

Mini-Cours de l'Axe MTC-NSC

ACTIVITÉ ÉLECTRIQUE CÉRÉBRALE: MESURES NON INVASIVES

MAUREEN CLERC

INRIA SOPHIA ANTIPOLIS

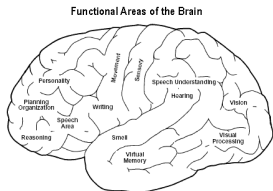


4 avril 2017

- ➊ Introduction à l'imagerie fonctionnelle par MEG et EEG
- ➋ Problème direct: des sources aux capteurs
 - La géométrie
 - Conduction volumique
 - Résolution du problème direct
- ➌ Reconstruction de sources corticales
 - Modèles de sources
 - Une unique solution ?
 - Régularisation
- ➍ Analyse de signaux neuroélectriques

Imagerie fonctionnelle par MEG et EEG

Régions cérébrales



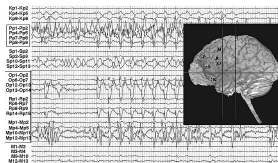
- organisation schématique
- variabilité des circonvolutions
- localisation fonctionnelle variable

Localisation de l'activité cérébrale:

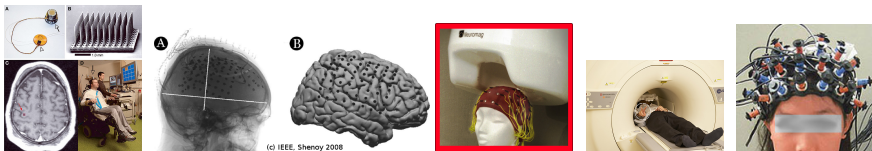
- invasif: stimulation, résection
- non-invasif: imagerie fonctionnelle

Exemple: exploration préchirurgicale en épilepsie

- Régions pathologiques (épileptogénique, irritative)
- Régions éloquentes (fonctions)



Dispositifs d'acquisition de signaux



Dispositif

Mesure neurophysiologique

Réseau de microélectrodes

champ électrique
→ activité axonale (neurones isolés)

Electrodes intracérébrales

potentiel électrique
→ activité axonale et postsynaptique (10^2 neurones)

Electrocorticographie

champ électrique
→ activité postsynaptique (10^3 neurones)

Electro-(Magneto)encéphalographie EEG

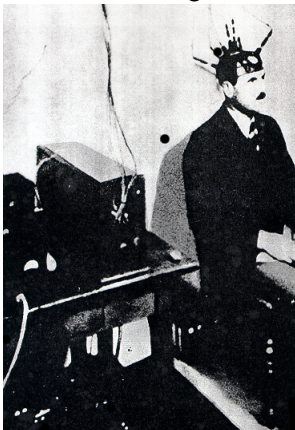
champ électro-magnétique
→ activité postsynaptique (10^4 neurones)

IRM fonctionnelle Spectroscopie proche infrarouge

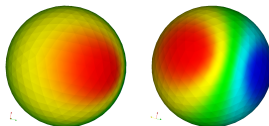
consommation locale d' O_2
→ métabolisme cérébral

Introduction

1924: Hans Berger mesure des variations de potentiel électrique sur le scalp.

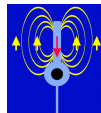


- naissance de l' **Electro-Encephalographie (EEG)**
- détection de plusieurs fréquences d'oscillations (alpha 10 Hz, beta 15 Hz)
- topographies sur le scalp proches de champs dipolaires

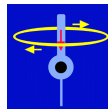


Champs électriques ou magnétiques

Un dipôle électrique génère à la fois
un champ **électrique** et un champ **magnétique**



champ
électrique



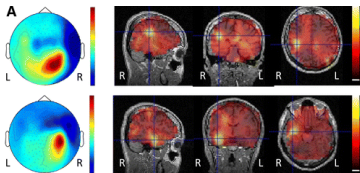
champ
magnétique

- 1963: Magnétocardiographie,
- 1972: **Magneto-Encéphalographie (MEG)**, mesurée par David Cohen, MIT,

détection d'ondes alpha, 40 ans après l'EEG.

Repose sur des "Superconductive QUantum Interference Device".

Avantage de la MEG sur l'EEG: plus focal spatialement



[Badier, Bartolomei et al, Brain Topography, 2015]

M/EEG pour analyser l'activité cérébrale

Points forts

- résolution temporelle
- non-invasivité

Difficultés

- localisation (problème inverse mal-posé)
 - modèles adaptés à chaque sujet
 - méthodes numériques sophistiquées
- traitement de signal (rapport signal à bruit très faible)

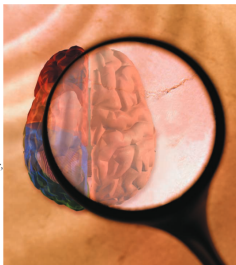


Electromagnetic Brain Mapping

*Sylvain Baillet, John C. Mosher,
and Richard M. Leahy*

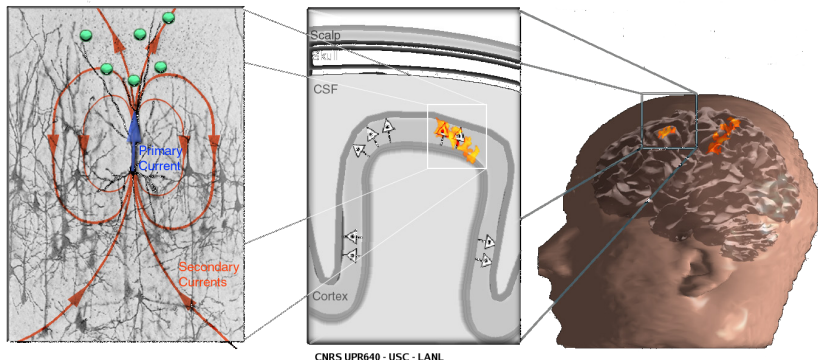
IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE

NOVEMBER 2001



- “Source reconstruction”
- “Source imaging”
- “Cortical source estimation”
- “Inverse solution”

Origine de l'activité mesurée en M/EEG



CNRS UPR640 - USC - LANL

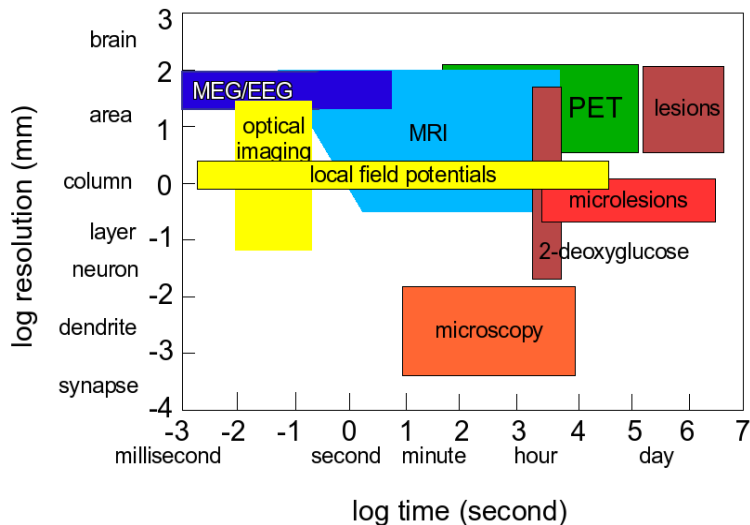
[Baillet et al., IEEE Signal Processing Mag, 2001]

Neurones pyramidaux
activité post-synaptique

Courants perpendiculaires
à la surface du cortex

Co-activation de neurones
dans une macrocolonne

Comparaison entre modalités



M/EEG pour diagnostic clinique et sciences cognitives

Diagnostic clinique

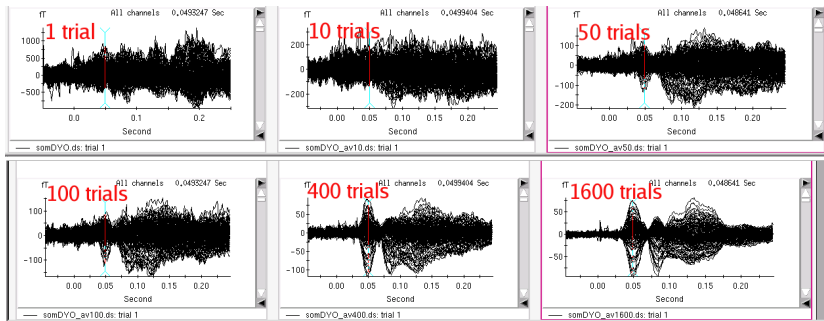
- acouphènes
- schizophrénie
- dystonie
- épilepsie
- localisation préchirurgicale
- maladie de Parkinson
- traumatismes crâniens
- ...

Sciences cognitives

- perception auditive
- perception visuelle
- musique et langage
- perception temporelle
- rivalité binoculaire
- motricité
- somesthésie
- mémoire
- émotions
- ...

Deux types d'activités

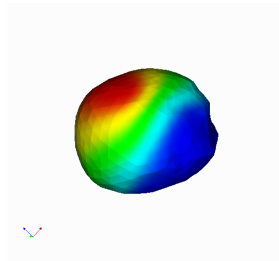
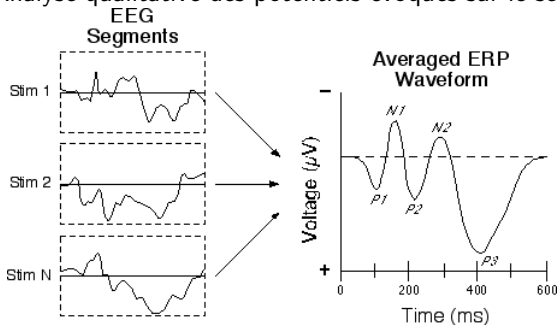
- Spontanée (artéfacts (clignements oculaires, activité musculaire), oscillations, pointes épileptiques)
- Evoquée (provoquée par un stimulus)



Moyenne à travers les essais - Effet du nombre d'essais

Localisation de sources en MEG/EEG

- Analyse qualitative des potentiels évoqués sur le scalp.

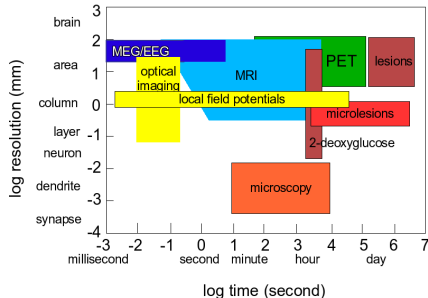


Analyse inter-sujets + inter-essais difficile par la variabilité.

- De l'activité corticale.
- De la géométrie corticale.
- Analyse quantitative par localisation de sources:
 - Localiser les sources d'activité électrique dans le cortex
 - Estimer les décours temporels associés, dans l'espace des sources
 - Evaluer la significativité statistique des résultats.

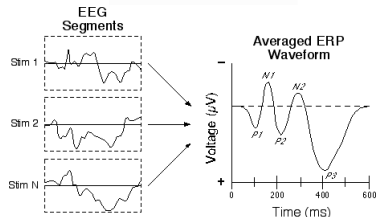
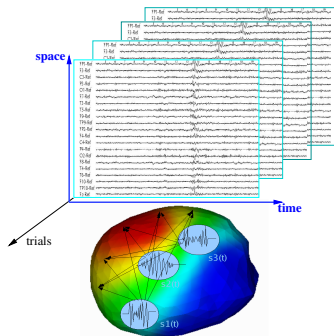
Imagerie fonctionnelle M/ EEG

En résumé:



non-invasive invasive

- Non-invasif
- Mesures passives
- Excellente résolution temporelle



Plan

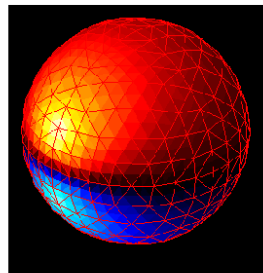
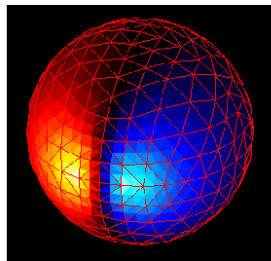
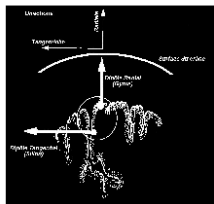
- ① Introduction à l'imagerie fonctionnelle par MEG et EEG
- ② **Problème direct: des sources aux capteurs**
 - La géométrie
 - Conduction volumique
 - Résolution du problème direct
- ③ Reconstruction de sources corticales
 - Modèles de sources
 - Une unique solution ?
 - Régularisation
- ④ Analyse de signaux neuroélectriques

Influence de l'orientation (géométrie sphérique)

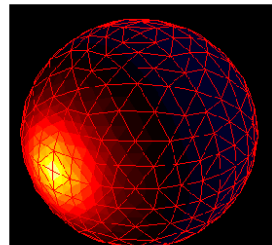
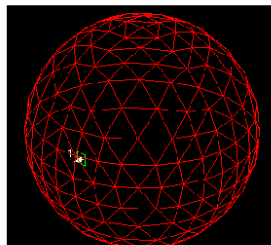
MEG

EEG

Dipôle tangentiel



Dipôle radial



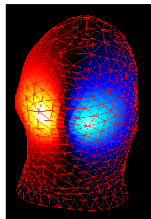
Influence de la profondeur (géométrie réaliste)

MEG

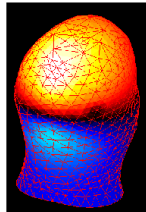
EEG

Superficielle

Cortex externe



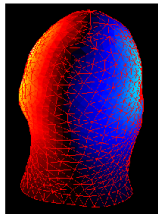
1



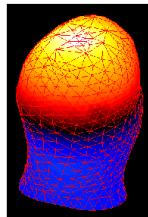
1

Profonde

Cortex interne



1/100



1/3

[S.Baillet]

La conduction volumique

Conduction électrique dépend des tissus: très faible pour le crâne.
Il en résulte une diffusion spatiale (lissage, ou flou)

- qui diffère selon les modalités d'enregistrement (EEG, MEG, ECoG)
- EEG le plus diffusé
- MEG: moins influencée par la faible conductivité du crâne
- ECoG: sous le crâne, beaucoup moins de diffusion.

Note: cette diffusion spatiale n'a pas que des inconvénients !

- un capteur EEG recueille l'activité d'une grande portion du cortex

Par contraste, des électrodes intracérébrales ne sont sensibles qu'aux régions à proximité.

La conduction volumique

Il faut modéliser la conduction volumique (problème direct) pour démêler les sources (problème inverse):



La conduction volumique

Il faut modéliser la conduction volumique (problème direct) pour démêler les sources (problème inverse):



Un filtrage spatial peut éliminer le flou, comme une correction de myopie

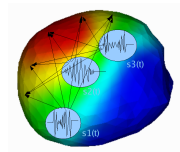
Conduction volumique

La conduction volumique crée un mélange spatial instantané

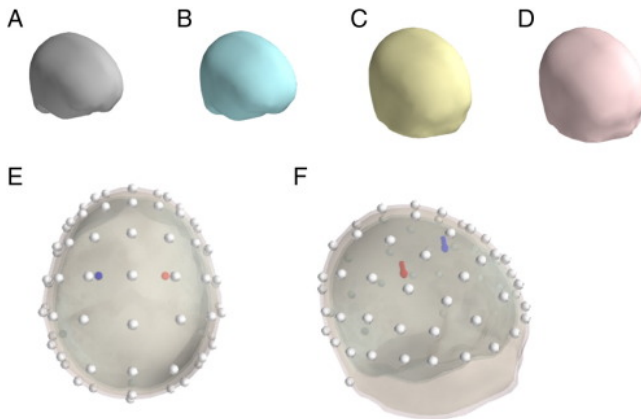
- aux fréquences de l'activité électrique cérébrale: Maxwell quasistatique
- pas de délai ni d'écho.

Pourtant ce mélange spatial cause aussi un mélange temporel de l'activité cérébrale

- effet sur les latences
- effet sur le spectre de fréquences (atténuation de hautes fréquences)



Conduction volumique: conséquences temporelles

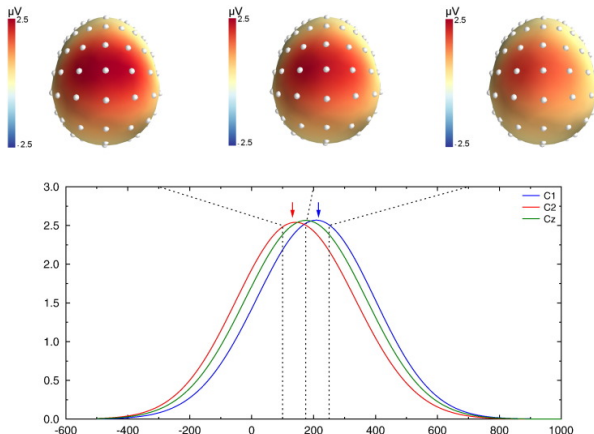


Source de droite (sous C2): pic d'amplitude à 100 ms

Source de gauche (sous C1): pic d'amplitude à 250 ms

[Burle, Spieser et al, int J Psychophysiol. 2015]

Conduction volumique: conséquences temporelles



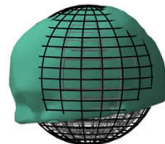
La conduction volumique a un effet sur les latences.

→ **la modéliser** pour pouvoir la corriger.

Problème direct: modèles de tête

- **le plus simple: sphères emboîtées**

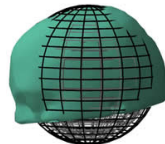
- ✓ pas de maillage requis
- ✓ solutions analytiques
- ✗ géométrie très simplifiée



Problème direct: modèles de tête

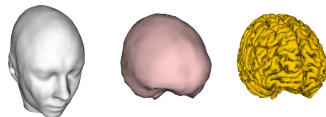
- **le plus simple: sphères emboîtées**

- ✓ pas de maillage requis
- ✓ solutions analytiques
- ✗ géométrie très simplifiée



- **intermédiaire: conductivité constante par région**

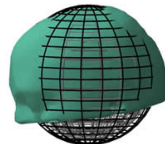
- ✓ maillages surfaciques uniquement
- ✓ **Éléments Finis frontière**
- ✗ conductivité très simplifiée (constante + isotrope)



Problème direct: modèles de tête

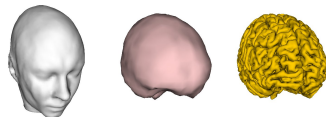
- **le plus simple: sphères emboîtées**

- ✓ pas de maillage requis
- ✓ solutions analytiques
- ✗ géométrie très simplifiée



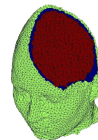
- **intermédiaire: conductivité constante par région**

- ✓ maillages surfaciques uniquement
- ✓ Éléments Finis frontière
- ✗ conductivité très simplifiée (constante + isotrope)



- **le plus complexe: conductivité arbitraire**

- ✓ conductivité non contrainte,
(anisotrope: champ de tenseurs)
- ✓ Éléments finis volumiques,
- ✗ maillages très lourds et complexes



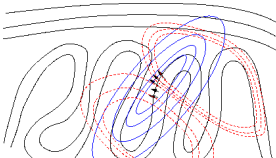
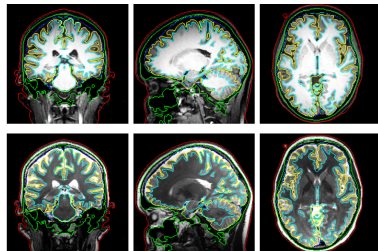
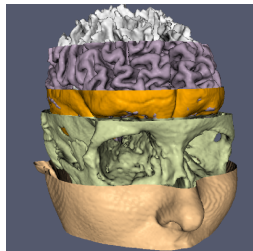
Adaptation de modèle

- Adapter au patient:

- circonvolutions corticales
- conductivité des milieux
- géométrie des milieux

- Adapter à la session:

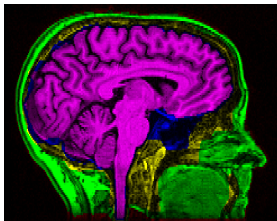
- positions de capteurs



Prendre en compte ces spécificités dans le problème *direct* afin de mieux résoudre le (problème *inverse*) d'estimation d'activité

PROBLÈME DIRECT APPROCHÉ PAR ÉLÉMENTS FINIS

Simplicité géométrique: éléments finis surfaciques
 Elaborée avec Toufic Abboud, numéricien du CMAP-X



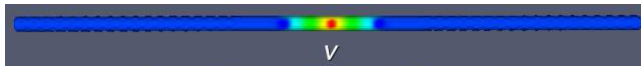
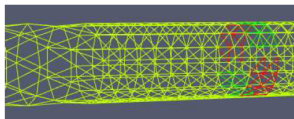
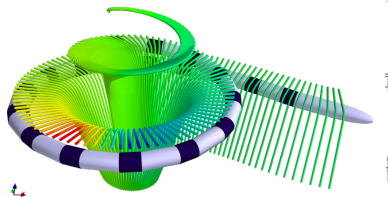
$$\begin{array}{c} \updownarrow \\ nH \end{array} \begin{bmatrix} (\sigma_1 + \sigma_2)N_{11} & -2D_{11}^* & -\sigma_2 N_{12} & D_{12}^* & & & \\ -2D_{11} & (\sigma_1^{-1} + \sigma_2^{-1})S_{11} & D_{12} & -\sigma_2^{-1}S_{12} & & & \\ -\sigma_2 N_{21} & D_{21}^* & (\sigma_2 + \sigma_3)N_{22} & -2D_{22}^* & -\sigma_3 N_{23} & D_{23}^* & \\ D_{21} & -\sigma_2^{-1}S_{21} & -2D_{22} & (\sigma_2^{-1} + \sigma_3^{-1})S_{22} & D_{23} & -\sigma_3^{-1}S_{23} & \\ & & -\sigma_3 N_{32} & D_{32}^* & (\sigma_3 + \sigma_4)N_{33} & -2D_{33}^* & \dots \\ & & D_{32} & -\sigma_3^{-1}S_{32} & -2D_{33} & (\sigma_3^{-1} + \sigma_4^{-1})S_{33} & \dots \\ & & & & \vdots & \vdots & \ddots \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_1 \\ p_1 \\ v_2 \\ p_2 \\ v_3 \\ p_3 \\ \vdots \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_1^{-1}N_{1sources} \\ D_{1sources} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \end{bmatrix} \cdot s$$

$\longleftrightarrow$ $nv1$ $\longleftrightarrow$ $nf1$ $\longleftrightarrow$ $nv2$ $\longleftrightarrow$ $nf2$ $\longleftrightarrow$ $nv3$ $\longleftrightarrow$ $nf3$ $\longleftrightarrow$ nvS

Logiciel opensource OpenMEEG

[Gramfort, Papadopoulos, Olivi, Clerc, 2010]

- EEG et MEG
- Tomographie par impédance électrique
- ElectroCorticographie
- Stimulation électrique fonctionnelle
- Implants Cochléaires



En pratique: outils pour le problème direct

Segmentation d'IRM, extraction de surfaces

FreeSurfer	C++	http://surfer.nmr.mgh.harvard.edu/
------------	-----	---

Traitement de maillages

CGAL	C++	http://www.cgal.org/
------	-----	---

Calcul du problème direct

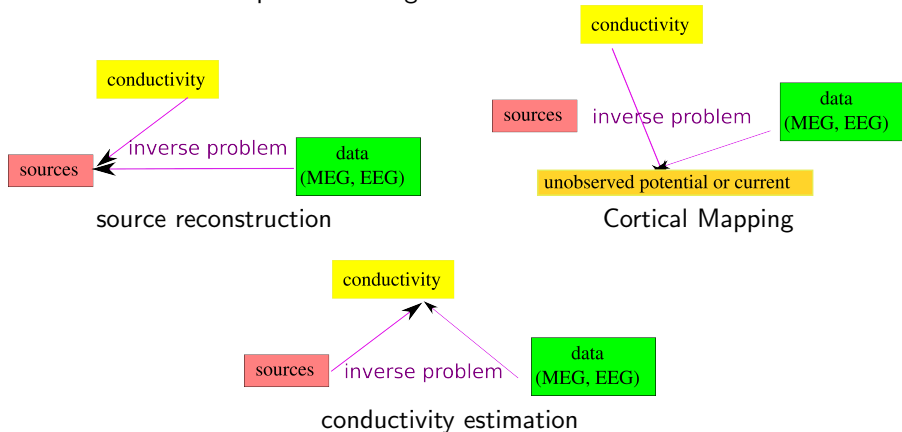
(OpenMEEG	C++	http://openmeeeg.github.io/)
BrainStorm	matlab	http://neuroimage.usc.edu/brainstorm/
FieldTrip	matlab	http://www.fieldtriptoolbox.org/
MNE	C++ ou python	https://www.martinos.org/mne/

Plan

- ① Introduction à l'imagerie fonctionnelle par MEG et EEG
- ② Problème direct: des sources aux capteurs
 - La géométrie
 - Conduction volumique
 - Résolution du problème direct
- ③ **Reconstruction de sources corticales**
 - **Modèles de sources**
 - **Une unique solution ?**
 - **Régularisation**
- ④ Analyse de signaux neuroélectriques

Inverse Problems

Use measurements and prior knowledge to recover hidden information:



SOURCES: ISOLÉES OU DISTRIBUÉES

Sources distribuées

le long d'une surface S
avec densité de courant $\mathbf{q}(\mathbf{r})$:

$$\mathbf{J}^p(\mathbf{r}) = \mathbf{q}(\mathbf{r}) \mathbf{n}(\mathbf{r}) \delta_S$$

($\mathbf{n}(\mathbf{r})$ vecteur normal à S)

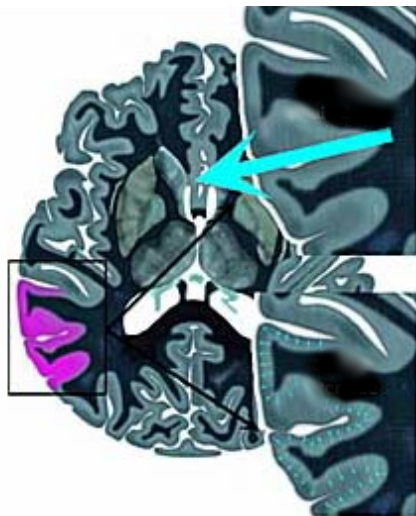
Sources dipolaires isolées

à la position $\mathbf{p}$
de moment dipolaire $\mathbf{q}$:

$$\mathbf{J}^p = \mathbf{q} \delta_{\mathbf{p}}$$

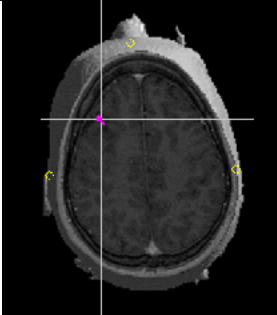
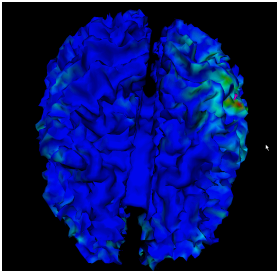
Et par combinaison linéaire

$$\mathbf{J}^p = \sum_{i=1}^n \mathbf{q}_i \delta_{\mathbf{p}_i}$$



Source reconstruction

Two types of source models considered:

isolated	distributed
 unknowns $\ll$ measurements sensitivity to model order	 unknowns $\gg$ measurements indeterminacy regularization necessary

Uniqueness of reconstruction: proven for each model.

Ill-posedness, due to instability.

Uniqueness problem

Is it possible to determine $\mathbf{J}^p$ by measuring
 $(V, \partial_n V)$ on the scalp ?
or the magnetic field $\mathbf{B}$ on magnetometers ?

Uniqueness problem

Is it possible to determine $\mathbf{J}^p$ by measuring
 $(V, \partial_n V)$ on the scalp ?
 or the magnetic field $\mathbf{B}$ on magnetometers ?

"Silent sources" (Helmholtz, 1853):

- spherically symmetric conductor + radial dipole,

$$\mathbf{B} = 0 \quad \text{but} \quad V \neq 0$$

- current loop $\nabla \cdot \mathbf{J}^p = 0$,

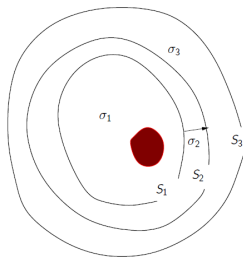
$$V = 0 \quad \text{but} \quad \mathbf{B} \neq 0$$

- $\mathbf{J}^p$ distributed $\perp$ to S , with constant magnitude,

$$V = 0, \quad \mathbf{B} = 0$$

Uniqueness results for EEG

if V perfectly measured on the scalp:



- Nested volume model, with homog. conductivities σ_i
- On S_N : $\sigma \partial_n V = 0$.
- By linearity: uniqueness proved by proving that if $V = 0$ on scalp, then $\mathbf{J}^p = 0$.

In each volume with no sources, $\nabla \cdot \sigma_i \nabla V = \sigma_i \Delta V = 0$.

Continuity across S_i : $\sigma_i (\partial_n V)^- = \sigma_{i+1} (\partial_n V)^+$.

Holmgren theorem: unique continuation of harmonic potential whose Cauchy data (Neumann and Dirichlet b.c.) are known on a dense portion of boundary

Iteratively apply Holmgren:

$V = 0$ in each volume, up to innermost surface containing sources.

Uniqueness results

- Distributed source model

$$\mathbf{J}^p(\mathbf{r}) = q(\mathbf{r}) \mathbf{n}(\mathbf{r}) \delta_S(\mathbf{r}) \text{ with } \mathbf{n}(\mathbf{r}) \perp S \text{ at position } \mathbf{r}$$

- Assumption $S \subset \Omega_1$ with constant conductivity
- Result $q(\mathbf{r})$ can be determined up to a constant.

(classical elliptical operator theory)

- Isolated dipole model
moments and positions of the sources uniquely determined
[El Badia - Ha Duong 2000]

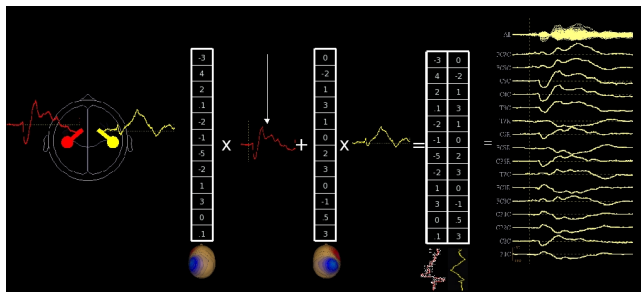
In spite of uniqueness, the inverse problem remains ill-posed (instability).

From forward to inverse problem: the gain matrix

Measurements $\mathbf{M}$ resulting from two sources:

- source $s_1(t)$ at position $\mathbf{x}_1$, orientation $\vec{q}_1$
- source $s_2(t)$ at position $\mathbf{x}_2$, orientation $\vec{q}_2$

$$\mathbf{M}(t) = \begin{bmatrix} G_1(x_1, \vec{q}_1) \\ \vdots \\ G_m(x_1, \vec{q}_1) \end{bmatrix} \times s_1(t) + \begin{bmatrix} G_1(x_2, \vec{q}_2) \\ \vdots \\ G_m(x_2, \vec{q}_2) \end{bmatrix} \times s_2(t)$$



source: S. Baillet, Master MVA

From forward to inverse problem: the gain matrix

For n time samples $t_1 \dots t_n$,

$$\mathbf{M} = \mathbf{G} \mathbf{S}$$

where $\mathbf{S}$ contains the source amplitudes

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} s_1(t_1) & \dots & s_1(t_n) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ s_N(t_1) & \dots & s_N(t_n) \end{bmatrix}$$

GAIN MATRIX

Gain matrix $\mathbf{G}$ computed via the Forward Problem, provides a **linear relationship** between source amplitudes and sensor data.

Source reconstruction: estimate **S** from **M**

Measurements on m EEG and/or MEG sensors.

The forward problem of volume conduction provides **G**:
a linear relationship between sources and sensor data:

$$\begin{array}{c} \begin{bmatrix} M_1(t) \\ \vdots \\ M_m(t) \end{bmatrix} \\ m \times n \\ \mathbf{M} \end{array} = \begin{array}{c} \begin{bmatrix} G_1(x_1, \vec{q}_1) & \dots & G_1(x_p, \vec{q}_p) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ G_m(x_1, \vec{q}_1) & \dots & G_m(x_p, \vec{q}_p) \end{bmatrix} \\ m \times p \\ \mathbf{G} \text{ gain matrix} \end{array} \begin{array}{c} \begin{bmatrix} s_1(t) \\ \vdots \\ s_p(t) \end{bmatrix} \\ p \times n \\ \mathbf{S} \end{array} + \mathbf{N}$$

$$\mathbf{M} = \mathbf{GS} + \mathbf{N}$$

p sources $\gg m$ sensors

Regularized source reconstruction

Find sources **S** minimizing $\|\mathbf{M} - \mathbf{GS}\|^2 + \lambda R(\mathbf{S})$
with $R(\mathbf{S})$: regularization.

Regularized Source Reconstruction

Finding $\mathbf{S}$ that minimizes

$$C(\mathbf{S}) = \|\mathbf{M} - \mathbf{G}\mathbf{S}\|^2 + \lambda R(\mathbf{S})$$

Many options for regularization $R(\mathbf{S})$.

L^2 regularization:

$$R(\mathbf{S}) = \text{Tr}(\mathbf{S}^T \mathbf{S})$$

Minimum Norm solution $\mathbf{S}$

$$\mathbf{S} = \mathbf{G}^T (\mathbf{G}\mathbf{G}^T + \lambda \mathbf{I})^{-1} \mathbf{M}$$

Can be seen as a spatial filter applied to the measurements.

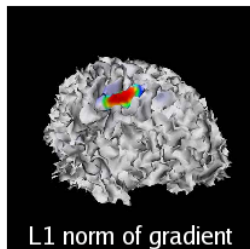
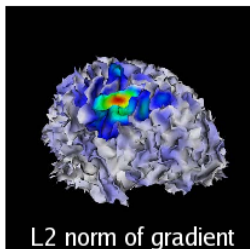
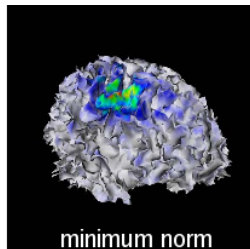
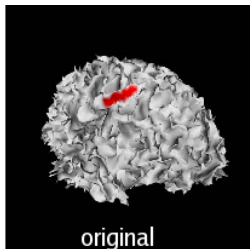
[Adde Clerc Keriven 2005]

Choice of λ

see e.g. [Hincapié, Kujala, Mattout et al 2016]

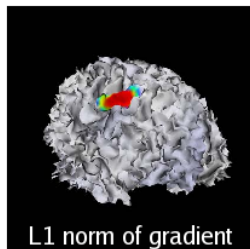
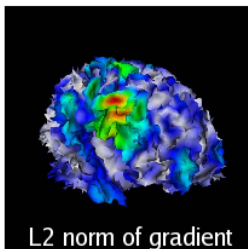
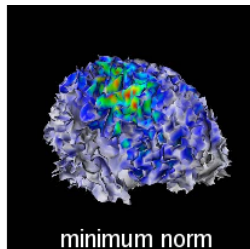
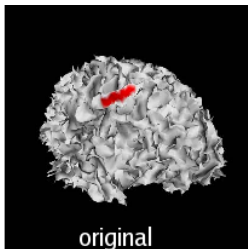
Influence de la régularisation sur la reconstruction

MEG simulée,
sans bruit



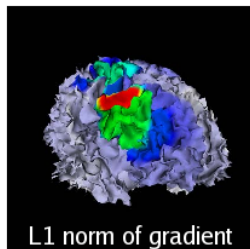
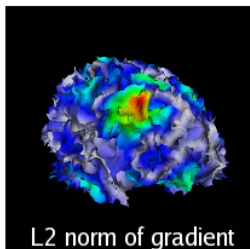
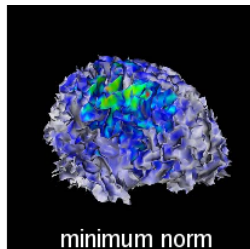
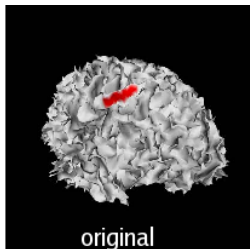
Influence de la régularisation sur la reconstruction

MEG simulée,
bruit additif
10%



RÉGULARISATION DU PROBLÈME INVERSE

EEG simulée,
bruit additif
10%

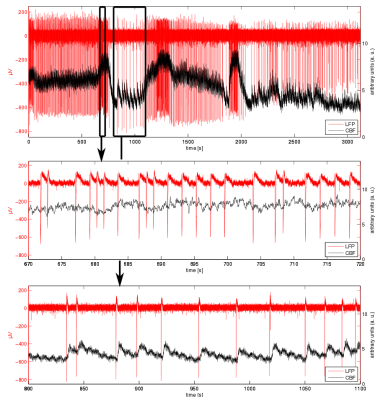


En pratique: outils pour le problème inverse

	Dipôles isolés	Sources distribuées	Beamforming
FindSources3D http://www-sop.inria.fr/apics/FindSources3D	✓		
BESA http://besa.de	✓		
MNE https://www.martinos.org/mne/		✓	
FieldTrip http://www.fieldtriptoolbox.org/	✓	✓	✓

Plan

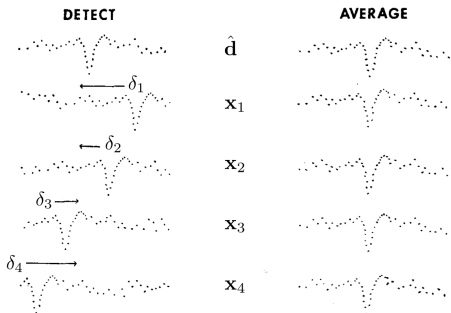
- 1 Introduction à l'imagerie fonctionnelle par MEG et EEG
- 2 Problème direct: des sources aux capteurs
- 3 Reconstruction de sources corticales
- 4 **Analyse de signaux neuroélectriques**



Latency (jitter) compensation

Low SNR $\rightarrow$ use of multitrial data

Woody's method (1967)



$$\mathbf{x}_m = \mathbf{d}(\cdot - \delta_m) + \varepsilon_m$$

$\mathbf{x}_m$ trial, epoch (or channel)

$\mathbf{d}$ signal of interest

δ_m latency

ε_m noise

Drawback: only one constant signal component

Linear Decompositions

$$\mathbf{x}_m = \sum_k a_{km} \mathbf{d}_k + \varepsilon_m$$

Principal Components Analysis (PCA):

- Maximizes variance
- Orthogonality between components

Independent Components Analysis (ICA):

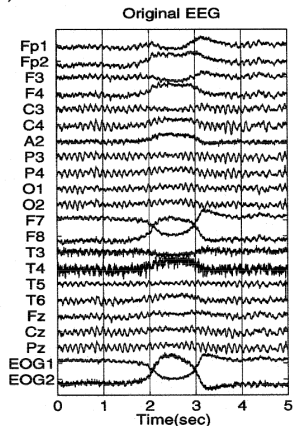
- Statistical independence between components

Dictionary Learning:

- Sparsity of components

Drawback: no explicit modeling of temporal variability

(A)

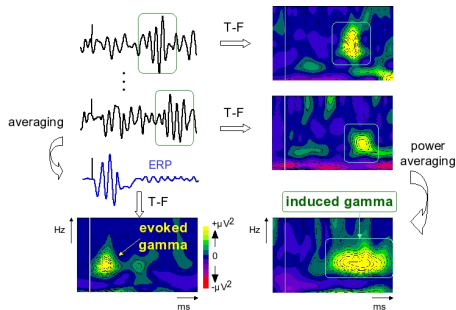


[Jung et al 2000]

Time-Frequency analysis

- Representations in short-time Fourier or wavelet bases
- Time-frequency: meaningful
- Complex coeffs: phase / amplitude separation

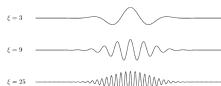
Drawback: smearing of activity due to latency jitter



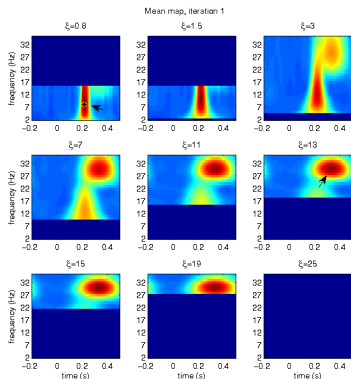
Bertrand et al. 1996

Average map vs. vote map

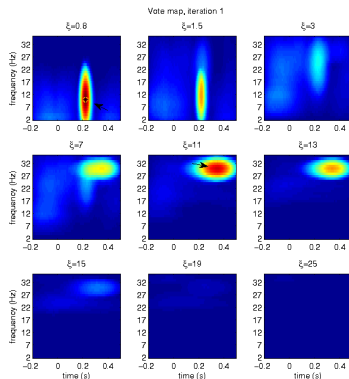
Dictionary with 3 parameters:
time - frequency - number of oscillations
 ξ



Ground truth: $(u, f, \xi) = (200\text{ms}, 10\text{ Hz}, 1)$ and $(250\text{ ms}, 30\text{ Hz}, 11)$



"Average energy" map
Global max at $\xi = 13$.



Global max at $\xi = 11$: **Consensus Atom**

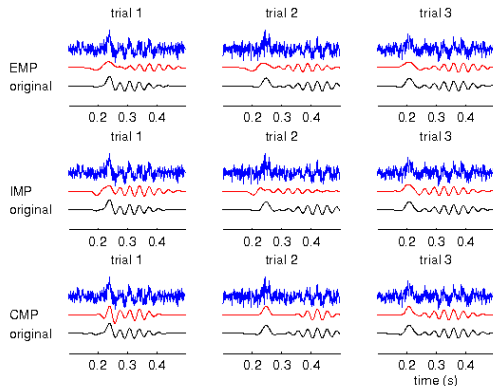
Consensus Matching Pursuit (CMP)

$$\mathbf{x}_m = \sum_k a_{km} \mathbf{d}_{km} + \varepsilon_m$$

At iteration k
for each trial m
find d_{km}

- local maximum of t-f- ξ map
- closest to Consensus Atom

Drawback: atoms not
physiologically realistic

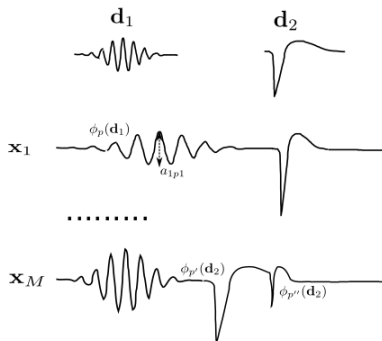


[Béнар, Papadopoulos, Torr sani, Clerc, 2009]

Towards physiologically realistic atoms

Discrete set of deformations: ϕ_p
including combinations of:

- translations
- dilations ...



Goal: learn the templates $\mathbf{d}_k$ and which of their deformations are active
→ Adaptive Waveform Learning

$$\min_{\mathbf{a}_{kpm}, \mathbf{d}_k} \sum_{m=1}^M \left(\left\| \mathbf{x}_m - \sum_{k=1}^K \sum_{p=-P}^P \mathbf{a}_{kpm} \phi_p(\mathbf{d}_k) \right\|_2^2 + \lambda \sum_{k=1}^K \sum_{p=-P}^P |\mathbf{a}_{kpm}| \right)$$

[Hitziger et al, Int Conf Learning Repr 2013]

Adaptive Waveform Learning

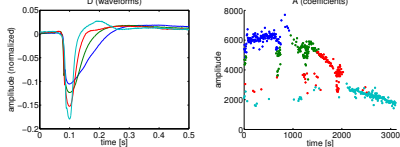
$$\mathbf{D} = \underset{\mathbf{D}}{\operatorname{argmin}} \min_{\{\mathbf{a}_m\}} \sum_{m=1}^M \left(\frac{1}{2} \|\mathbf{x}_m - \mathbf{D}\mathbf{a}_m\|_2^2 + \lambda \|\mathbf{a}_m\|_1 \right)$$

Dictionary $\mathbf{D}$:
 templates with all their deformations
 Coefficients $\mathbf{a}_m$: atom selection

Schematic DL Algorithm: Alternate Minimization

INPUT: -signal matrix $\mathbf{X}$ and
 -initial dictionary $\mathbf{D}$ or -initial coefficients $\mathbf{A}$

loop...

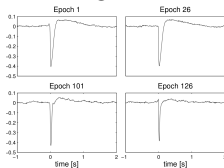


update
 ...until
 convergence

OUTPUT: learned dictionary $\mathbf{D}$ and coefficients $\mathbf{A}$

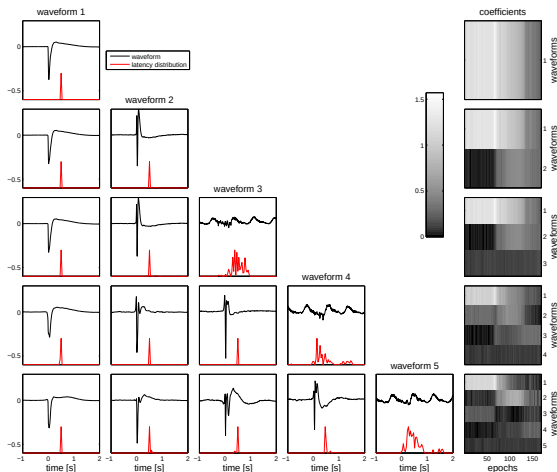
Adaptive Waveform Learning (AWL): epoched

Manual epoching of
169 isolated spikes
in a Local Field
Potential
recording



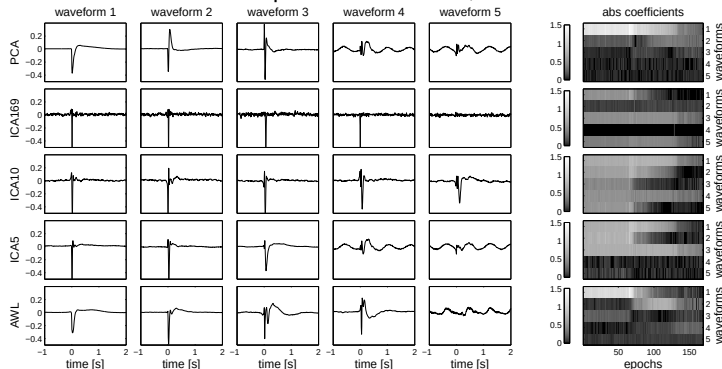
Hierarchical AWL
Results:

- *Oscillatory component*
- *Energy profile of coefficients*



Adaptive Waveform Learning (AWL): epoched

Comparison with PCA, ICA



- PCA/ICA: *sinusoidal* oscillatory component, separation not proper
- PCA: first component overly dominant

En pratique: des outils pour l'analyse de signaux

	Prétraitements	Temps-Fréquence	ICA	Stats
Brainstorm http://neuroimage.usc.edu/brainstorm	✓	✓		
EEGlab https://scn.ucsd.edu/eeglab/	✓	✓	✓	
MNE https://www.martinos.org/mne	✓			
Fieldtrip http://www.fieldtriptoolbox.org/	✓	✓		✓
Anywave http://meg.univ-amu.fr/wiki/AnyWave	✓		✓	✓