

# Observation multimodale non-invasive du cerveau

Maureen Clerc pour le projet **OBS-CERV, ACI Masse de Données 2003-2006**

participants: CEA-SHFJ, centre IRMf Marseille, ENPC, ENS Ulm, INRIA, LENA-CNRS, Université de Nice Sophia Antipolis

**IRM anatomique, fonctionnelle, de diffusion:**  
**haute résolution spatiale**  
**faible résolution temporelle.**



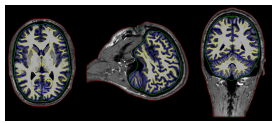
**Électro et magnétoencéphalographie (EEG, MEG):**  
**haute résolution temporelle**  
**localisation spatiale délicate**



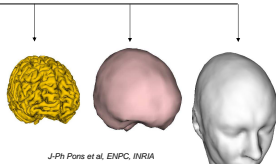
L'ACI OBS-CERV développe des outils d'analyse cérébrale fonctionnelle combinant plusieurs types d'IRM ainsi que l'EEG et la MEG, afin d'exploiter les qualités complémentaires de ces modalités. La **représentation conjointe de données complexes et disparates** est rendue possible selon les cas par l'emploi de repères communs, par des techniques de réduction de dimensionnalité, et par la recherche de modèles génératifs communs.

## Représentation du milieu physique

### Identification de tissus



La **géométrie** de la tête, et particulièrement du cerveau, est le substrat sur lequel s'appuient toutes les représentations ultérieures. Le plus grand soin doit être accordé à la représentation des tissus et des surfaces les séparant.



J-Ph Pons et al. ENPC, INRIA

L'équipe Odyssée a conçu un algorithme pour extraire des maillages surfaciques à partir d'images IRM anatomiques pondérées T1. La méthode applique successivement une classification par champs de Markov cachés et une approche de **modèles déformables** par level-sets avec préservation de la topologie. Les maillages produits ont une topologie sphérique, et ne présentent ni auto-intersections ni intersections mutuelles. Ces propriétés sont cruciales dans des applications comme le dépliement de cortex ainsi que dans la génération de maillages volumiques à partir de maillages surfaciques. La méthode permet aussi la segmentation du crâne en imposant une topologie adéquate.

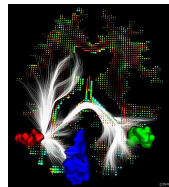
La connaissance des **conductivités** des tissus est indispensable pour la localisation de l'activité corticale par EEG. Un nouveau système permet d'estimer la conductivité du crâne en injectant du courant sur le scalp par l'intermédiaire d'un casque EEG.

### Les réseaux de fibres de la matière blanche

L'**IRM de diffusion (IRMd)** mesure la probabilité de diffusion des molécules d'eau dans les tissus, et produit des images volumiques multivaleées sur plusieurs directions par voxel. Le CEA-SHFJ et le centre d'IRM fonctionnelle de Marseille ont développé des **séquences d'acquisition** pour l'IRMd, optimisant le rapport signal sur bruit, et permettant une acquisition à haute résolution angulaire.

La **géométrie riemannienne** de l'ensemble des densités de probabilités normales multivariées offre un cadre théorique adapté à l'étude des tenseurs de diffusion qui est exploité à l'INRIA. Des algorithmes ont été développés pour la segmentation des tissus sur la base de l'information fournie par le tenseur de diffusion (anisotropie et directions de propagation), ainsi que pour le suivi de fibres de la matière blanche (« tractographie »).

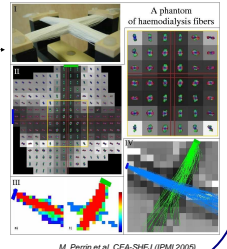
La **validation** d'algorithmes de tractographie est délicate; et le **fantôme** ci-contre a été réalisé dans ce but par le CEA-SHFJ à partir de tubes de dialyse.



N. Watabe et al. centre IRMf, INRIA (HBM2005)

L'IRMd permet d'étudier la **connectivité anatomique cérébrale**, comme le montre une étude menée par l'INRIA et le centre IRMf de Marseille sur 4 sujets.

Des aires corticales du système visuel primaire ont été cartographiées à partir d'IRMf. Les réseaux de fibres reliant ces régions ont été identifiés à partir d'IRMd, révélant ainsi des connexions inter- et intra-hémisphériques, et confirmant la présence de voies ventrales et dorsales.



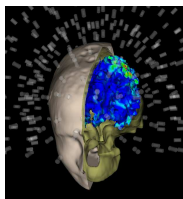
M. Perrin et al. CEA-SHFJ (IPMI 2005)

## Localisation et suivi de l'activité cérébrale

### Sources focales ou distribuées

La localisation de l'activité cérébrale à partir de mesures EEG ou MEG passe par la résolution d'un **problème inverse**, afin d'identifier les sources qui sont à l'origine des mesures. Différents **modèles de sources** peuvent être invoqués pour représenter l'activité corticale. Les dipôles et multipôles résument avec peu de paramètres l'activité d'une région. Le problème inverse est alors sur-contraint mais la solution dépend fortement du nombre de sources, qui n'est pas forcément connu a priori. A l'inverse, les sources peuvent être modélisées comme un champ de vecteurs sur la surface corticale ou dans le volume cérébral. Le problème inverse, alors sous-contraint, nécessite alors une régularisation. La solution est alors unique, mais le lissage rend son interprétation difficile.

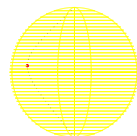
La comparaison de plusieurs stratégies de régularisation a montré que la minimisation de la « **variation totale** » de l'intensité des sources offre un bon compromis entre la préservation des détails et la convergence numérique.



G. Adde, ENPC

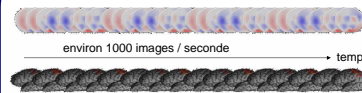
Pour les modèles de sources dipolaires, une approche basée sur l'**approximation rationnelle de fonctions méromorphes** conduit à un algorithme de localisation dont le nombre de sources n'a pas besoin d'être fixé a priori.

La méthode a d'abord été développée en 2D, puis récemment portée en 3D. Pour l'EEG, il est nécessaire de résoudre au préalable un problème de « **cortical mapping** », i.e. le transport du potentiel électrique depuis le scalp jusqu'à la surface du cortex.



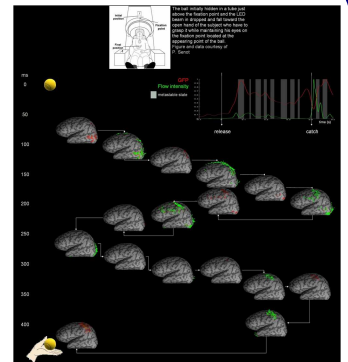
J. Leblond et al. INRIA

### Description spatio-temporelle



Dans l'analyse de séquences MEG ou EEG, échantillonnées à 1kHz, la quantité d'information est importante et il est nécessaire de simplifier la description tout en conservant l'**information dynamique**. Il s'agit de segmenter un enregistrement, ou la reconstruction de l'activité cérébrale associée, en épisodes significatifs, à la fois spatialement et temporellement. L'observation empirique que les enregistrements de surface présentent des périodes de stabilité a conduit à la notion de microétats. Le LENA-CNRS a introduit la notion de champ de déplacement de l'activité cérébrale et son estimation par la résolution d'une équation de **flot optique**.

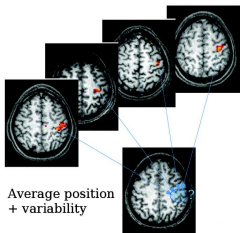
Dans l'exemple montré ci-contre, l'information de 500 instants temporels a été résumée en **10 états**, dont la pertinence est confirmée par l'avis d'experts en neurophysiologie.



J. Lefèvre, S. Baillet, LENA - CNRS (HBM 2005)  
 (travail principalement soutenu par l'ACI Nouvelles Interfaces des Mathématiques)

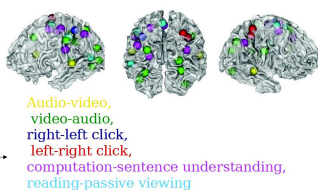
## Fusion de données disparates

### IRM fonctionnelle: étude multi-sujets



Average position + variability

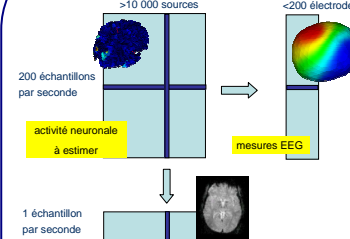
Les « **amers fonctionnels** » sont des zones du cerveau qui s'activent pour une tâche donnée, de façon **reproductible** à travers les sujets. On les détecte en cherchant des maxima locaux sur les cartes d'activations de la population de sujets: un maximum obtenu sur une carte au niveau 'groupe' est ensuite associé au maximum local correspondant (le plus proche) chez chaque sujet. Ces maxima locaux peuvent avoir des quantités de signal différentes, ainsi que des positions -modérément- différentes. On valide les amers par validation croisée, en recherchant si une région définie chez un sous-groupe de sujets (learning set) contient bien une activité significative chez d'autres sujets (test set). Cela permet de supposer que les zones décrites à partir d'une sous-population se généraliseront au reste de la population.



Audio-video,  
 video-audio,  
 right-left click,  
 left-right click,  
 computation-sentence understanding,  
 reading-passive viewing

B. Thirion et al. CEA-SHFJ (MICCAI 2005)

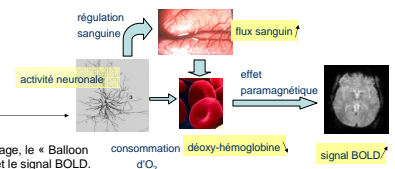
### EEG et IRM fonctionnelle



Les centres IRMf d'Orsay et de Marseille sont maintenant en mesure d'**acquérir simultanément** de l'EEG-32 canaux et de l'IRMf. Ceci a nécessité la mise en place d'une chaîne de traitement adaptée aux nombreux artefacts qu'occasionne ce type d'acquisition.

Dès lors, il est possible d'utiliser l'information simultanée de l'EEG et de l'IRMf pour **estimer l'activité cérébrale**. Ces modalités mesurent des signaux d'origine physiologique distincte: pour l'IRMf, il s'agit du signal BOLD, lié à l'activité métabolique de consommation d'oxygène par le sang, et pour l'EEG, de l'activité électrique à l'échelle de la macrocolonne corticale.

Une **analyse statistique** menée par le LENA et le CEA-SHFJ a permis de mettre en évidence un **couplage électrométabolique** significatif sur une expérience de stimulation visuelle. Le couplage détecté permet de renforcer les sources vues à la fois en EEG et en IRMf.



Enfin, l'introduction d'un **modèle physiologique** de couplage, le « **Balloun Model** » fournit un cadre génératif commun reliant l'EEG et le signal BOLD.

T. Deneux et al. ENS Ulm, INRIA