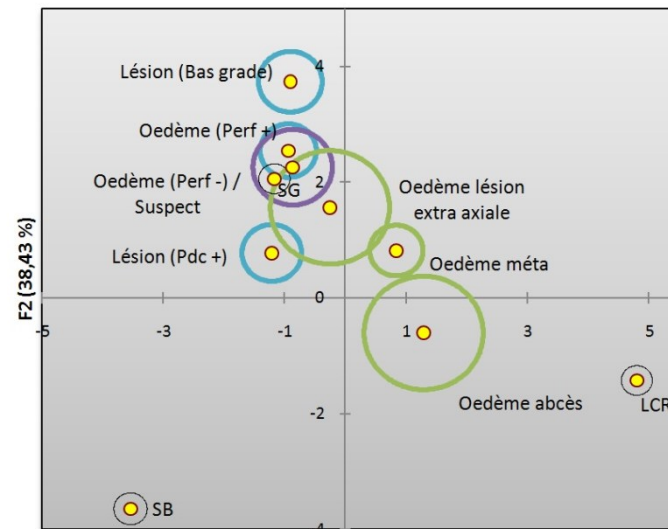
F1 (56,95 %)

Variables (axes F1 et F2 : 100,00 %)



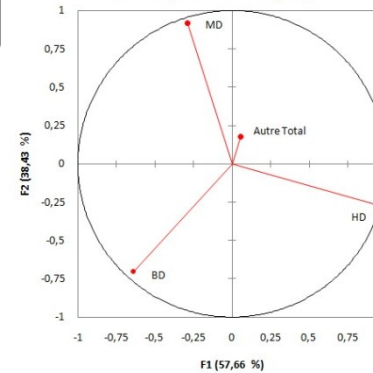
### AF

Barycentres (axes F1 et F2 : 96,09 %)



F1 (57,66 %)

Variables (axes F1 et F2 : 96,09 %)

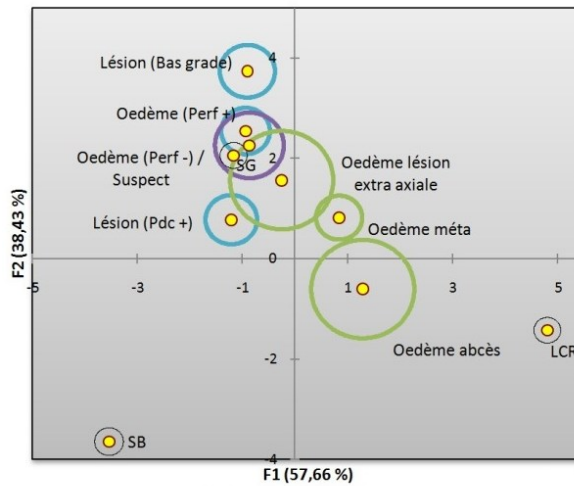


● Barycentres

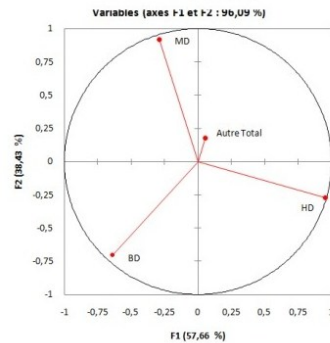
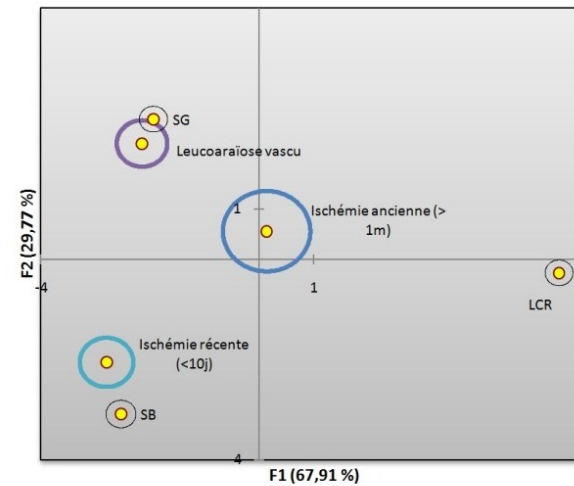
# Tumeurs Cérébrales

## Analyse en Composantes Principales

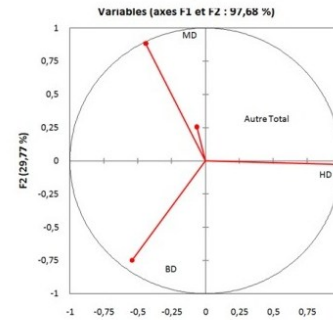
Barycentres (axes F1 et F2 : 96,09 %)



Barycentres (axes F1 et F2 : 97,68 %)

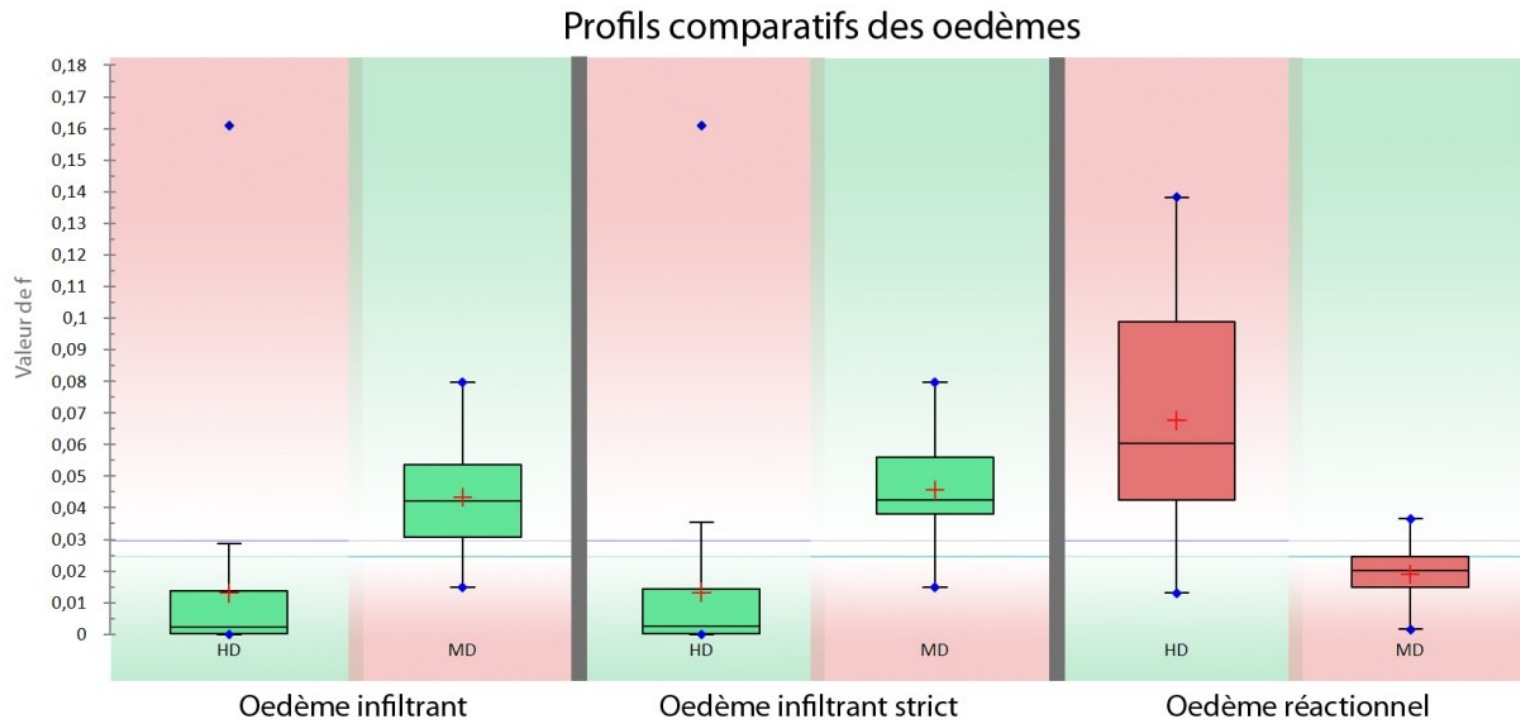


● Barycentres



# Tumeurs Cérébrales

## Analyse en Composantes Principales



Test paramétrique (Positif si  $HD < 0,02945$  ET  $MD > 0,02489$ ) :

- Infiltrant : cohérent pour 83% des patients (Sbt 94% et Spé 88%)
  - Infiltrant strict : cohérent pour 83% des patients (Sbt 96% et Spé 88%)
- 2/3 sont bien classés par HD si incohérence entre HD et MD

# Cartographies Paramétriques

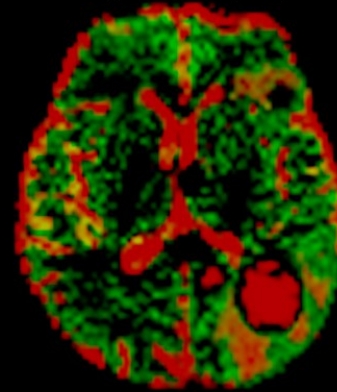
Carte paramétrique de MD



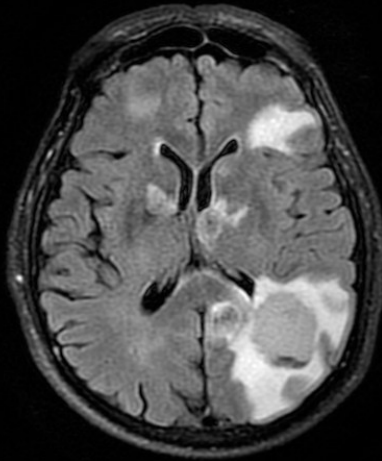
Carte paramétrique de HD



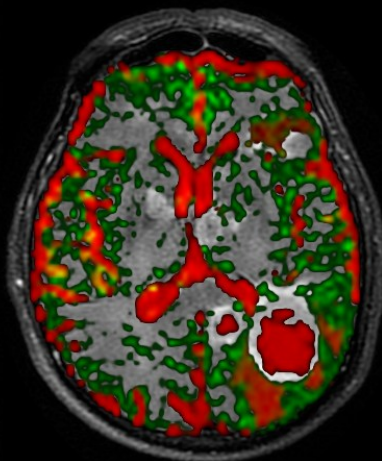
Bichromie  
HD (rouge) MD (vert)



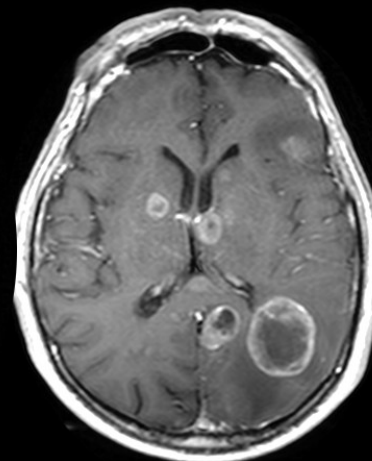
FLAIR



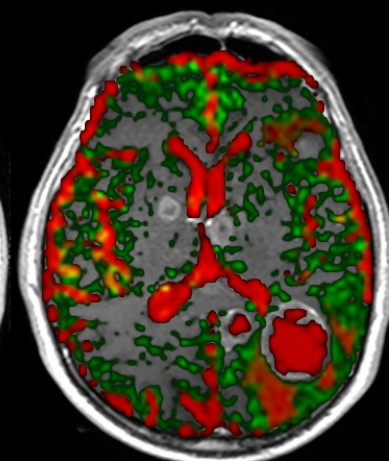
Fusion



T1 Gado



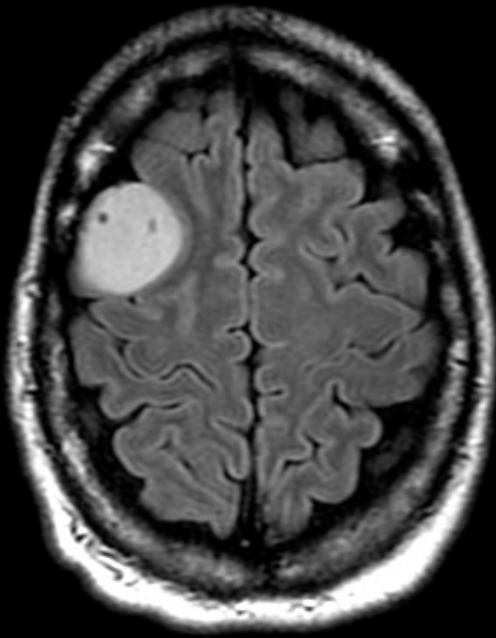
Fusion



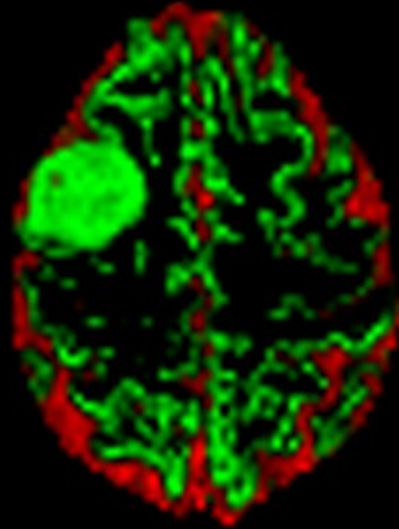


# Méningiome

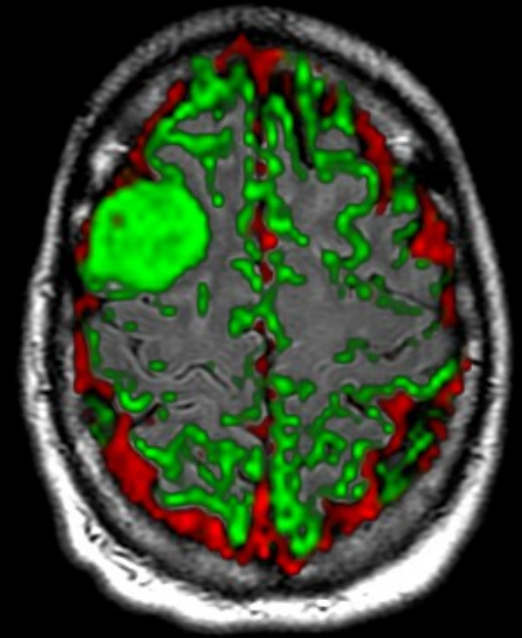
FLAIR



Bichromie  
HD (rouge) MD (vert)

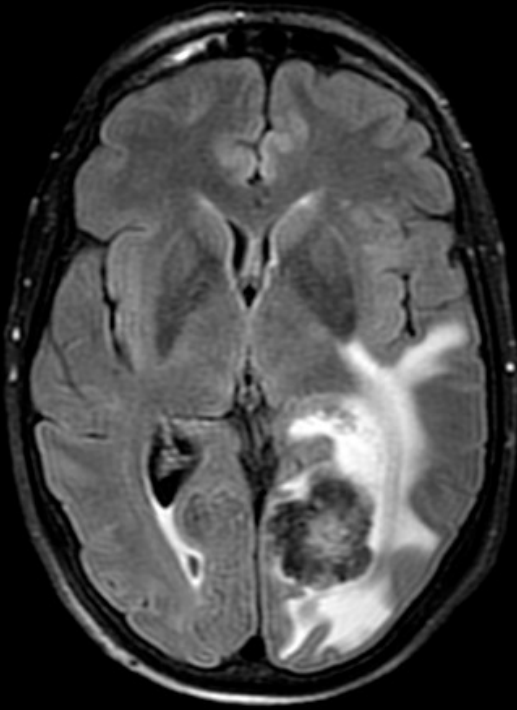


Fusion

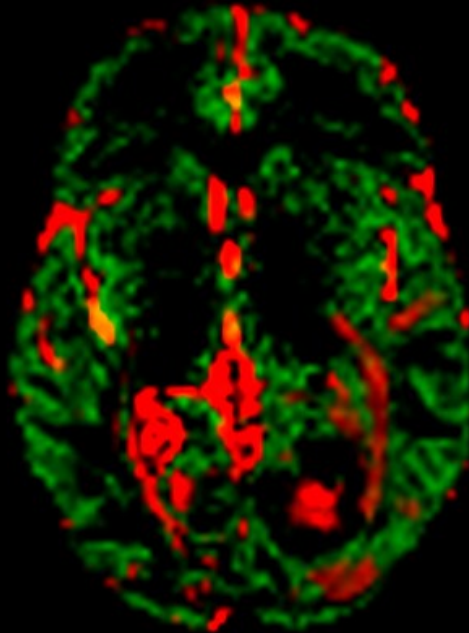


# Métastases

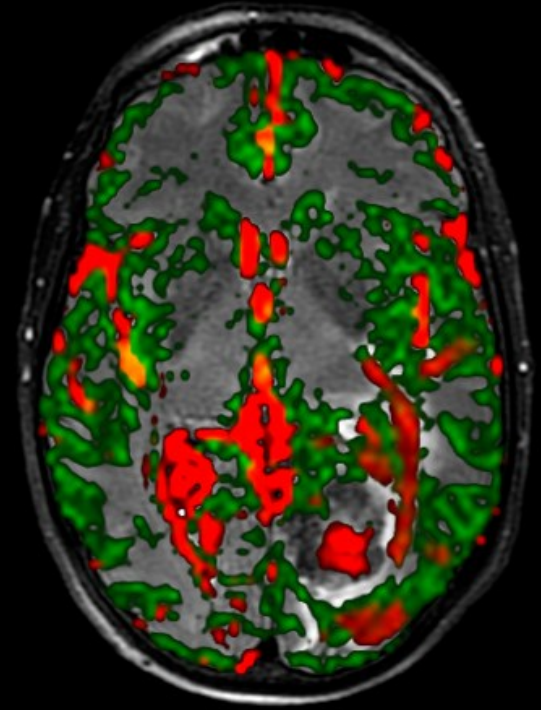
FLAIR



Bichromie  
HD (rouge) MD (vert)

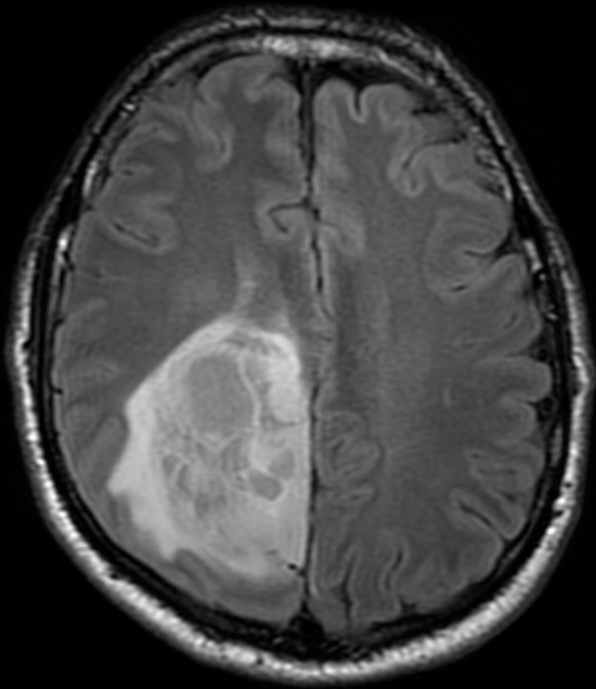


Fusion

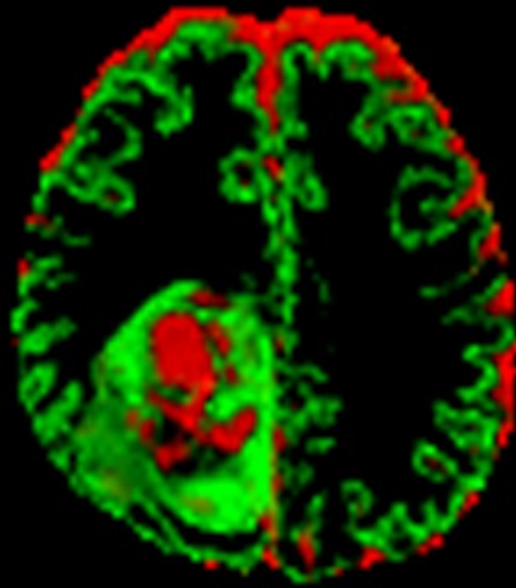


# Gliome de Haut Grade

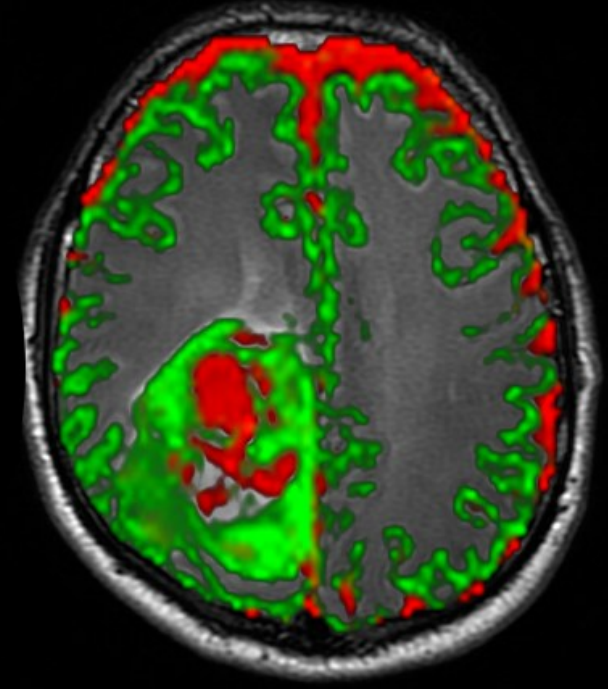
FLAIR



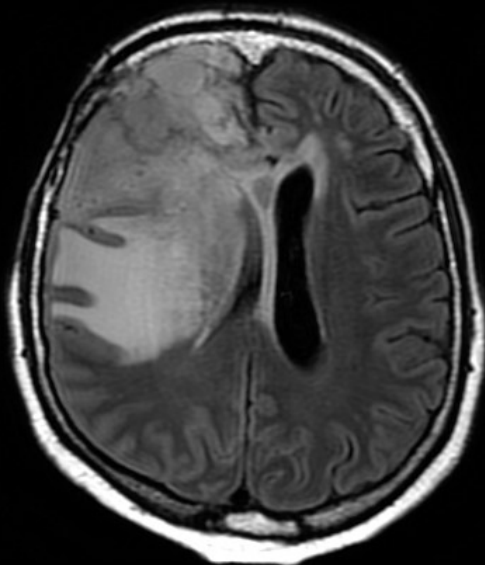
Bichromie  
HD (rouge) MD (vert)



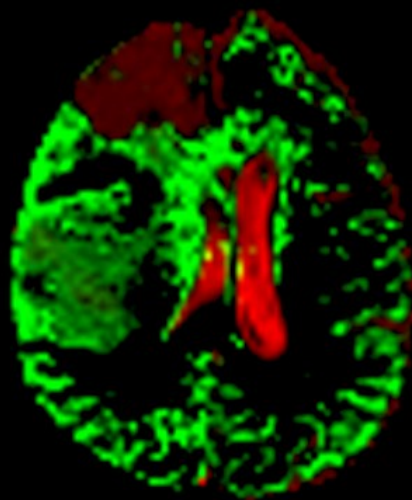
Fusion



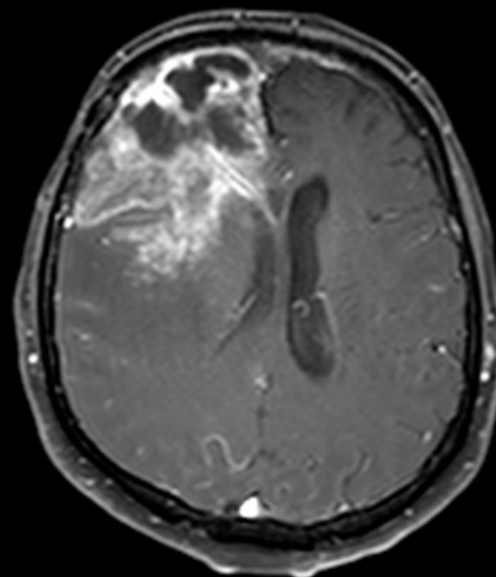
FLAIR



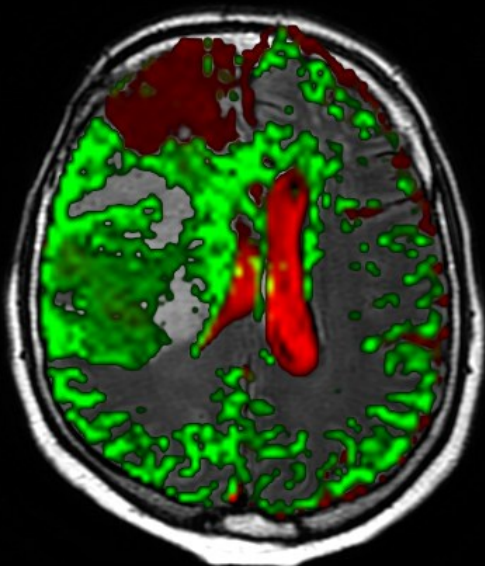
Bichromie  
HD (rouge) MD (vert)



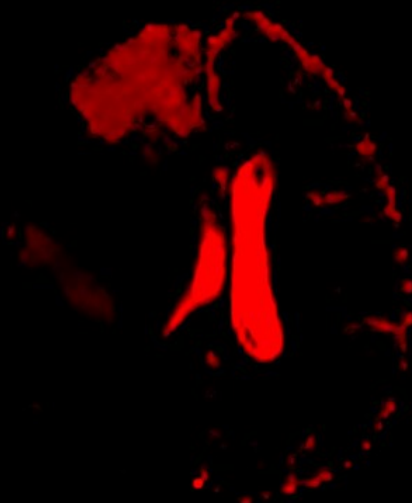
T1 Gado



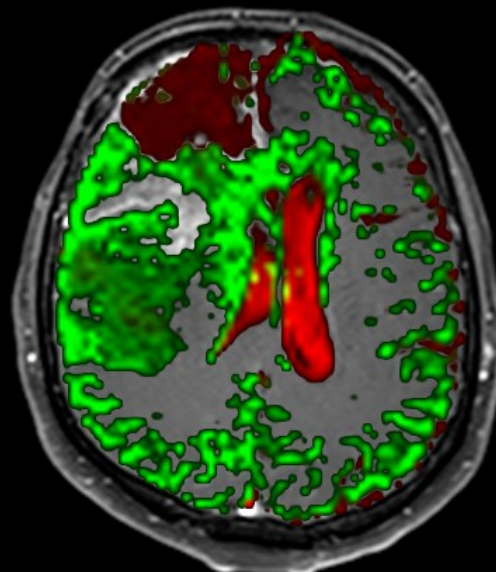
Fusion



Monochromie HD  
avec rehaussement

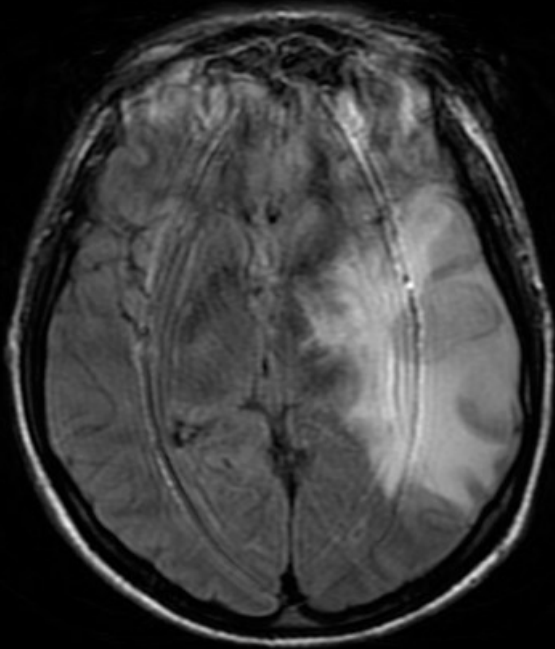


Fusion

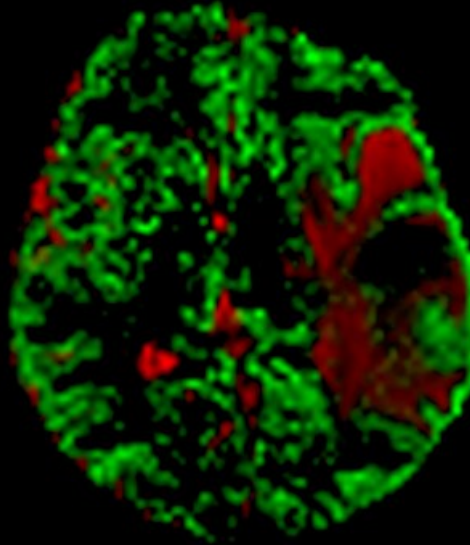


# Abcès

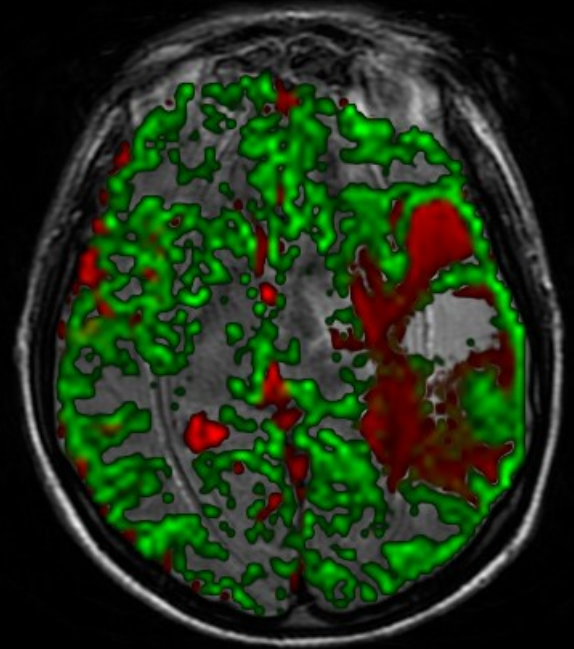
FLAIR



Bichromie  
HD (rouge) MD (vert)

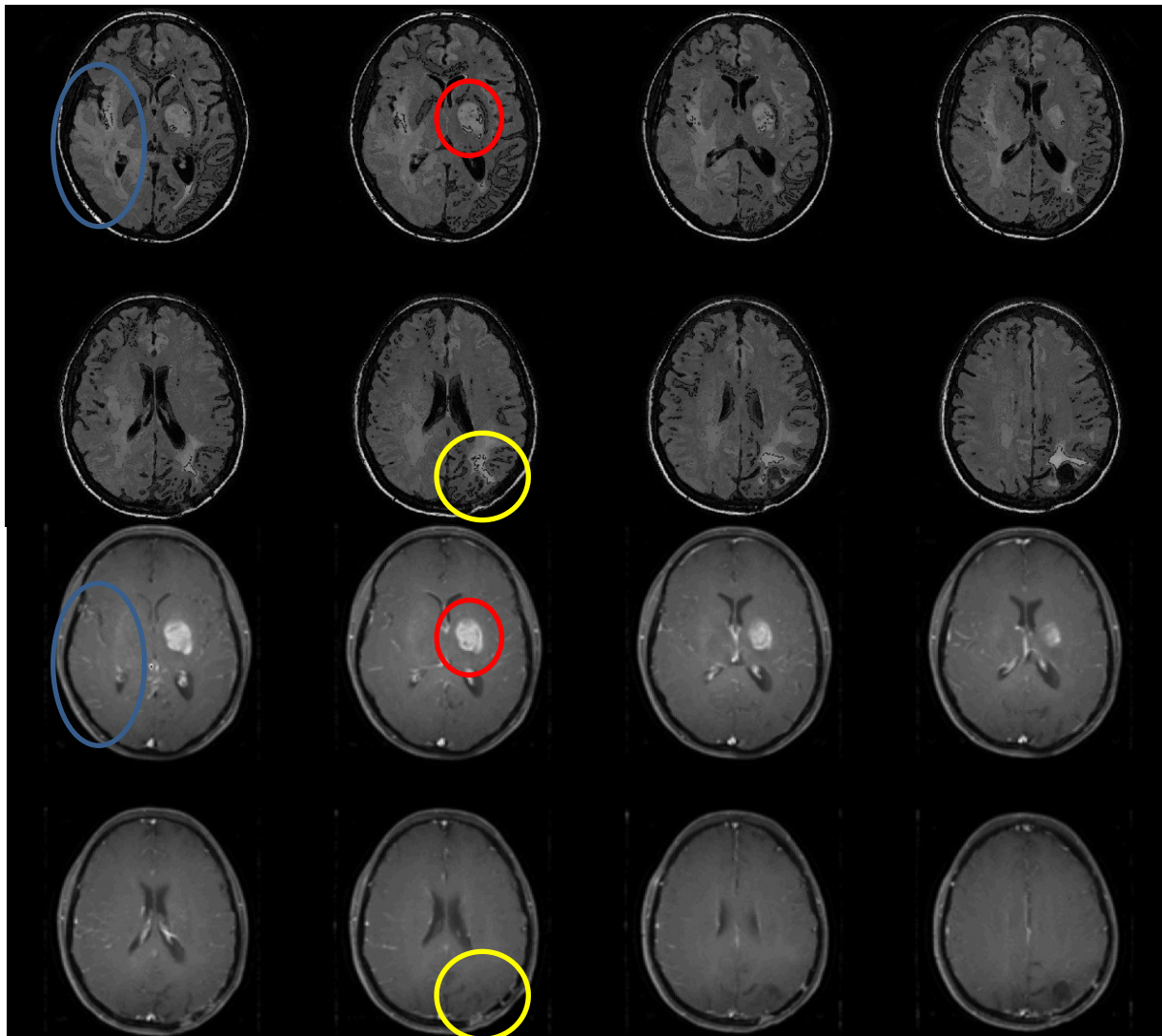


Fusion



**Pathologie Tumorale  
Encéphalique :  
Dans la « vraie vie »**

Types cellulaires : **bas** **intermediaire** **haut** grade



Trois types de densité cellulaire

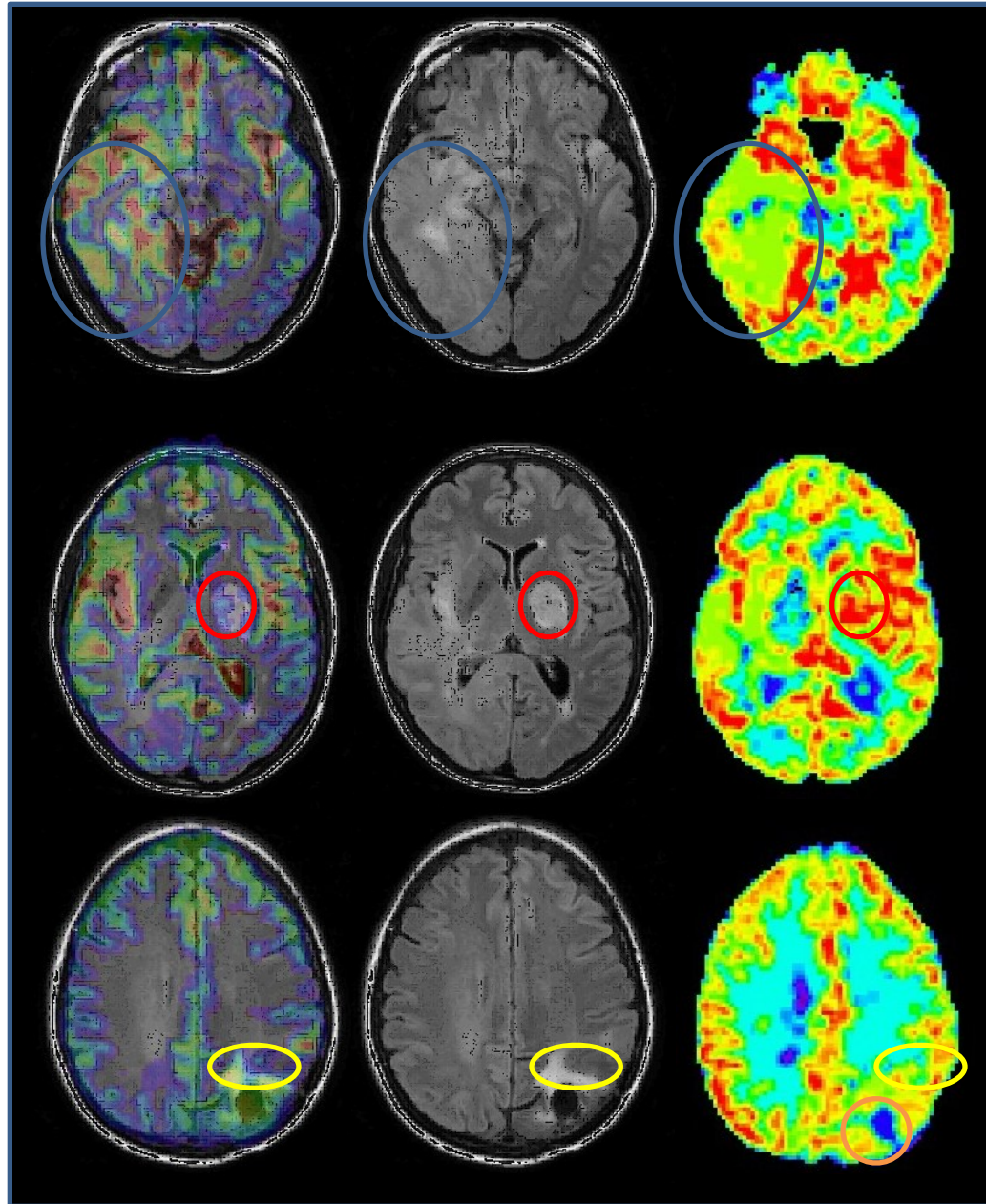


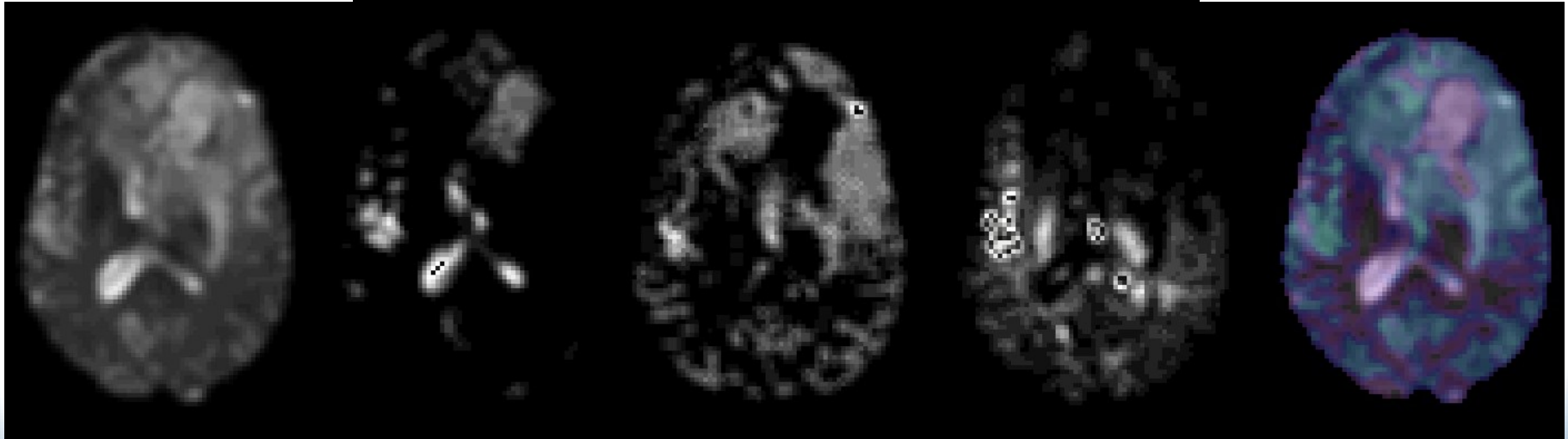
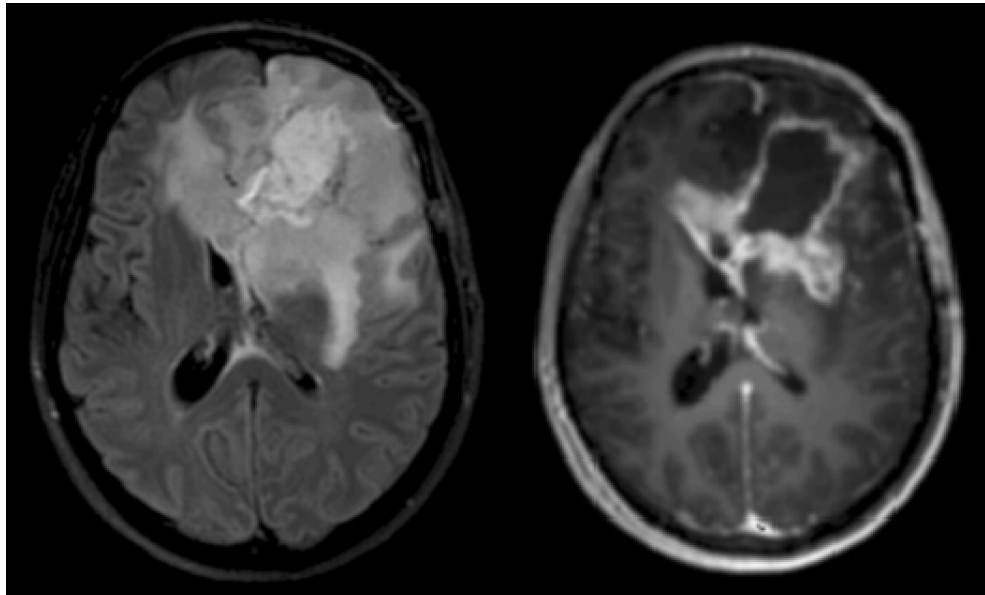
bas intermediaire haut grade

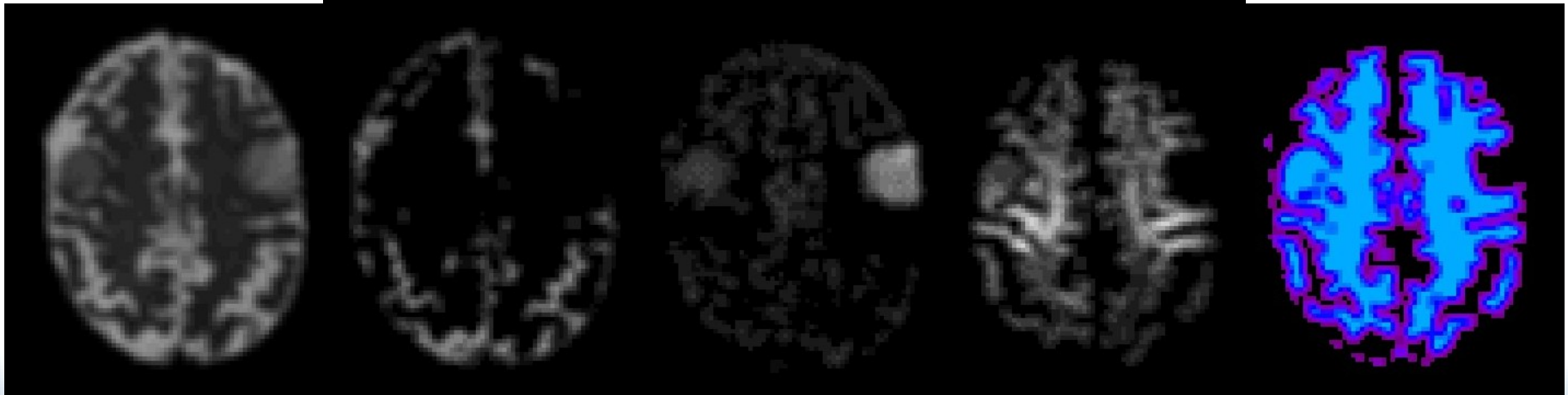
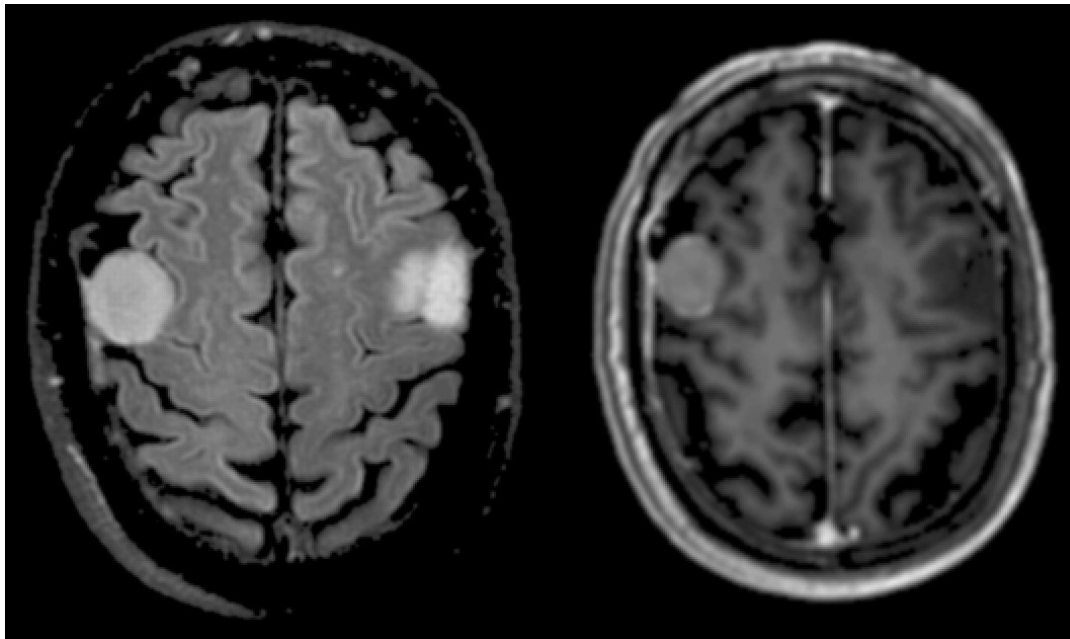


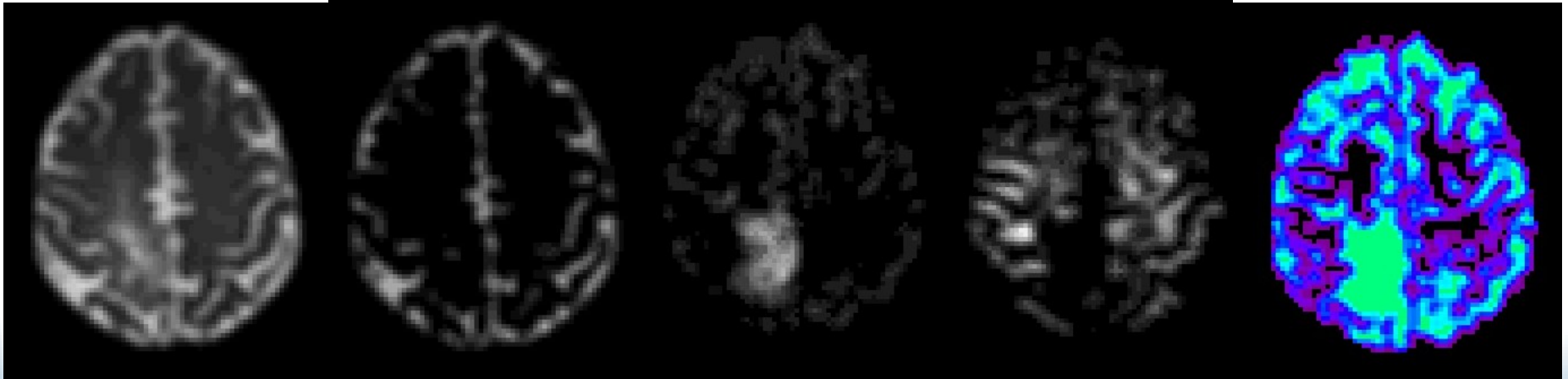
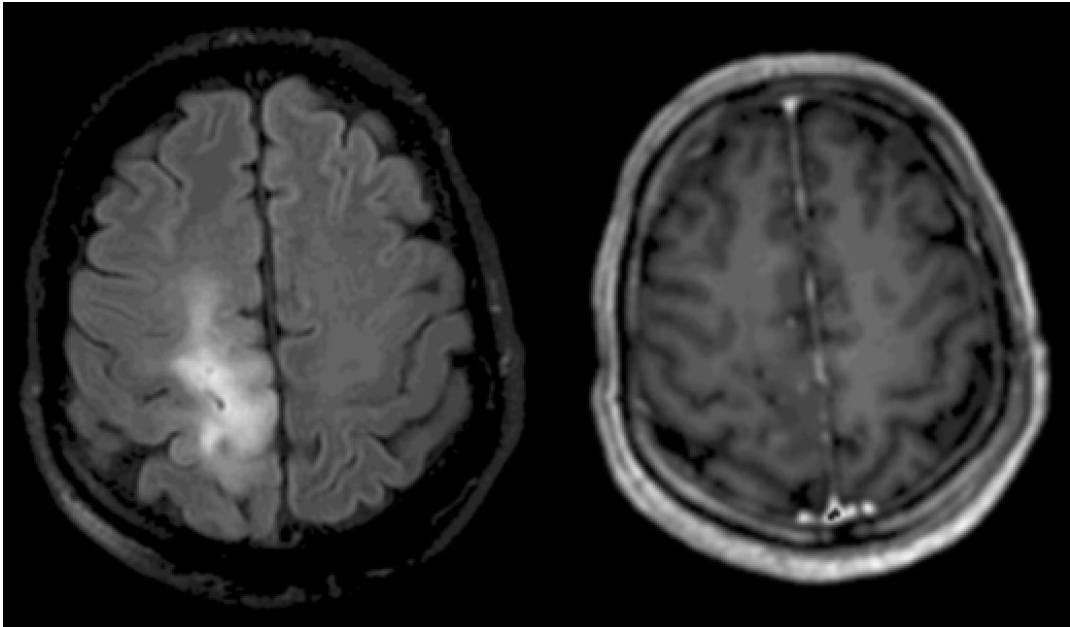


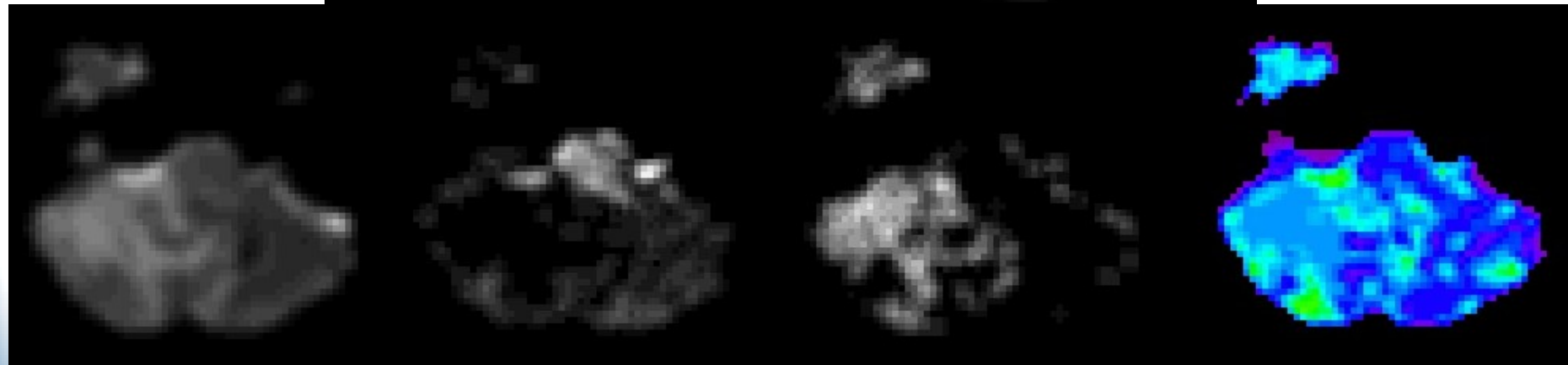
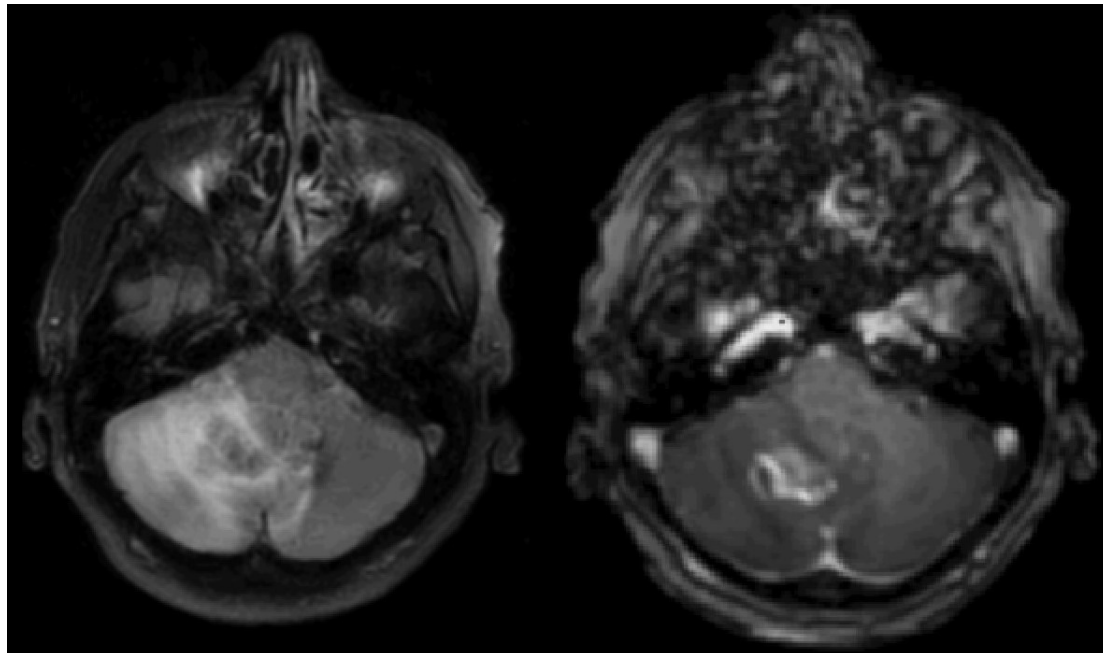
Types cellulaires : **bas** **intermediaire** **haut** grade **Eau**

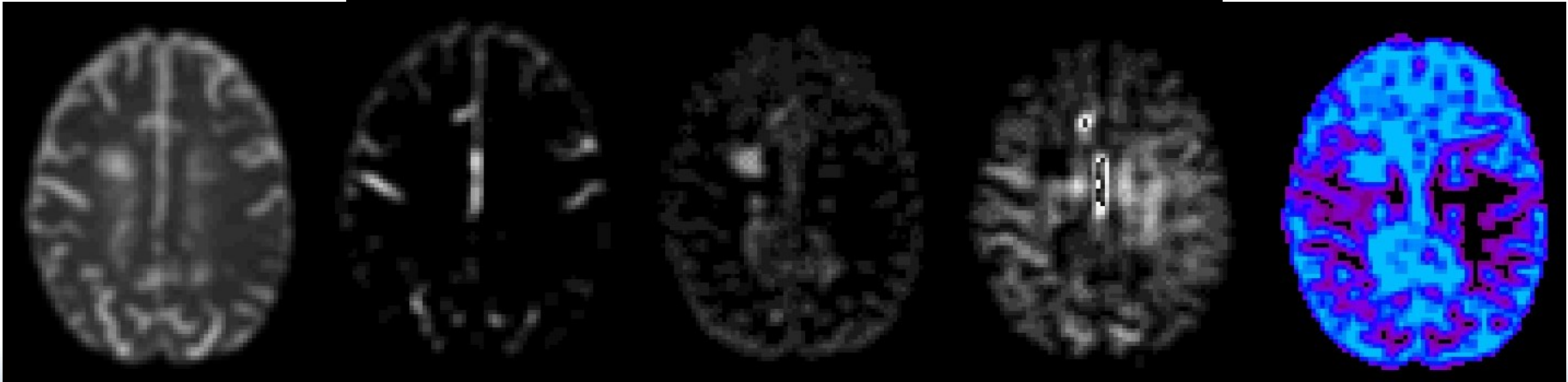
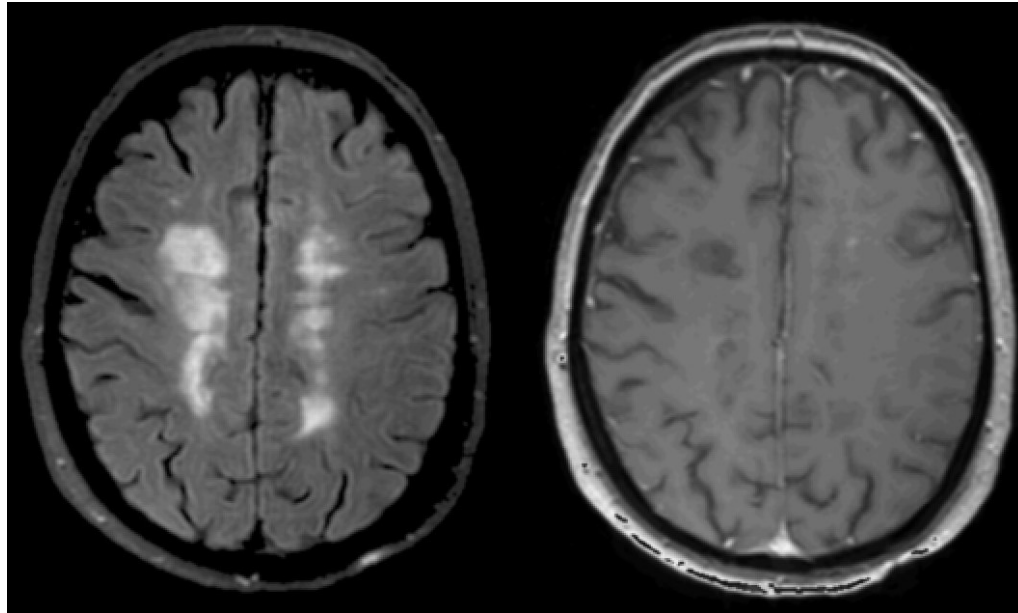








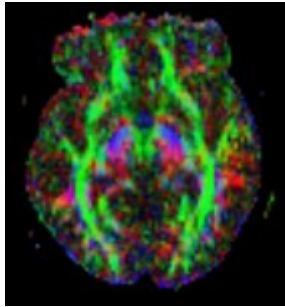




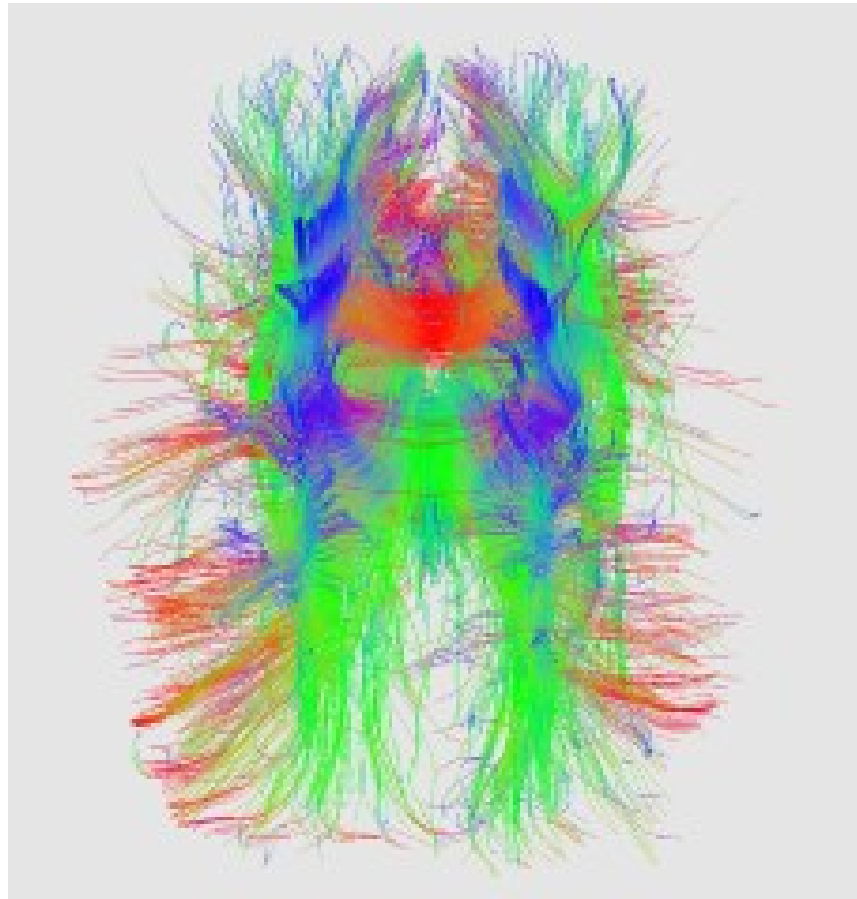
# **Tractographie Compartimentale**

# Tractographie Compartmentale

## Tractographie Globale



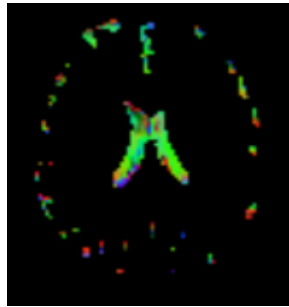
FA map  
 $b = 1500 \text{ s/mm}^2$



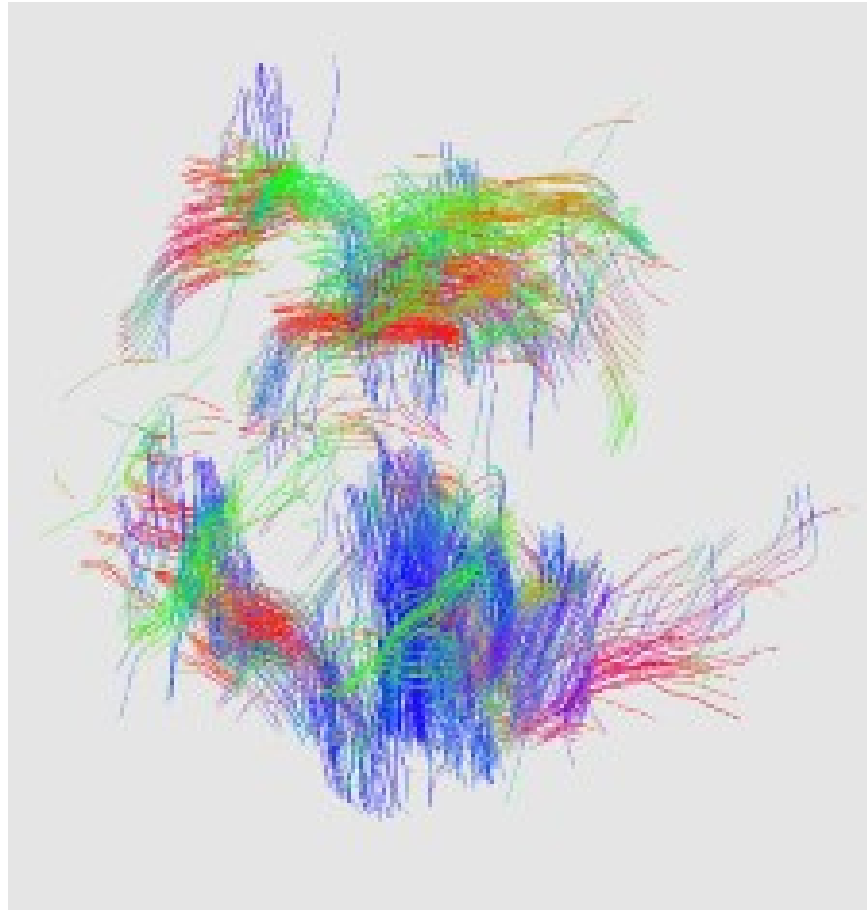


# Tractographie Compartmentale

## Tractographie : Diffusion Libre (LCS)

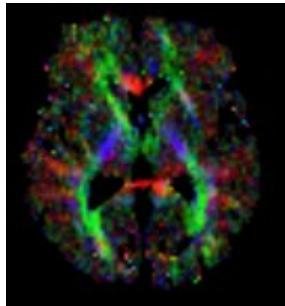


FA map  
 $b = 50 \text{ s/mm}^2$

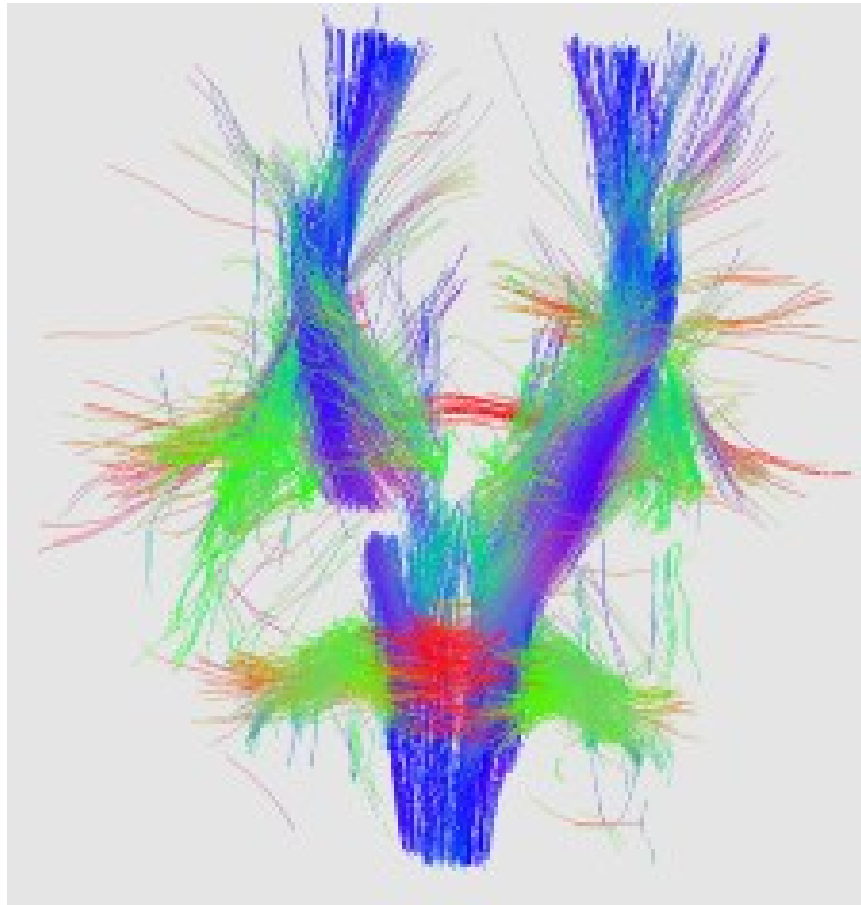


# Tractographie Compartmentale

## Tractographie : Diffusion Semi-Restreinte (CST)

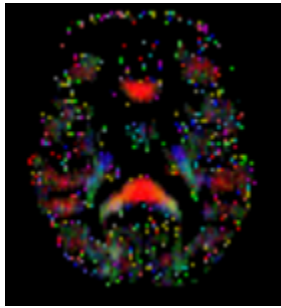


FA map  
 $b = 3000 \text{ s/mm}^2$

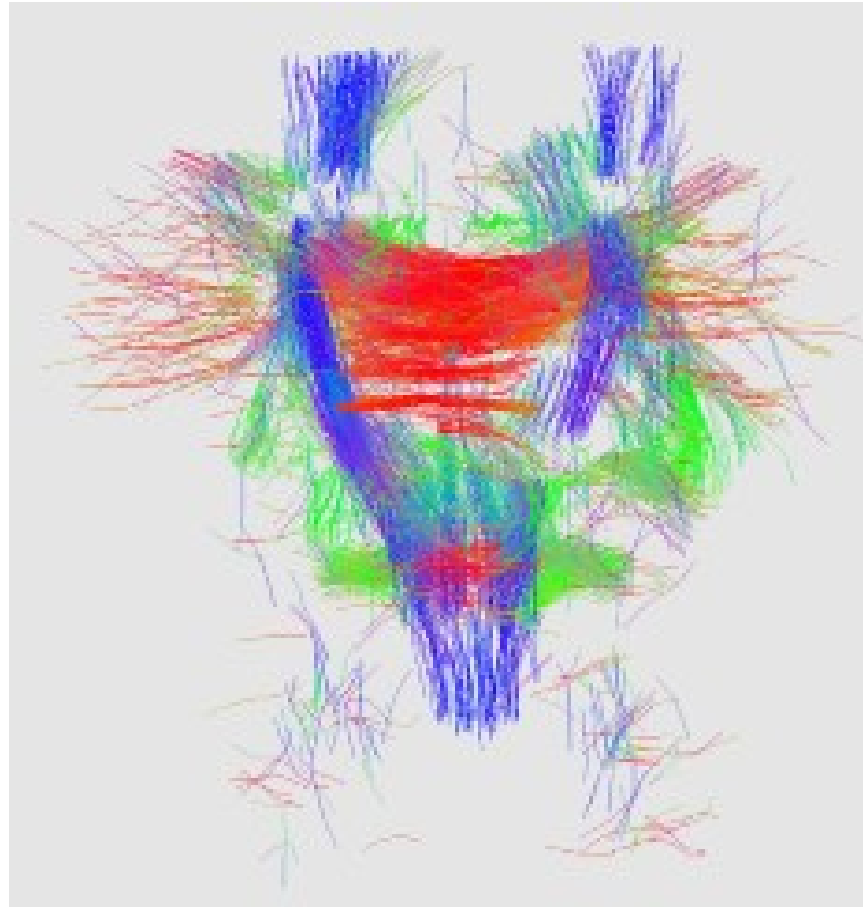


# Tractographie Compartmentale

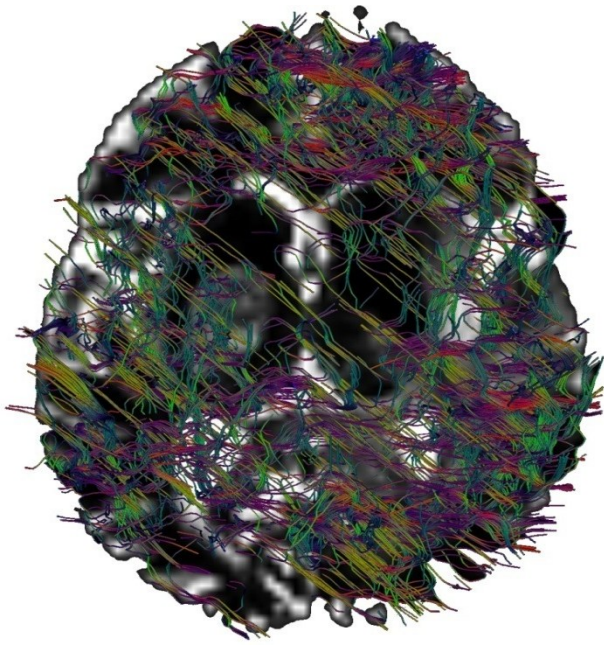
## Tractographie : Diffusion Restreinte (CC)



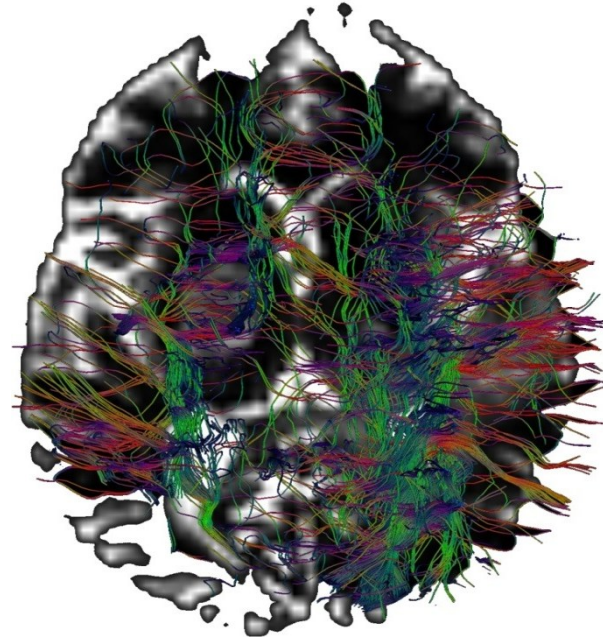
FA map  
 $b = 4000 \text{ s/mm}^2$



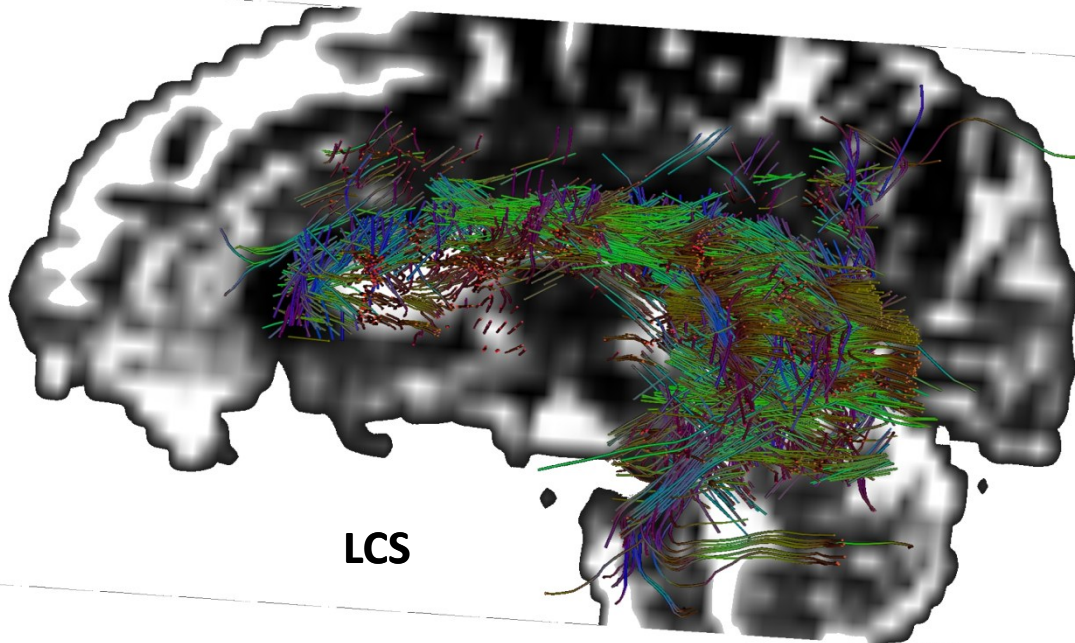
# Tractographie compartmentale : Cellulaire, Substance Blanche et LCS



**Cellulaire**



**SB**



**LCS**

# **Analyse du Flux Compartimental**

# Analyse du Flux Compartimental

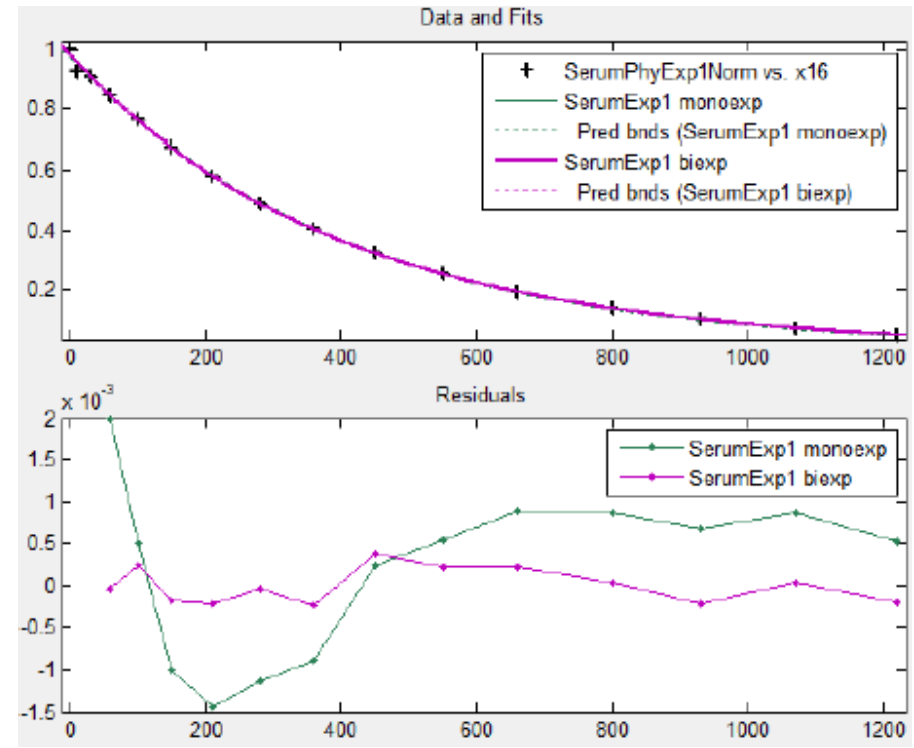
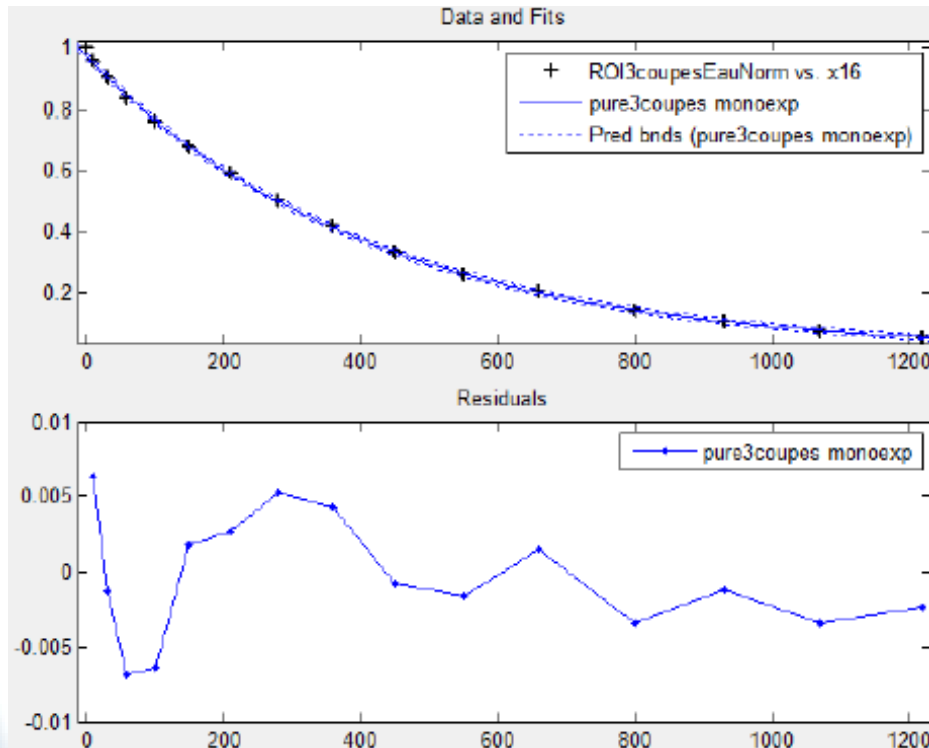
## Acquisitions et Analyses

Facteurs de pondération en diffusion (b)	0 10 20 50 100 200 500 1000 2000 5000 s/mm <sup>2</sup>
Géométrie	20 coupes jointives de 16 mm d'épaisseur

gliome de bas grade (OMS II)	18
gliome de haut grade (OMS III ou IV)	32
métastase	17
lésion extra axiale (méningiome)	6
autre tumeur du SNC	3
tumeur du SNC sans histologie ou grade retrouvé	6
malformation vasculaire	11 <i>dont angiopathie proliférative 3</i>

# Analyse du Flux Compartimental

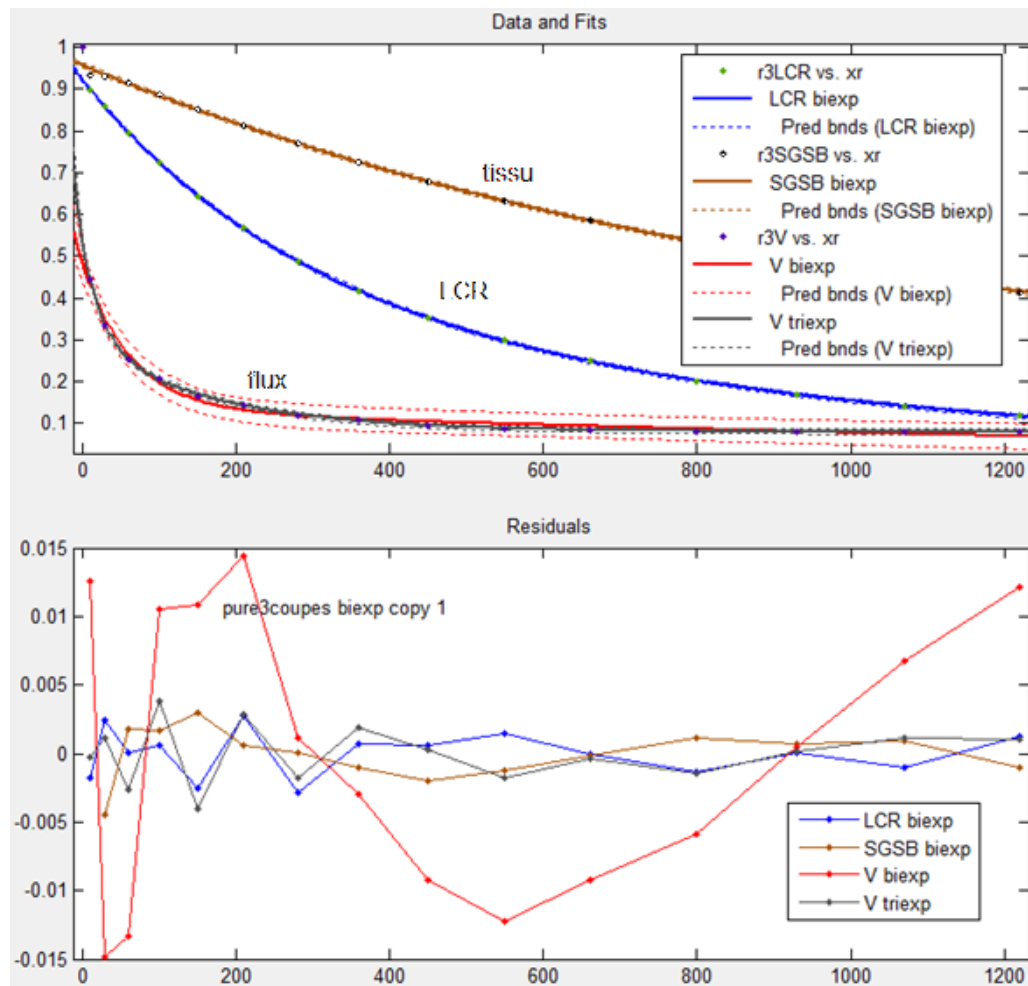
## Analyse de la Décroissance du Signal de l'Eau



Modèle bi-exponentiel

# Analyse du Flux Compartimental

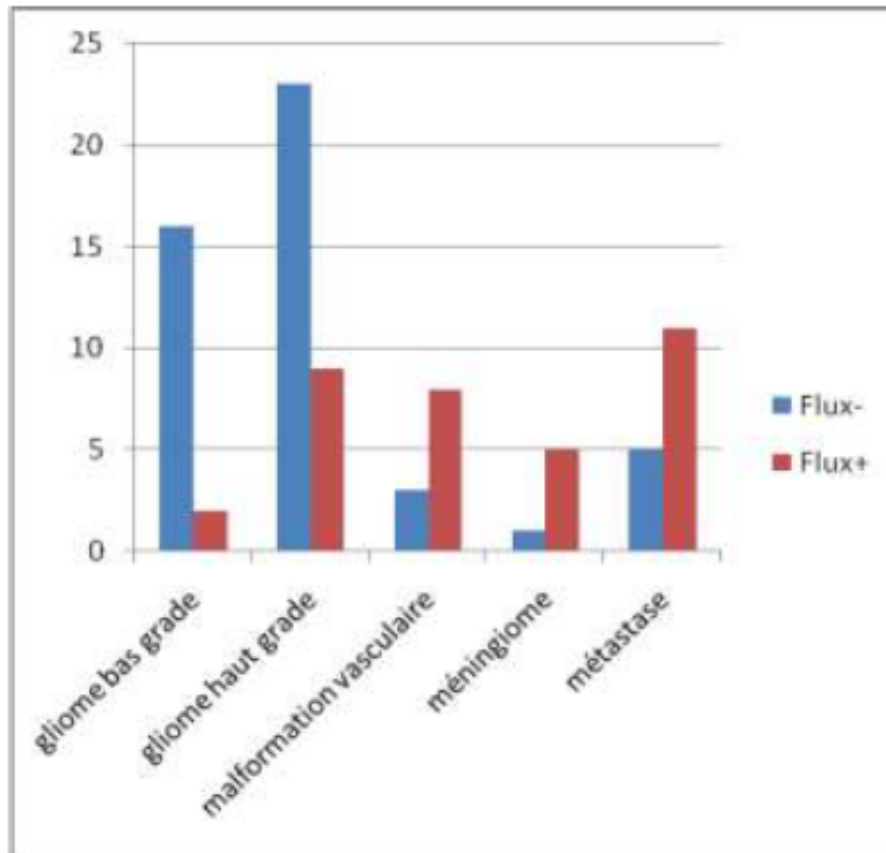
## Fitting Compartmental





# Analyse du Flux Compartimental

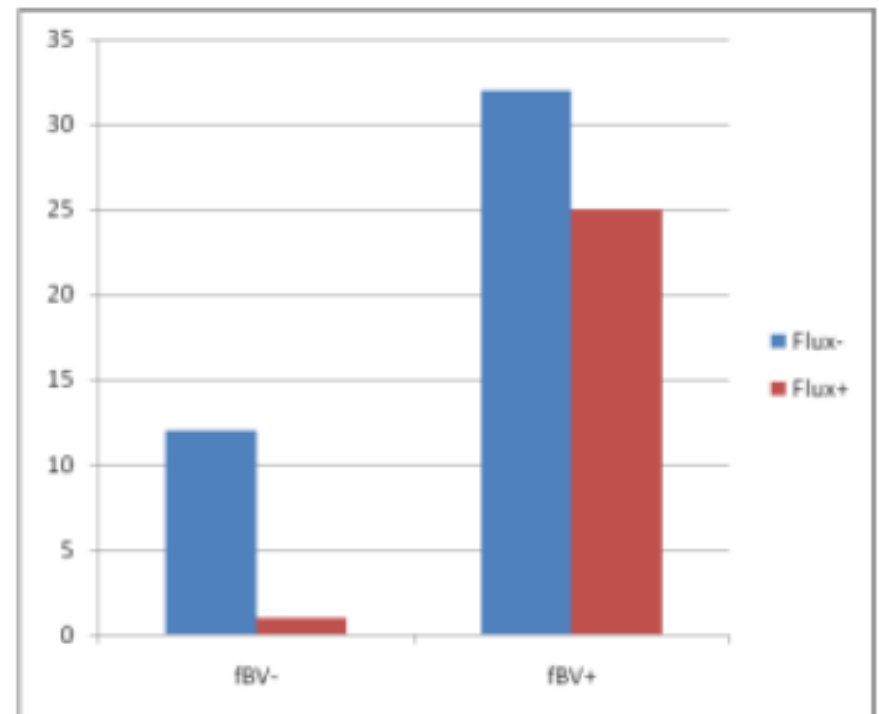
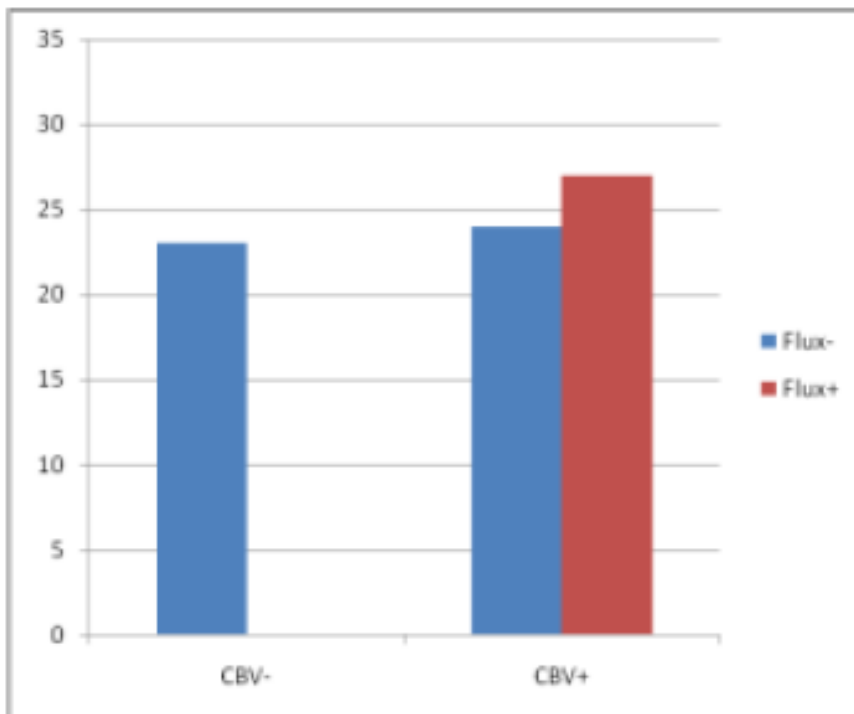
## Flux Compartimental versus Perfusion



Diagnostic	N	Flux+
Gliome bas grade	18	2   11%
Gliome haut grade	32	9   28%
Malformation vasculaire	11	8   72%
Méningiome	6	5   83%
Métastase	16	11   68%

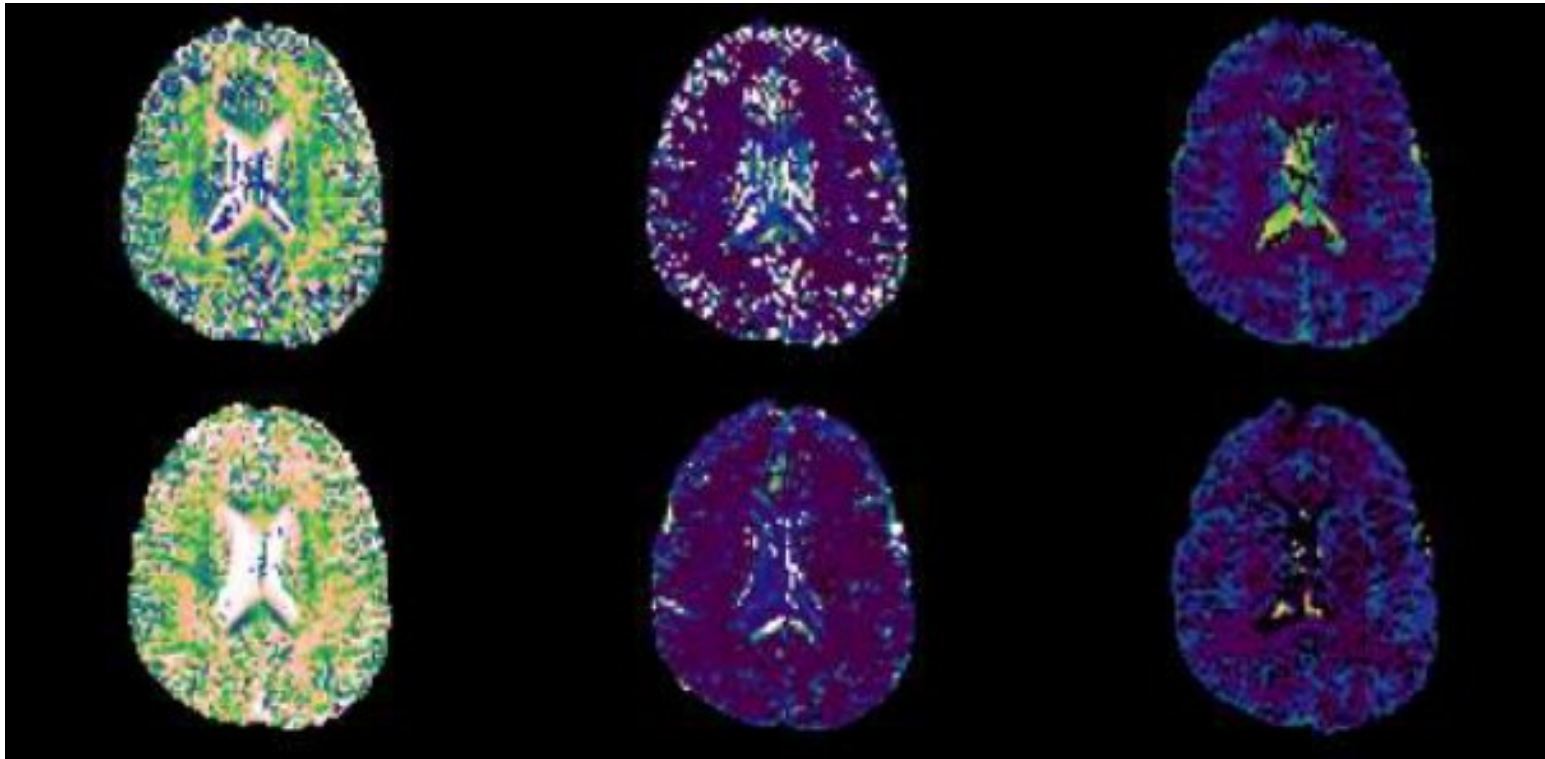
# Analyse du Flux Compartimental

## Flux Compartimental versus Perfusion



# Analyse du Flux Compartimental

## Méthode IVIM



$$\frac{S(b)}{S(0)} = f \cdot e^{-D_1 \cdot b} + (1-f) \cdot e^{-D_2 \cdot b}$$

# Analyse du Flux Compartimental

## Méthode FA

$$S(x, y, z, b) = A_{flux}(x, y, z) \cdot F_{flux}(b) + A_{LCR}(x, y, z) \cdot F_{LCR}(b) + A_{SG}(x, y, z) \cdot F_{SG}(b) + A_{SB}(x, y, z) \cdot F_{SB}(b)$$

$$S(b) = \sum_i A_i \cdot F_i(b) = \sum_i A_i \cdot F_i(0) \cdot \frac{F_i(b)}{F_i(0)} \quad \text{où } \frac{F_i(b)}{F_i(0)} \text{ varie entre 0 et 1}$$

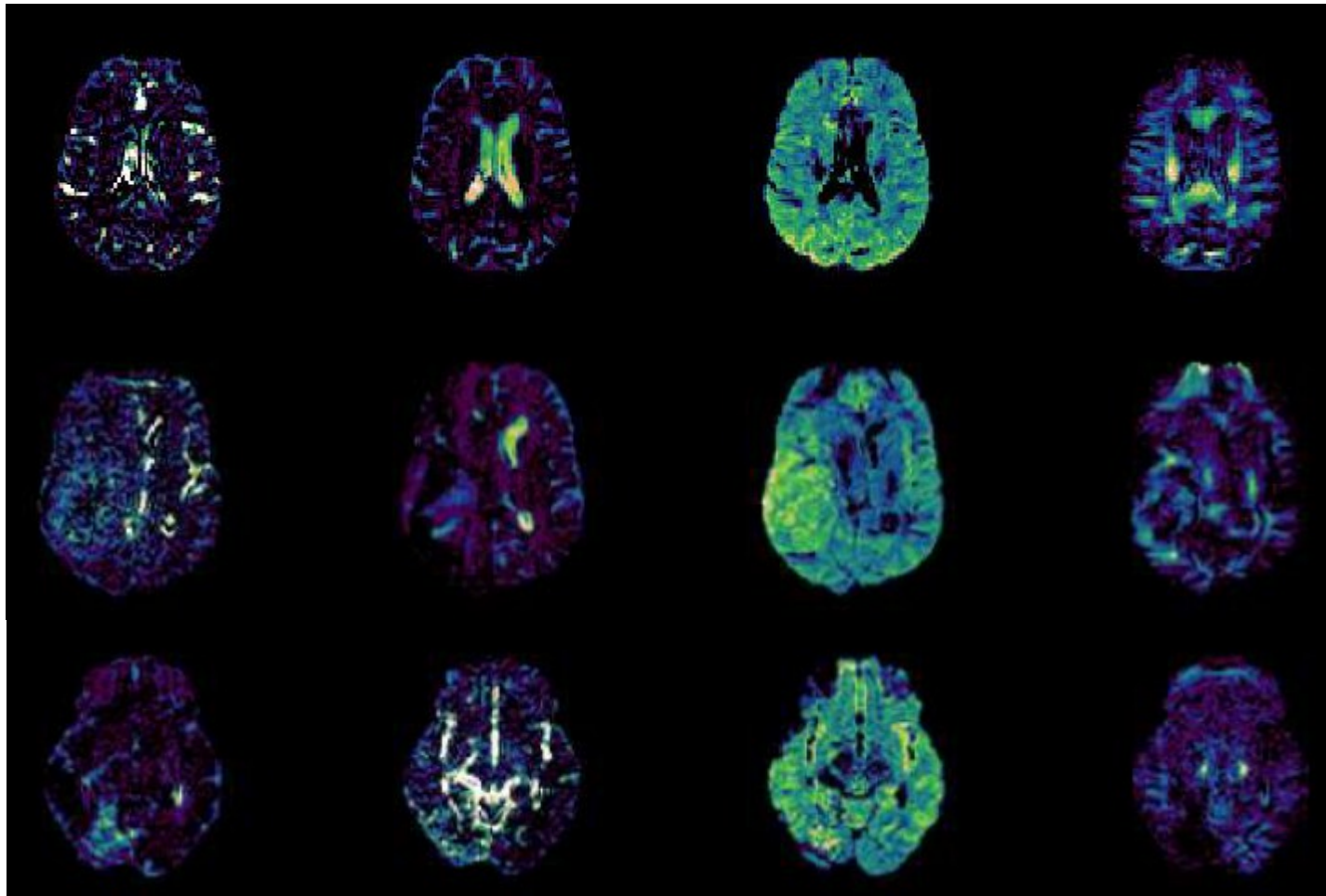
$$\hat{S}(b) = \sum_i A_i \cdot F_i(0) \cdot [f_{1,i} \cdot e^{-b \cdot D_{1,i}} + f_{2,i} \cdot e^{-b \cdot D_{2,i}}]$$

$$\hat{S}(b) = \sum_i [A_i \cdot F_i(0) \cdot (f_{1,i} + f_{2,i})] \cdot \left[ \frac{f_{1,i}}{f_{1,i} + f_{2,i}} \cdot e^{-b \cdot D_{1,i}} + \frac{f_{2,i}}{f_{1,i} + f_{2,i}} \cdot e^{-b \cdot D_{2,i}} \right]$$

$$\hat{S}(b) = \sum_i \hat{S}_i(0) \cdot [f_i \cdot e^{-b \cdot D_{1,i}} + (1 - f_i) \cdot e^{-b \cdot D_{2,i}}]$$

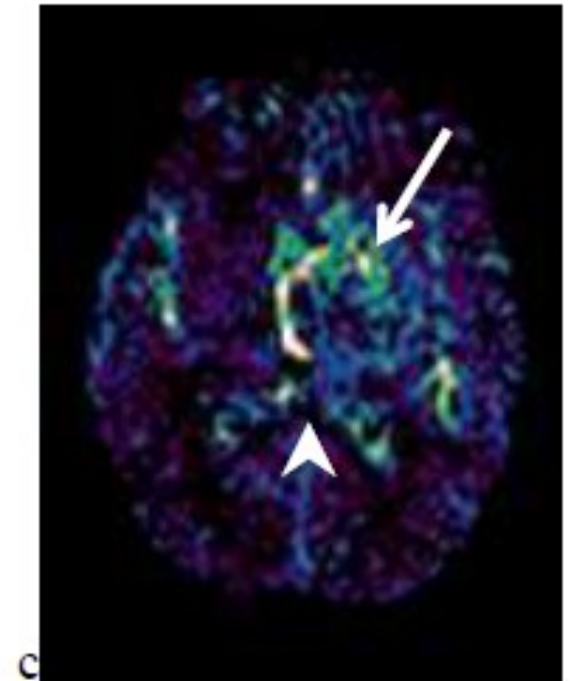
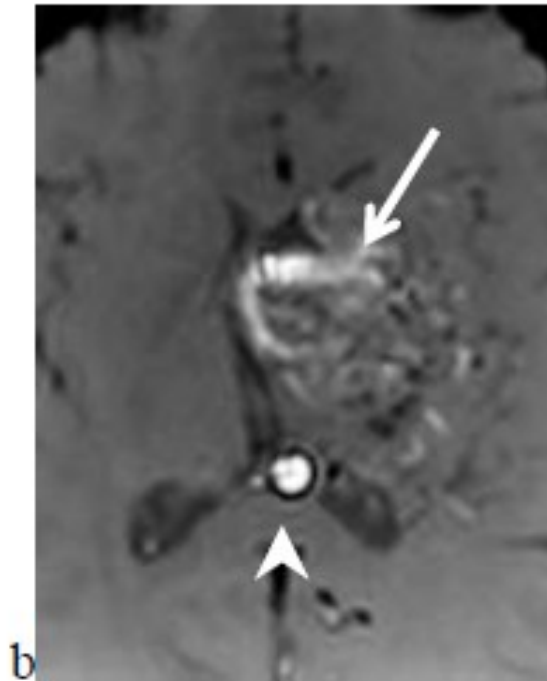
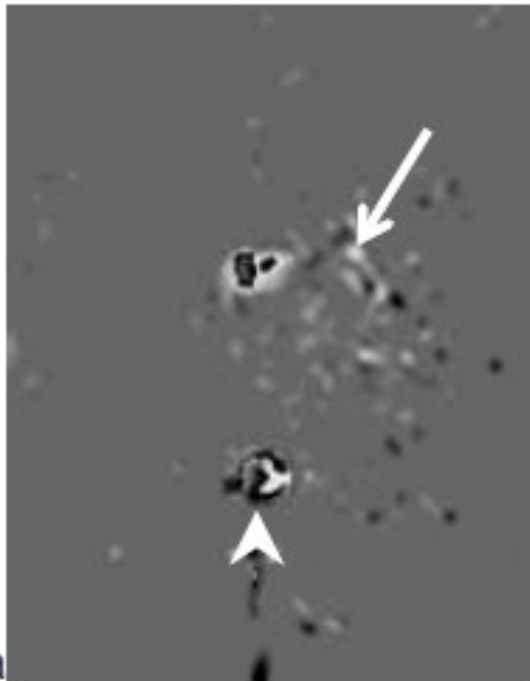
# Analyse du Flux Compartimental

**Méthode FA : Normal, GBM, MAV**



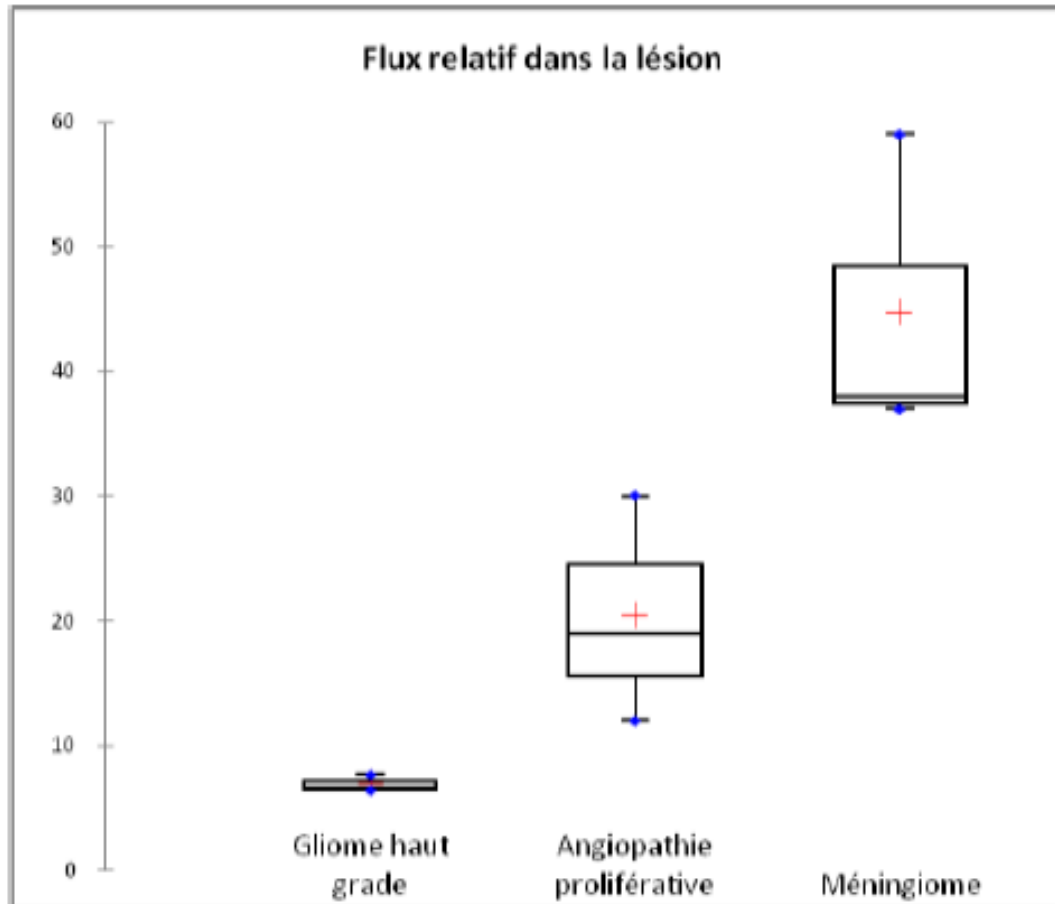
# Analyse du Flux Compartimental

## Méthode FA : MAV



# Analyse du Flux Compartimental

## Méthode FA

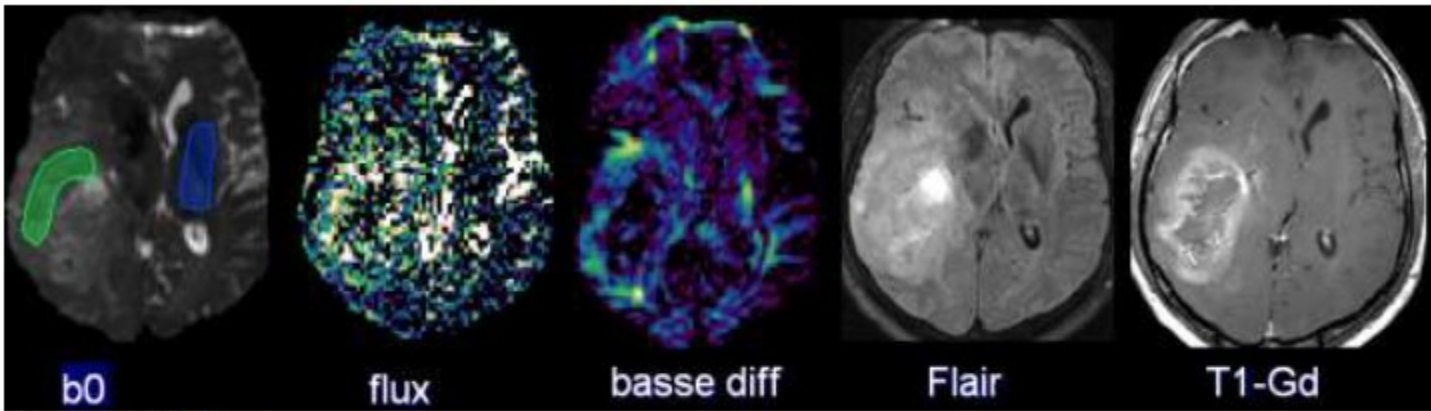


Test t de Student : valeurs de p pour un risque  $\alpha=0,05$

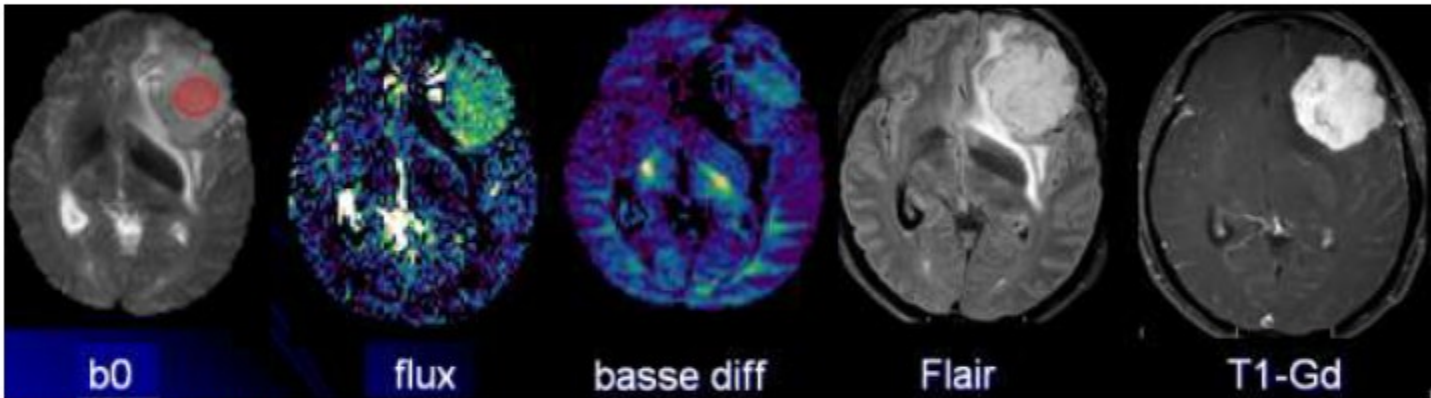
Gliome - Angiopathie proliférative :  
 $p=0,062$

Angiopathie proliférative -  
Méningiome :  
 $p=0,052$

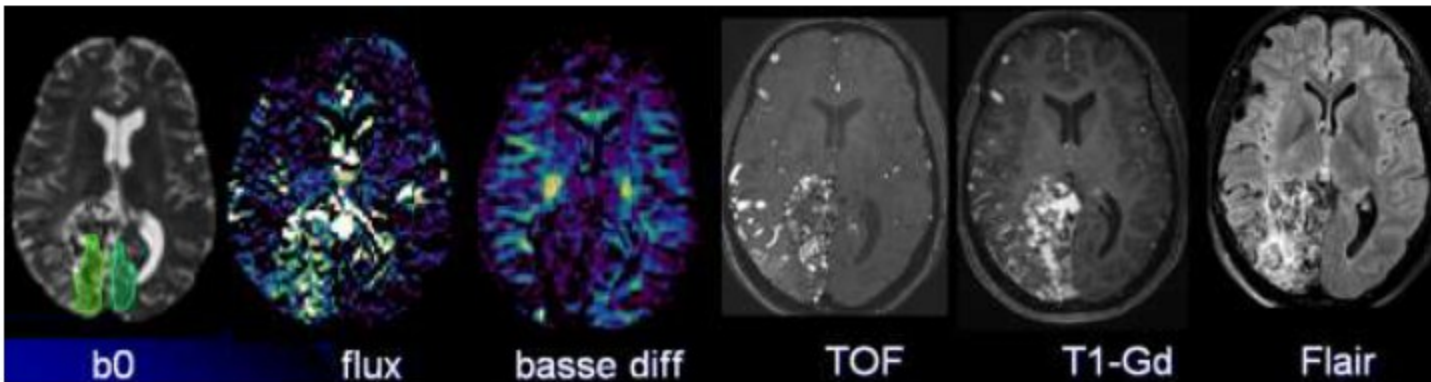
Gliome - Méningiome :  
 $p=0,0062$



dans un glioblastome



dans un méningiome





# Analyse du Flux Compartimental

## Comparaison IVIM versus FA

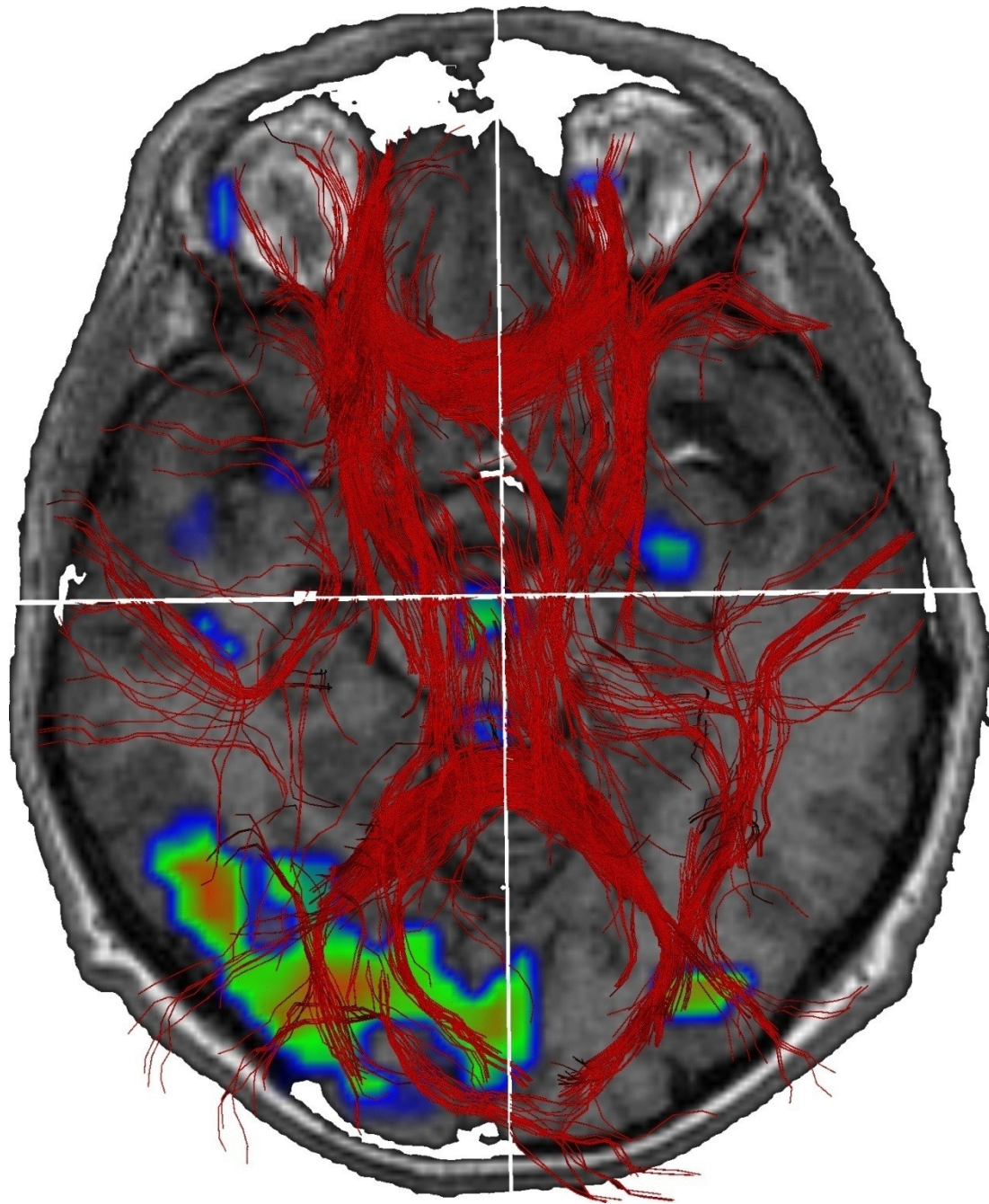
Nom	Diagnostic	b	Flair	Gd	TOF	Flux (AF)	f (IVIM)	D1 (IVIM)	D2 (IVIM)	CBV (PWI)	fBV (PWI)
B	Gliome haut grade	6	+	+		6,6	0,63	0,42	1,87	3,33	1,12
C	Gliome haut grade	6	+	+		7,6	0,85	0,89	1,6	1,6	2,2
M	Transformation anaplasique	16	+	+		6,4	0,51	1,4	0,48	5,2	0,61
P	Méningiome*	16	+	+		38	0,27	3,4	2,3	7,0	0,007
R	Angiopathie proliférative	16	-/+	+	+	30	4,9	1,6	1,5	6,0	4,8
K	Angiopathie proliférative	13	-	+	+/-	12	0,71	19	3,8	4,5	1,2

*Coefficient r de corrélation linéaire au Flux*

*0,39      -0,05      0,16      0,78      0,17*

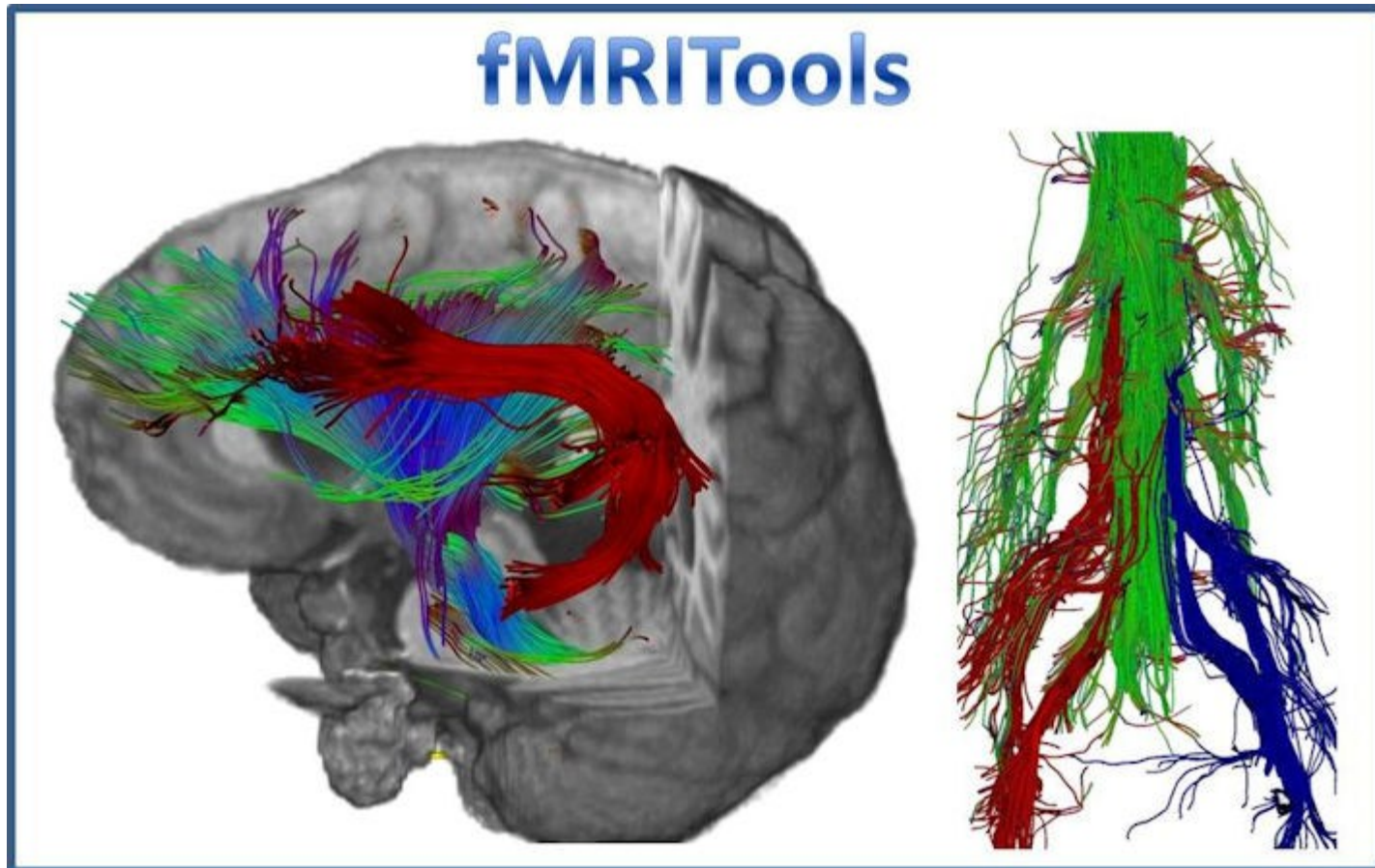
\*En l'absence de ROI de référence méningée, la ROI de référence a été dessinée dans une zone parenchymateuse contenant à la fois de la substance grise et de la substance blanche.

# Conclusions



# L.I.M.E.C.

Laboratoire d'Imagerie Médicale Expérimentale et Clinique



<http://www.fmritools.org>