

ESTIMATION VARIATIONNELLE ROBUSTE DE MODÈLES COMPLEXES DE DIFFUSION EN IRM À HAUTE RÉOLUTION ANGULAIRE ET TRACTOGRAPHIE

Haz-Edine Assemlal, David Tschumperlé, Luc Brun

GREYC IMAGE (CNRS UMR 6072)

September 5, 2007



1 INTRODUCTION & ÉTAT DE L'ART

- Présentation de l'IRM de diffusion
- Etat de l'art

2 NOTRE CONTRIBUTION

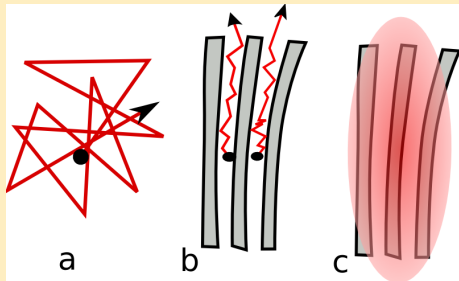
- Cadre pour l'estimation variationnelle des ODF
- Estimation robuste

3 RESULTATS

- Validation sur des données de synthèse
- Resultats sur des données d'un cerveau humain

DIFFUSION MRI: COMMENT ?

MOUVEMENT BROWNIEN



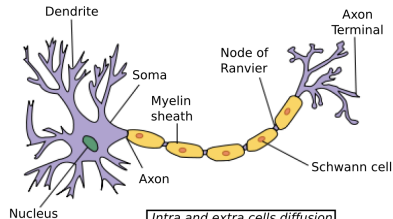
a: Mouvement brownien des molécules d'eau

b: Contraintes des structures internes

c: Signal = diffusion macroscopique locale

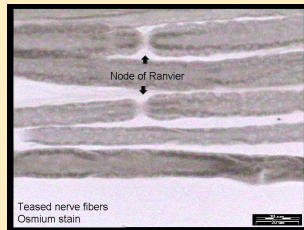
[LeBihan86]

FIBRES NERVEUSES



Intra and extra cells diffusion

[LeBihan95, Beaulieu98, Biton06]



<http://www.technion.ac.il/>

IRM DE DIFFUSION: EN PRATIQUE

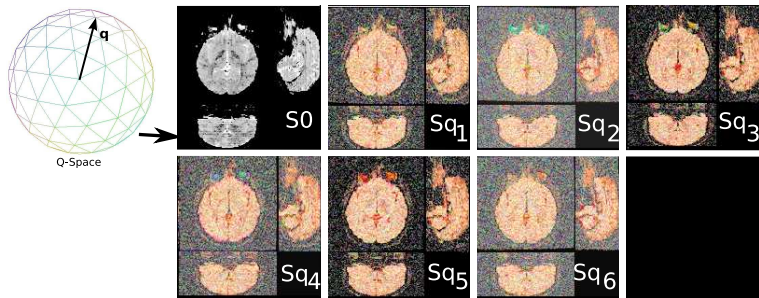
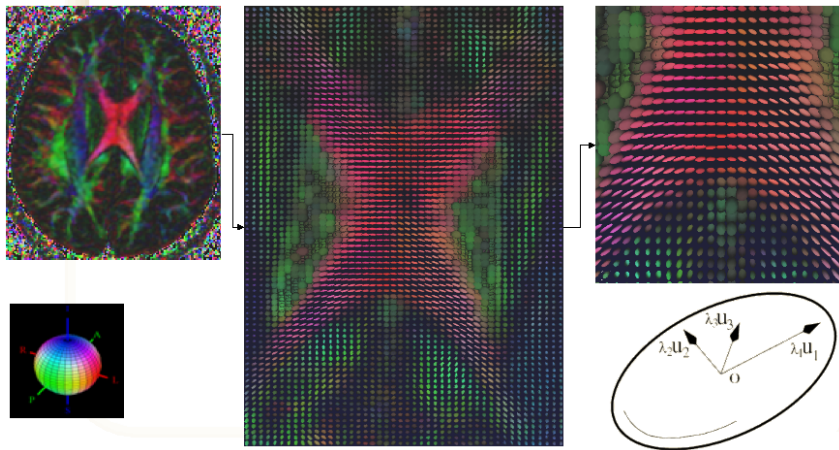


FIGURE: Acquisition dans l'espace q -space sur une sphere de rayon $\|q\|$: une image sans gradients S_0 et plusieurs autres images avec gradients $S(q)$.

Estimer l'ADC: $D(q) = -\frac{1}{b} \ln \left(\frac{S(q)}{S_0} \right)$ [Stejskal-Tanner65]

Représentation 3D du modèle Gaussien de la diffusion macroscopique (DTI) [Basser94]

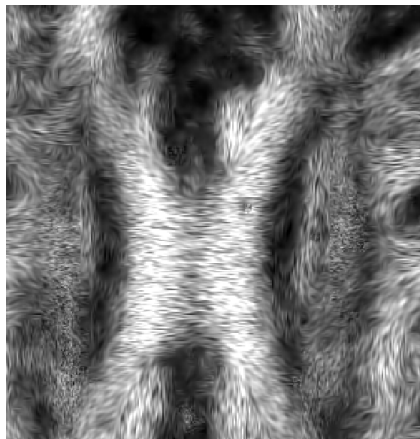
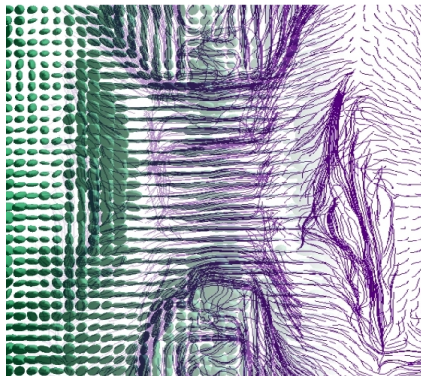
DTI: EXEMPLE



[Basser97, Poupon00, Wedeen01, Westin02, etc.]

DTI du corps calleux, la diffusion est représentée par un volume d'ellipsoïdes.

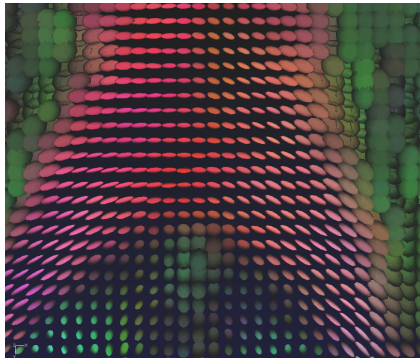
IRM DE DIFFUSION: TRACTOGRAPHIE



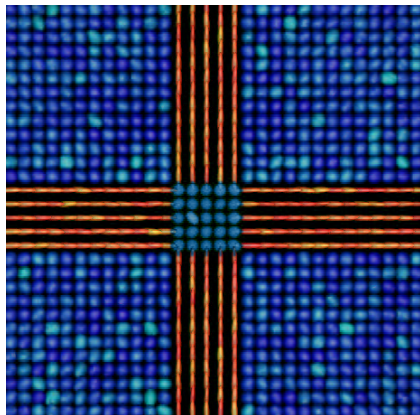
[Basser98, Contouro99, Mori99, Coulon01, Vemuri01, Hagmann03, Ramirez03, Tschumperlé03, Lenglet04, etc.]

La tractographie (ici dans la matière blanche du cerveau) est calculée en suivant la direction principale des vecteurs propres.

DTI: LIMITE DU TENSEUR DU 2ÈME ORDRE

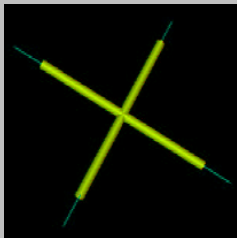


le DTI est correct lorsqu'une seule direction de fibres est présente



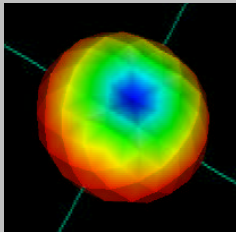
Problème avec des fibres qui se croisent: La fonction de Gauss ne permet pas de détecter plusieurs maxima.

DTI ET LES MODÈLES D'ORDRE SUPÉRIEUR



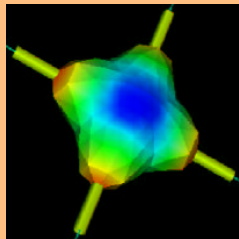
Fibres

Données brutes



DTI

Tenseur du 2ème
ordre [Basser94]



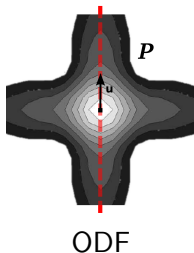
Approches d'ordre
supérieur

De nombreuses approches existent: GDTI [Liu03], PASMRI [Jansons03], HODT / DOT [Özarslan03,06], Spherical Deconvolution [Tournier04], ODF [Tuch04], etc.

FONCTION DE DENSITÉ D'ORIENTATION (ODF)

L'ODF Ψ dans la direction $\mathbf{u}$ est définie comme la projection radiale de la PDF de diffusion

$$\begin{aligned}\Psi(\mathbf{u}) &= \int_0^\infty P(\alpha\mathbf{u})d\alpha \\ &= \int P(r, \theta, z)\delta(\theta, z)rdrd\theta dz\end{aligned}\tag{1}$$

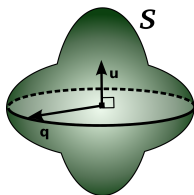


Problème: Comment obtenir la PDF ?

LA TRANSFORMÉ DE FUNK-RADON (FRT)

La FRT (2) est une approximation de la vraie ODF (1) [Tuch04]

$$\mathcal{G}_{q'}(\mathbf{u}) = 2\pi q' \int P(r, \theta, z) J_0(2\pi q' r) r dr d\theta dz \quad (2)$$



FRT

De plus, l'ODF peut être directement calculé à partir du signal de diffusion S dans la base des harmoniques sphériques, grâce à une estimation aux moindres carrés [Descoteaux06]

$$ODF \approx \mathcal{G}_{q'} = \tilde{P}\tilde{B}\mathbf{C} = \sum_j 2\pi P_{l_j}(0) c_j Y_j \quad (3)$$

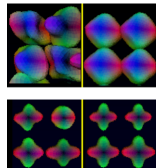
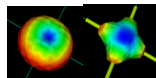
ESTIMATION AUX MOINDRES CARRÉS DES ODF

L'estimation des ODF au moindre carré :

- permet la résolution de n'importe laquelle des structures locales (fibres qui se croisent, etc.)
- est une méthode qui n'établit de modèle de la diffusion: pas d'a priori sur le comportement macroscopique de la diffusion
- calculable par de simple opérations matricielles

Mais...

- L'approche aux moindres carrés n'est pas adapté au bruit de l'IRM qui suit une loi de Rice [Sijbers98]
- Pas de garantie sur la cohérence spatiale du champ d'ODFs



1 INTRODUCTION & ÉTAT DE L'ART

- Présentation de l'IRM de diffusion
- Etat de l'art

2 NOTRE CONTRIBUTION

- Cadre pour l'estimation variationnelle des ODF
- Estimation robuste

3 RESULTATS

- Validation sur des données de synthèse
- Resultats sur des données d'un cerveau humain

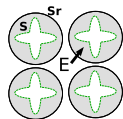
NOTRE CONTRIBUTION

$$\min_{\mathbf{C} \in \Omega_C} \left\{ E(\mathbf{C}) = \int_{\mathbf{p} \in \Omega_S} [\sum_k^{n_s} \psi(\mathbf{S}_{r_k})] + \alpha \varphi(\|\nabla \mathbf{C}_{(\mathbf{p})}\|) d\mathbf{p} \right\}, \quad (4)$$

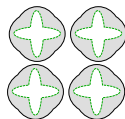
$$\text{with } \mathbf{S}_{r_{(\mathbf{p})}} = \tilde{B} \tilde{P}^{-1} \mathbf{C}_{(\mathbf{p})}$$

Les meilleurs coefficients d'harmoniques sphériques sont calculés par descente de gradient à partir de la dérivation d'Euler-Lagrange de l'énergie E . On obtient un ensemble d'EDP multi-valuées.

$$\begin{cases} \mathbf{C}_{t=0} = \mathbf{U}_0 \\ \frac{\partial \mathbf{C}_j}{\partial t} = P_j^{-1} \sum_k^{n_s} \tilde{B}_{k,j} \psi'(\mathbf{S}_{r_k}) + \alpha \operatorname{div}(\varphi(\|\nabla \mathbf{C}\|)) \end{cases} \quad (5)$$



iteration 0



iteration 1



...



iteration n

AVANTAGES: REGULARITÉ

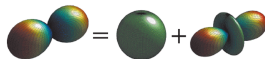
- Assure une régularité globale du champ d'ODF: $\varphi(\|\nabla \mathbf{C}_{(p)}\|)$

Les coefficients d'harmoniques sphériques caractérisent l'anisotropie [Frank02]



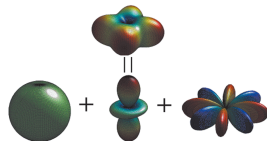
$$l = 0$$

Diffusion isotrope



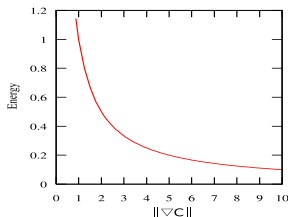
$$l = 2$$

Une seule direction de fibres



$$l = 4$$

Plusieurs directions de fibres



Un exemple de φ -fonction de régularisation.

AVANTAGES: ADAPTATION AU BRUIT

- Fonction d'approche aux données ψ adaptée au bruit Ricien de l'IRM:

La meilleur fonction ψ est celle spécifique au bruit des scanners IRM, i.e. la distribution de Rice.

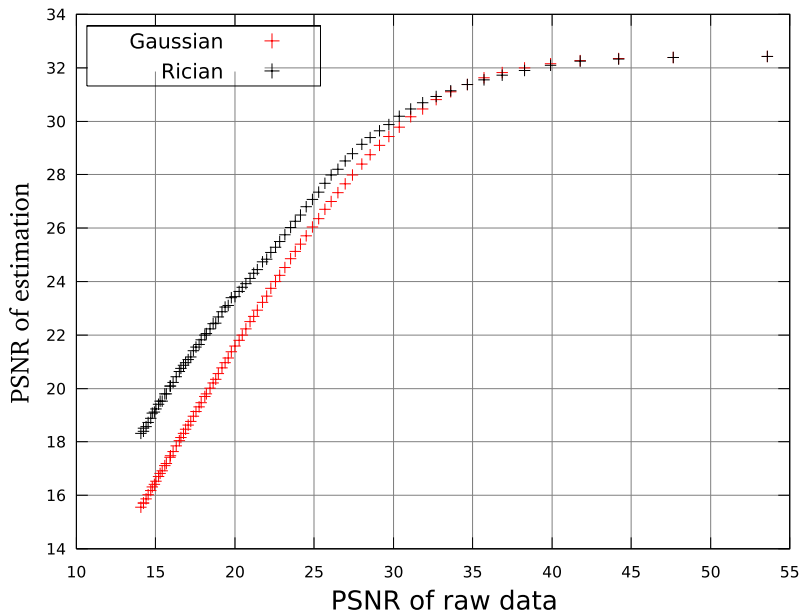
Nous cherchons la reconstruction $\mathbf{S}_r$ qui maximise a posteriori (MAP) la probabilité log-posterieur

$$\log p(\mathbf{S}_r|\mathbf{S}) = \log p(\mathbf{S}|\mathbf{S}_r) + \log p(\mathbf{S}_r) - \log p(\mathbf{S}) \quad (6)$$

En conséquence, la fonction ψ est la suivante

$$\psi(\mathbf{S}_r) = \log p(\mathbf{S}|\mathbf{S}_r, \sigma) = \log \frac{\mathbf{S}}{\sigma^2} - \frac{(\mathbf{S}^2 + \mathbf{S}_r^2)}{2\sigma^2} + \log I_0 \left(\frac{\mathbf{S} \cdot \mathbf{S}_r}{\sigma^2} \right) \quad (7)$$

SIMULATION: INFLUENCE DU MODEL DE RICE



1 INTRODUCTION & ÉTAT DE L'ART

- Présentation de l'IRM de diffusion
- Etat de l'art

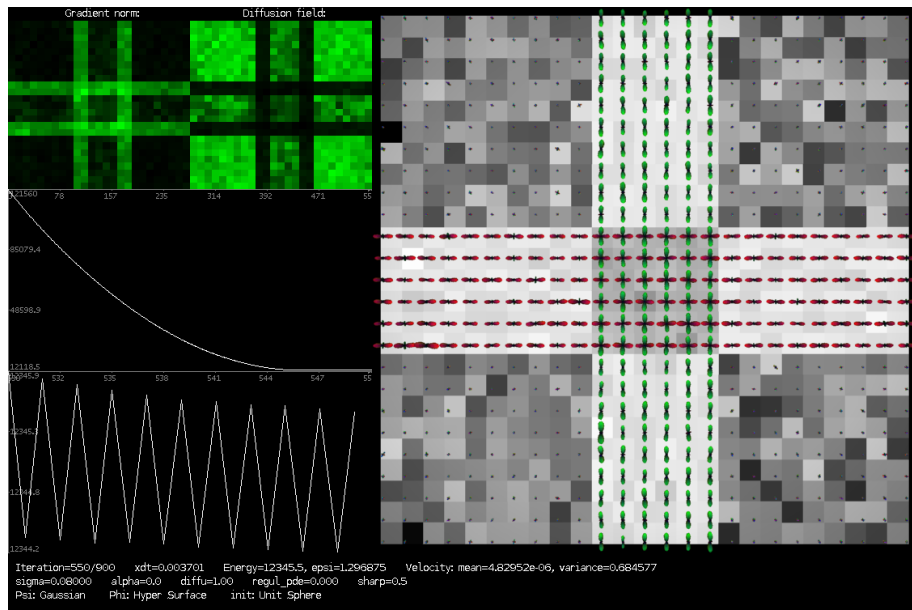
2 NOTRE CONTRIBUTION

- Cadre pour l'estimation variationnelle des ODF
- Estimation robuste

3 RESULTATS

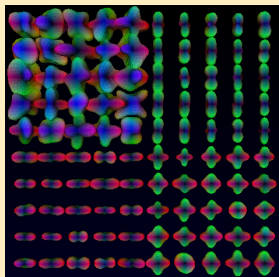
- Validation sur des données de synthèse
- Resultats sur des données d'un cerveau humain

SIMULATION: MINIMISATION DE L'ENERGIE

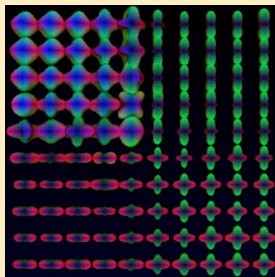


SIMULATION: RÉGULARISATION

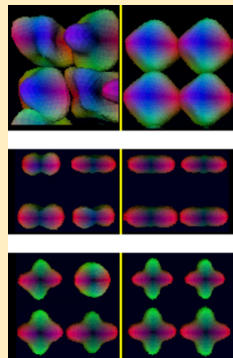
SANS



AVEC



ZOOM



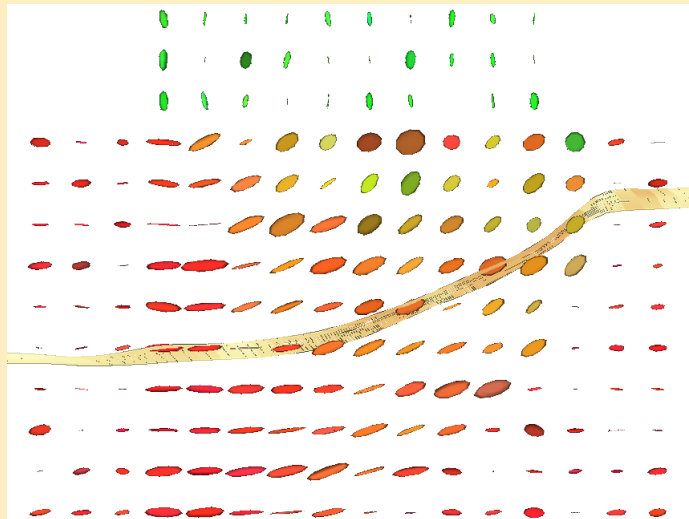
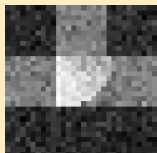
GFA



CONSEQUENCES SUR LA TRACTOGRAPHIE

DTI

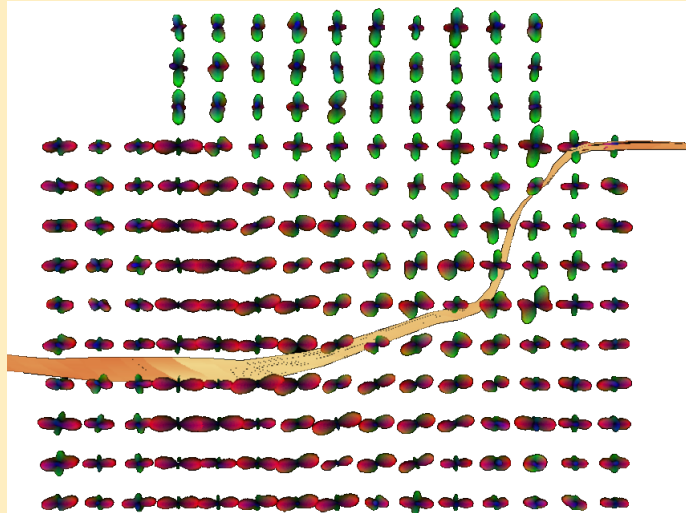
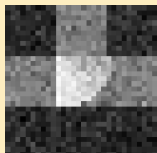
GFA



CONSEQUENCES SUR LA TRACTOGRAPHIE

LS

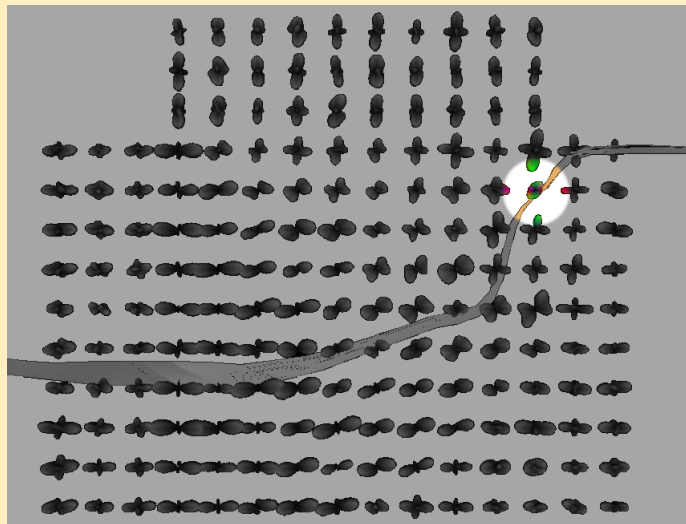
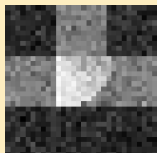
GFA



CONSEQUENCES SUR LA TRACTOGRAPHIE

LS

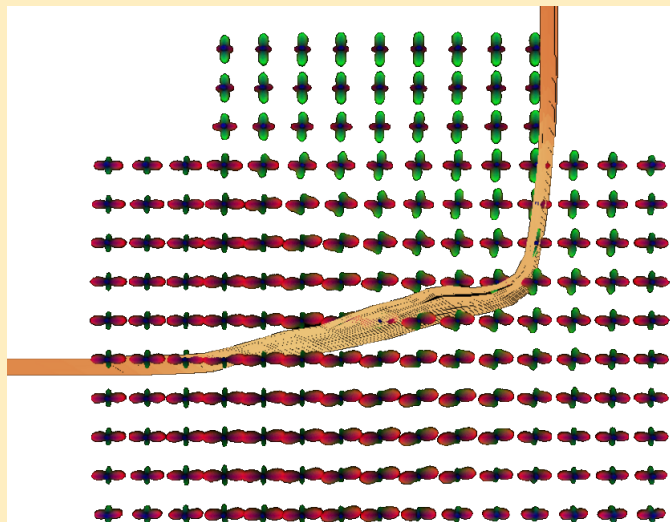
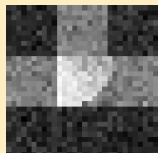
GFA



CONSEQUENCES SUR LA TRACTOGRAPHIE

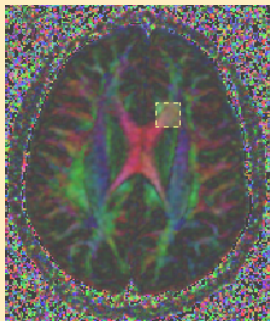
PDE

GFA



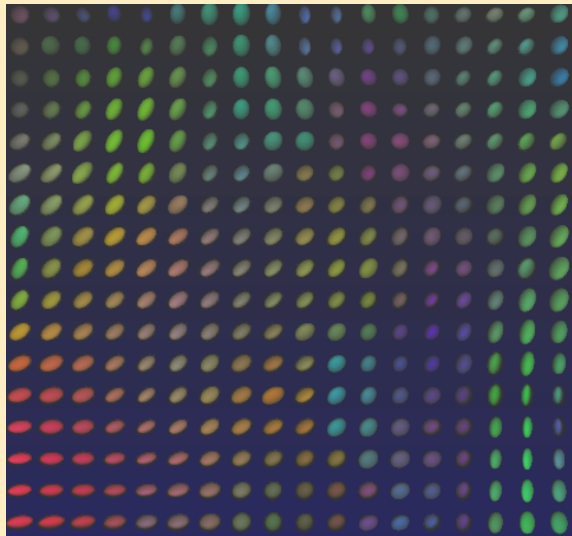
DONNÉES HARDI D'UN CERVEAU HUMAIN

GFA



(GREYC IMAGE)

CHAMP DE DTI



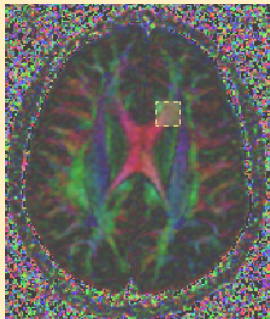
DIFFUSION MRI

SEPTEMBER 5, 2007

24 / 26

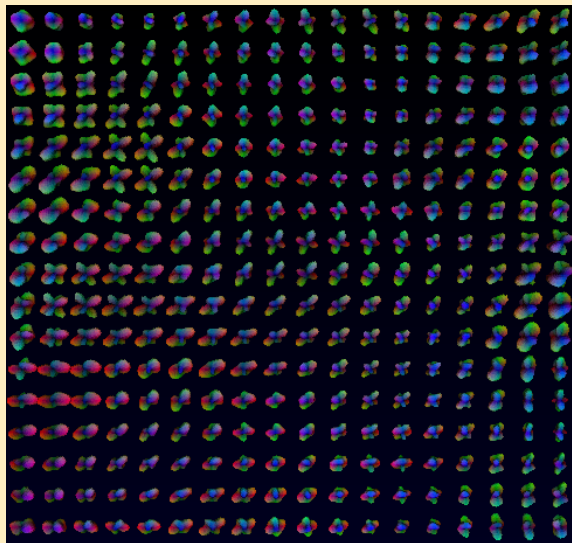
DONNÉES HARDI D'UN CERVEAU HUMAIN

GFA



(GREYC IMAGE)

CHAMP D'ODF



DIFFUSION MRI

SEPTEMBER 5, 2007

25 / 26

- Framework d'estimation des ODF
- Respect de la régularité et de la robustesse des contraintes des bruit
- Plus de détails dans le rapport technique *A Variational Framework for the Robust Estimation of ODFs From High Angular Resolution Diffusion Images* à <http://www.greyc.ensicaen.fr/~assemblal>

Remerciements au CHU de Caen et à GIN Cyceron pour leur données et leurs discussions fructueuses