

OBS-CERV: Observation multimodale non-invasive du cerveau

ACI Masse de Données (2003-2006)

Panorama des Recherches Incitatives en STIC
LABRI, Bordeaux

22 novembre 2005

Introduction

- Analyse cérébrale fonctionnelle: nombreuses modalités



- IRM, IRM fonctionnelle, IRM de diffusion
 - × faible résolution temporelle
 - ✓ haute résolution spatiale
- EEG-MEG: mesure passive du champ électromagnétique
 - ✓ haute résolution temporelle
 - × localisation spatiale délicate

Introduction

Développer des outils d'analyse cérébrale fonctionnelle

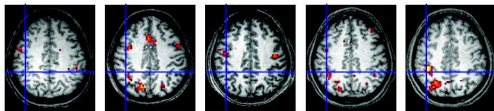
- ✓ exploitant au mieux chaque modalité
- ✓ exploitant leurs qualités complémentaires

Complémentarité des partenaires

- instrumentation, acquisition de données
 - CEA-SHFJ (Orsay)
 - centre IRM fonctionnelle, La Timone (Marseille)
- méthodologie, algorithmique, intégration numérique
 - CEA-SHFJ (Orsay)
 - LENA-CNRS, Pitié Salpêtrière (Paris)
 - INRIA et Université de Nice Sophia Antipolis
- aspects cliniques et cognitifs
 - LENA-CNRS, Pitié Salpêtrière (Paris)

Représentation du milieu physique

Importante variabilité anatomique inter-sujet



- description sujet par sujet
- localisation dans un atlas commun

Trois enjeux pour Obs-Cerv

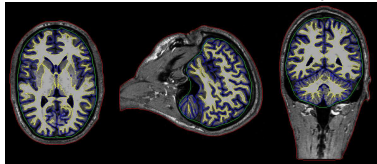
- identification de tissus (IRM, densité d'eau)
- conductivité électrique (EEG)
- réseaux de fibres de la matière blanche (IRM de diffusion)

Identification de tissus

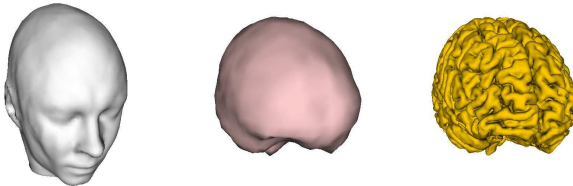
Extraction des interfaces entre:

air / scalp / crâne / liquide céphalo-rachidien / matière grise / matière blanche

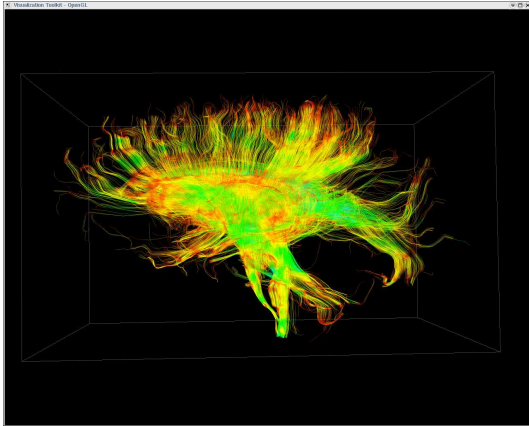
Classification des tissus dans les images (champs de Markov)



Interfaces estimées par level sets avec préservation de topologie.



Réseaux de fibres



Matière blanche anisotrope : nombreux réseaux de fibres.

Réseaux de fibres

IRM de diffusion

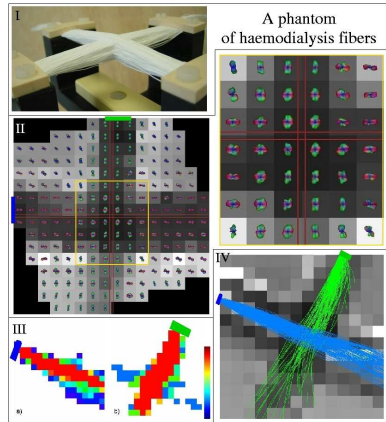
- probabilité de diffusion des molécules d'eau dans les tissus
- images volumiques multivaluées sur plusieurs directions /voxel

Par la collaboration CEA-SHFJ, La Timone, INRIA:

- ✓ développement de séquences d'acquisition
(optimisation du RSB et haute résolution angulaire)
- ✓ segmentation de régions
- ✓ tractographie (algorithmes et validation)
- ✓ connectivité anatomique

Validation par un fantôme

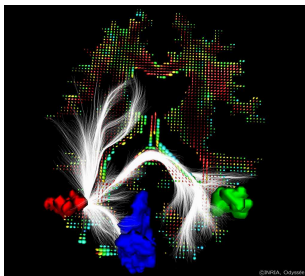
Validation d'algorithmes de tractographie avec de l'IRMd de haute résolution angulaire: réalisation d'un fantôme avec des tubes de dialyse.



M. Perrin et al., CEA-SHFJ

Connectivité anatomique

- aires corticales du système visuel primaire cartographiées par IRM fonctionnelle
- identification des réseaux de fibres reliant ces régions (IRMd)

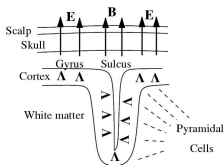


N. Wotawa et al., INRIA

- connections intra- et inter-hémisphériques
- voies ventrale et dorsale

Activité cérébrale

Activité électrique cérébrale: courant primaire \mathbf{J}^P .



Propagation électrique régie par Maxwell quasistatique

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = \nabla \cdot \mathbf{J}^P$$

Problème direct: \mathbf{J}^P connu, simuler V et \vec{B} .

Problème inverse: V et \vec{B} partiellement connus, estimer \mathbf{J}^P .

Modèles de sources: distribuées ou focales.

Problème inverse de localisation

	degrés de liberté	problème inverse
sources distribuées	> 10000	linéaire sous-contraint régularisation nécessaire
sources focales	~ 10	non-linéaire sur-contraint minima locaux

Difficultés:

- sources distribuées: choix de la régularisation
- sources focales: nécessite connaissance du nombre de sources

Sources distribuées

Repose sur la résolution du problème direct:

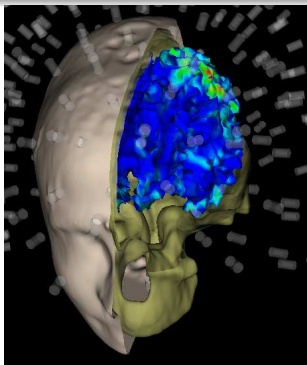
$$V = A_{\text{EEG}} \mathbf{J}^p \text{ et } \vec{B} = A_{\text{MEG}} \mathbf{J}^p$$

Etant données v et \vec{b} , des mesures d'EEG et/ou de MEG,
distribution de sources \mathbf{J}^p estimée en minimisant

$$C(\mathbf{J}^p) = \|v - A_{\text{EEG}} \mathbf{J}^p\|^2 + \|\vec{b} - A_{\text{MEG}} \mathbf{J}^p\|^2 + f(\mathbf{J}^p)$$

où $f(\mathbf{J}^p)$ est un terme de régularisation.

Sources distribuées



G. Adde et al., ENPC, INRIA

données fournies par le LENA-CNRS

Expérience de somatotopie

(stimulation électrique des doigts de la main)

régularisation par minimisation
de la variation totale

Sources focales

Modèle: somme de dipôles de positions r_i et de moment \vec{q}_i .
Algorithmes de “dipole fit”, très dépendants du nombre de dipôles.

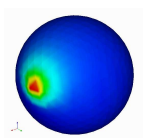
Théorie de l'approximation rationnelle

- estimation de singularités dans le plan complexe
- ne nécessite pas la connaissance du nombre de singularités
- fonctionne en géométrie sphérique, sur des plans de coupe
- requiert les valeurs du potentiel sur le cortex (“cortical mapping”)

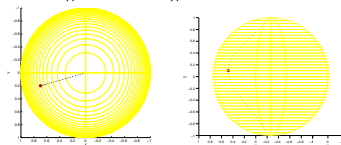
Sources focales: approximation rationnelle

“Cortical mapping” par éléments finis surfaciques
Résultats préliminaires de localisation (source unique)

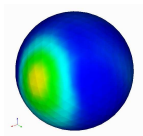
(i) Données explicites



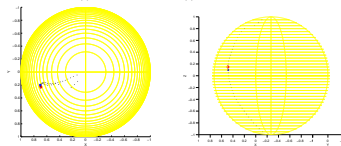
$$\|C^* - C\| = .0002$$



(ii) Données propagées par éléments finis



$$\|C^* - C\| = .06$$

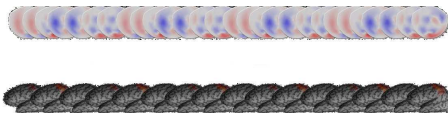


J. Leblond et al., INRIA

Description spatio-temporelle

MEEG: haute résolution temporelle (> 1 kHz)

→ grande quantité de données multidimensionnelles.



Segmenter en épisodes significatifs à la fois spatialement et temporellement, avec une double contrainte:

- représentation compacte de l'information
- conservation de l'information dynamique

Estimation du champ de déplacement

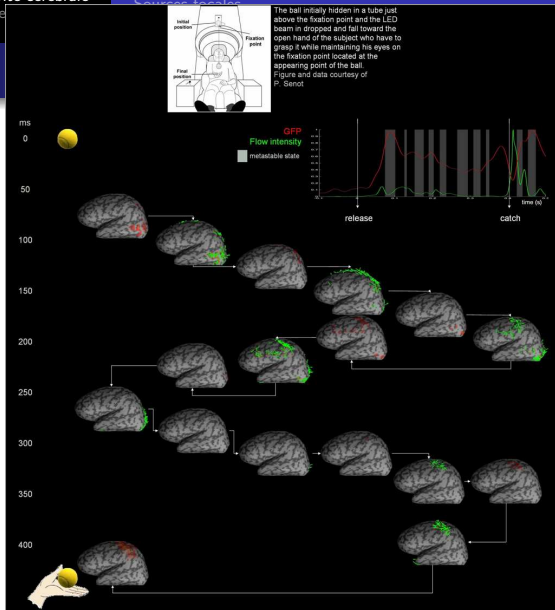
Localisation de sources corticales distribuées par Problème Inverse
Sous hypothèse de non-création d'activité locale:

- estimation du champ de déplacement par l'équation du Flot Optique
- caractérisation de deux types d' tats:
 -  tats stables ( nergie cinétique faible)
 - transitions ( nergie cinétique importante)

Résultats

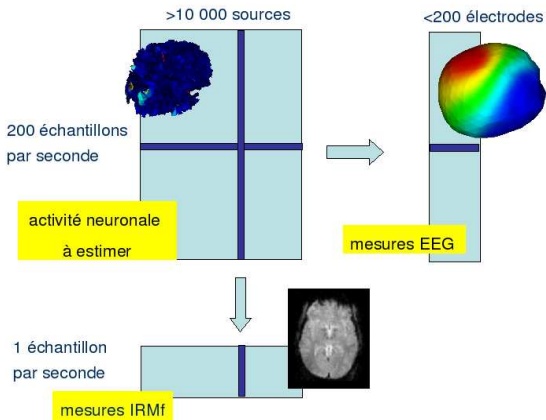
Séquençage de l'activité cérébrale.

travail réalisé dans le cadre de l'ACI Nouvelles Interfaces des Mathématiques



Fusion de données disparates

Combiner l'EEG et l'IRMf pour obtenir un "métacapteur"

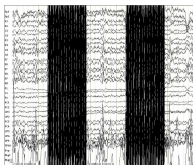


IRMf et EEG simultanés

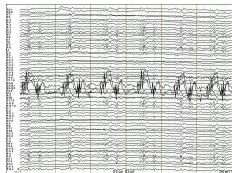
Difficultés de l'acquisition simultanée

- IRM \rightarrow EEG

artefact des gradients



ballistocardiogramme

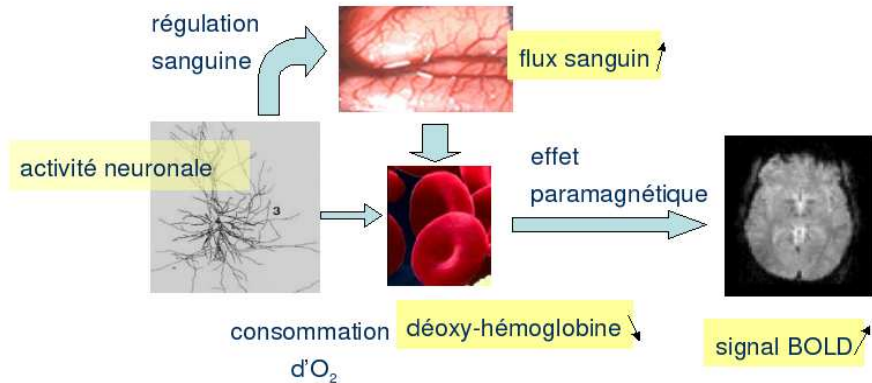


- EEG \rightarrow IRM

- casque \rightarrow mauvais RSB
- gel: artefacts

Acquisition d'abord mise au point au CEA-SHFJ puis à la Timone.

Couplage physiologique



Fusion par analyse statistique du couplage

- EEG : localisation de sources par filtrage spatial, essai par essai,
- signal BOLD: estimé par régression avec la convolution du paradigme expérimental et de la réponse hémodynamique,
- estimation d'une probabilité de couplage électro-métabolique,
- dans les régions de fort couplage, prise en compte de l'information IRMf pour la localisation EEG.

Conclusion

- cadre collaboratif efficace
- favorise échange de données et de méthodologie
- développement de logiciels:
 - dans le cadre de Brainvisa
www.brainvisa.info (CEA-SHFJ, J-F Mangin et al.
contributions du LENA-CNRS, S. Baillet et al.)
 - ABSOLUt à Odysée (J-Ph Pons et al.)
- contact: obs-cerv@sophia.inria.fr

Participants

LENA-CNRS (Paris)

L. Garnero, S. Baillet, J. Lefèvre,
A. Dossevi, B. Cottureau.

CEA-SHFJ (Orsay)

J.-B. Poline, Ph. Ciuciu, P.-J. Lahaye,
S. Mériaux, A. Roche, B. Thirion,
J.F. Mangin, C. Poupon, M. Perrin.

centre IRMf (Marseille)

J.-L. Anton, R. Mahdjoub, M. Roth,
B. Nazarian, O. Coulon.

Odyssée (ENS Ulm, ENPC, INRIA)

O. Faugeras, M. Clerc, T. Papadopoulo,
R. Deriche, R. Keriven, T. Deneux,
C. LaRota, Ch. Lenglet, J.-Ph. Pons,
N. Wotawa.

APICS (INRIA)

J. Leblond, L. Baratchart, B. Atfeh.

Univ. Nice Sophia Antipolis

J. Blum.