



# Analyse des enregistrements de magnéto-encéphalographie pour la localisation des pointes inter-critiques chez les patients épileptiques.

**C. Delpuech**<sup>1,3</sup>, P. Calvat<sup>2</sup>, Y. Cardenas<sup>2</sup>, R. Bouet<sup>3</sup>, S. Daligault<sup>1</sup> & J. Jung<sup>4</sup>  
<sup>1</sup>CERMEP – Imagerie du vivant, <sup>2</sup>IN2P3, <sup>3</sup>INSERM CRNL/U1028, <sup>4</sup>Hospice Civils de Lyon

Journée des expériences du 17 janvier 2012

## Sommaire

- L'épilepsie et ses manifestations
- Les outils de diagnostique
- Les différentes thérapies
- Intérêt de la localisation des foyers intercritiques
- localisation à partir du signal électrique
- mesures en MEG
- analyse par beamformer
- enregistrement diagnostique actuel
- modélisation dipolaire et GOF
- calcul // et réduction du temps d'analyse

## *Qu'est-ce que l'épilepsie ?*

- **L'épilepsie est une affection d'origine neurologique.** C'est une maladie cérébrale chronique, qui se manifeste par la répétition de crises épileptiques ou crises comitiales, nécessitant la prise régulière et plus ou moins prolongée d'un traitement•

**Les crises sont le résultat d'un fonctionnement anormal des neurones.** Elles sont la réaction immédiate à une « agression cérébrale ». Dans ce cas, ces crises restent, la plupart du temps, uniques. Mais, si ce dysfonctionnement est acquis et/ou transmis génétiquement, l'épilepsie est une maladie, dont la crise est une manifestation pathologique.

- **Les nouvelles techniques de l'imagerie médicale** permettent de mieux comprendre les mécanismes de la maladie et les traitements gagnent en efficacité.



## Quelle en est la cause ?

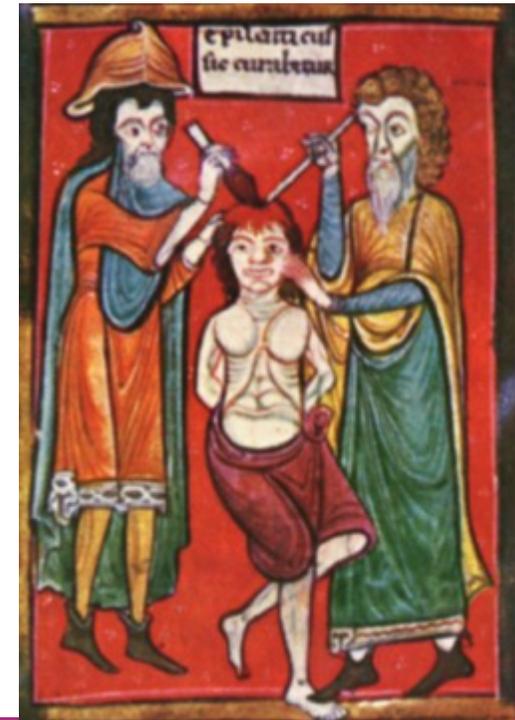
**La crise d'épilepsie est un symptôme** lié à une activation électrique anormale et anarchique d'un groupe ou de l'ensemble des neurones.

C'est la **répétition** des crises qui définit la **maladie épileptique**.

Parmi les principales étiologies, on retrouve:

- les facteurs génétiques et néo-nataux,
- les maladies infectieuses (méningites, encéphalites),
- les facteurs toxiques, les traumatismes cérébraux,
- les troubles circulatoires,
- les maladies métaboliques ou nutritionnelles,
- ou encore les tumeurs cérébrales.

St Valentin -> patron des épileptiques  
pèlerinage Rome, Terni, Ruffec, Popel, Passau..



## Trois types à distinguer

- les épilepsies **idiopathiques** qui concernent des sujets sans lésion cérébrale décelable et ont un caractère génétique,
- les épilepsies **symptomatiques** qui sont liées à des lésions cérébrales évolutives ou pas, à des anomalies métaboliques,
- Les épilepsies **cryptogénétiques** présumées symptomatiques, mais dont la cause est inconnue.

## Deux grands types de manifestations des crises 1

**Les crises généralisées d'emblée** durant lesquelles la décharge paroxystique EEG touche l'ensemble du cerveau. Les manifestations cliniques sont immédiatement bilatérales et symétriques.

- **La crise « tonico-clonique »**, la plus spectaculaire et la moins fréquente : le malade perd conscience, s'effondre et est pris de convulsions. Puis la conscience revient petit à petit avec un état de confusion post-critique.
- **L' « absence »**, quant à elle, peut se manifester uniquement par une suspension de conscience et d'activité plus ou moins longue, sans chute ni mouvements anormaux.
- **La crise tonique, la crise myoclonique, la crise atonique.**

## Deux grands types de manifestations des crises 2

**Les crises partielles** durant lesquelles la décharge paroxystique intéresse initialement un secteur limité du cortex cérébral. Selon la région mise en jeu, les manifestations sont très variées :

- élévation d'un bras,
- rotation de la tête,
- troubles auditifs,
- sensoriels,
- visuels,
- de la mémoire ...

La décharge peut rester localisée ou s'étendre à d'autres structures, entraînant l'apparition de nouveaux signes cliniques.

La crise peut devenir secondairement généralisée lorsque la décharge envahit l'ensemble du cortex cérébral

## Epileptiques célèbres



Vincent van Gogh  
peintre néerlandais



Paul de Tarse  
Apôtre



Pie IX  
Pape



Alexandre le Grand  
conquérant de la Perse



Charles V.  
empereur habsbourgeois



G. Jules César  
homme d'état romain



Héraclès  
héros grec



Louis II  
Comte de Wurtemberg



Hermann von Helmholtz  
physicien allemand



Rudi Dutschke  
leader des étudiants allemand



Gustave Flaubert  
écrivain français



Napoléon Bonaparte  
empereur français



Alfred Nobel  
chimiste suédois



Jeanne d'Arc  
sainte française



Wladimir Iljitsch Lénine  
révolutionnaire russe



F.M. Dostoïewski  
écrivain russe



Charles d'Autriche  
chef d'armée habsbourgeois



Lord Byron  
poète anglais



Molière  
dramaturge français



Socrate  
philosophe grec

## Cheminement diagnostique

- Interrogatoire clinique -> manifestations, fréquence...
- EEG simple
- Vidéo EEG (HR) -> crises
- IRM anatomique -> anomalies, dysplasies, lésions...
- TEP avec <sup>18</sup>fluorodésoxyglucose (<sup>18</sup>FDG) -> hypométabolisme
- MEG -> pointes inter-critiques
- SEEG -> crises & pointes
- exérèse

## Traitement

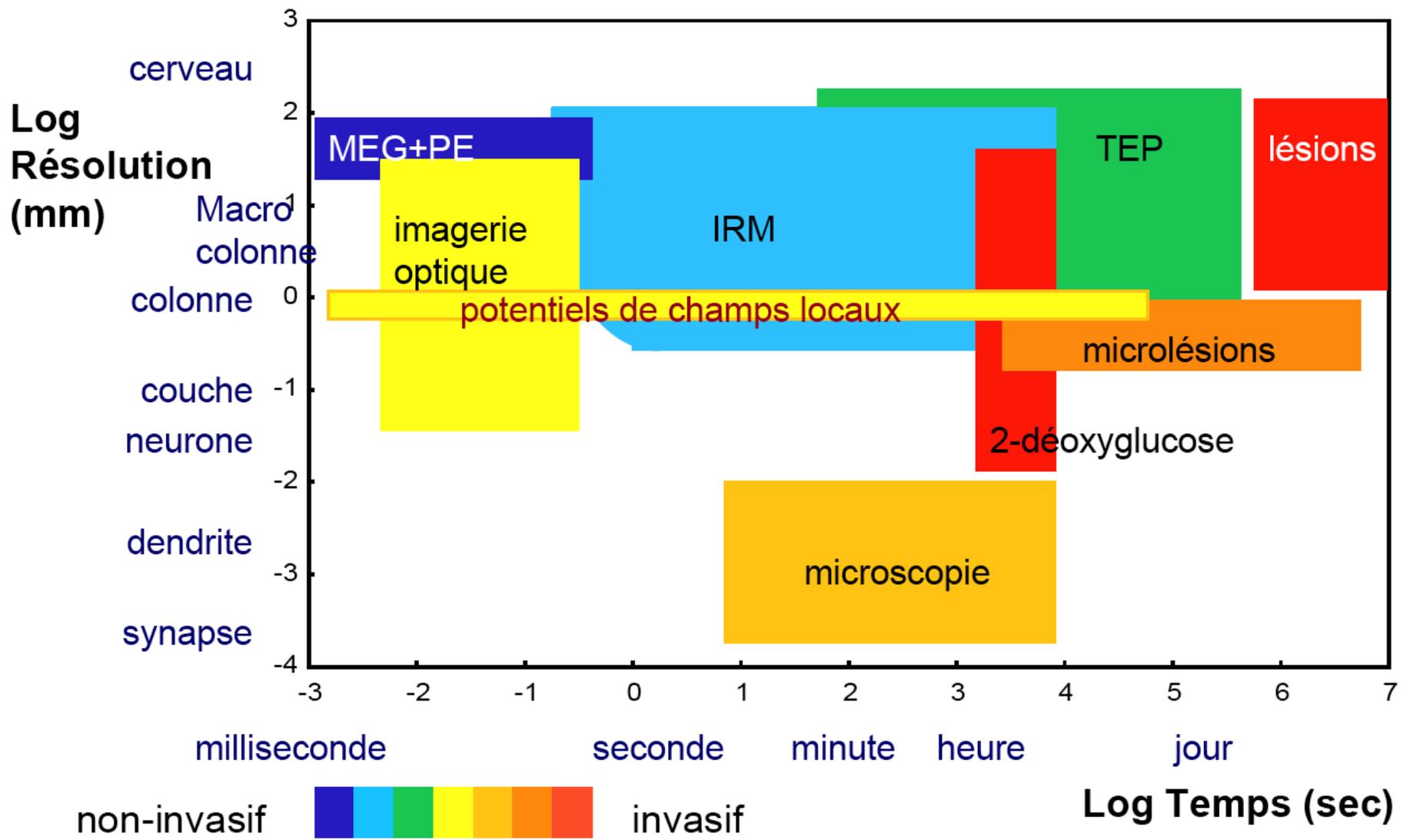
**Table 1**

Mechanistic categorization of current antiepileptic drugs based on foremost targets at therapeutic concentrations.

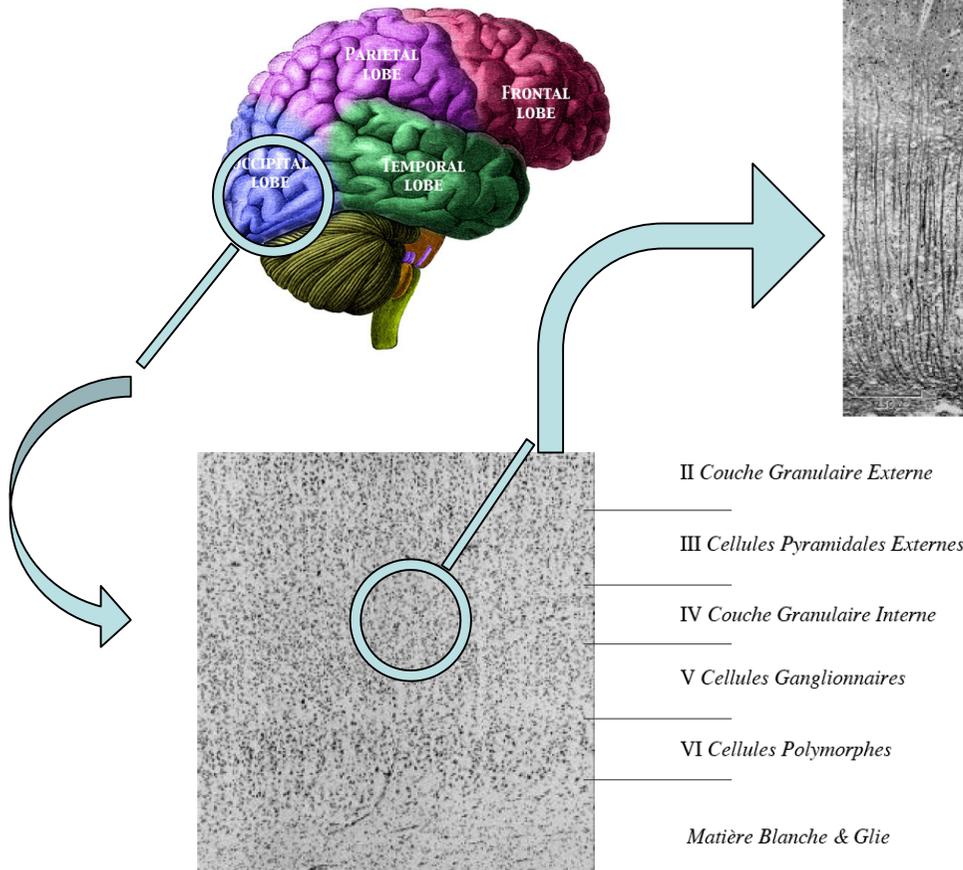
Target and mechanism	Antiepileptic drug
Sodium channel actions	
Blockade by stabilizing fast-inactivated state	Phenytoin, carbamazepine, lamotrigine, oxcarbazepine, rufinamide, eslicarbazepine acetate
Blockade by stabilizing slow-inactivated state	Lacosamide
Calcium channel actions	
Blockade of high voltage-activated channel (P/Q type)	Gabapentin, pregabalin
Blockade of low voltage-activated channel (T type)	Ethosuximide
GABA-related actions	
Activation of GABA <sub>A</sub> receptor	Phenobarbital, benzodiazepines
Blockade of GABA transporter (GAT1 <sup>a</sup> selective)	Tiagabine
Inhibition of GABA transaminase	Vigabatrin
SV2A actions	
Modulation of SV2A	Levetiracetam
Multiple actions	
Various actions on multiple targets	Valproic acid, felbamate, topiramate, zonisamide
Potassium channel activity	
Opens Kv7 potassium channels	Retigabine/ezogabine

<sup>a</sup> GAT1, GABA transporter 1; SV2A, synaptic vesicle protein 2A.

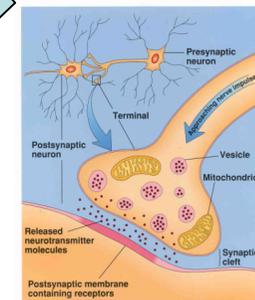
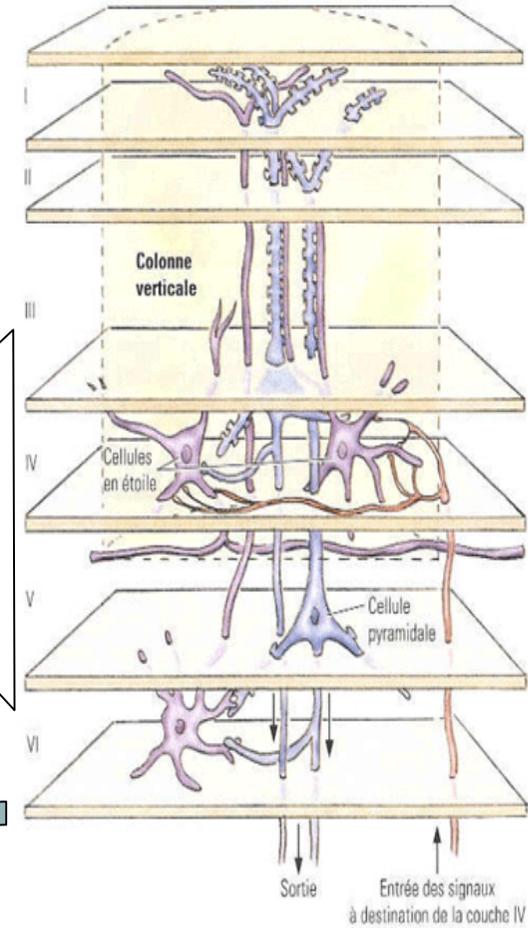
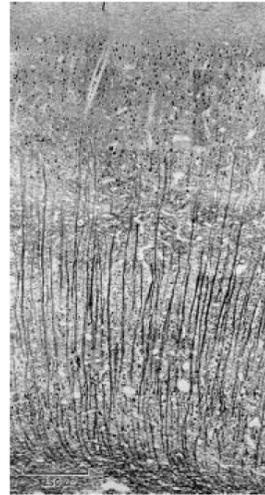
From Brodie & coll  
Epilepsy & Behavior  
2011



10 milliards de neurones  
1 neurones -> 50 dendrites  
Interconnexion avec environ 4000 autres neurones



Coupe de cortex humain à proximité de la scissure calcarine  
Sholl & Levis 1956

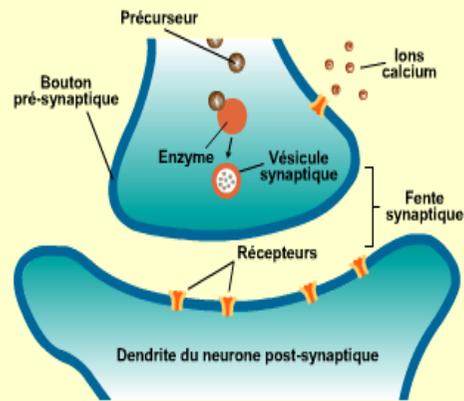


Synapse

Neuro-transmetteurs

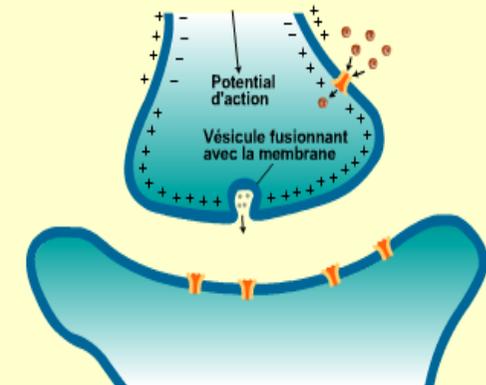
## Le neurone: les synapses

1. L'activité d'un enzyme transforme des précurseurs en neurotransmetteurs. Ceux-ci sont stockés dans des vésicules synaptiques qui s'accumulent dans le bouton terminal de l'axone.



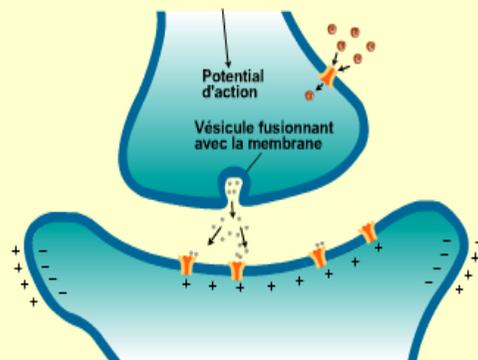
Étapes : 1 - 2 - 3 - 4

2. L'influx nerveux qui atteint le bouton terminal de l'axone provoque l'ouverture de canaux calcique sensibles au voltage. L'entrée de calcium amène les vésicules synaptiques à fusionner avec la membrane, libérant ainsi les neurotransmetteurs dans la fente synaptique.



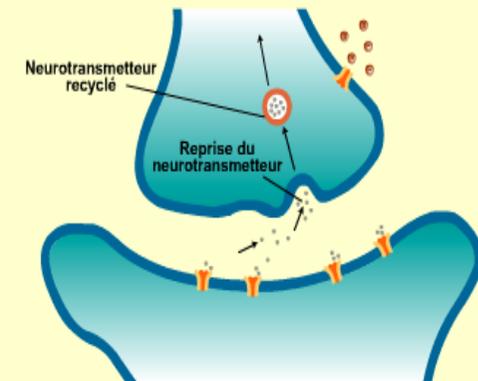
Étapes : 1 - 2 - 3 - 4

3. Ceux-ci vont se fixer à des récepteurs membranaires post-synaptiques. L'activation de ces récepteurs amènera l'ouverture de canaux ioniques qui permettront à certains ions spécifiques de traverser cette membrane post-synaptique. Résultat : le potentiel de membrane de ce neurone est modifié en potentiel synaptique, inhibiteur ou exciteur selon le type d'ion impliqué.



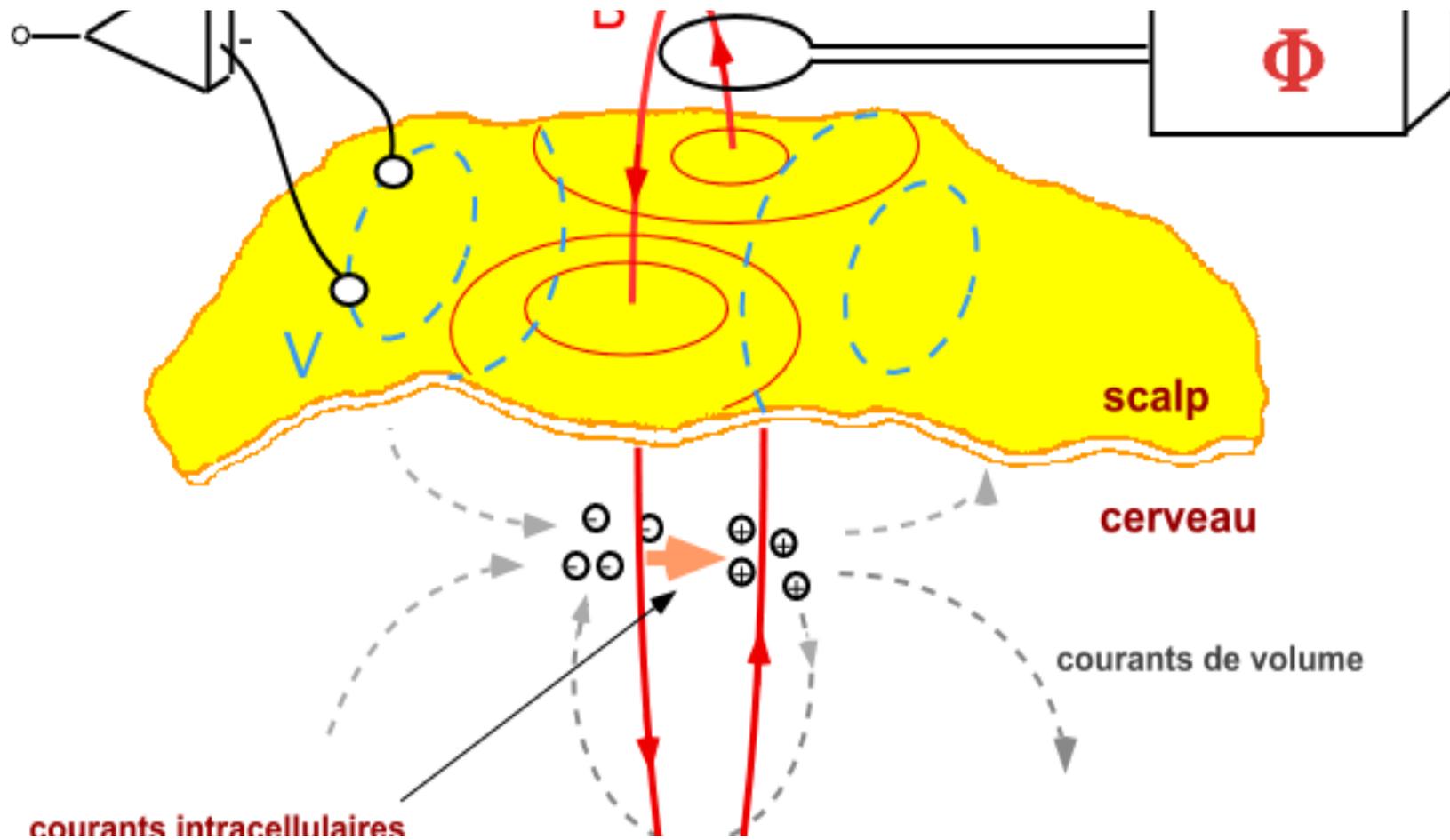
Étapes : 1 - 2 - 3 - 4

4. Les neurotransmetteurs brisent leur lien avec les récepteurs et retournent dans la fente synaptique où ils sont détruits ou captés par le neurone pré-synaptique pour être recyclés.

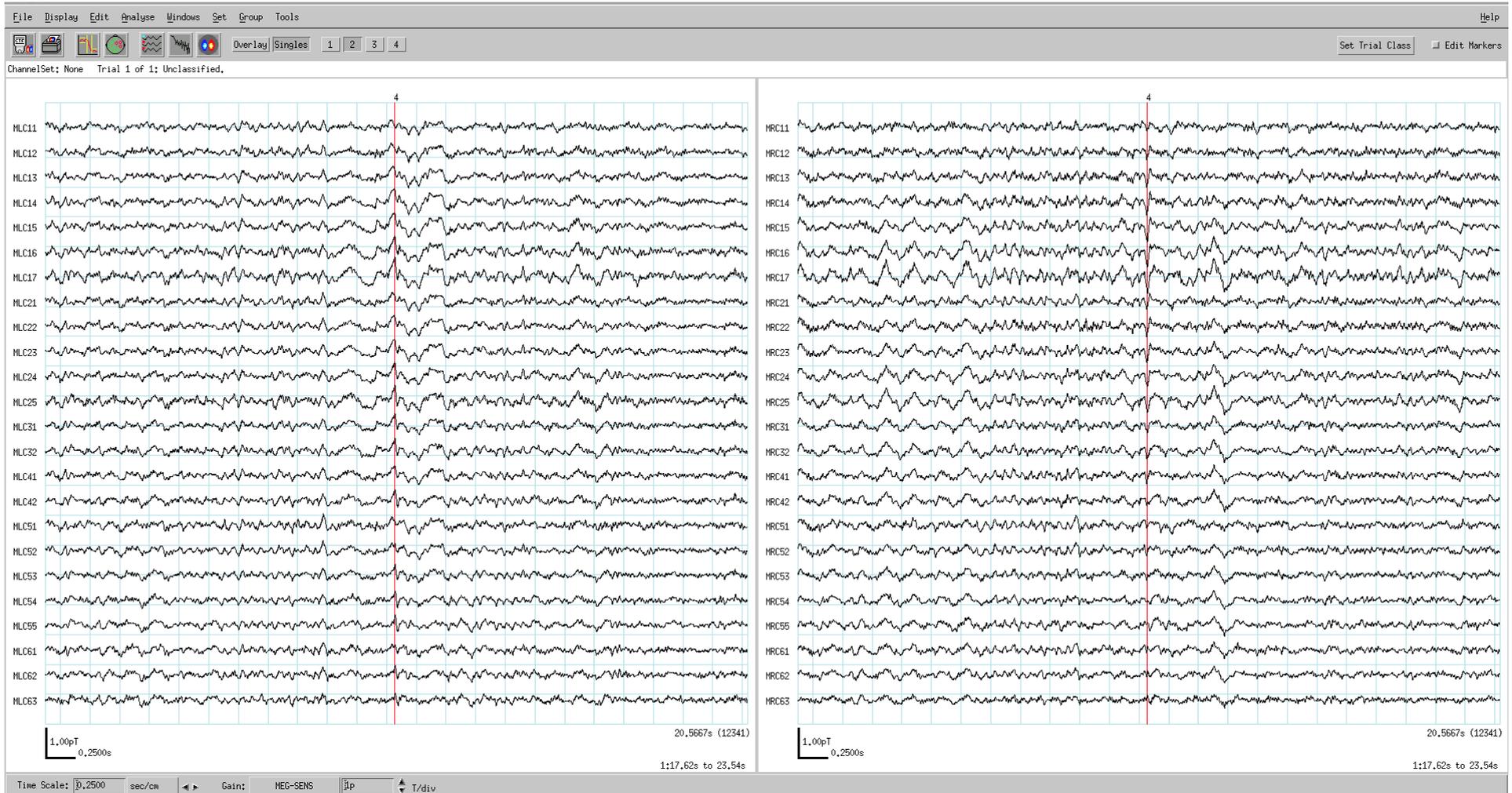


Étapes : 1 - 2 - 3 - 4

## EEG & MEG



# Pointes inter-critiques



## Le cerveau est-il isotrope ?

résistivité ohm.cm

J.Haueisen et al Neuroimage 15, 159-166 (2002)

matière blanche 700

matière grise 300

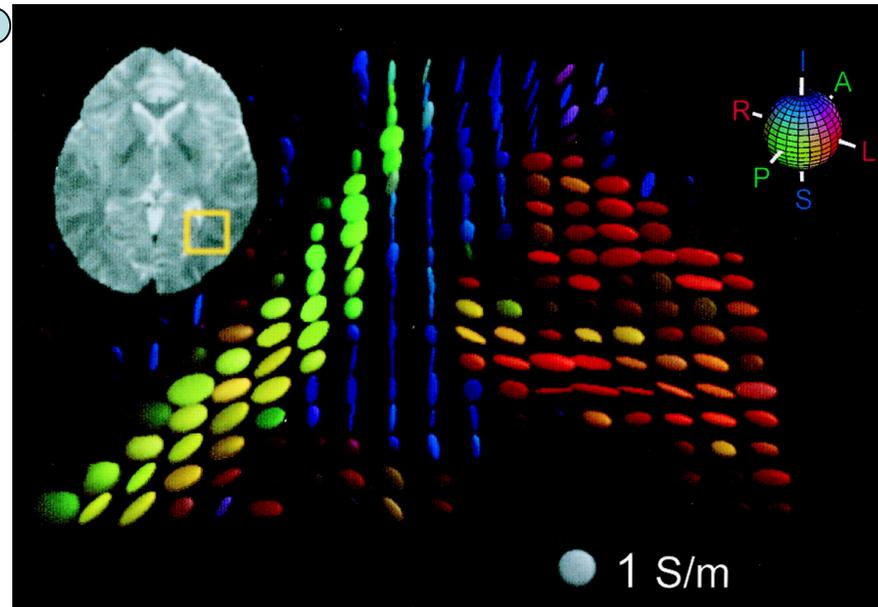
fluide cerebrospinal 56

os dur 16000

scalp 230

D. Tuch et al PNAS, vol 98 N° 20

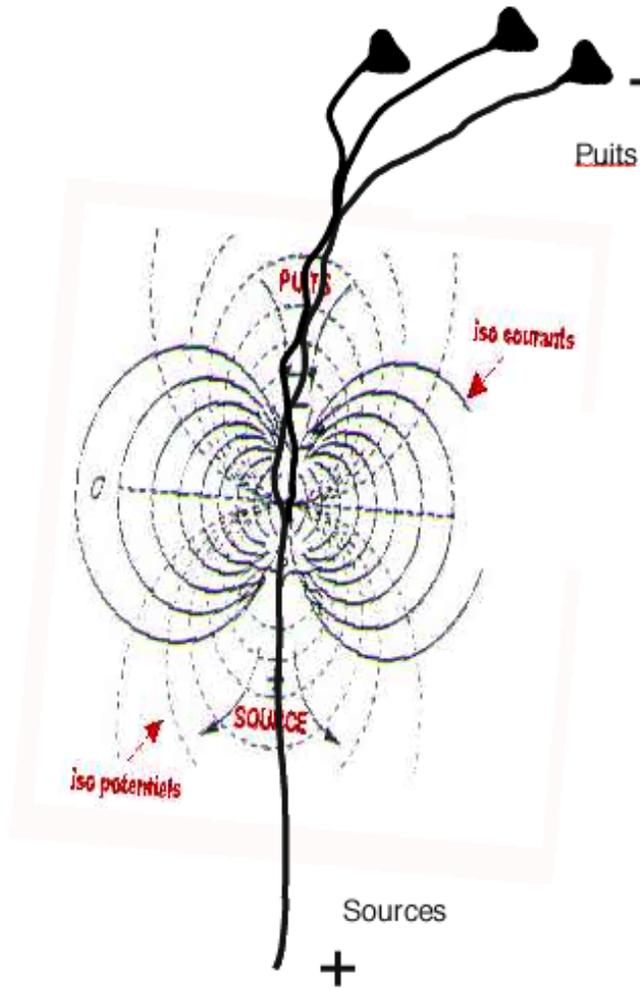
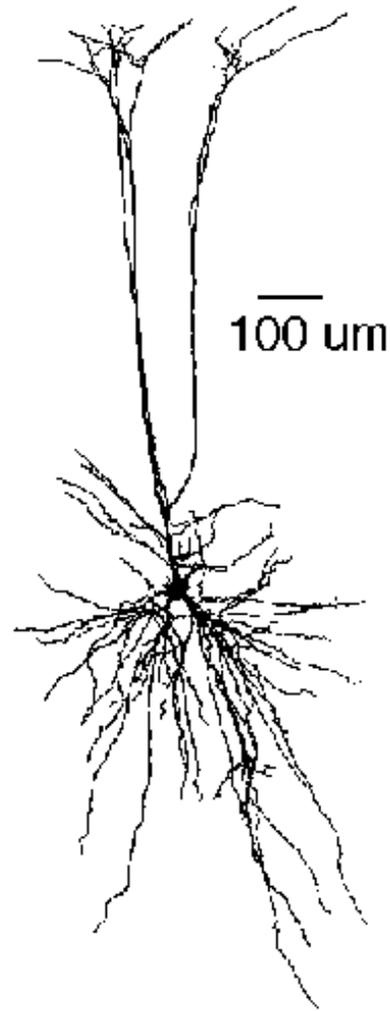
EEG



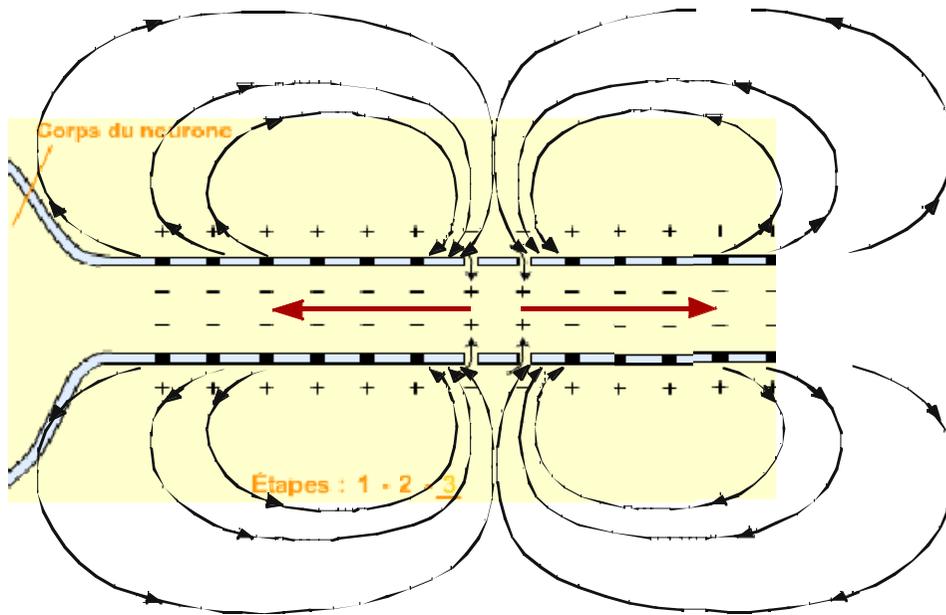
## Le neurone: potentiels postsynaptiques

$$I \cdot dl = J_p \cdot dv$$

dl « grand »



## Le neurone: les axones et les potentiels d'action



$$I \cdot dl = J_p \cdot dv$$

dl « petit »

Dendrite- $\rightarrow m = \sigma S_{\text{section}} \Delta V$

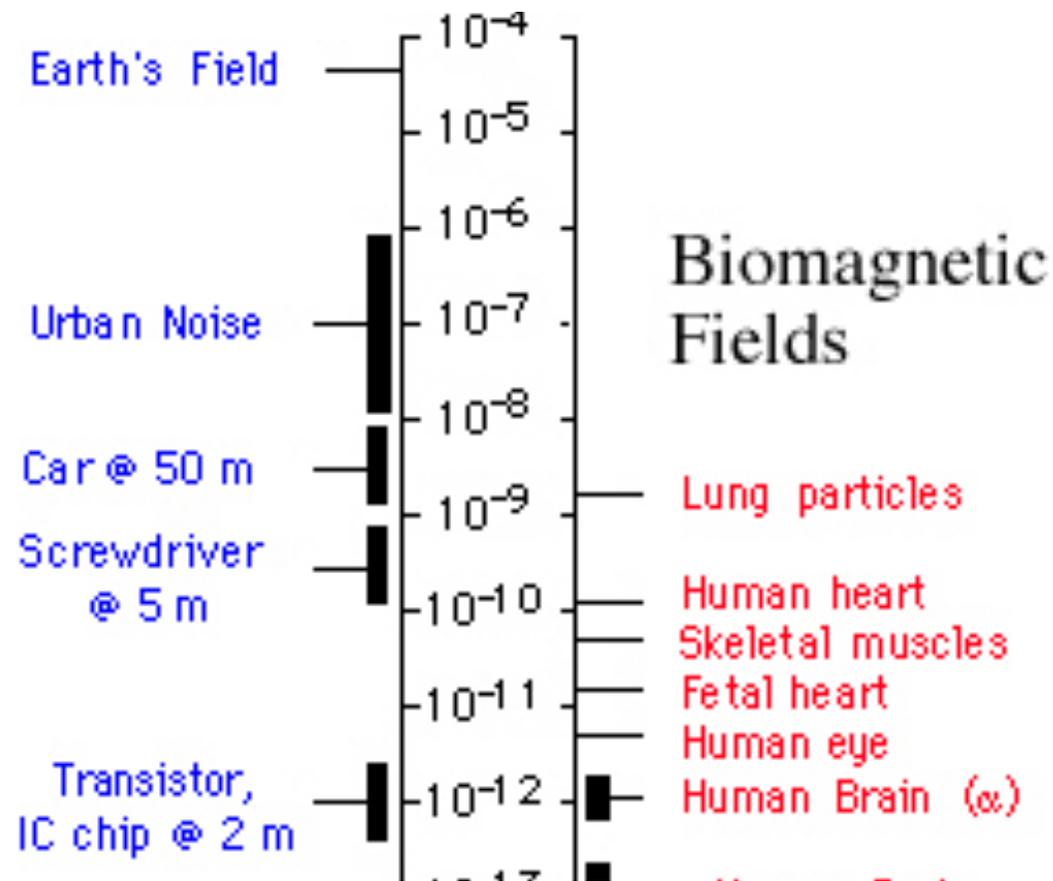
$d = 1\mu\text{m}, \quad \sigma = 0.25\Omega^{-1}\text{m}^{-1}, \quad \Delta v = 10\text{mv} \quad \Rightarrow \quad m = 2 \times 10^{-15} \text{ Am}$

$\text{à } 5\text{cm} \Rightarrow B = 8 \times 10^{-20} \text{ T}$

Le bruit de fond du MEG est de l'ordre de  $10^{-15} \text{ T}$

**Assemblée relativement large de neurones  
« synchrones » et correctement orientés**

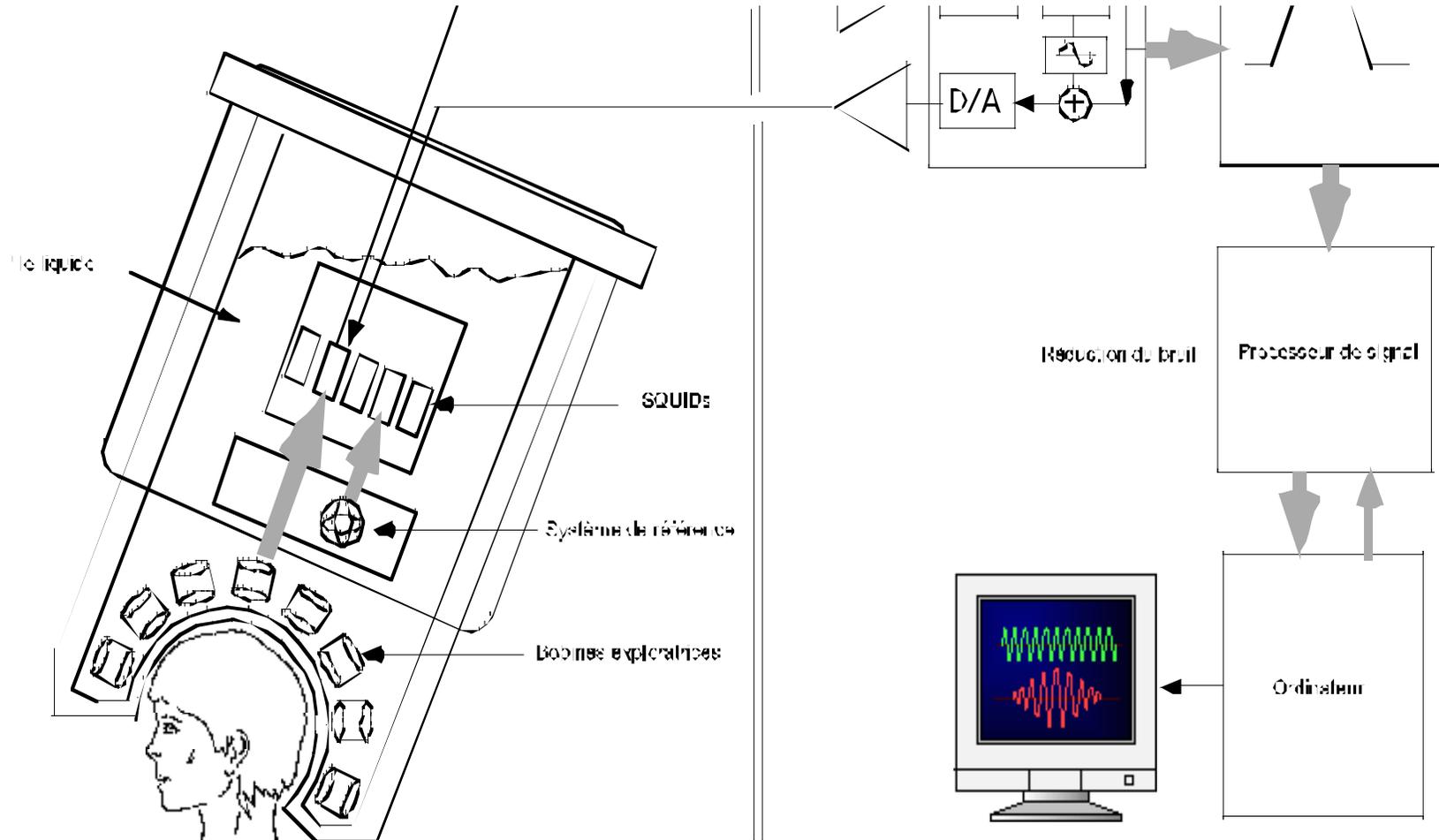
# 10000 neurones





Magnétomètre une voie LETI 1985

# SQUIDs



# Magnétoresistif



Fig. 5-6. Photograph of the MCG system.

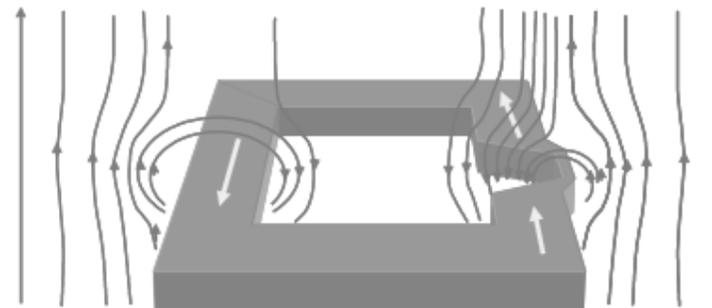
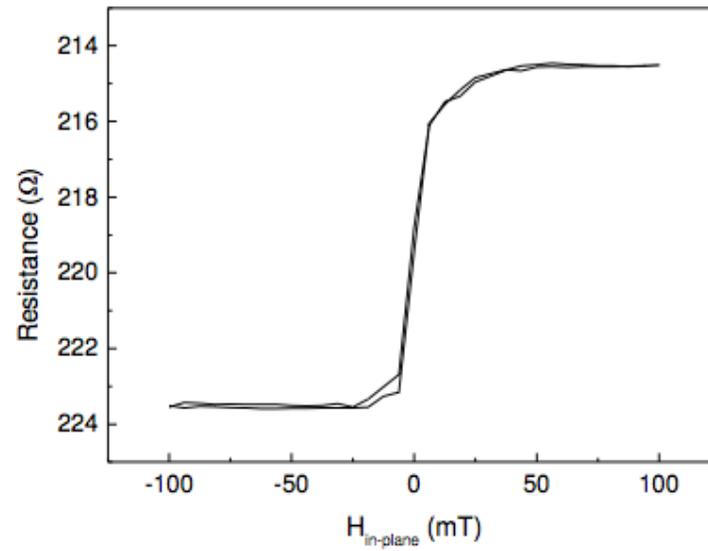
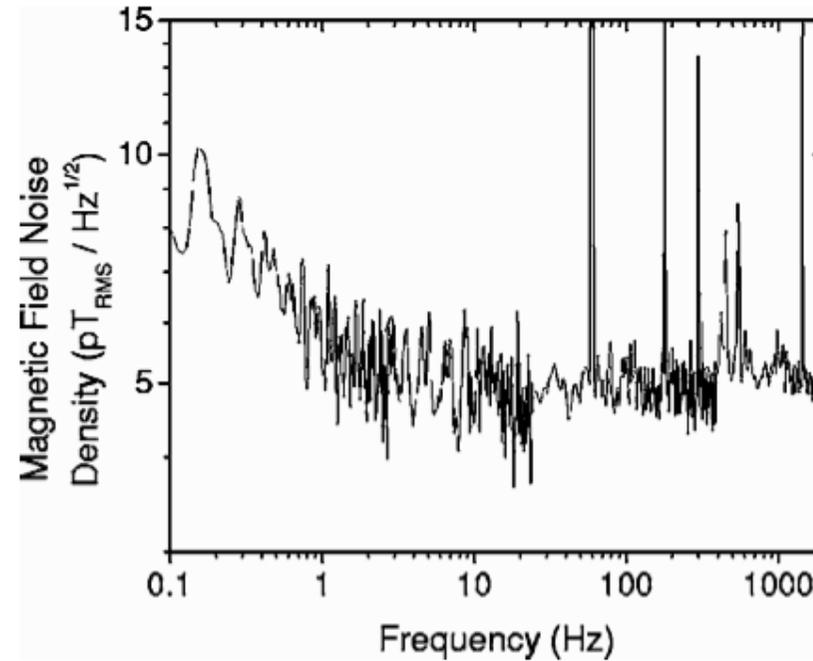
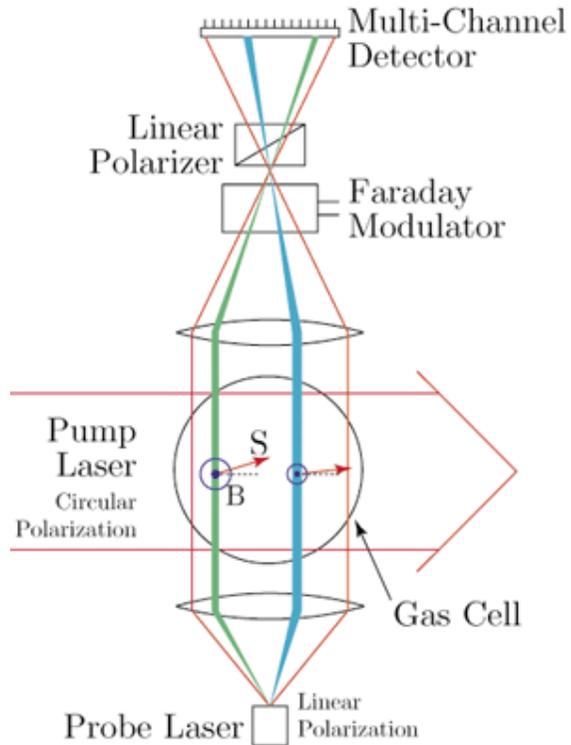
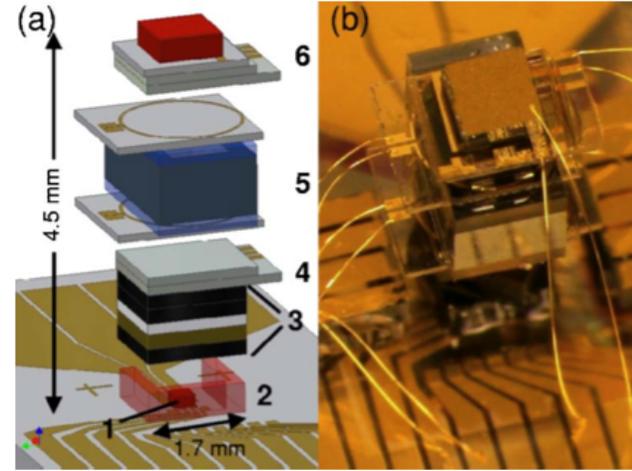
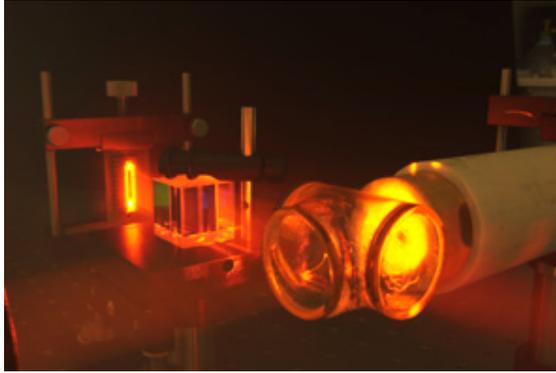
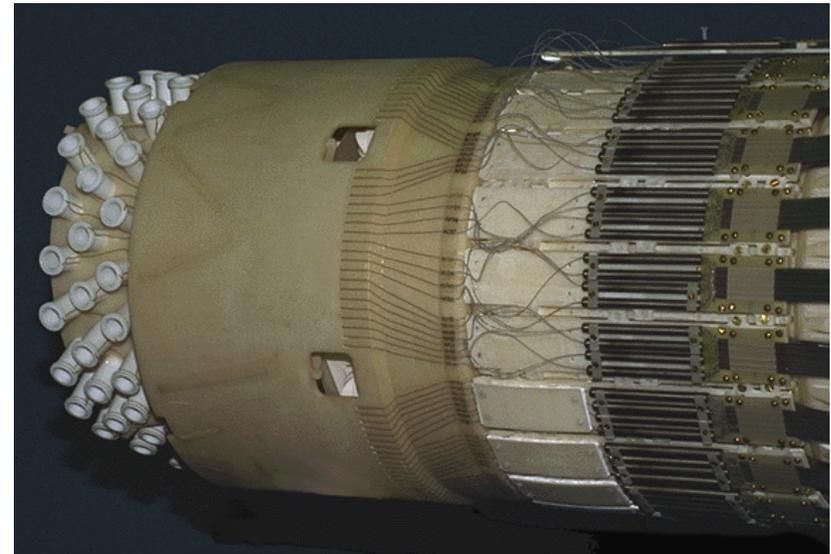
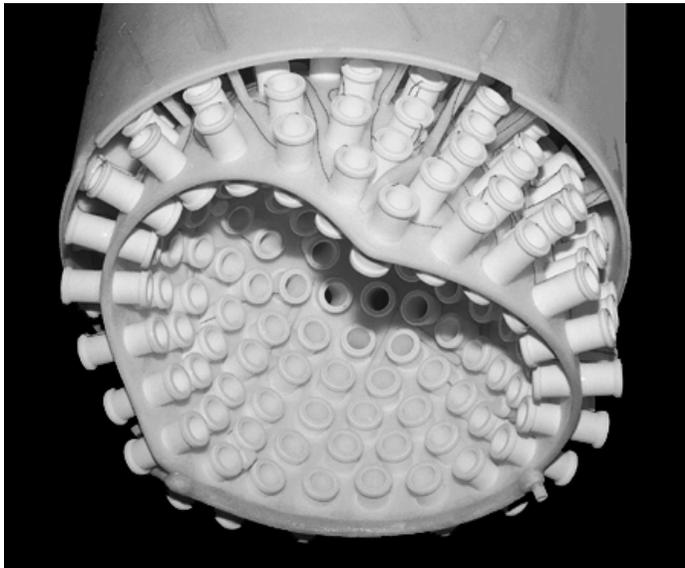


Fig. 1. Schematic diagram of the superconducting loop when an external perpendicular field is applied. The supercurrent (light grey arrows) generates high density of field lines at the position of the constriction. The GMR sensor is placed immediately above or below the constriction.

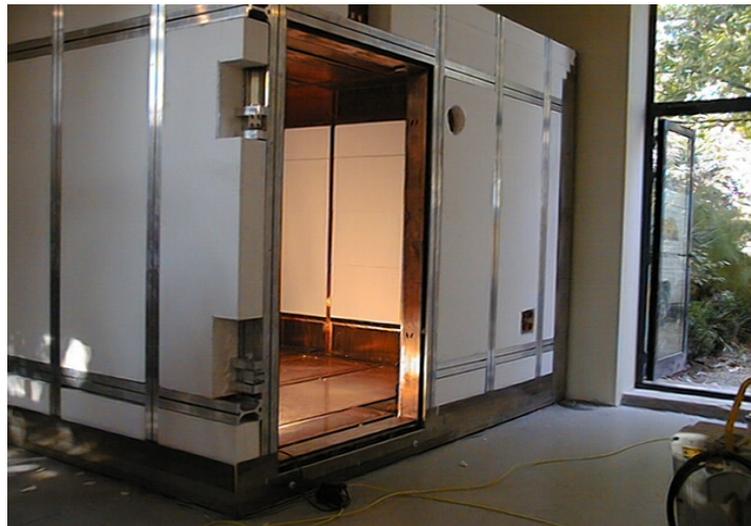
# Magnétomètre à pompage optique



## Bobines exploratrices réelles: exemple



# Chambre blindée



## Qu'est ce que le beamforming ?

origine : traitement d'antenne, RADAR à balayage (1945)

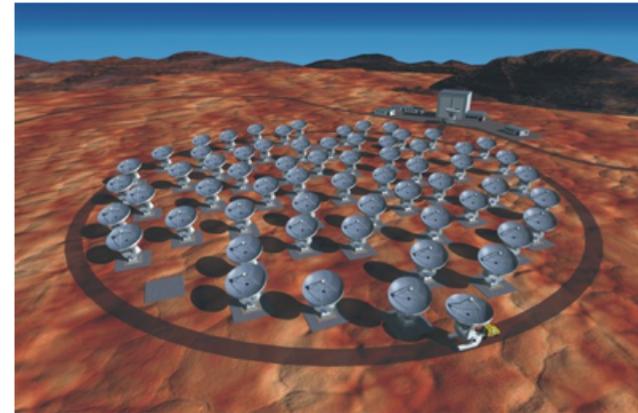
applications : RADAR, SONAR, astrophysique, ultra-sons, .....localisation de sources émettrices ou focalisation d'un faisceau (réversible)

Idée: remplacer une antenne (tournante) de grandes dimensions par un ensemble de petites antennes -> sélectivité et gain spatial

Principe: sommation «astucieuse » (linéaire) de signaux provenant de N antennes



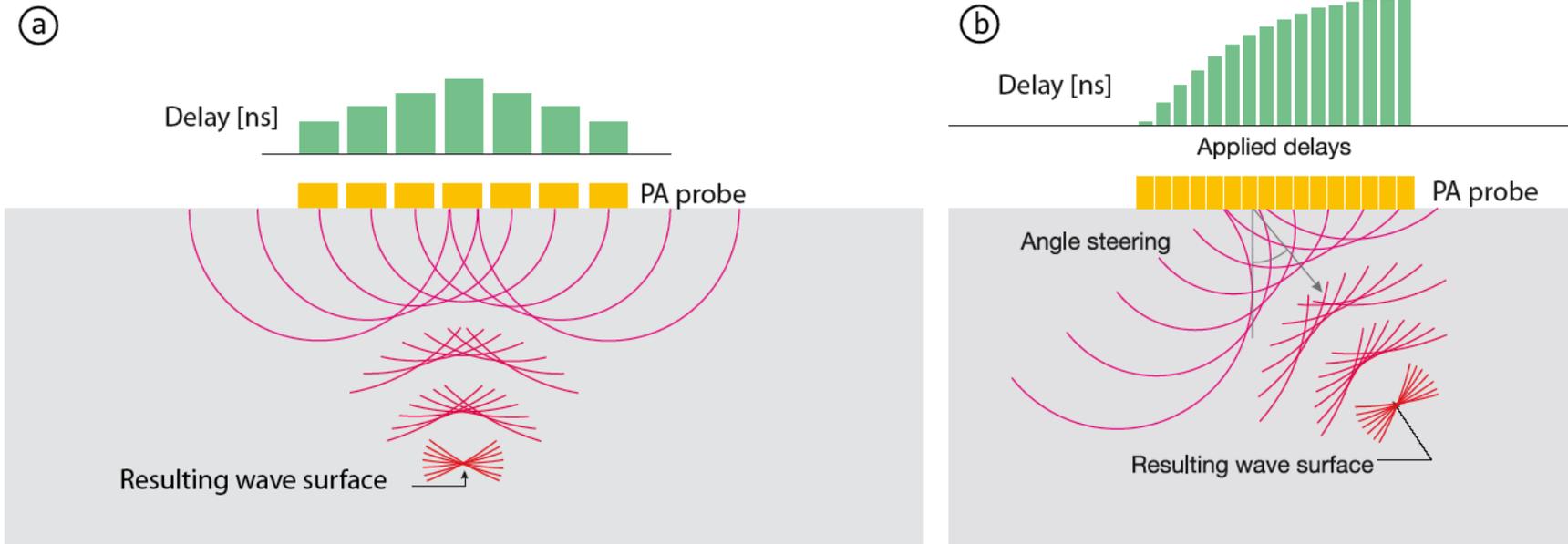
ESO PR Photo 24x99 (8 June 1999) Artist's Impression of ALMA (Atacama Large Millimetre Array) © European Southern Observatory  
Représentation artistique des antennes pour le vaste réseau d'antennes millimétriques d'Atacama  
Image courtoisie de la NRAO/AUI et de l'ESO



Représentation artistique des antennes du vaste réseau d'antennes millimétriques d'Atacama en formation compacte  
Image courtoisie de la NRAO/AUI et de l'ESO

Réseau d'antennes millimétriques d'Atacama (Chili):  
64 radiotélescopes de 12 m remplacent un seul télescope de 14 km de diamètre

## Utilisation inversée: focalisation



atténuation des signaux émis dans les directions non souhaitées (interférences)

la sortie du filtre est une estimation du signal reçu dans la direction d'intérêt (récepteur)

Le signal émis est adapté pour focaliser le signal dans une direction particulière (émetteur)

**Non adaptatif:** par exemple de type « delay and sum », dipole, minimum-norm

**Partiellement adaptatif:** utilisation des informations contenues dans le signal sur une fenêtre de temps définie

**Totalement adaptatif:** utilisation des informations contenues dans le signal sur une fenêtre de temps glissante + adaptation temporelle des poids

### Stratégies différentes

**Minimum Mean-Square Error:** minimisation d'erreur entre un signal dont on connaît la forme et la sortie du beamformer

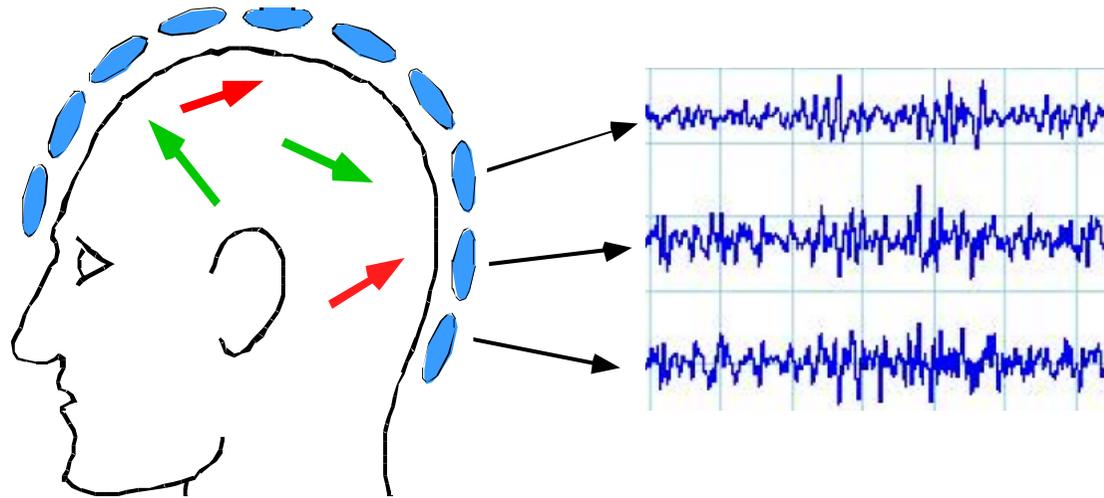
**Maximum Signal-to-Interference Ratio:** minimisation d'un signal interférentiel particulier

**Minimum Variance:** minimisation du bruit de sortie du beamformer lorsque l'on connaît la position de la source



## Contexte et hypothèses

contexte :

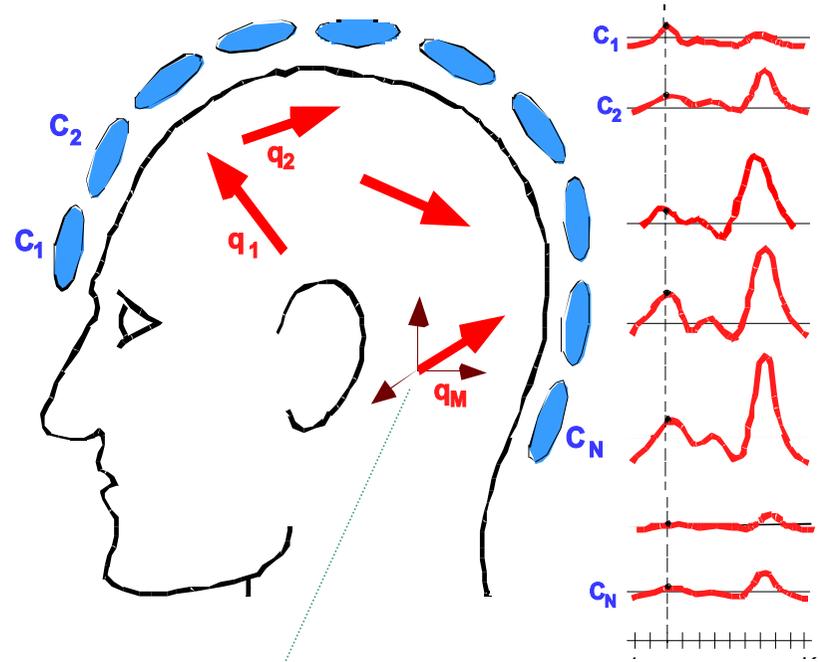


hypothèses

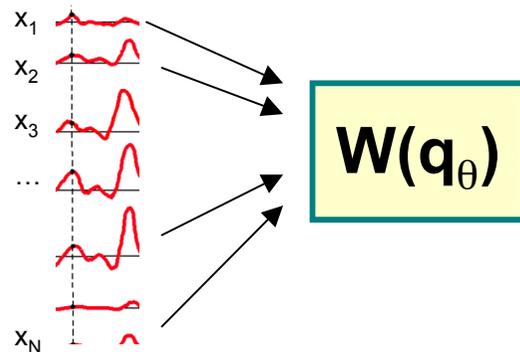
- signaux stationnaires sur la période d'analyse +/-
- nombre de sources < nombre de capteurs
- modèle dipolaire (ECD)
- sources non corrélées

- N capteurs ( $C_1, C_2, C_3, \dots, C_N$ )
- M sources ( $q_1, q_2, q_3, \dots, q_M$ )
- K échantillons temporels

Notations



signal des capteurs



$W(q_\theta)$

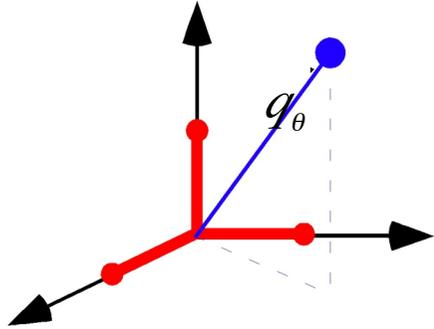


sortie du filtre pour la source

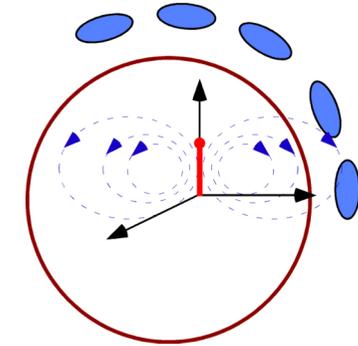
$$y_{t\theta} = \sum w_\theta x_{tq_\theta}$$



## Les leads-fields



$$\vec{q}_\theta = m_{x_\theta} \vec{u}_x + m_{y_\theta} \vec{u}_y + m_{z_\theta} \vec{u}_z$$

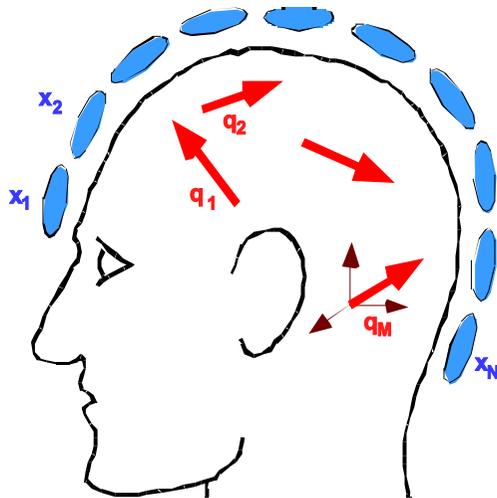


signal mesuré sur le capteur  $i$  pour le dipole situé en  $q$

$$x_i = m_{x_\theta} l_{x_\theta,i} + m_{y_\theta} l_{y_\theta,i} + m_{z_\theta} l_{z_\theta,i}$$

signaux mesurés sur l'ensemble des capteurs pour le dipole situé en  $\theta$  (variation en fonction de la profondeur des sources)

$$\mathbf{x} = \mathbf{L}(q_\theta) \times \mathbf{m}(q_\theta)$$

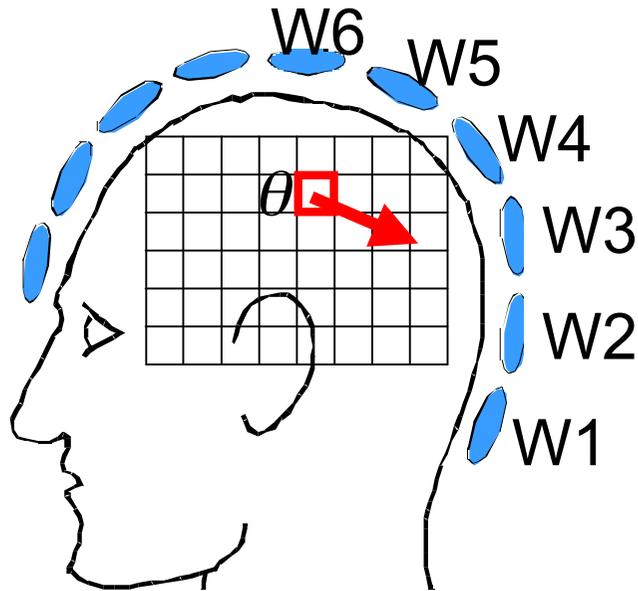


signal mesuré sur tous les capteurs et pour toutes les sources

$$\mathbf{x} = \sum_M \mathbf{L}(q_\theta) \times \mathbf{m}(q_\theta) + n$$

contribution de chaque source

contribution du bruit des capteurs



- définition d'une grille 3D
- un dipôle  $q$  dont l'orientation **est connue** est situé au centre de chaque voxel dont les coordonnées spatiales sont  $r$

Amplitude estimée d'une source située en  $\theta$

$$\hat{s}_{\theta}(t) = \mathbf{w}_{\theta}^T \mathbf{x}(t)$$

« Puissance moyenne » estimée de la source située en  $\theta$

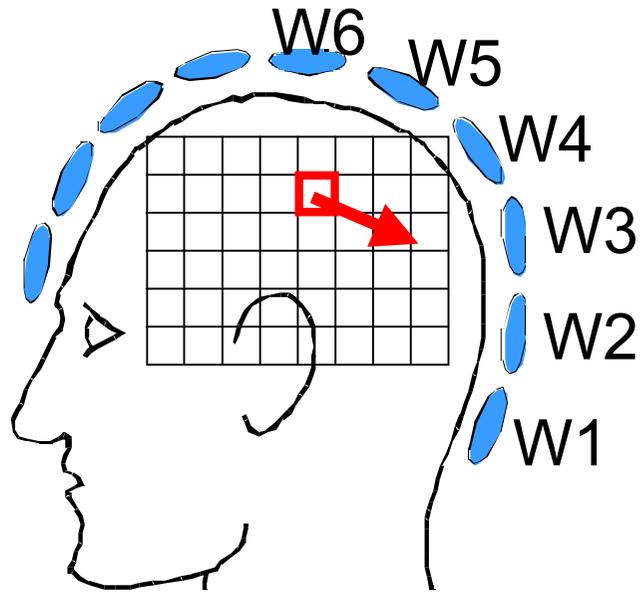
$\langle \cdot \rangle$   
Moyenne temporelle:

$$P_{\theta} = \langle \hat{s}_{\theta}(t)^2 \rangle = \mathbf{w}_{\theta}^T \langle \mathbf{x}(t) \mathbf{x}^T(t) \rangle \mathbf{w}_{\theta}$$

$\mathbf{C}$  matrice de covariance des mesures

$$P_{\theta} = \mathbf{w}_{\theta}^T \mathbf{C} \mathbf{w}_{\theta}$$

## Beamformer scalaire adaptatif à variance minimale avec contrainte de gain unitaire(1)



pour chaque source  $q_\theta$ , recherche des coefficients du filtre spatial  $\mathbf{W}$  minimisant la puissance moyenne sur la fenêtre temporelle d'analyse, sous la contrainte d'un gain unitaire pour le signal émis par  $q_\theta$

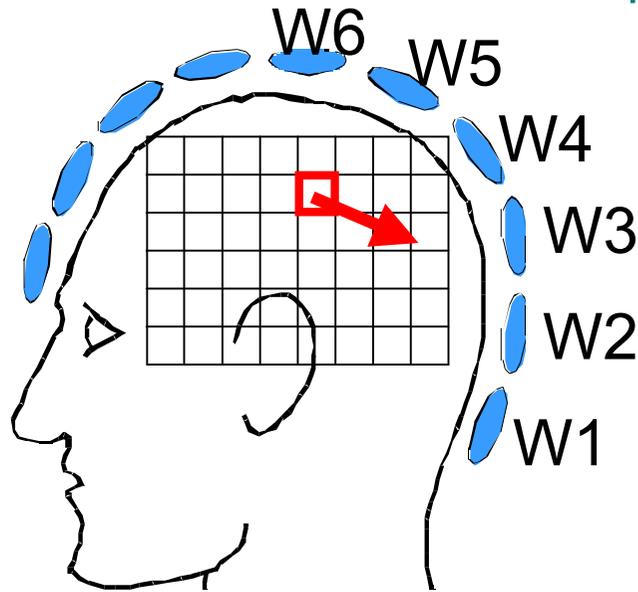
$$\mathbf{w}_\theta \Rightarrow \min P_\theta = \mathbf{w}_\theta^T \mathbf{C} \mathbf{w}_\theta$$

$\Rightarrow$  on « éteint » toutes les sources autres que  $q_\theta$

$$\mathbf{w}_\theta^T \mathbf{L}_\theta = 1.0$$

$\Rightarrow$  on laisse "passer"  $q_\theta$

# Beamformer scalaire adaptatif à variance minimale avec contrainte sur la matrice de gain



Dans le cas des signaux biomagnétiques, la norme du lead-field a une dépendance spatiale. Par exemple au centre d'un modèle sphérique:  $\Rightarrow \|\mathbf{L}_\theta\| = 0.0$

Cette non-uniformité produit une augmentation artéfactuelle de l'intensité au voisinage du centre de la sphère. On cherche alors à obtenir une pondération indépendante de la norme du lead-field

$$\mathbf{w}_\theta^T \mathbf{L}_\theta = \|\mathbf{L}_\theta\|$$

Toujours avec la contrainte de puissance

$$\mathbf{w}_\theta \Rightarrow \min P_\theta = \mathbf{w}_\theta^T \mathbf{C} \mathbf{w}_\theta$$

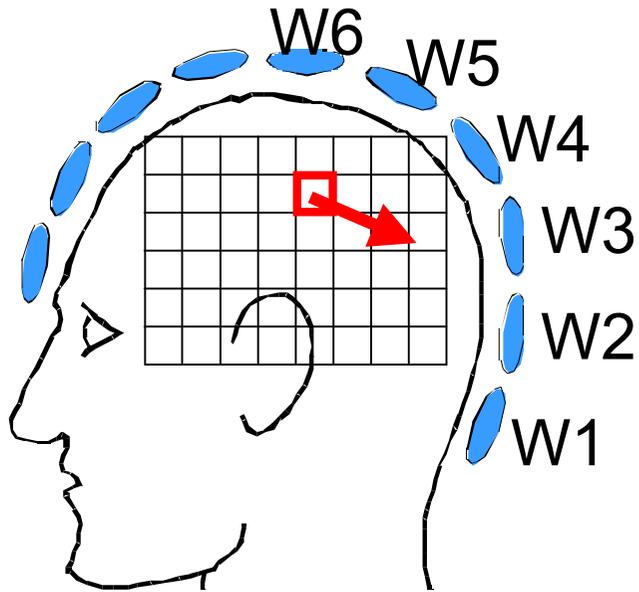
Solution

$$\mathbf{w}_\theta = \frac{\mathbf{C}^{-1} \mathbf{L}_\theta}{\left[ \mathbf{L}_\theta^T \mathbf{C}^{-1} \mathbf{L}_\theta \right]}$$

avec

$$\mathbf{L}_\theta = \frac{\mathbf{L}_\theta}{\|\mathbf{L}_\theta\|}$$

## Beamformer scalaire adaptatif à variance minimale avec contraintes multiples LCMV



pour chaque source  $q_q$ , recherche du filtre spatial minimisant la puissance du signal global mesuré sur tous les capteurs sous la contrainte d'un gain unitaire pour le signal émis par  $q_q$  **et d'un gain nul pour certaines ou toutes les autres sources**;

$$\mathbf{w}_\theta \Rightarrow \min P_\theta = \mathbf{w}_\theta^T \mathbf{C} \mathbf{w}_\theta$$

$$\mathbf{w}_\theta^T L_\theta = 1.0$$

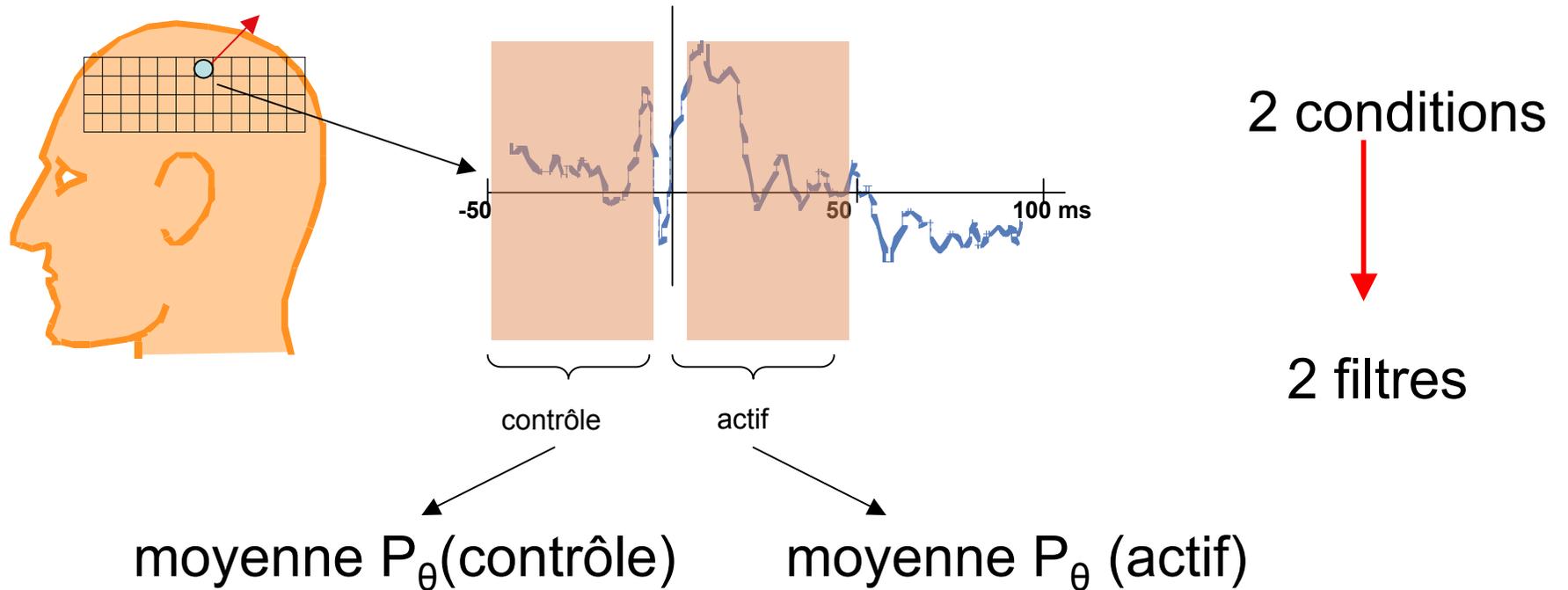
$$\mathbf{w}_\theta^T L_j = 0.0$$

$$\vdots$$

$$\mathbf{w}_\theta^T L_w = 0.0$$

**Linearly Constrained Minimum Variance (LCMV)**

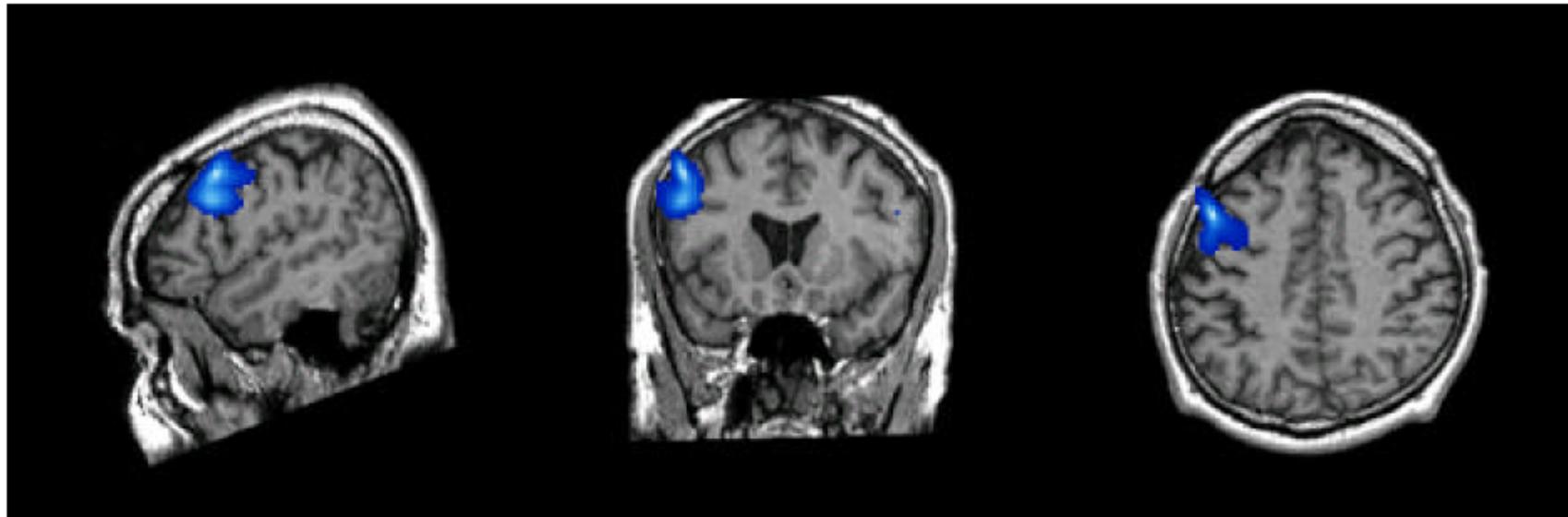
## Cartes SPM: « dual-state » differential imaging(1)



pseudo  $\Leftrightarrow$  normalisé par la puissance du bruit

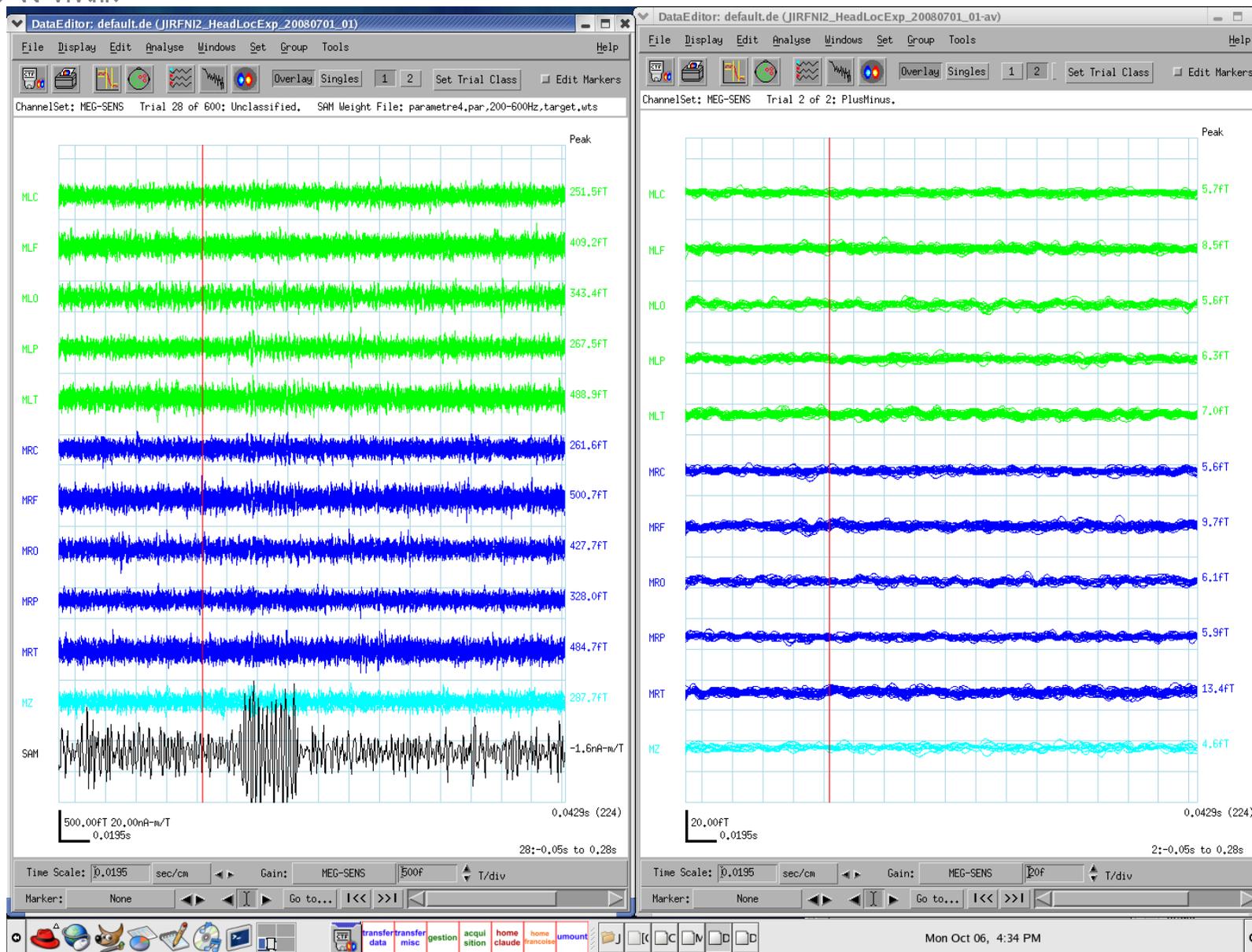
$$pseudo - t = \frac{P_{\theta}(actif) - P_{\theta}(contrôle)}{N_{\theta}(actif) - N_{\theta}(contrôle)}$$

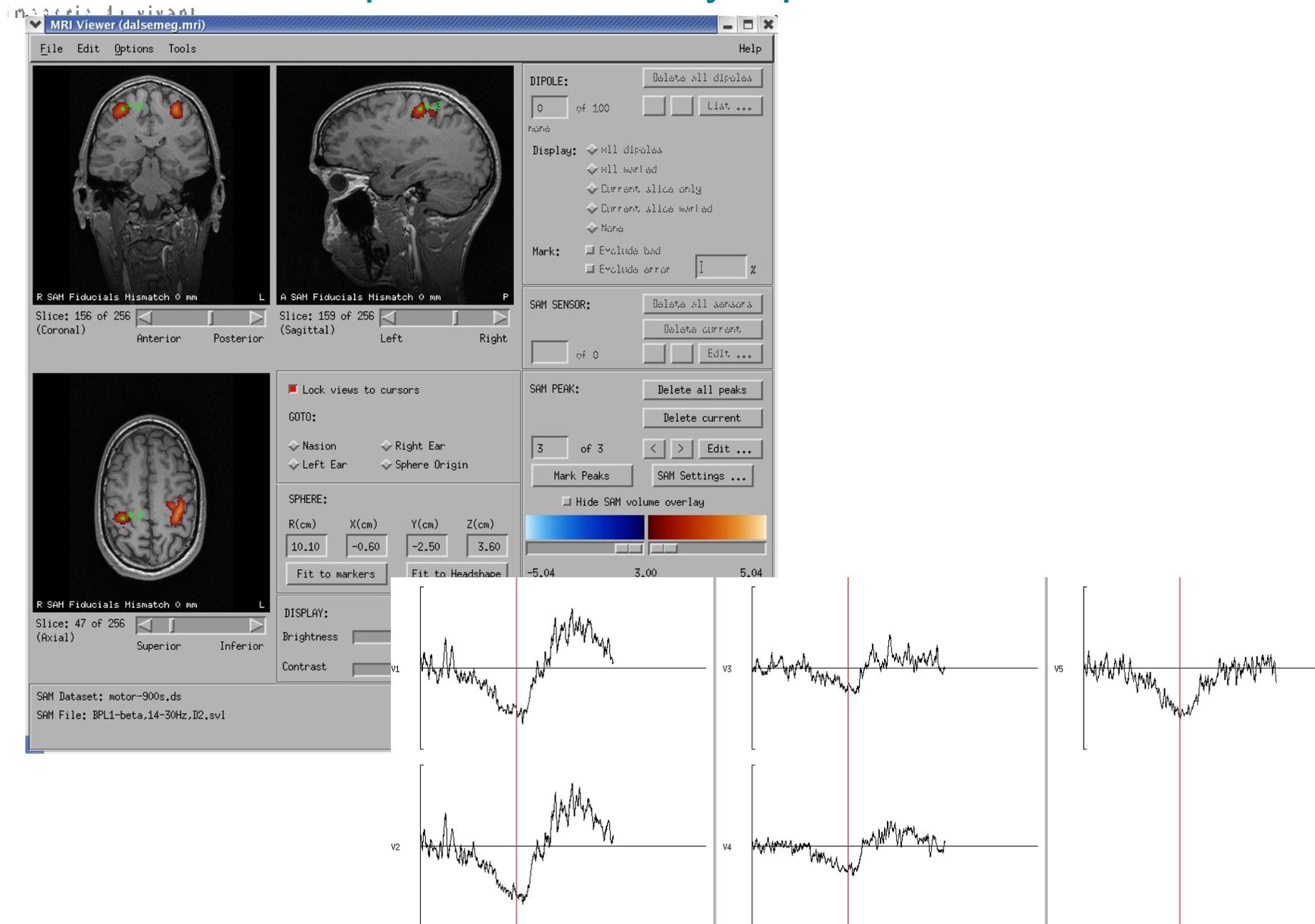
$$pseudo - F = \frac{P_{\theta}(actif)}{P_{\theta}(contrôle)}$$



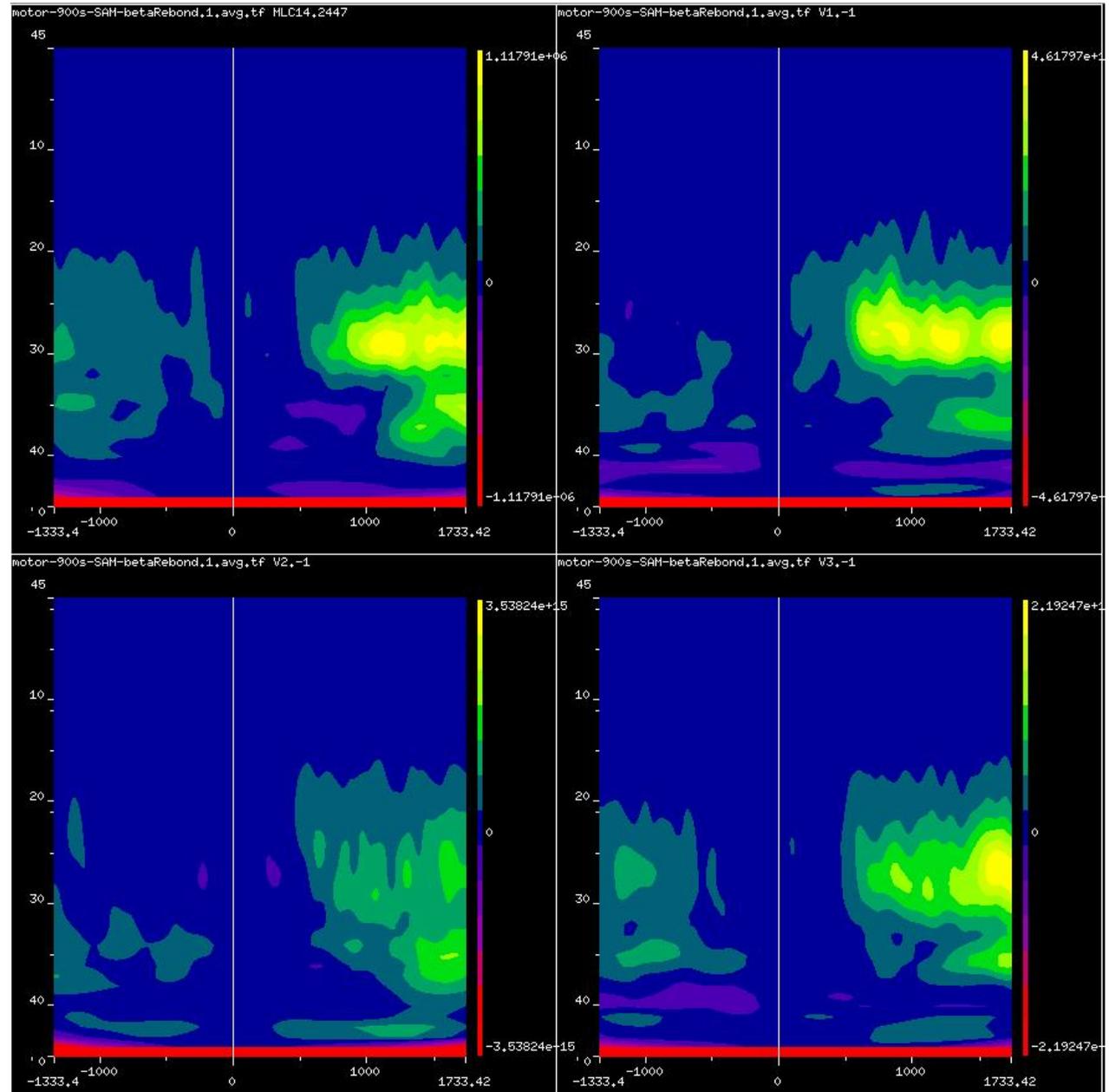
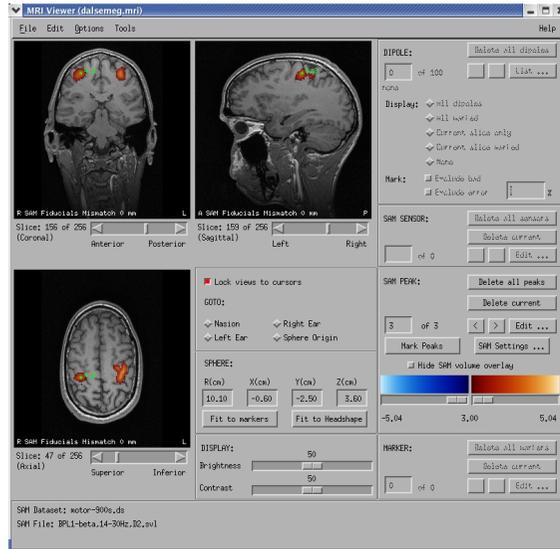
**Figure 6.** Dual-state SAM image in the 15 to 30 Hz frequency band of cortical activity during overt picture naming. A 143-channel MEG whole-head instrument was used to collect data in the open unshielded environment. Photographs of simple common objects were presented to the subject on an LCD screen. The subject's task was to identify the object and speak the name. The onset of vocalization was detected by a microphone, triggering each trial of data acquisition. The photograph remained on-screen for the duration of each of 100 trials. A pseudo-T image was generated from the difference in source activity between a time-segment prior to vocalization (the active state), and a time-segment after vocalization was completed (the control state). The blue coloration of the areas activated indicates event-related suppression in these regions. That is, rhythmic cortical activity was suppressed during the naming task, relative to the rest state following speech generation. Note that these changes are lateralized to the left hemisphere.

# Capteur virtuel: Réponse induite





## Exemple: tache motrice: analyse TF rebond beta



# Exemple: tache motrice: analyse évoquée avec MO

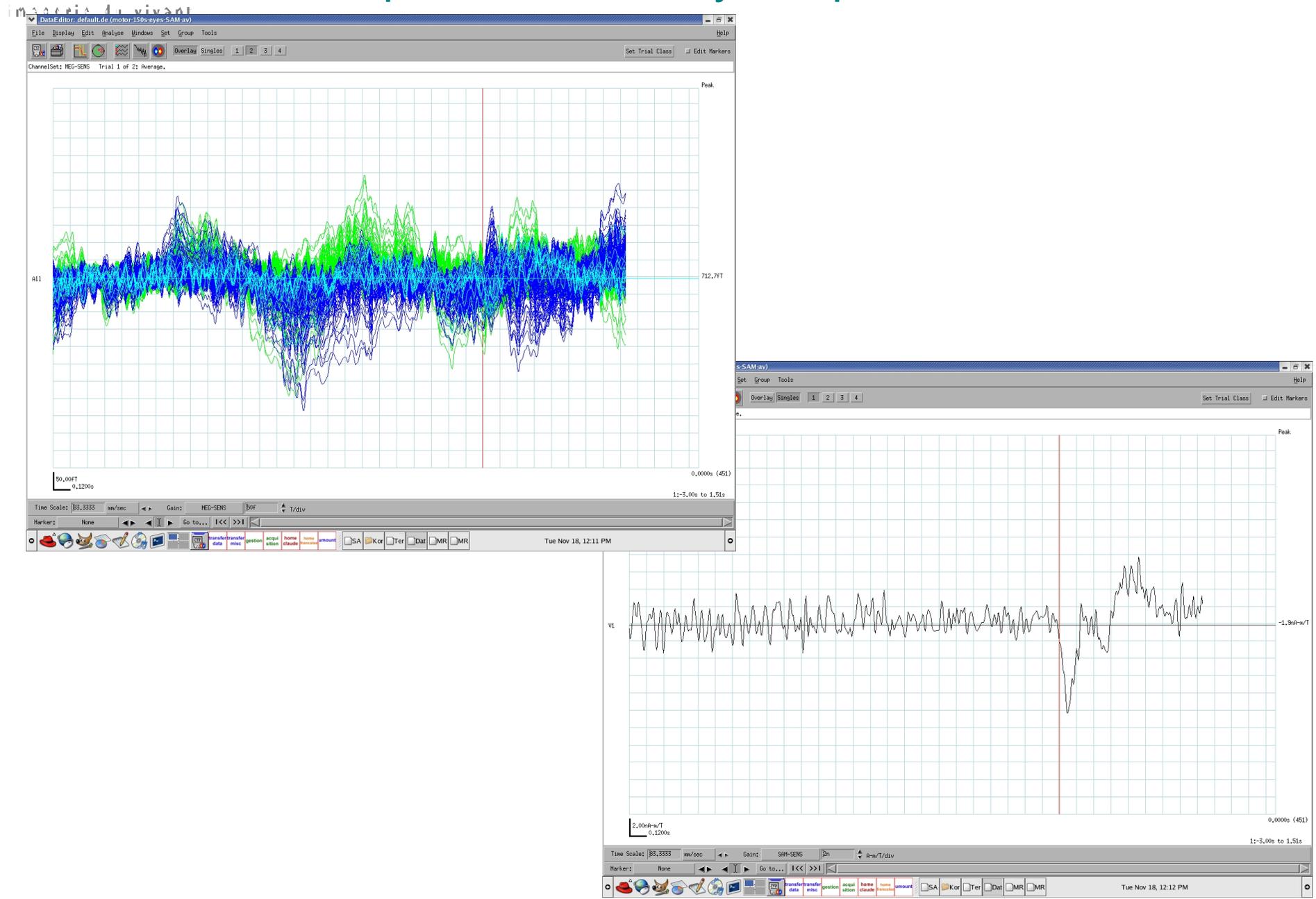
imagerie de vivants

The screenshot displays a software interface for MEG data analysis, consisting of several windows:

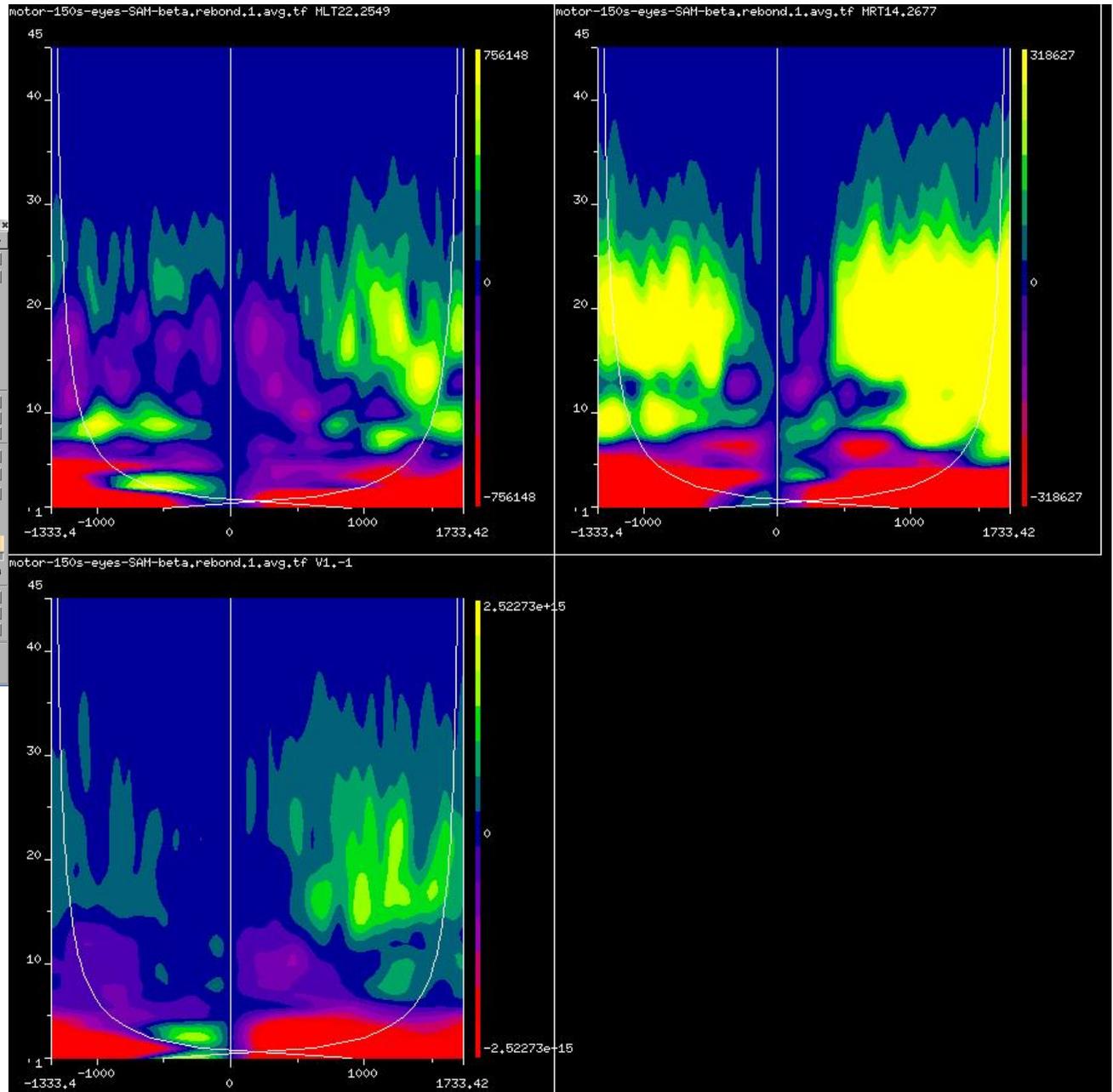
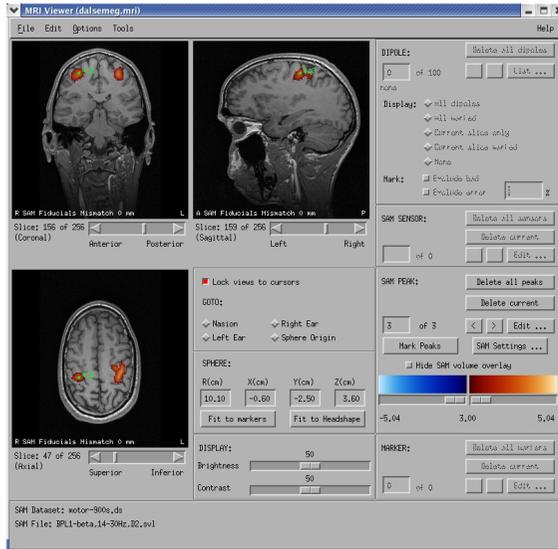
- DataEditor: default.de (motor-900s-comp-eyes-av)**: Shows a grid of 12 MEG channels (MLC, MLF, MLO, MLP, MLT, MRC, MRF, MRO, MRP, MRT, MZ) with time-series data. The data is color-coded: MLC-MLT are green, MRC-MRT are blue, and MZ is cyan. A vertical red line is present at approximately 1.62s. The x-axis is labeled "0,0000s (451)" and "1:~3,00s to 1.62s".
- DataEditor: default.de (motor-150s-eyes-av)**: Shows a similar grid of 12 MEG channels with time-series data. A vertical red line is present at approximately 1.62s. The x-axis is labeled "0,0000s (451)" and "1:~3,00s to 1.62s".
- MRI Viewer (dalsemeg.mri)**: Shows a coronal MRI slice of the brain. The slice is labeled "Slice: 160 of 256 (Coronal)".
- MRI Viewer (dalsemeg.mri)**: Shows an axial MRI slice of the brain. The slice is labeled "Slice: 61 of 256 (Axial)".

The interface includes a menu bar (File, Display, Edit, Analyse, Windows, Set, Group, Tools, Help) and a toolbar with various icons. The status bar at the bottom shows the date and time: "Tue Nov 18, 11:51 AM".

## Exemple: tache motrice: analyse évoquée avec MO



## Exemple: tache motrice: analyse TF rebond beta avec MO



## Application à l'épilepsie

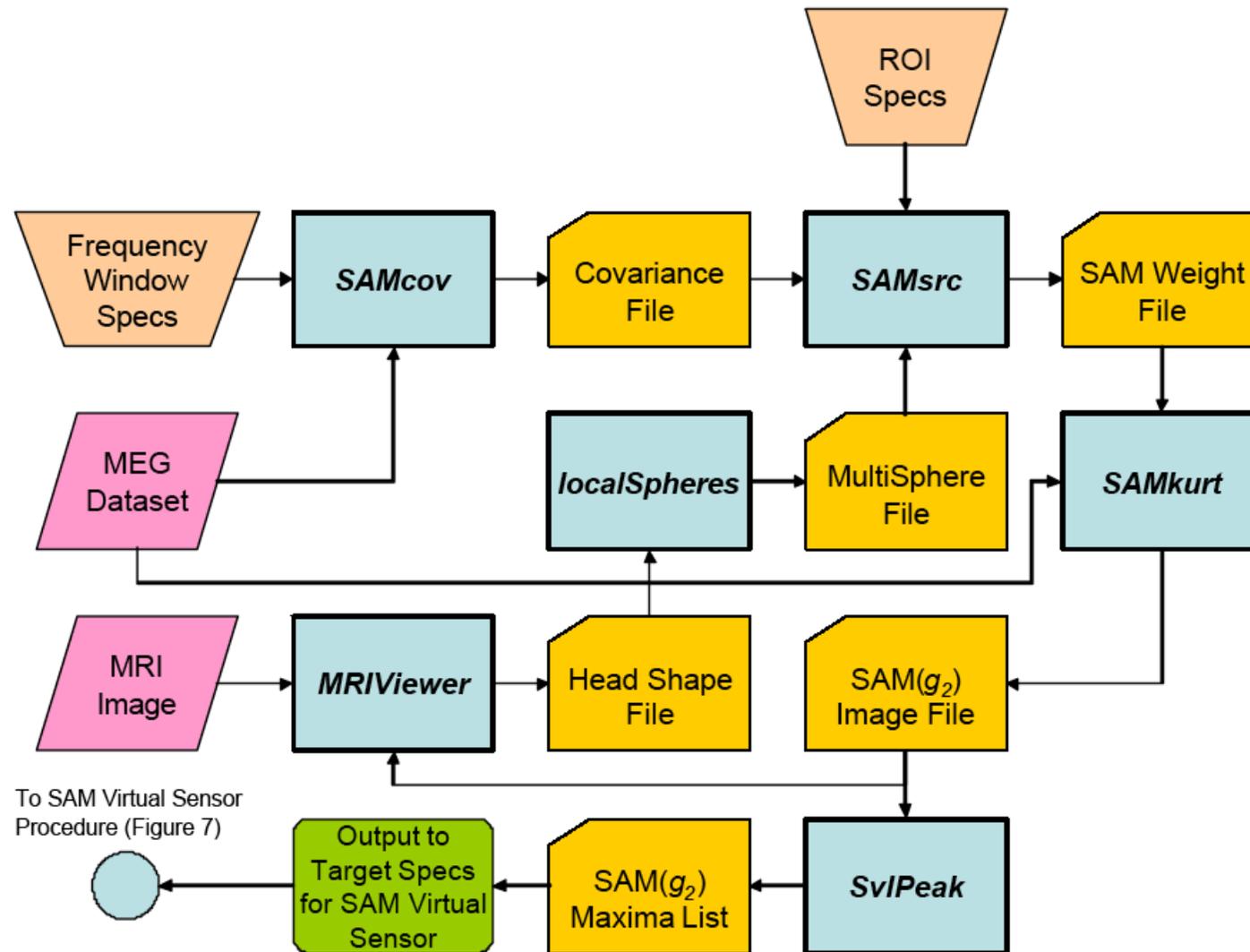
**Deux méthodes** principales sont utilisées successivement pour l'analyse des pointes intercritiques.

La première permet de **localiser automatiquement**, sur une grille millimétrique englobant le cortex du patient, les aires pour lesquels on peut détecter, après un filtrage spatial optimisé dans la bande de fréquence 20-70 Hz, des augmentations temporelles locales du Kurtosis.

Dans un second temps, l'algorithme reconstruit pour chacun des maxima spatiaux détectés, un signal virtuel local par sommation pondérée des signaux des capteurs. On réalise alors des **modélisations dipolaires**.



# Analyse SAM



# Analyse SAM kurtosis

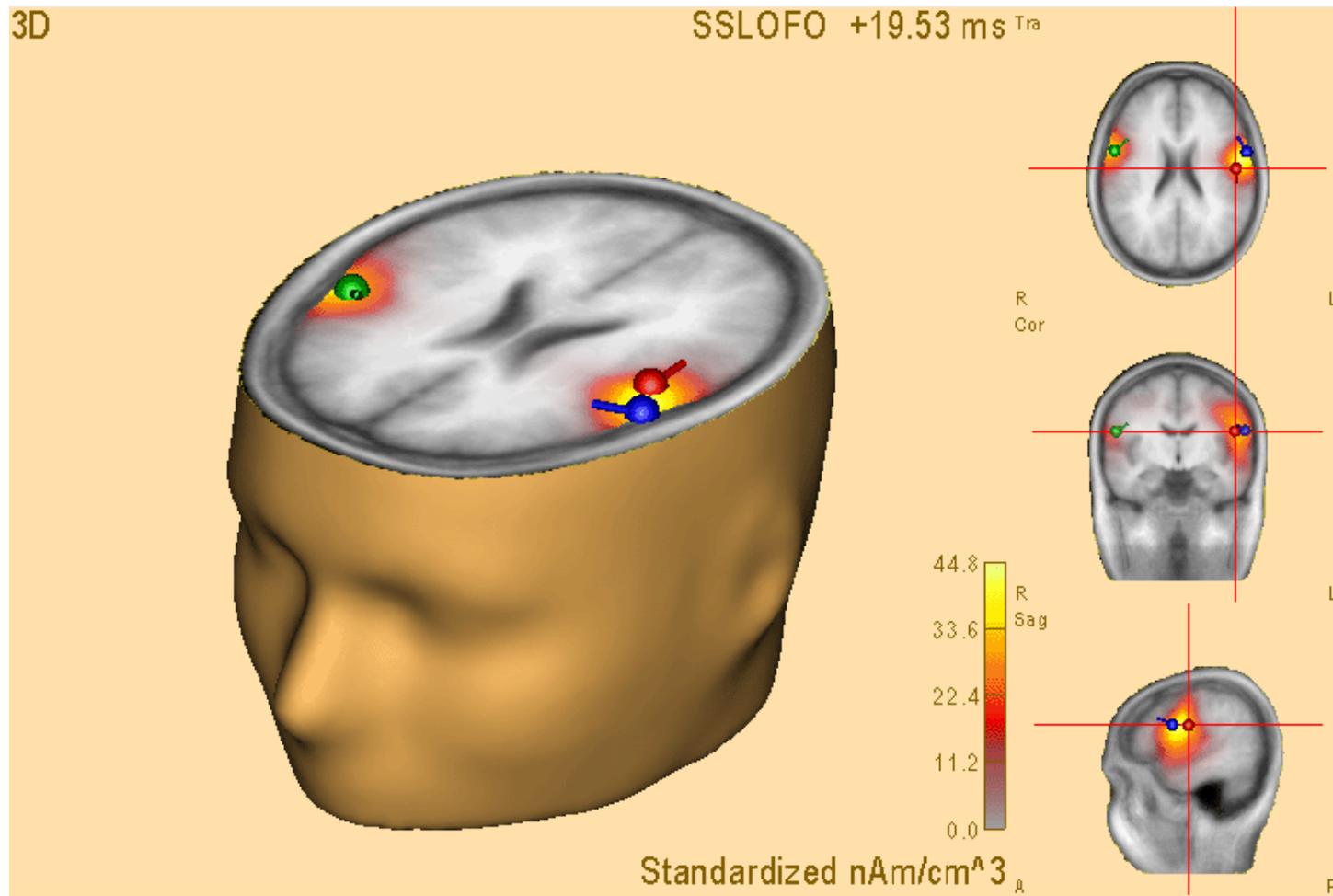
The screenshot displays the MRI Viewer (p.mri) interface with the following components:

- Views:**
  - Top-left: Coronal slice (Slice: 213 of 256). L SAM Fiducials Mismatch 0 mm.
  - Top-right: Sagittal slice (Slice: 102 of 256). A SAM Fiducials Mismatch 0 mm.
  - Bottom-left: Axial slice (Slice: 113 of 256). L SAM Fiducials Mismatch 0 mm.
- Navigation:**
  - Anterior/Posterior (Coronal), Left/Right (Sagittal), Superior/Inferior (Axial).
  - Lock views to cursors:
- GOTO:**
  - Nasion, Left Ear, Right Ear, Sphere Origin, Hull Origin.
- SPHERE:**

R(cm)	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)
7.25	0.10	0.20	5.50

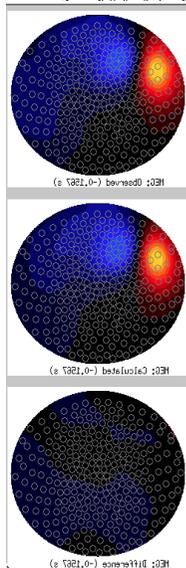
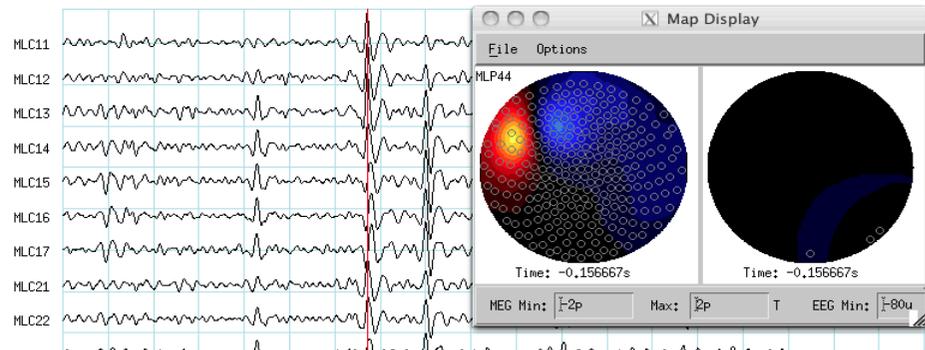
Buttons: Fit to markers, Fit to Headshape
- DIPOLE:**
  - Delete all dipoles
  - 0 of 100
  - List ...
  - Display:
    - All dipoles
    - All world
    - Current slice only
    - Current slice world
    - None
  - Mark:
    - Exclude bad
    - Exclude error [ ] %
- SAM SENSOR:**
  - Delete all sensors
  - Delete current
  - 1 of 1
  - Edit ...
- SAM PEAK:**
  - Delete all peaks
  - Delete current
  - [ ] of 0
  - Edit ...
  - Mark Peaks
  - SAM Settings ...
  - Hide SAM volume overlay
  - Color scale: 25.00 to 34.91
- DISPLAY:**
  - Brightness: 50
  - Contrast: 50
- MARKER:**
  - Delete all markers
  - Delete current
  - 0 of 0
  - Edit ...
- Status Bar:**
  - SAM Dataset: p1.ds
  - SAM File: Global\_20-70Hz\_G2.svl

## Modèle dipolaire

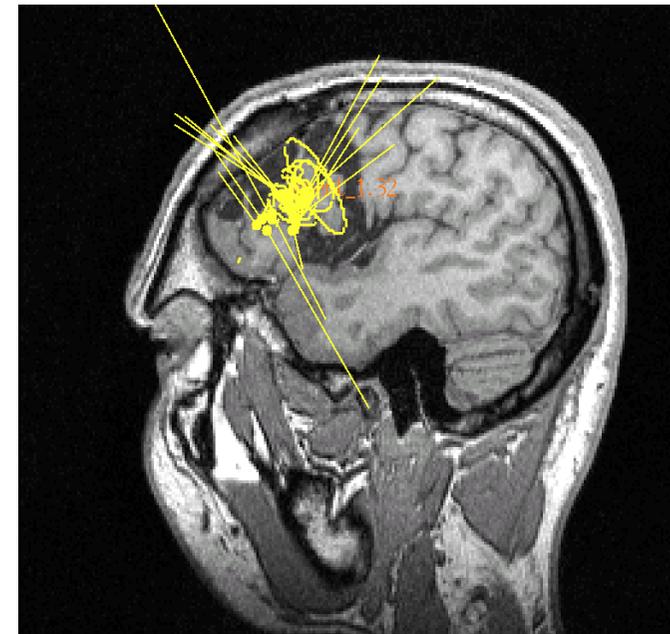


## Modélisation dipolaire et GOF

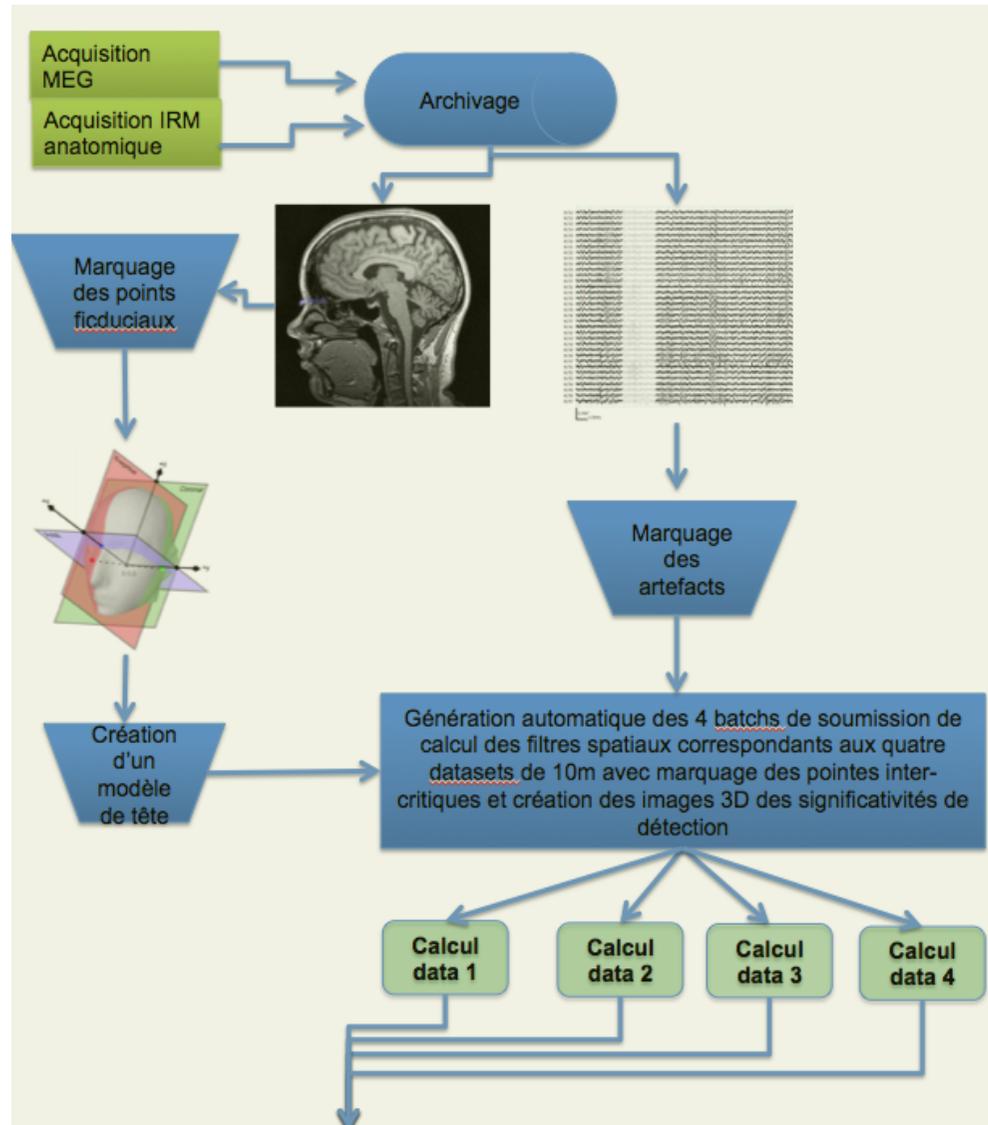
Un contrôle visuel est alors effectué pour valider chaque pointe détectée. Dans un deuxième temps une analyse dipolaire avec estimation des volumes d'incertitude est alors réalisée dans une fenêtre de  $\pm 50$ ms autour de la pointe. Seules sont conservées les positions et orientations dipolaires expliquant au moins 90% de la variance du signal avec une stabilité de solution centimétrique.



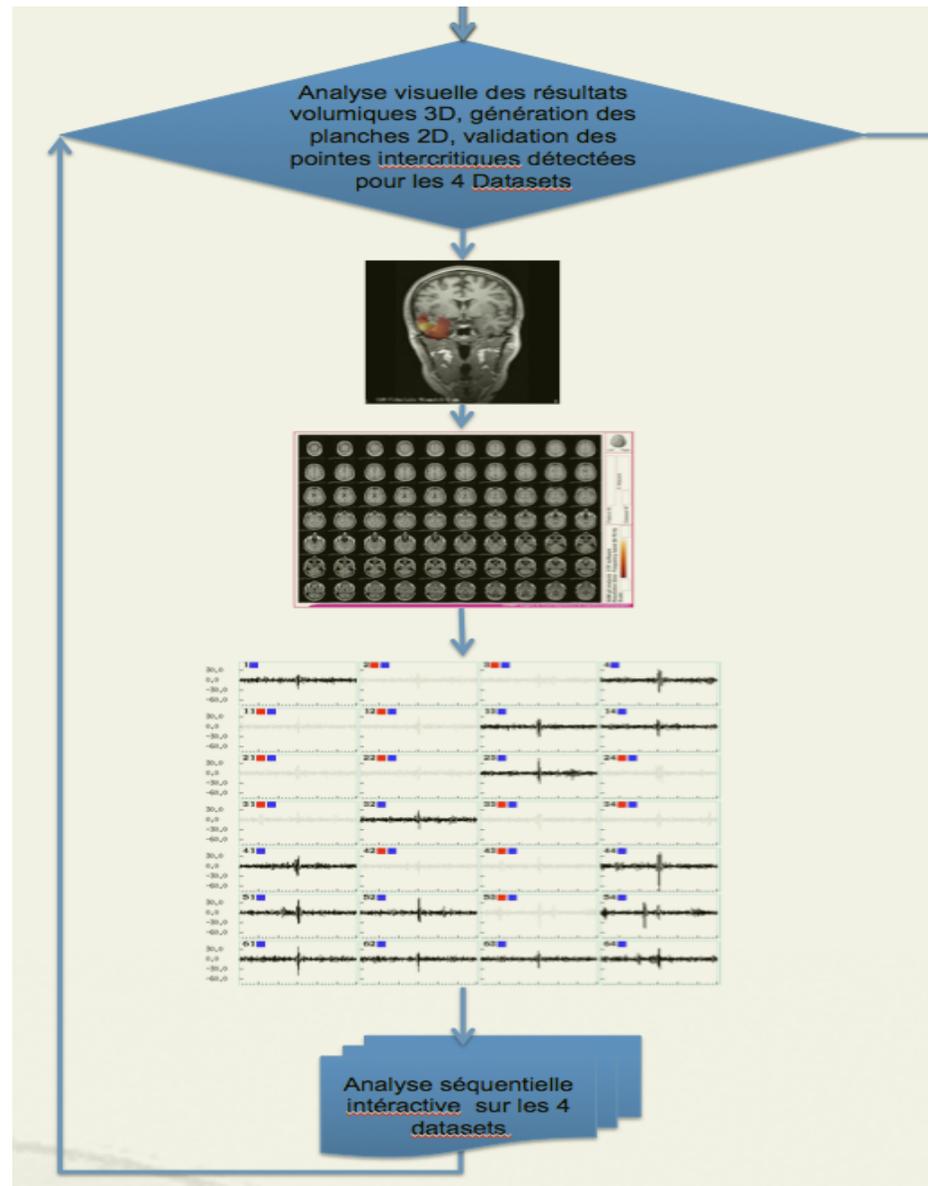
De 1000 à 20.000 estimations dipolaires avec une estimation des volumes faites sur 200 tirages aléatoires à chaque pas de temps et pour toutes les pointes



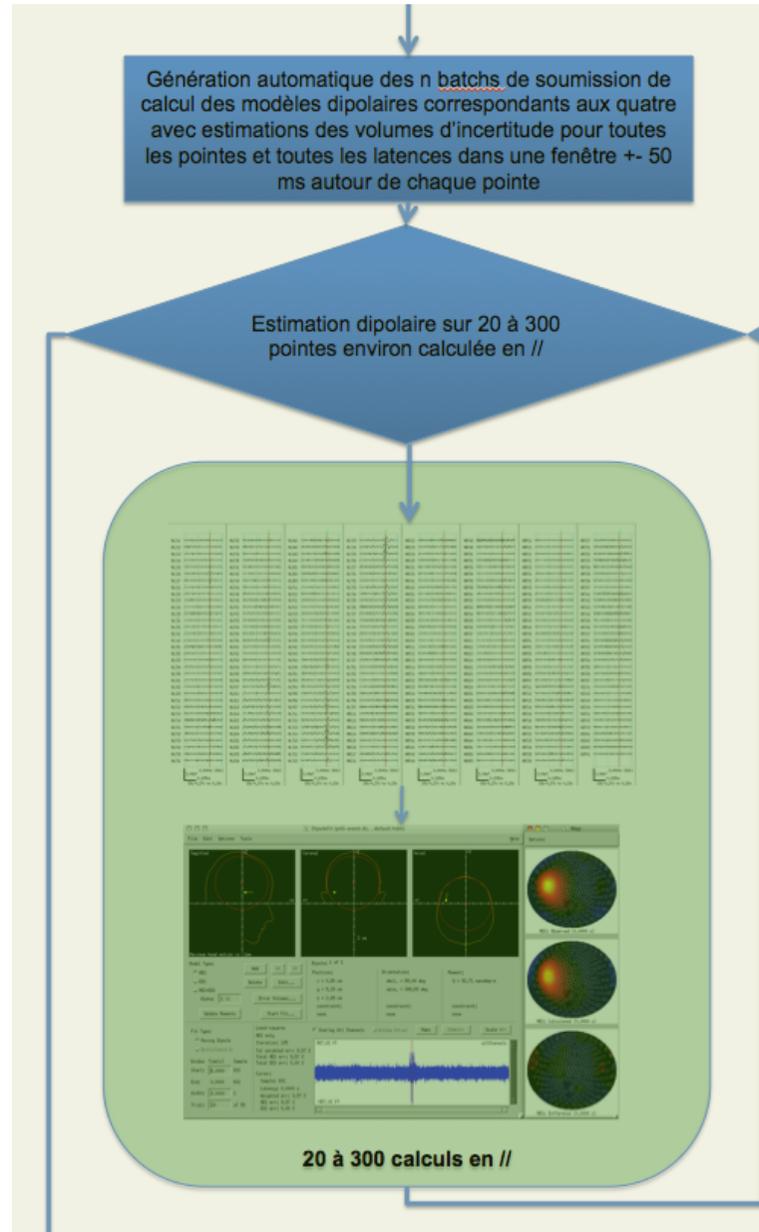
## CC-IN2P3 Phase 1 (interactif + //)



## CC-IN2P3 Phase 2 (interactif)



# CC-IN2P3 Phase 3 (//)



## CC-IN2P3 Phase 4 (interactif)

The screenshot displays the CERMAP software interface for the CC-IN2P3 Phase 4 project. The interface is divided into several sections:

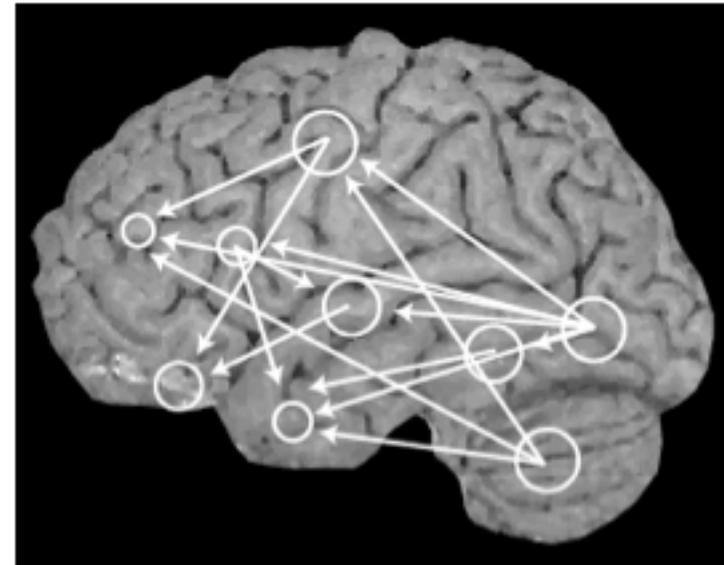
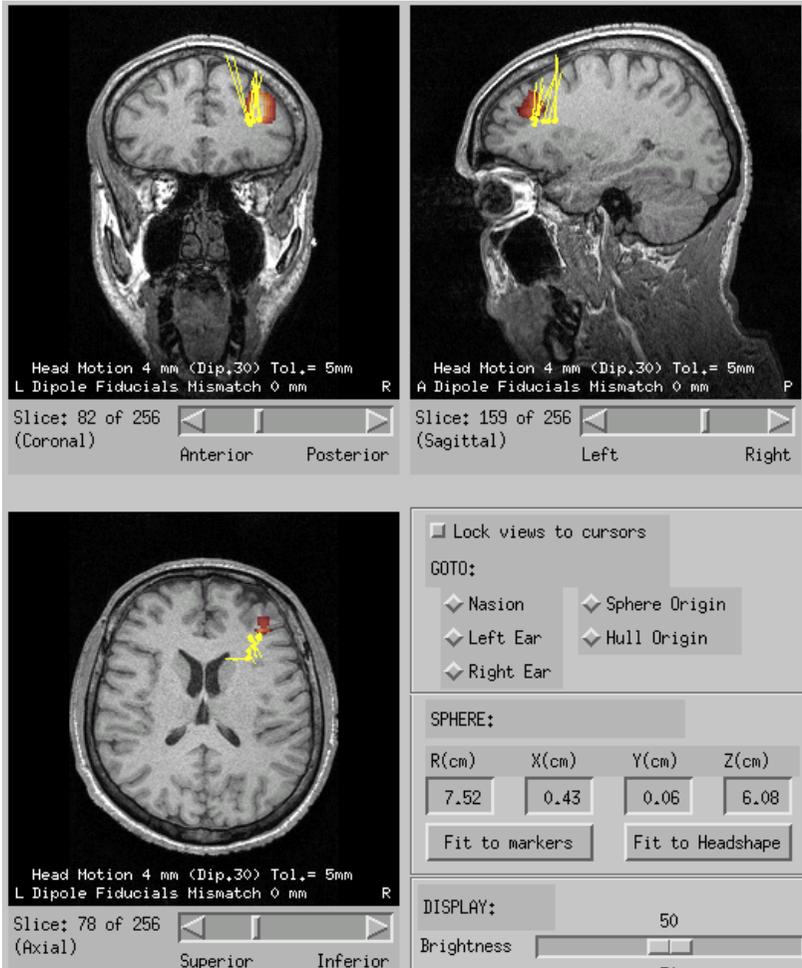
- Top Left:** Three brain slices (Coronal, Sagittal, Axial) showing dipole locations. Each slice has a status bar indicating 'Head Motion 1 mm (Dip. 2682) Tol. = 5mm' and 'L Dipole Fiducials Mismatch 0 mm'.
- Top Right:** 'DIPOLE:' section with 'Delete all dipoles' button, '628 of 3782' count, and 'List ...' button. Below are 'Display:' options (All dipoles, All marked, Current slice only, Current slice marked, None) and 'Mark:' options (Exclude bad, Exclude error > 10.0 z).
- Middle Left:** 'SAM SENSOR:' section with 'Delete all sensors' and 'Delete current' buttons, and '1 of 1' indicator.
- Middle Right:** 'SAM PEAK:' section with 'Delete all peaks' and 'Delete current' buttons, '0 of 0' indicator, 'Mark Peaks' button, and 'SAM Settings ...' button. Below is a color scale for SAM volume overlay from 5.00 to 24.22.
- Bottom Left:** 'DISPLAY:' section with '50' value, 'Brightness' and 'Contrast' sliders.
- Bottom Right:** 'SAM FILTER:' section with 'Delete all filters' and 'Delete current' buttons, and '0 of 0' indicator.
- Bottom:** 'SAM Dataset: p4.ds' and 'SAM File: Global\_20-70Hz\_G2.sv1'. 'Dipole File: p4S-event-gof-all.dip' is shown at the bottom right.

A blue arrow points from the top of the interface to a blue box at the bottom containing the text: "Edition rapport technique et médical".

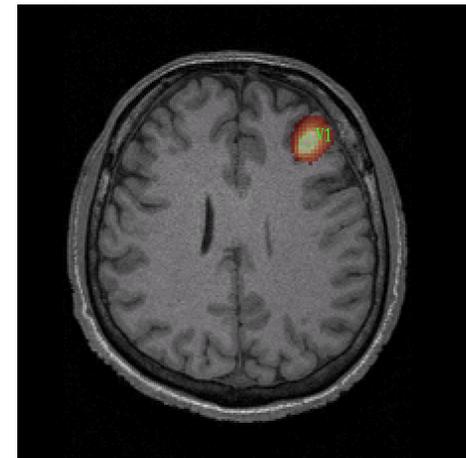
Les premières tentatives de calcul, pour un patient ayant un nombre de pointes moyen (entre 50 et 100) conduisaient, sur nos équipements, à des temps de calcul de l'ordre de **200 heures**.

La conséquence principale était l'abandon systématique du calcul des volumes d'incertitude avec le risque d'accepter des modèles dipolaires expliquant correctement les signaux enregistrés, mais totalement **instables spatialement et donc inutiles, voir dangereux**, pour une application clinique.

L'utilisation de la ferme de calcul de l'IN2P3 nous a permis de réduire le temps de calcul à quelques heures (**entre 3 et 4h**) en parallélisant l'ensemble des calculs de sources et de stabilité dipolaire et d'obtenir un dossier médical fiable.



causality (RSVP)



## Projets épilepsie

- Estimation du volume excitateur (maillages fins)
  - Calcul des causalités (Granger) aux environs des pics d'activité
  - Introduction des modèles réalistes de tête ( influence des vis support d'électrodes profondes)
  - Latéralisation des aires du langage
  - Repérage du sillon pré-central
- 
- Création d'un centre de données et calcul de référence pour les hôpitaux

## Autres labos proches

- Neurodis -> analyse du ruban cortical
- IDEE -> épilepsie de l'enfant
- CRNL -> BCI et Neurofeedback
- .....

**Merci**