

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche scientifique



Université Mohamed Khider Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique  
Filière : Electronique  
Option : Télécommunication

Réf:.....

Mémoire de Fin d'Etudes  
En vue de l'obtention du diplôme:

**MASTER**

*Thème*

*Résolution du problème  
inverse par LORETA*

Présenté par :  
OTMANE Omar Elfarouk

Proposé et dirigé par :  
Mme. BARKAT Aicha

**Promotion : Juin 2012**

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la recherche scientifique



Université Mohamed Khider Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique  
Filière : Electronique  
Option : Télécommunication

Mémoire de Fin d'Etudes  
En vue de l'obtention du diplôme:

**MASTER**

*Thème*

*Résolution du problème inverse  
par LORETA*

Présenté par :

OTMANE Omar Elfarouk

Avis favorable de l'encadreur :

Mme. BARKAT Aicha

Avis favorable du Président du Jury

Cachet et signature



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche scientifique



Université Mohamed Khider Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique  
Filière : Electronique  
Option : Télécominnucation

Mémoire de Fin d'Etudes  
En vue de l'obtention du diplôme:

**MASTER**

*Thème*

***Résolution du problème direct  
par LORETA***

Présenté par :  
OTMANE Omar Elfarouk

Proposé et dirigé par :  
M<sup>ed</sup> . BARKAT Aicha

Promotion : Juin 2012

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche scientifique



Université Mohamed Khider Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique  
Filière : Electronique  
Option : Télécommunication

Réf:.....

Mémoire de Fin d'Etudes  
En vue de l'obtention du diplôme:

**MASTER**

*Thème*

***Résolution du problème direct  
par LORETA***

Présenté par :  
OTMANE Omar Elfarouk

Proposé et dirigé par :  
M<sup>ed</sup> . BARKAT Aicha

Promotion : Juin 2012

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la recherche scientifique



Université Mohamed Khider Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique  
Filière : Electronique  
Option : Télécominnucation

Mémoire de Fin d'Etudes  
En vue de l'obtention du diplôme:

**MASTER**

*Thème*

***Résolution du problème direct par  
LORETA***

**Présenté par :**

OTMANE Omar Elfarouk

**Avis favorable de l'encadreur :**

M<sup>ed</sup> . BARKAT Aicha

**Avis favorable du Président du Jury**

.....

**Cachet et signature**



# Dédicase

*Je dédie ce modeste travail à ce qui méritent le plus ma reconnaissance, ma gratitude et mon grand amour, ceux qui m'ont apporté toujours soutien et bonheur dans la vie, mes pensées vont directement :*

*A ma mère ; mon père*

*A mes chères frères : Babi, Faresse, Ammar Charef Eddine.*

*Pour mon sœur : Rabia.*

*A tout ma famille.*

*A tout les gens qui j'aime.*

*A mes très chères amies les plus proches de mon cœur :*

*Salah, Siaf, Moussa, Toto, Zoubir, Moussa alia, Khaled, Mohamed, Ossama, Adel.*

*Aux personnes que je n'oublierai jamais: mes collègues de la promotion de l'électronique option télécommunication master2 2012.*

*Otmane Omar EL farouk*



# Remerciement

*Arrivant a la fin de ce travail, on tient à exprimer mon plus vifs remercient a :*

*Dieu, tout puissant qui ma donné la santé, la courge et la volonté tout au longe de mon étude pour arrivé la et atteindre mon objectif.*

*Mes profondes reconnaissances et gratitudes vont :*

*Madame : BARKAT AICHA*

*D'avoir guider et diriger ce travail dans le bon sens et pour conseils judicieuses et valeureuse.*

*Je tiens à adresser mes sincères remerciements à tous les membres du Jury chargé d'examiner la soutenance de mon projet de fin d'étude*

*A tous les enseignants qui ont contribué a mon formation*

*On remercie tout personnes ayant contribué de loin ou de prés accomplir et a améliorer ce travail.*



# Liste des figures

<i>Figure I.1: Schéma comparatif des résolutions temporelles et spatiales des différentes techniques d'imagerie fonctionnelle. Les échelles non linéaires permettent d'apprécier les caractéristiques de chacune d'elles .</i>	4
<i>Figure I.2 –Mécanisme ionique de propagation de l'influx nerveux</i>	6
<i>Figure I.3: Représentation et contribution d'un PSPI et d'un PSPE sur l'enregistrement d'un potentiel de surface</i>	7
<i>Figure I.4: Modélisation dipolaire de l'activation d'un neurone. Lors d'une activation synaptique, il y a apparition d'un puits de courant au niveau de la synapse dans le cas d'un PSPE, alors qu'une source apparaît à l'autre extrémité. L'apparition simultanée à une faible distance de ces deux accumulations de charges de signe opposé, suggère une modélisation dipolaire pour le neurone.</i>	8
<i>Figure I.5: Représentation de cellules à champ fermé et champ ouvert</i>	8
<i>Figure I.6: Chaque dipôle à l'intérieur du cerveau crée sur la surface de la tête un champ électrique et magnétique perpendiculaires.</i>	9
<i>Figure I.7: Hans Berger, le père de l'électroencéphalogramme</i>	10
<i>Figure I.8: Exemples de cartes de potentiels en relation avec des tracés EEG multicanaux. Cartes d'activation liées à la présentation d'un stimulus dans les Champs Visuels Gauche (CVG - figure de gauche), Droit (CVD - figure de droite) et Central</i>	11
<i>Figure I.9: Projection de l'EEG sur la surface du scalp: Ces deux cartes représentent les composantes P100 de deux potentiels évoqués visuels, présentés dans les hémichamps droit et gauche.</i>	11
<i>Figure. I.10.: potentiel évoqué visuel avec stimulation</i>	13
<i>Figure. I.11 : potentiel évoqué auditif avec stimulation</i>	13
<i>Figure. I.12: potentiel évoqué somesthésique avec stimulation</i>	14
<i>Figure I.13; Champs électriques générés par les courants synaptiques. Déclenchement d'un potentiel post-synaptique. Dans ce cas, la synapse excitatrice se trouve dans la partie supérieure de la région dendritique. Lors de la transmission synaptique, des courants entrant positifs pénètrent dans la dendrite, conduisant à rendre le milieu extracellulaire légèrement négatif. L'EEG mesure les courants générés au niveau du dipôle électrique au travers des différentes Couches de tissus. Il est nécessaire que des milliers de cellules corticales soient activées en même temps pour atteindre une variation de potentiel détectable en surface. Modifier d'après [BCP01.]</i>	15



Figure. I.14 – Corrélation entre l'activité intracellulaire des cellules corticales et les ondes EEG de sur-face [CWL66]. Les ondes EEG et les potentiels intracellulaires correspondants ont été superposés en utilisant comme référence le pic de l'onde négative de l'EEG. A- Les ondes négatives sont associées dans la cellule corticale à des PPSE pouvant déclencher les potentiels d'action. B- Les ondes positives (+) sont corrélées dans la même cellule à des PPSI. D'après [Ren04.]	15
Figure I.15 – Illustration de la réaction d'arrêt de Berger. Les ondes alpha disparaissent dès que le sujet ouvre les yeux.	16
Figure. I.16 – Les rythmes corticaux	17
Figure. I.17– Système standard international de placement des électrodes. A) vue de la gauche, B) vue de dessus. En C) localisation et nomenclature des électrodes selon la société américaine l'électroencéphalographie (Adapté d'après [SCL+91]).	18
Figure. I.18. Bonnet et électrodes EEG. Le bonnet est un tissu élastique contenant les électrodes, 64 dans cet exemple, placé selon le système international 10-20. Les électrodes supplémentaires, des électrodes cupules, sont ici l'électrode de référence sur le front et une paire d'électrodes bipolaires pour détecter les mouvements oculaires.	19
Figure. I.19 – Système d'acquisition EEG. Les différences de potentiels électriques sur le scalp sont enregistrées par des électrodes reliées à un ensemble composé d'une tête, d'un amplificateur, d'un filtre analogique coupe-bande de 50Hz et d'un système d'écriture sur disque dur pour la sauvegarde des signaux EEG	20
Figure. I.20: Potentiels Evoqués (PE) par la présentation d'un stimulus auditif (S). Les PE (tracé rouge) sont d'une amplitude trop faible pour être visibles sur l'EEG (tracé du haut). Il faut donc moyenner plusieurs essais (20 à 30) afin d'obtenir un rapport signal sur bruit suffisant.	23
Figure. I.21: Techniques d'analyse de l'EEG: GFP (a), courbe de dissimilarité (b), trajectoire antérieur-épostérieure (c) et gauche-droite (d) des centres de masse des activités positives et négatives. Les maxima du GFP correspondent aux minima de la dissimilarité et vice-versa.	25
Figure. I.22: Segmentation d'un potentiel évoqué visuel à l'aide de l'algorithme d'analyse de cluster. Les cartes 4 et 5 d'une part et 6 et 7 d'autre part paraissent très similaires, mais sont cependant assez différentes pour être considérées comme statistiquement différentes.	26
Figure. I.23: Représentation des électrodes dans le diagramme de Nyquist pour la fréquence 10,5 Hz. Les distances électrodes-origine représentent la puissance pour chaque électrode de la fréquence étudiée. Ces puissances peuvent être reportées sur une carte prenant en compte la position individuelle des électrodes.	27
Figure. I.24: (a) Lorsqu'il est possible de localiser les générateurs d'une fréquence définie, les points représentant les électrodes dans un diagramme de Nyquist sont sur une ligne. Les déphasages possibles sont alors seulement de 0 et $\pi$ . (b) Projection des points représentant les électrodes sur la meilleure droite au sens de moindres carrés. La partie supérieure de la droite est assimilée à des valeurs positives, la partie inférieure à des valeurs négatives (droite).	28



<i>Figure I.25: FFT approximation pour la bande de fréquence <math>\alpha</math>. Pour chaque fréquence, nous pouvons calculer la droite qui minimise la somme des distances des points à la droite. Les points représentant les électrodes sont ensuite projetés sur cette droite. La distance électrode projetée-origine représente la nouvelle puissance de la fréquence. Le signe - est associé aux électrodes dont la projection se situe sur la demi-droite négative, le signe + est associé aux électrodes dont la projection se situe sur la demi-droite positive. Nous obtenons ainsi une carte de potentiels "approximatifs" utilisable pour localiser les générateurs de la fréquence considérée.</i>	29
<i>Figure II.1 : Principe problème direct et problème inverse</i>	32
<i>Figure II.2 : Principe problème direct</i>	33
<i>Figure II.3 : modèle de tête à 3 couches (peau, os, cerveau)</i>	35
<i>Figure II.4: Principe du problème inverse</i>	41
<i>Figure II.5: Les deux approches pour la localisation des sources électromagnétiques sont d'une part les modèles dipolaires utilisant des algorithmes d'optimisation non-linéaires itératifs et d'autre part les modèles de sources distribuées utilisant la résolution d'un système d'équations linéaires.</i>	44
<i>Figure II.6: Localisation de l'activité électrique cérébrale au moyen du modèle dipolaire en relation avec un stimulus dans le Champ Visuel Droit CVD (fig. de droite), dans le Champ Visuel Central CVC (fig. du centre) et dans le Champ Visuel Gauche CVG (fig. de gauche). La solution minimise par itérations successives la distance (carte résiduelle) entre les cartes mesurées et les cartes calculées. La variance expliquée (<math>e.v</math>) est alors maximum.</i>	45
<i>Figure II.7 : La courbe pleine représente la solution la plus régulière, la courbe en pointillés une solution</i>	51
<i>Figure II.8 : (a) Schéma de représentation de la grille de définition de la quantité <math>U</math>. (b) coefficients du Laplacien associé au point central et à ses voisins de la grille</i>	52
<i>Figure II.9: Grille de 1153 points servant de support pour nos reconstructions de l'activité électrique. (a) vue de dessus. (b) vue de 3/4 arrière</i>	53
<i>Figure III.1 : représentation 3D de l'espace mesure défini par 148 électrodes</i>	57
<i>Figure III.2 : représentation 3D de l'espace mesure défini par 818 sources</i>	58
<i>Figure III.3 : représenté 3D la position de la source désiré N°70</i>	61
<i>Figure III.4. La densité de courant et position estimée de la source N° 70</i>	61
<i>Figure III.5 : représenté 3D la position de la source désiré N°300</i>	62
<i>Figure III.6. La densité de courant et position estimée de la source N° 300</i>	62
<i>Figure III.7 : représenté 3D la position de la source désiré N°480</i>	63
<i>Figure III.8 La densité de courant et position estimée de la source N° 480</i>	63
<i>Figure III.9 : représenté 3D la position de la source désiré N°255</i>	64
<i>Figure III.10 La densité de courant et position estimée de la source N° 255</i>	64
<i>Figure III.11 : représenté 3D la position de la source désiré N°758</i>	65
<i>Figure III.12. La densité de courant et position estimée de la source N° 758</i>	65
<i>Figure III.13. L'erreur de localisation par LORETA</i>	66



# Sommaire

* Remerciements .....	*
* Dédicace .....	*
* Résumé .....	*
*liste des figures .....	1
*liste des abréviations .....	
* Introduction générale .....	1
<b>Chapitre I</b>	
<b>Les techniques d'imagerie fonctionnelle</b>	
I. Introduction .....	4
I .1.Degré d'invasivité .....	4
I .2.Résolution spatiale .....	5
I .3.Résolution temporelle .....	5
II . Activité électriques .....	6
II .1.Du neurone au dipôle .....	6
III . Représentation de l'EEG .....	10
III .1.Historique de l'EEG .....	11
III .2.Les potentiels évoqués .....	11
III .2.1.Les potentiels évoqués visuels (PEV) .....	12
III .2.2.Les potentiels évoqués auditifs (PEA) .....	12
III .2.3.Les potentiels évoqués somesthésiques (PES) .....	13
III .2.4.La P300 .....	14
IV. Activité rythmique de l'EEG .....	15
IV. 1.Différents rythmes corticaux .....	16
IV. 1.1.Bande gamma $\gamma$ .....	16
IV. 1.2.Ondes bêta $\beta$ .....	16
IV. 1.3.Ondes alpha $\alpha$ .....	16
IV. 1.4.Ondes thêta $\theta$ .....	16
IV. 1.5.Ondes delta $\delta$ .....	17
V. Procédure d'enregistrement l'EEG .....	17



V.1. Electrodes et système de placement .....	17
V.2. Montage et électrode de référence .....	19
V.3. Matériels d'acquisition .....	20
VI. Traitement de l'EEG .....	21
VI.1. Filtrage des données/rejet des artefacts .....	21
VI.2. Moyennage .....	22
VII. Analyse de l'EEG .....	23
VII.1. Analyse topographique .....	23
VII.2. Analyse en fréquence - "FFT Approximation" .....	26
VIII. Conclusion .....	30

## Chapitre II

### Problème de localisation de l'activité cérébrale

I. Introduction .....	32
II. Le problème direct .....	33
II.1. Le modèle sphérique .....	34
II.2. Les modèles réalistes surfaciques .....	34
II.3. Les modèles réalistes volumiques .....	34
II.4. Milieu homogène .....	37
III. Le problème inverse .....	41
III.1. Les méthodes dipolaires .....	42
III.2. Les méthodes par balayage .....	42
III.3. Les méthodes de sources distribuées .....	43
IV. Analyse fonctionnelle .....	44
V. Résolution du problème inverse .....	45
V.1. Pseudo Inverse de Moore-Penrose (PIMP) .....	46
V.2. Méthodes des Moindres Carrés (MMC) $3M < (N-1)$ .....	47
V.3. Calcul de la matrice Lead Field .....	48
VI. Solution par LORETA .....	50
VI. Conclusion .....	54

## Chapitre III

### Conception

I. Introduction .....	56
II. Description du logiciel .....	56



II. Modèle et Organigramme .....	56
III.Résultats et discussion .....	60
IV. conclusion .....	67
* <b>Conclusion générale</b> .....	*
* <b>Liste des figures</b> .....	*
* <b>Reference bibliographique</b> .....	*
* <b>Annexe</b> .....	*
-----	



# Résumé

La localisation de l'activité cérébrale au moyen de techniques d'imagerie sans cesse en évolution est un champ d'investigation important depuis quelques années. Dans ce domaine les enregistrements électromagnétiques de l'activité neuronale possèdent la meilleure résolution temporelle et permettent de suivre le développement d'un processus cérébral. Dans la modélisation de l'activité électrique cérébrale, chaque arrangement de neurones en macro-colonne est considéré comme un dipôle de courant produisant un certain potentiel sur la surface du scalp.

Les enregistrements **EEG** sont une mesure sur la surface de la tête reflétant l'activité électrique des générateurs de courant. Il est alors nécessaire de modéliser la tête en tant que volume conducteur et d'appliquer les lois de l'électromagnétisme pour estimer au mieux les distributions volumiques des sources de courants. Nous avons focalisé notre travail sur les solutions distribuées de type **LORETA (low resolution électromagnétique tomography)** et sur un modèle sphérique pour représenter la tête. Les électrodes sont les capteurs de notre système. Ainsi l'ensemble de ce travail apporte de nouveaux développements dans le domaine de la localisation de l'activité électrique cérébrale. Nous avons montré l'importance de la configuration des électrodes, c'est-à-dire de l'échantillonnage spatial, de même que les méthodes d'interpolation pour la localisation de réponse moyennes.

## Summary

The brain functions and their localizations have been more and more investigated in the last few years. Among all the technics (PET, SPECT, fMRI), the EEG/MEG is a very powerful tool to study the spatio-temporal dynamics of human brain functions. The organization of neurons in macro columns allows us to record EEG signals on the scalp. Modeling the head as the multi-shell spherical model and the macro columns as dipoles, we are able to estimate in a volume (3D) the electrical activity of the brain. We focused our work on the distributed source model and used inverse solutions of **LORETA** type. For all fields, the sensors are of primary importance. Therefore we have investigated the effect of the number and configuration of the electrodes. All these studies have been done while simplifying the head as a 3 shell spherical model, which means that no anatomical constraint could be performed.



# Introduction générale

**L**a compréhension du fonctionnement du cerveau humain est l'un des domaines de recherches les plus vastes et les plus remarquables. Il s'agit en effet de se servir de notre cerveau pour en comprendre ses propres mécanismes. Des le début du XIX<sup>ème</sup> siècle, on émet l'hypothèse que certaines zones cérébrales sont spécialisées dans la réalisation d'activités mentales bien précises. Les progrès des techniques d'investigation cérébrale confirmeront cette hypothèse. La cartographie du cerveau humain devient alors un nouvel axe de recherche.

Les techniques d'investigation cérébrale sont nombreuses : dissection, examen des lésions cérébrales a l'autopsie chez l'homme, stimulation électrique chez l'animal, imagerie par résonance magnétique, par émission de simples photons, électroencéphalographie ...

Intéressons nous plus particulièrement a l'électroencéphalographie, qui a la propriété d'être non invasive et de rendre compte du décours temporel de l'activité cérébrale.

A l'aide des connaissances physiologie sur le fonctionnement du neurone, on peut construire un modèle physique permettant de rendre compte, globalement, des courants bioélectriques qui circulent dans notre cerveau. On peut ainsi expliquer les potentiels électriques mesurés sur le scalp, ainsi que les champs magnétiques mesurés a proximité du cerveau humain.

L'objectif est alors de retrouver les sources neuronales qui sont à l'origine des distributions de potentiel ou de champ magnétique ainsi mesurées. Pour atteindre cet objectif, différents modèles sont à notre disposition. Les différences entre ces modèles résident dans le choix de représenter l'activité d'un petit groupe de neurones par un dipôle de courant ou par un autre modèle de source, et le choix d'assimiler la géométrie de tête a un emboitement de sphères ou bien de tenir compte des caractéristiques plus réaliste de la tête, telles qu'on peut les mesurer a l'aide de électroencéphalographie. Dans ce dernier cas, une méthode de résolution numérique devra être choisie.

Nous adapterons un modèle de source distribuées pour représenter les sources neuronales. La géométrie sphérique a 3 couches : modèle sphérique, modèle réaliste surfacique, modèle réaliste volumique délimitant le scalp, le crane et le cerveau sera utilisée pour construire un modèle de la tete.

Le bute du travail qui va être présenté ici est d'évaluer les performances de technique de localisation de source :low résolution electrical tomography (LORETA).



### **Notre travail dans ce mémoire est organisé comme suite :**

Dans le Chapitre **I**, il s'agit de donner une vue générale sur les différentes techniques d'imagerie fonctionnelle et d'étudier en particulier le signal EEG ; le matériel de son enregistrement et son analyse topographie et fréquentielle.

Chapitre **II** traite le problème de localisation de l'activité cérébrale en deux étapes : modélisation des équations de Maxwell en un système linéaire et puis résoudre ce système en cherchant une solution de type Loreta.

Le Chapitre **III** représente l'algorithme de résolution du système linéaire. Ainsi que les résultats de simulation.

En dernier, une conclusion générale vient pour clôturer le travail.



## I. Introduction

Les nouvelles techniques d'imagerie médicale permettent à l'heure actuelle d'accéder précisément à l'anatomie du cerveau (CT scan, Imagerie par Résonance Magnétique (IRM - MRI) ainsi qu'à l'activité cérébrale (Tomographie à Emission de Positons (TEP -PET ), Tomographie à Emission Mono-Photonique (TEMP - SPECT), Imagerie par Résonance Magnétique Fonctionnelle (IRMf - fMRI), Electroencéphalographie (EEG), Magnétoencéphalographie (MEG)). Ces dernières techniques, dites d'imagerie fonctionnelle, mesurent la variation des paramètres physiques et/ou physiologiques liés à la perception ou à la réalisation d'une tâche cognitive (tâches linguistiques, mémoire, reconnaissance de visages...) ou en relation avec un dysfonctionnement local cérébral.

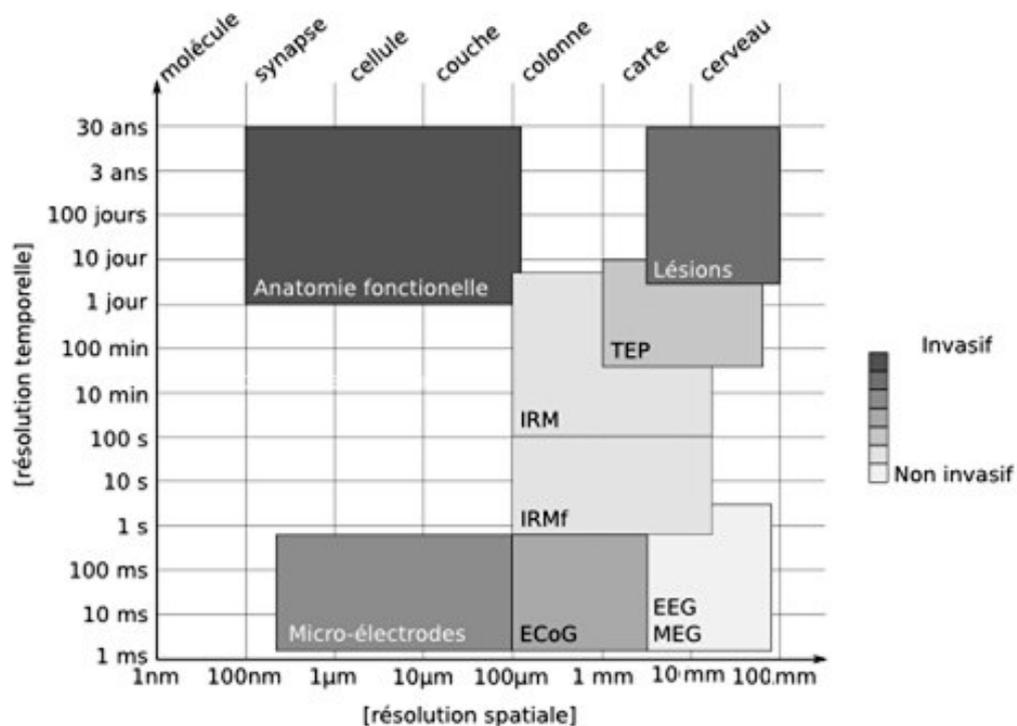


Figure 1.1: Schéma comparatif des résolutions temporelles et spatiales des différentes techniques d'imagerie fonctionnelle. Les échelles non linéaires permettent d'apprécier les caractéristiques de chacune d'elles. [1]

### I.1. Degré d'invasivité

Le degré d'invasivité correspond aux conséquences négatives que peut avoir le procédé de mesure sur le sujet. Parmi les trois modalités que nous avons présentées, la TEP est la méthode la plus invasive car elle implique l'injection d'un produit de contraste radioactif dans l'organisme[2]. L'IRMf ne nécessite pas d'introduction de produit de contraste mais la présence d'un champ magnétique important qui en interdit l'utilisation pour des sujets ayant une pièce métallique dans le corps (un pacemaker ou des implants auditifs par exemple)[3]. L'EEG et la MEG sont des



modalités totalement non invasives pour les sujets, il faut toutefois éviter la présence de certains objets métalliques qui peuvent perturber le signal magnétique.

## **I .2.Résolution spatiale**

La résolution spatiale est de l'ordre de quelques  $\text{mm}^3$  avec l'IRMf de dernière génération ainsi qu'avec l'EEG et la MEG, grâce à leur casque possédant jusqu'à 256 électrodes. Cependant, en EEG et MEG, de nombreuses difficultés se posent pour localiser exactement les régions cérébrales à l'origine des signaux mesurés et une telle précision ne peut être obtenue que si une seule région de faible étendue contribue aux données MEG ou EEG (ce qui est rarement le cas).

## **I .3.Résolution temporelle**

La résolution temporelle de la TEP est plus faible que celle de l'IRMf, il faut environ une minute pour acquérir une image TEP et environ de 0.5 à 1 seconde pour une image IRMf. Ces durées sont très longues au regard de la rapidité des phénomènes cognitifs. Bien qu'il soit possible d'obtenir de meilleures résolutions temporelles en choisissant une région d'intérêt limitée, ces méthodes ne permettent pas de suivre l'évolution précise des phénomènes cognitifs. L'EEG et la MEG ont pour leur part une résolution temporelle de l'ordre de la milliseconde, ce qui permet de suivre en temps réel la chronologie des processus cognitifs.

Il n'existe donc pas encore de méthode parfaite pour explorer le fonctionnement cérébral. Il est nécessaire de trouver un compromis entre la résolution temporelle et la résolution spatiale (Fig I.1). L'EEG ou la MEG mesurent directement l'activité électrique neuronale, alors que l'IRMf et le TEP reflètent seulement l'activité métabolique neuronale. Ainsi, il n'est pas possible de conclure directement, avec ces deux dernières techniques, sur le fonctionnement intrinsèque neuronal. L'EEG possède, avec la MEG, la meilleure résolution temporelle. L'analyse de la distribution spatiale des potentiels électriques de surface, puis le calcul de la distribution volumique des sources électriques, permettent de suivre le déroulement d'un processus cérébral avec une résolution spatiale correcte.

De plus, l'IRMf, la TEP et la MEG étant des techniques très coûteuses, il n'existe que peu d'appareillages dédiés à la recherche. Par contre, l'EEG présente l'avantage d'être présent dans l'ensemble des sites de soins. Pour ces raisons de représentation directe de l'activité cérébrale, d'un bon compromis entre la résolution temporelle et fréquentielle et pour sa grande disponibilité, nous avons décidé de travailler sur des signaux EEG afin de chercher à mieux décrire l'activité cérébrale.

## II. Activité électriques

### II .1.Du neurone au dipôle

L'EEG de surface ou intracrânien, contrairement aux enregistrements intracellulaires, mesure la somme de l'activité de centaines de milliers de neurones. Chaque neurone possède, de plus, un prolongement d'un diamètre et d'une longueur plus conséquente qui se termine en se ramifiant : il s'agit de l'axone. C'est le principal pôle émetteur du neurone. Quand un neurone est "au repos", il existe une différence de potentiel électrique entre son milieu intra Cellulaire et son milieu extracellulaire.

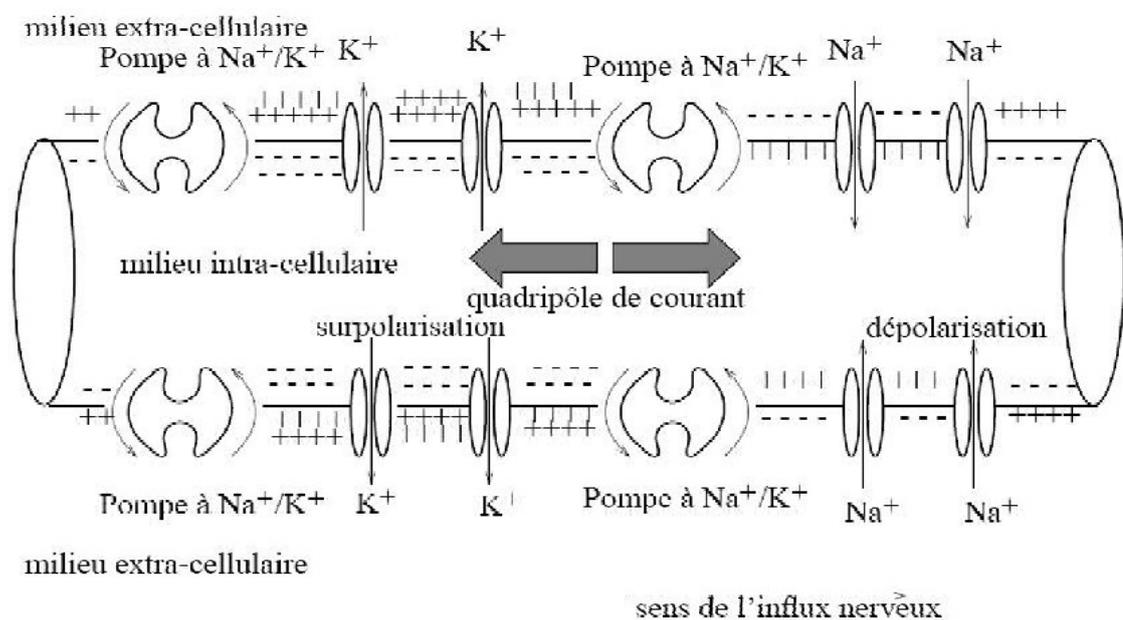


Figure I.2 – Mécanisme ionique de propagation de l'influx nerveux

Elle est de  $-60\text{mV}$ , l'intérieur présentant le potentiel le plus faible. Ceci est dû à un déséquilibre constant en ions  $\text{K}^+$  et  $\text{Na}^+$ , entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule, qui est maintenu par un mécanisme de pompes à ions. La propagation de l'influx nerveux débute avec l'apparition d'un potentiel post-synaptique (PSP). Sous l'action de neurotransmetteurs, la perméabilité de la membrane à certains ions (principalement des ions  $\text{Na}^+$  et  $\text{K}^+$ ) est altérée et il se produit une accumulation de ces ions dans la cellule. Le potentiel à l'intérieur de la cellule augmente d'une dizaine de millivolts pour une durée d'une dizaine de millisecondes. Plusieurs potentiels post-synaptiques peuvent se cumuler et si l'augmentation de potentiel qu'ils occasionnent localement à l'intérieur de la cellule dépasse une valeur seuil, le neurone entre dans une phase d'émission avec naissance d'un potentiel d'action (PA). La cellule se dépoliarise : le potentiel interne passe rapidement de  $-60\text{mV}$  à  $+40\text{mV}$  (ouverture des canaux ioniques) puis se dépoliarise (après

fermeture des canaux ioniques), déclenchant au passage un phénomène similaire dans un voisinage immédiat, assurant ainsi la propagation du signal. La durée de ce phénomène élémentaire est de l'ordre de la milliseconde. Ce PA se propage le long de l'axone et vient exciter ou inhiber d'autres neurones par l'intermédiaire des synapses. Ces dernières constituent une interface chimique permettant d'assurer le relais de l'influx nerveux d'un neurone au suivant. L'ensemble de ce processus physico-chimique nécessite, pour fonctionner, une certaine quantité d'énergie fournie notamment par le cycle d'oxydation de l'ATP (Fig I.2).

A l'inverse, les PSP, assimilés à des dipôles, ont une influence qui décroît en  $1/r^2$ . Ils sont alors les principales sources de potentiel que nous enregistrons en surface. Ces PSP peuvent être inhibiteurs (PSPI) ou excitateurs (PSPE) selon le type de cellule à l'origine de la transmission synaptique (Fig I.3).

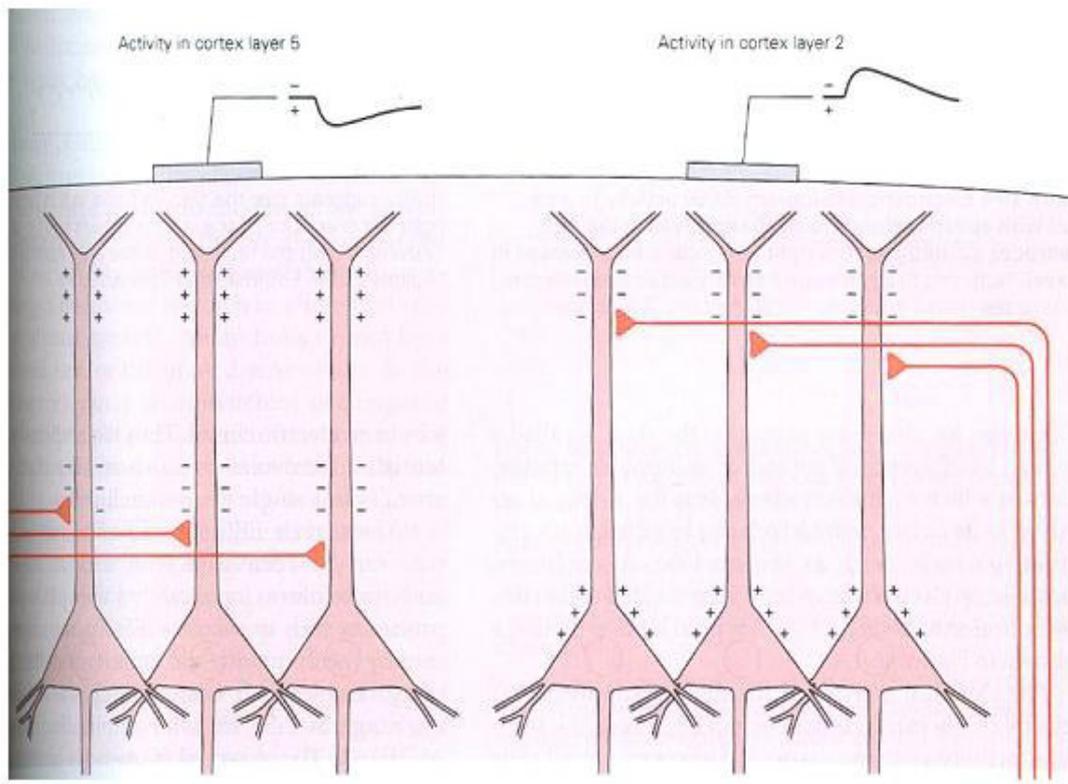


Figure I.3: Représentation et contribution d'un PSPI et d'un PSPE sur l'enregistrement d'un potentiel de surface.

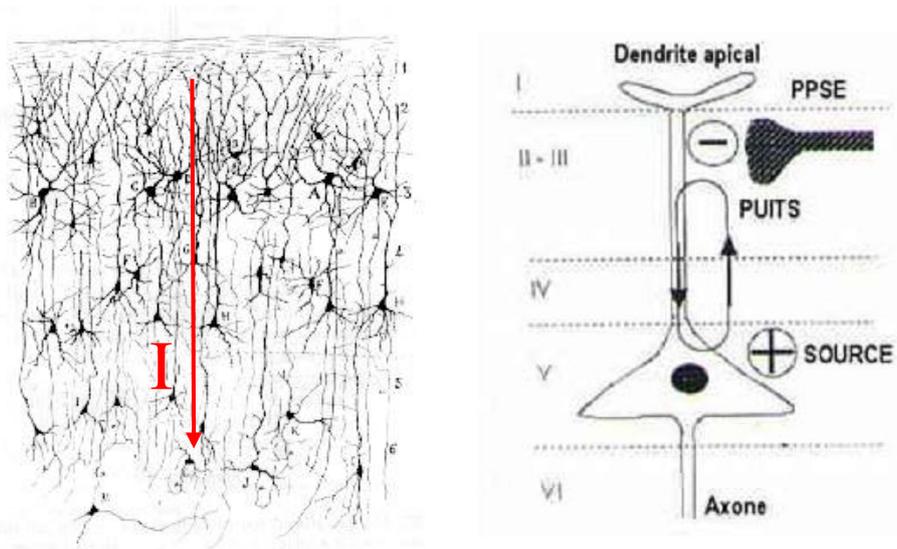


Figure I.4: Modélisation dipolaire de l'activation d'un neurone. Lors d'une activation synaptique, il y a apparition d'un puits de courant au niveau de la synapse dans le cas d'un PSPE, alors qu'une source apparaît à l'autre extrémité. L'apparition simultanée à une faible distance de ces deux accumulations de charges de signe opposé, suggère une modélisation dipolaire pour le neurone.

L'orientation des cellules influence également de façon importante la distribution du champ électrique. Seules les cellules pyramidales possédant une orientation privilégiée contribuent aux potentiels de surface. En effet, pour les cellules ne possédant pas de direction privilégiée les lignes de champs s'annulent, on parle alors de cellules à champ fermé (Fig I.4) [4].

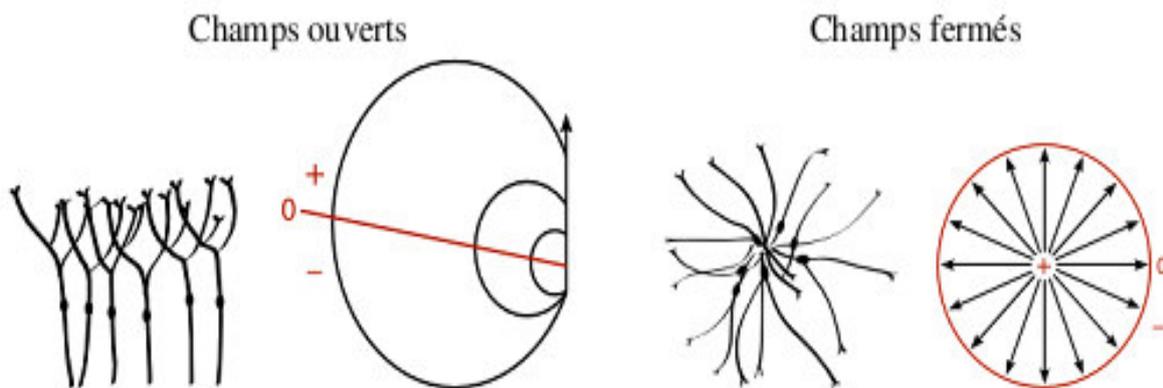
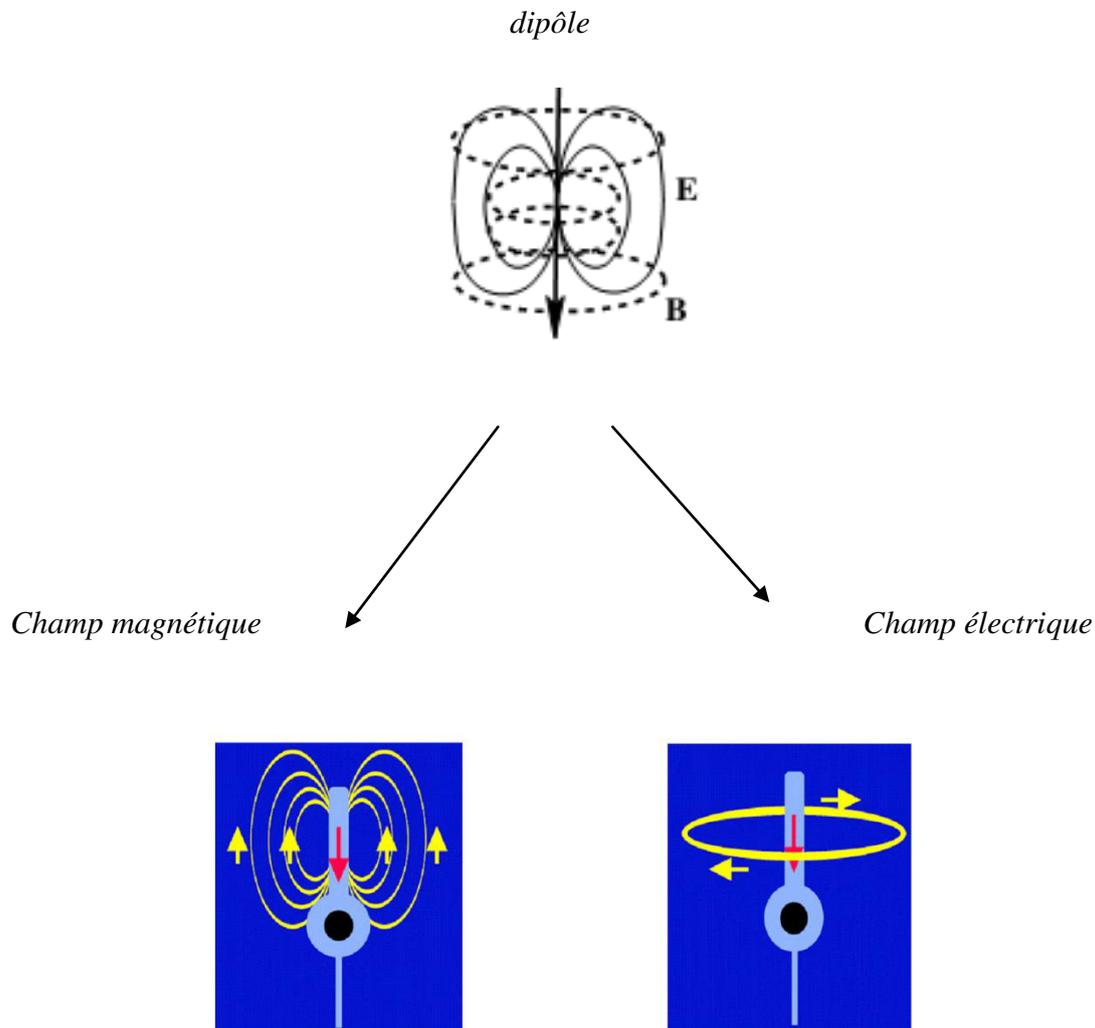


Figure I.5: Représentation de cellules à champ fermé et champ ouvert

L'EEG est l'enregistrement de l'activité électrique intégrée d'un grand nombre de neurones. L'organisation des neurones en macro colonnes perpendiculaires à la surface du cortex est l'une des raisons pour laquelle de tels enregistrements sont possibles. En effet un arrangement aléatoire ne produirait qu'un champ nul en surface.



*Figure I.6: Chaque dipôle à l'intérieur du cerveau crée sur la surface de la tête un champ électrique et magnétique perpendiculaires.*

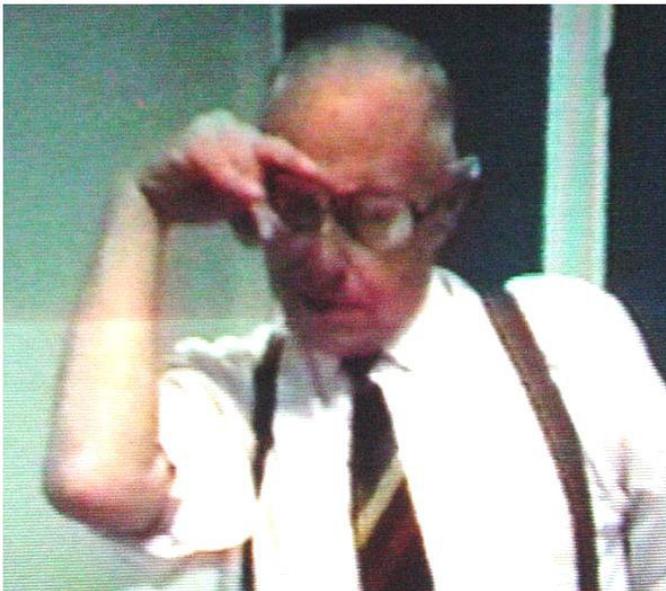
Nous pouvons ainsi considérer chaque neurone individuel comme un dipôle. Il convient cependant, pour des raisons d'échelle d'abord puis pour des raisons de complexité du modèle, d'utiliser le dipôle pour modéliser l'activité neuronale à l'échelle de la macro-colonne plutôt qu'à celle du neurone individuelle. Chaque arrangement de neurones en colonne dans une direction définie est alors assimilé à un dipôle de courant (Fig I.6). Ce dipôle peut avoir une orientation



radiale ou tangentielle selon la localisation de l'activité électrique qu'il représente. Cette remarque est importante dans le cadre de la MEG. En effet, les dipôles radiaux sont silencieux pour la MEG, c'est à dire qu'ils ne produisent aucun champ magnétique mesurable en surface.

### III . Représentation de l'EEG

Depuis Berger (1930)[5], les techniques d'acquisition et d'analyse de l'EEG/ MEG n'ont cessé de progresser. Les deux grandes avancées dans cette évolution ont été la multiplication des canaux et l'introduction des enregistrements digitalisés. En effet, alors qu'avec une électrode nous n'enregistrons qu'une faible partie de l'activité corticale, l'enregistrement simultané de nombreux canaux, 19 pour le système 10/20, de 32 à 64 pour la recherche conventionnelle, et même 128, permet d'avoir une représentation d'ensemble de l'activité électrique neuronale.



*Figure I.7: Hans Berger, le père de l'électroencéphalogramme.*

Nous pouvons visualiser cette activité sous forme de tracés EEG, pour la clinique par exemple, ou bien sous forme de carte topographique. Chacune des électrodes est alors projetée sur un plan unique, sur lequel les valeurs électriques sont codées en couleur. Les techniques d'interpolation permettent alors d'obtenir un véritable relevé cartographique du potentiel du scalp (Fig I.8). Le plus grand avantage de cette technique, outre l'aspect pratique, est que la topologie des cartes est indépendante de la référence choisie pour l'enregistrement. En projetant les électrodes sur la surface du scalp extraite de l'IRM, nous pouvons corréler ces cartes de potentiels avec l'anatomie sous-jacente(Fig I.9).

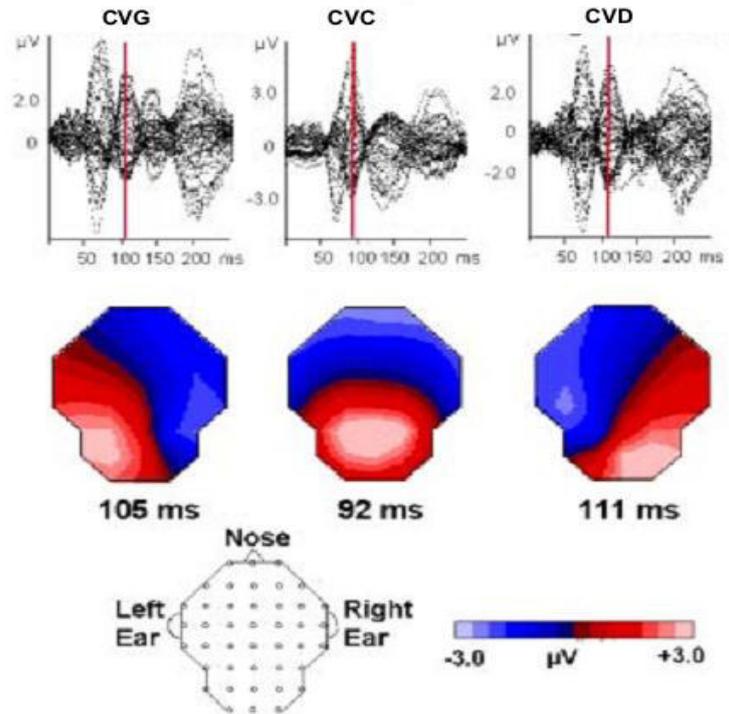


Figure 1.8: Exemples de cartes de potentiels en relation avec des tracés EEG multicanaux. Cartes d'activation liées à la présentation d'un stimulus dans les Champs Visuels Gauche (CVG - figure de gauche), Droit (CVD - figure de droite) et Central[5]

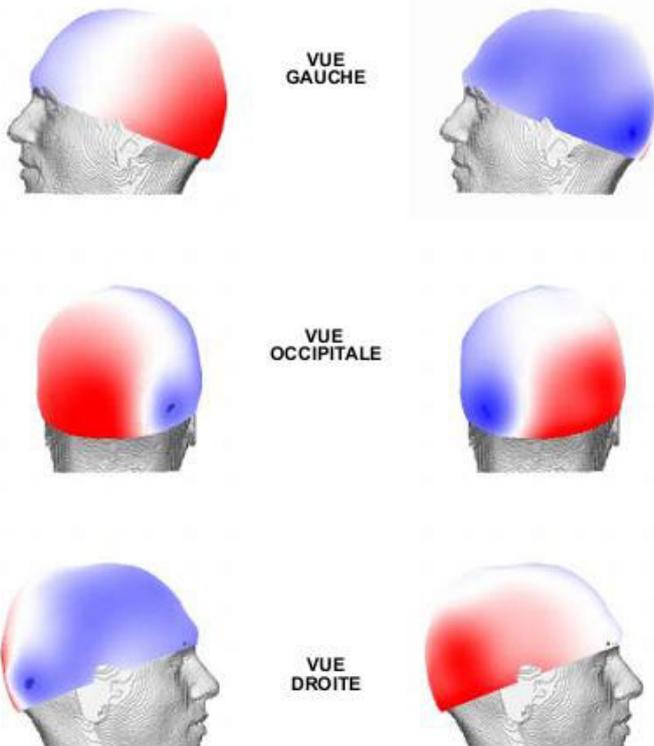


Figure 1.9: Projection de l'EEG sur la surface du scalp: Ces deux cartes représentent les composantes P100 de deux potentiels évoqués visuels, présentés dans les hémichamps droit et gauche[5].



L'électroencéphalographie (EEG) est le premier type d'imagerie fonctionnelle utilisée en clinique (depuis les années 1960). Son principe est simple, enregistrer les courants électriques. Neuronaux émis par le cerveau.

Les principales dates de l'histoire de l'EEG seront d'abord rapidement rappelées, avant de rentrer dans les principes d'enregistrement des signaux et de l'analyse de ceux-ci.

### III .1.Historique de l'EEG

Aujourd'hui, on attribue le premier enregistrement d'EEG sur les humains à Hans Berger en juillet 1924. Cependant, ses recherches étaient basées sur le travail de Richard Caton, qui Des 1875 à Edimbourg, avait rapporté devant la *British Medical Association* des mesures de potentiel sur le cortex d'animaux changeant selon la stimulation utilisée ; c'était la première corticographie.

Le neuropsychologue allemand, Hans Berger, à qui on a donné son nom à l'EEG et réalisé de nombreuses expériences sur des patients humains. Il a publié son travail dans une série d'articles entre 1929 et 1938 [5]

Des 1934, Fisher et Lowenback ont pour la première fois observé des pointes épileptiformes dans un électroencéphalogramme. Puis en 1947, l'*American EEG Society* est fondée et organise la même année les premiers congrès internationaux sur l'EEG.

Plus tard, afin de pouvoir réaliser de réelles études de groupe, le docteur Jasper définit une standardisation de la position des électrodes sur le scalp : le système 10-20 (Jasper (1958)) ;[6] Cela permet l'utilisation systématique de l'EEG dans le domaine clinique dès le début des années 1960.

Initialement, les signaux étaient directement tracés sur des feuilles pour être ensuite lus par des neurologues. Depuis les années 1980 et l'amélioration des espaces de stockage numériques, les EEG sont maintenant directement numérisés et analysés avec des méthodes beaucoup plus poussées. Aujourd'hui, l'EEG est un peu moins utilisé depuis l'avènement de l'IRMf et d'autres imageries fonctionnelles. Cependant, l'EEG est indispensable pour l'épilepsie, et reste toujours principalement utilisée pour des diagnostics de coma, d'encéphalopathie ou de mort cérébrale.

### III .2.Les potentiels évoqués

Les potentiels évoqués sont des réponses des voies nerveuses et du cerveau qui se produisent à la suite d'une stimulation. Ces réponses sont spécifiques à la nature du stimulus employé pour les obtenir. Elles ont de plus la particularité d'être de très faible intensité (quelques microvolts) et sont superposées à l'activité cérébrale spontanée, beaucoup plus importante en amplitude. Ceci implique



donc l'utilisation d'un appareillage spécialisé pour faire ressortir ces réponses consécutives (évoquées) au stimulus parmi l'activité électrique spontanée.

Les potentiels évoqués sont analysés sur écran et reproduits sur papier. Selon le type de stimulation utilisée et conséquemment les voies nerveuses testées, on distingue .

### III .2.1.Les potentiels évoqués visuels (PEV)

L'enregistrement des potentiels évoqués visuels revient à effectuer une stimulation des yeux en utilisant un flash lumineux ou un écran noir et blanc lumineux qui dessine un damier. Le damier est une tablette carrée qui est divisée en 100 carreaux alternativement blancs et noirs.

Celui-ci est placé dans une cabine ce qui constitue la seule source de lumière perceptible par le patient. Les électrodes, au cours de l'enregistrement des potentiels évoqués visuels, sont disposés sur le cuir chevelu au niveau de la zone de l'occiput (en arrière du crâne) et l'on enregistre l'activité électrique des cellules nerveuses (Fig I.10).

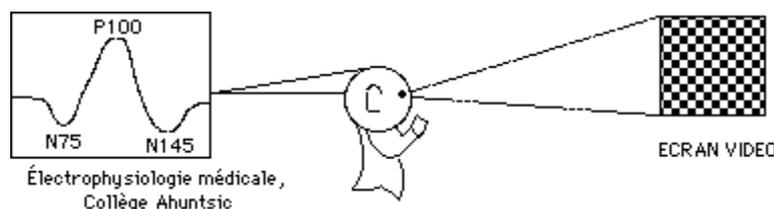


Figure. I.10. : potentiel évoqué visuel avec stimulation

### III .2.2.Les potentiels évoqués auditifs (PEA)

L'enregistrement des potentiels évoqués auditifs consiste à soumettre l'individu à un stimulus (stimulation) sonore que l'on appelle click. Des électrodes sont disposées sur les oreilles et le cuir chevelu. Il existe une variante de cet examen que l'on appelle l'électrocochléographie consistant à introduire un intérieur de l'oreille à travers le tympan, une minuscule aiguille qui représente en fait une fine électrode. On effectue un enregistrement de cette manière de l'activité de la cochlée, du nerf auditif ainsi que du tronc cérébral (Fig I.11).

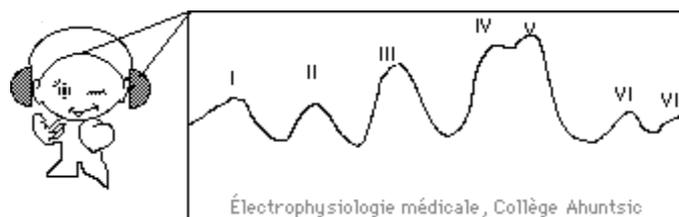


Figure. I.11. : potentiel évoqué auditif avec stimulation

### III .2.3.Les potentiels évoqués somesthésiques (PES)

L'enregistrement des potentiels évoqués somesthésique revient à émettre un bref choc électrique (indolore) en utilisant deux sortes d'électrodes. Les premières électrodes sont plates. Elles sont disposées à la surface de la peau. Il peut s'agir d'électrodes en forme d'aiguille qui sont enfoncées sous la peau et placées le long du nerf que l'on désire étudier. Les électrodes sont disposées sur les membres du patient que l'on explore (Fig I.12).

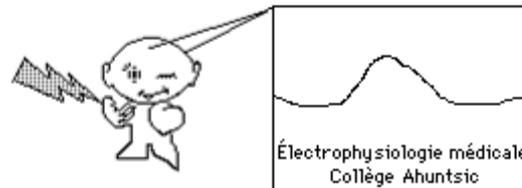


Figure. I.12. : potentiel évoqué somesthésique avec stimulation

### III .2.4.La P300

L'onde P300 est une onde positive qui survient lorsqu'un sujet a détecté un stimulus attendu et imprévisible. Elle représente une modification de l'activation des réseaux neuronaux en relation avec une opération cognitive. La latence de cette onde donne une indication indirecte sur la durée des opérations cognitives, et son amplitude fournit un indice de l'aspect énergétique des processus cognitifs. L'amplitude de l'onde P300 est influencée par de nombreuses variables qui ont été synthétisées dans différents modèles explicatifs. L'onde P300 n'est pas un phénomène monolithique, et plusieurs de ses composantes ont été mises en évidence (P3a, P3b, P3e, P-SR, P-CR). D'après les modèles théoriques, l'onde P300 représente soit l'adaptation de la mémoire de travail aux données de l'environnement (*contexte updating*), soit un processus de clôture (*contexte closure*) du traitement de l'information. D'un point de vue physiologique, l'onde P300 correspond à une désactivation synchrone des réseaux corticaux. Différentes études suggèrent qu'il existe plusieurs générateurs corticaux de l'onde P300 ; le lobe temporal médial, la jonction temporo-pariétale et le lobe frontal médial et latéral. Les études de psychopharmacologie ont montré que différents systèmes de neurotransmissions sont impliqués dans la génération et dans la modulation de l'onde P300. L'influence des systèmes cholinergique, noradrénergique, dopaminergique, sérotoninergique et gabaergique est isolément démontrée. Schématiquement, les agonistes noradrénergiques augmenteraient l'amplitude de l'onde P300, les dopaminergiques auraient des effets bimodaux (augmentation/réduction) alors que les antagonistes cholinergiques et les agonistes gabaergiques diminueraient son amplitude et prolongeraient sa latence.

## IV. Activité rythmique de l'EEG

La contribution au signal de chaque neurone est extrêmement faible et le signal doit traverser plusieurs couches de tissu non neuronal (méninge, milieu liquide, os du crâne, peau) avant d'atteindre les électrodes (Fig I.13). Une population de neurones ne peut produire un signal d'amplitude mesurable à la surface du scalp que si les activités de ces éléments se somment de façon constructive, c'est-à-dire si une majorité de neurones décharge en phase (Fig I.14). Les oscillations des signaux EEG reflètent donc nécessairement une synchronisation oscillatoire sous-jacente. En conséquence, l'amplitude du signal EEG dépend fortement du degré de synchronisation de l'activité des neurones. Les signaux rythmiques de l'EEG sont souvent décrits en termes d'amplitude relative pour montrer le degré de synchronisation ou de désynchronisation cérébrale sous-jacente.

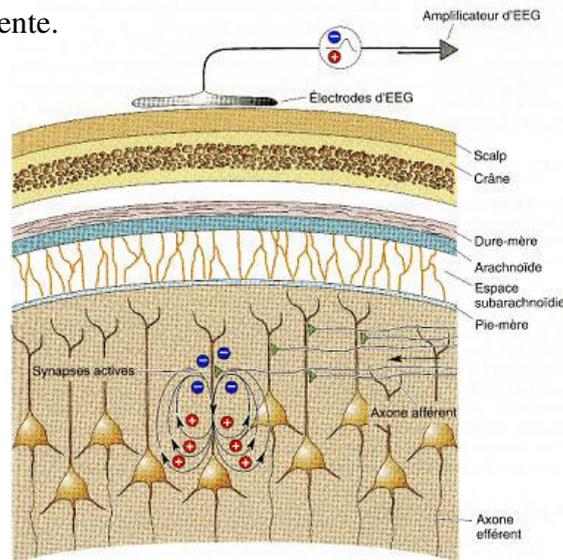


Figure 1.13 – Champs électriques générés par les courants synaptiques. Déclenchement d'un potentiel post-synaptique. Dans ce cas, la synapse excitatrice se trouve dans la partie supérieure de la région dendritique. Lors de la transmission synaptique, des courants entrant positifs pénètrent dans la dendrite, conduisant à rendre le milieu extracellulaire légèrement négatif. L'EEG mesure les courants générés au niveau du dipôle électrique au travers des différentes Couches de tissus. Il est nécessaire que des milliers de cellules corticales soient activées en même temps pour atteindre une variation de potentiel détectable en surface. [7].

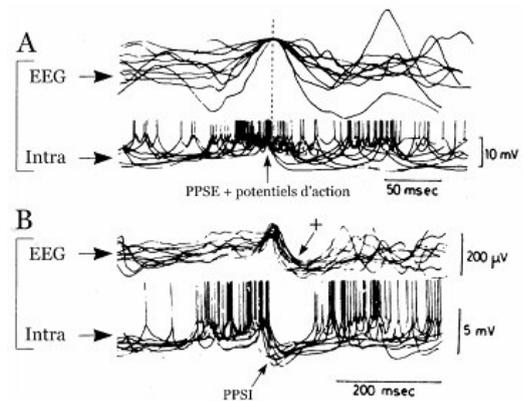


Figure. 1.14 – Corrélation entre l'activité intracellulaire des cellules corticales et les ondes EEG de surface [8]. Les ondes EEG et les potentiels intracellulaires correspondants ont été superposés en utilisant comme référence le pic de l'onde négative de l'EEG. A- Les ondes négatives sont associées dans la cellule corticale à des PPSE pouvant déclencher les potentiels d'action. B- Les ondes positives (+) sont corrélées dans la même cellule à des PPSI.[9].

## IV. 1. Différents rythmes corticaux

L'EEG permet d'enregistrer les activités rythmiques du cortex cérébral (ou ondes) qui sont classées selon leur bande de fréquence.

### IV. 1.1. Bande gamma $\gamma$

La bande gamma est centrée autour de 40Hz. Elle est caractéristique du liage perceptif et de l'intégration corticale chez l'homme.

### IV. 1.2. Ondes bêta $\beta$

Les ondes bêta sont rapides, de fréquence entre 13Hz et 25Hz, elles indiquent une activation globale du cortex. Elles sont observées souvent à moins de 10Mv (Fig I.15).

### IV. 1.3. Ondes alpha $\alpha$

Les ondes alpha ont une fréquence de 8 à 13Hz et sont observées sur un tracé de veille. Elles se rencontrent principalement dans les régions occipito-pariétales. Elles ont une amplitude de 10 à 100 $\mu$ V (Fig I.16) Les ondes alpha disparaissent lorsque l'attention est concentrée sur une activité précise. Elles sont induites lors de la fermeture des yeux chez un sujet relaxé. L'ouverture des yeux bloque les ondes alpha : c'est la réaction d'arrêt de Berger (Fig I.15). Il a été montré que ce rythme est généré par interaction entre les populations neuronales corticales et certains noyaux thalamiques [10].

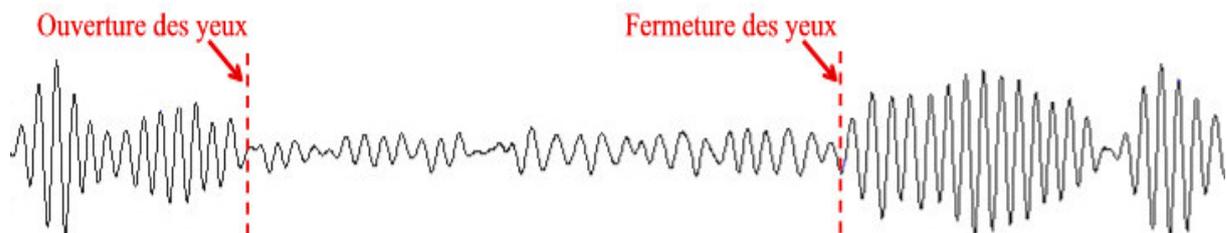


Figure I.15 – Illustration de la réaction d'arrêt de Berger. Les ondes alpha disparaissent dès que le sujet ouvre les yeux.

Les ondes de types  $\mu$ , ou rythme en arceaux, sont une particularité du rythme alpha. Elles sont retrouvées dans les basses fréquences de l'alpha sont observées principalement dans les zones centrales lors de l'exécution d'un mouvement. Elles sont considérées comme éteint caractéristiques du rythme alpha moteur.

### IV. 1.4. Ondes thêta $\theta$

Les ondes thêta ont une fréquence de 4 à 7Hz. Elles se rencontrent surtout sur les régions temporales dans certaines fonctions cognitives et lors de l'endormissement [11]. Elles ont une

amplitude de 10 à 50 $\mu$ V (Fig I.16). Elles se forment suite à l'interaction entre les populations du cortex et de l'hippocampe [12].

#### IV. 1.5. Ondes delta $\delta$

Les ondes delta ont une fréquence inférieure à 4Hz. Elles sont caractéristiques du sommeil profond.

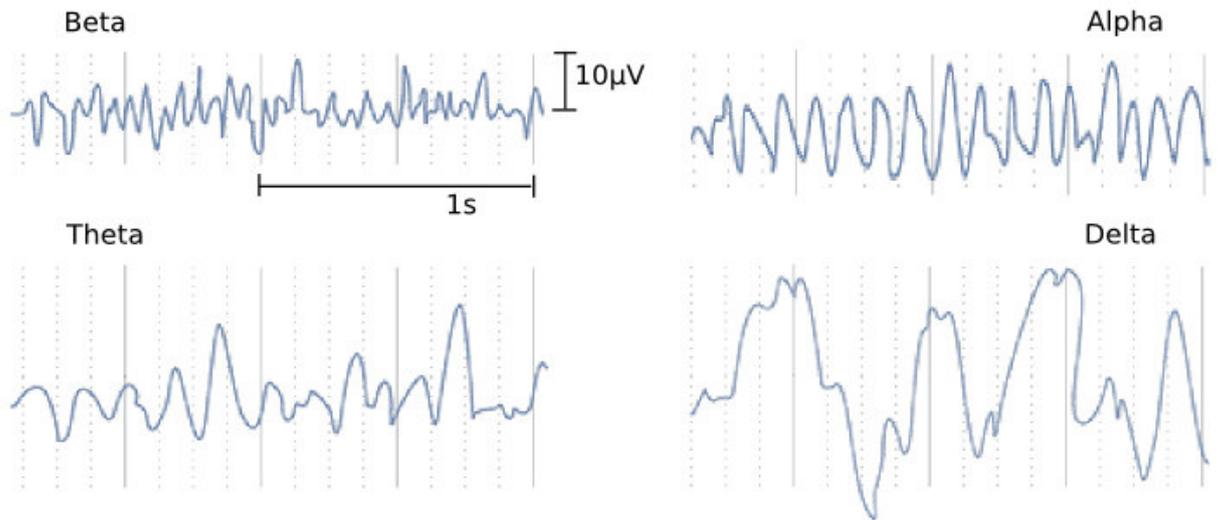


Figure. I.16 – Les rythmes corticaux.

## V. Procédure d'enregistrement l'EEG

### V.1. Electrodes et système de placement

En EEG, les capteurs sont des électrodes de quelques millimètres de rayon qui enregistrent les variations de potentiels électriques. Il en existe plusieurs types d'électrodes. Les électrodes peuvent être insérées dans un bonnet élastique. Le tissu et les électrodes forment un bonnet qui est disposé sur la tête du sujet (Fig I.18). Ces électrodes sont en argent chloruré et un gel conducteur est ajouté pour assurer une bonne conduction entre l'électrode et le scalp. Elles sont disposées selon le système standard international 10-20 de placement des électrodes [13] (Fig I.17). Dans ce système, les points de référence sont le nasion (haut du nez) et l'inion (point saillant à la base arrière du crâne). À partir de ces points, le périmètre du crâne est calculé. La localisation des électrodes est déterminée par des intervalles de 10% et 20% de ce périmètre [14].

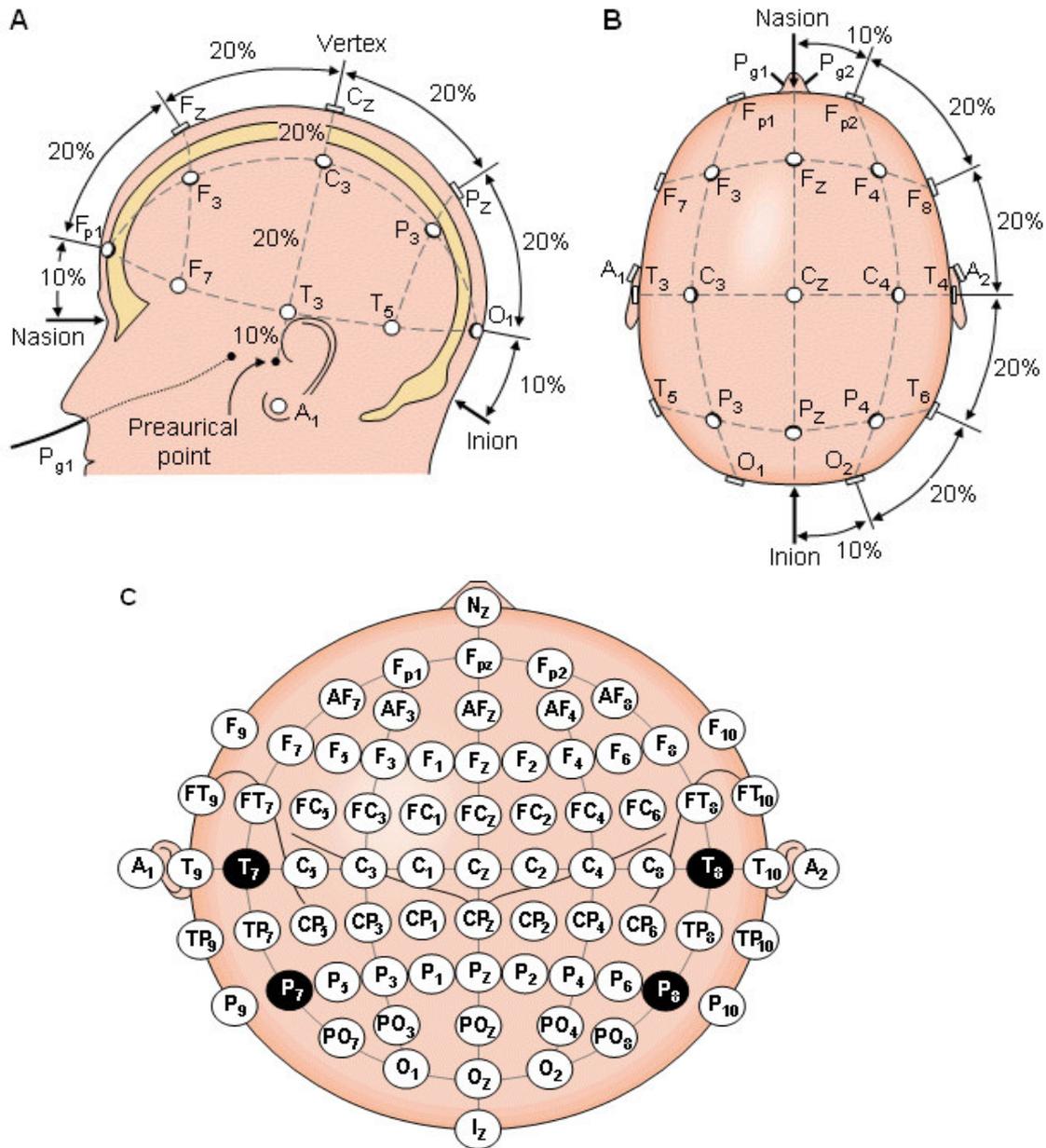


Figure. 1.17 – Système standard international de placement des électrodes. A) vue de la gauche, B) vue de dessus. En C) localisation et nomenclature des électrodes selon la société américaine l'électroencéphalographie.[13]

Chaque site de localisation d'une électrode est identifié par une lettre et un chiffre. La lettre précise la région :

- F : frontale ;
- T : temporale ;
- C : centrale ;
- P : pariétale ;
- O : occipitale.

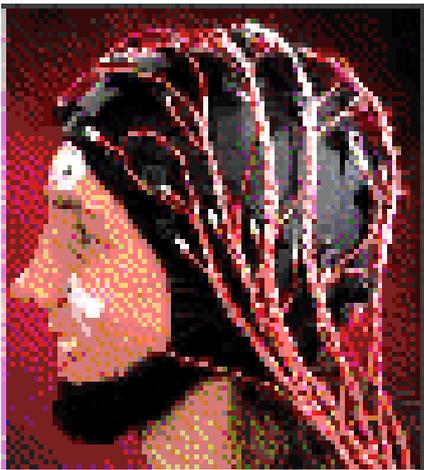


Les chiffres pairs (2, 4, 6, 8) font référence à l'hémisphère droit et les chiffres impairs (1, 3, 5, 7) à l'hémisphère gauche. Le z fait référence aux électrodes placées sur la ligne centrale.

Les électrodes cupules sont utilisées pour placer des électrodes supplémentaires, telle que l'électrode de référence ou les électrodes bipolaires mesurant les mouvements oculaires. Elles sont remplies de pâte conductrice et sont collées sur le scalp par effet adhésif (Fig 1.18). Ces électrodes sont reliées à l'appareil d'enregistrement au moyen de simples fils isolés.

Dans tous les cas, il est nécessaire de s'assurer de la continuité électrique et de la bonne qualité de l'interface électrochimique (électrode-électrolyte-peau) en mesurant l'impédance des électrodes par rapport à une électrode de référence (électrode dite de terre).

Le nombre d'électrodes dépend du protocole à réaliser ; en recherche, elle est fréquemment constituée d'au minimum 64 électrodes.



*Figure. 1.18. Bonnet et électrodes EEG. Le bonnet est un tissu élastique contenant les électrodes, 64 dans cet exemple, placé selon le système international 10-20. Les électrodes supplémentaires, des électrodes cupules, sont ici l'électrode de référence sur le front et une paire d'électrodes bipolaires pour détecter les mouvements oculaires.*

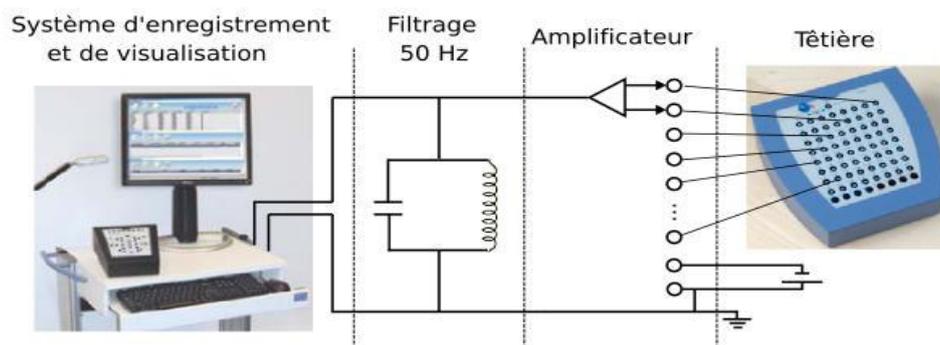
## **V.2.Montage et électrode de référence**

Le montage est la combinaison qui fait correspondre à deux électrodes un amplificateur et une voie. Dans le cas d'un montage mono-polaire, chaque couple d'électrodes est constitué d'une électrode du scalp active et d'une référence. Afin d'obtenir les meilleurs résultats possibles, le choix de l'électrode de référence est important. En effet, sur le plan théorique, la méthode mono-polaire consiste à enregistrer le potentiel « absolu » d'un point du scalp, c'est à dire la différence entre le potentiel du point étudié et le potentiel nul. Le potentiel nul est celui d'un point à l'infini ou par approximation situé loin du point enregistré. La référence la plus satisfaisante serait donc une électrode extra-céphalique, mais en pratique, elle présente de nombreux artefacts électro cardiographiques. Une autre solution est de choisir une électrode céphalique, sur le menton ou le nez, ou encore un couple d'électrodes placées sur chaque mastoïde ou aux deux lobes des oreilles.

### V.3. Matériels d'acquisition

En plus du bonnet contenant les électrodes, détaillé précédemment, le matériel d'acquisition est composé de :

- une tête, boîte d'entrée des connecteurs reliés aux électrodes du casque ;
- un amplificateur afin d'amplifier les signaux EEG qui sont de l'ordre du microvolt ;
- un filtre analogique coupe-bande de 50Hz permettant la suppression des parasites dus au courant électrique ;
- un convertisseur analogique numérique, il faut alors respecter le théorème de Shannon pour le choix de la fréquence d'échantillonnage. La période d'échantillonnage temporel est classiquement entre 0.5ms et 2ms, c'est-à-dire 2000 à 500 points par seconde et par électrode, ce qui d'après Shannon permet d'enregistrer des signaux de fréquence de 1000 à 250Hz ;
- un système de visualisation et d'écriture sur disque. L'ensemble de ces éléments est représenté sur la ( Fig I.19).



*Figure. I.19 – Système d'acquisition EEG. Les différences de potentiels électriques sur le scalp sont enregistrées par des électrodes reliées à un ensemble composé d'une tête, d'un amplificateur, d'un filtre analogique coupe-bande de 50Hz et d'un système d'écriture sur disque dur pour la sauvegarde des signaux EEG.*

Le but de l'appareillage EEG est d'enregistrer les signaux électriques cérébraux. Cependant, d'autres signaux physiologiques sont potentiellement enregistrables et créent une perturbation au niveau du signal EEG souhaité. Il s'agit des mouvements oculaires, du rythme cardiaque, de la respiration et des activités musculaires. Ceux-ci créent des artefacts. Généralement, il est possible de les atténuer par des post-traitements, sinon l'intervalle de temps le contenant ne sera pas utilisé pour les analyses.



## VI. Traitement de l'EEG

### VI.1. Filtrage des données /rejet des artefacts

La méthode des PE permet de mesurer l'activité électrique cérébrale. Cependant, le signal recherché est de faible amplitude et le rapport signal sur bruit est faible. Pour améliorer le rapport signal sur bruit, deux solutions sont possibles : l'une consiste à travailler dans un environnement très peu influencé par le courant électrique ambiant en utilisant une cage Faraday et des électrodes spécifiques ; l'autre consiste à utiliser des méthodes de traitement du signal qui permettent de réduire le bruit et de filtrer le signal.

Les méthodes de filtrage fréquentiel et de rejet des artefacts sont les traitements préliminaires les plus utilisés dans la littérature. Ils permettent d'exclure les composantes les plus importantes du bruit. On entend par artefact, des perturbations du signal non permanentes, de niveau plus élevé que le bruit moyen, ou dues à l'activité physiologique du sujet : perturbations oculaires, signal cardiaque, signal musculaire.

En ce qui concerne le filtrage fréquentiel, les bandes de fréquences dans lesquelles la part de bruit est la plus élevée sont les fréquences rapides qui correspondent aux mouvements musculaires et aux courants ambiants (50 Hz et 60 Hz). Dans la littérature, on retrouve aussi un filtrage des basses fréquences. Ce type de filtrage doit néanmoins être utilisé avec prudence car il peut modifier le rejet des artefacts permet de réduire deux sources principales d'artefacts physiologiques :

Les clignements des yeux et les mouvements oculaires. Le globe oculaire agit comme un dipôle de courant. Par conséquent, les mouvements des yeux provoquent des fluctuations du champ électrique généré par ce dipôle. La diffusion de ces courants a pour conséquence la pollution de l'activité électrique par des artefacts oculaires. Afin de réduire ces artefacts, il est possible de demander aux participants d'essayer de contrôler leurs mouvements des yeux et leurs clignements. Ils fixent un point et clignent des yeux à l'apparition d'un signal (e.g., croix sur un écran d'ordinateur en face du participant). L'inconvénient de cette méthode est qu'elle correspond à une deuxième tâche (i.e., ne pas cligner des yeux) qui peut influencer leurs performances et leur niveau de stress. Pour limiter.

Cet effet, les participants sont entraînés afin que cette deuxième tâche devienne automatique. La procédure de rejet d'artefacts est simple : lors du traitement, l'expérimentateur rejette les périodes d'enregistrement où l'EEG a été contaminé par un artefact oculaire. Si le nombre d'artefacts oculaires est trop grand (supérieur à 15% du nombre total des essais), les données du participant ne sont pas prises en compte dans l'analyse finale.



Cependant, certains protocoles expérimentaux, nécessitent un grand nombre de répétition de stimuli dans chaque condition expérimentale et le nombre d'essais à analyser est élevé . De plus, il est impossible de demander au participant de cligner des yeux à un moment donné puisque qu'il n'est pas supposé prêter attention aux sons présentés. Aucune consigne particulière n'est donc donnée concernant les clignements. Le rejet d'artefact classiquement utilisé consiste à définir un seuil (en  $\mu\text{V}$ ) à partir duquel l'amplitude du signal enregistré sera considérée comme art factuelle. Les valeurs du signal qui dépassent ce seuil (souvent  $-/+ 75 \mu\text{V}$ ) sont rejetées.

Enfin, il existe des méthodes alternatives au rejet d'artefacts : l'utilisation d'algorithmes mathématiques permettant de les corriger, soit par soustraction d'une valeur estimée du phénomène perturbateur, ajustée au signal par régression linéaire (Gratton et al., 1983), soit par l'utilisation de méthodes ICA de décomposition du signal ou par calcul de dipôle équivalent.

Ce type de procédure permet de garder les essais en éliminant les artefacts gênants. Par exemple, la méthode ICA (Independent Component Analysis) consiste à décomposer le signal EEG continu en composantes (vecteurs élémentaires) indépendantes (sources abstraites), ordonnées en fonction de leur fréquence d'apparition dans le signal enregistré. Le principe consiste alors à repérer parmi les composantes qui apparaissent le plus fréquemment dans le signal, la forme typique d'un clignement des yeux en s'aidant des cartes topographiques. La composante sélectionnée sera supprimée des composantes élémentaires, puis le signal sera recomposé à partir des sources restantes. Ce type de rejet est une technique satisfaisante notamment lorsque le nombre d'essais par condition est faible ou lorsque les clignements ne peuvent pas être contrôlés.

## **VI.2.Moyennage**

Après ces premiers traitements, la méthode de sommation et de moyennage des essais permet de réduire le bruit dans le signal. en 1951 Dawson a développé cette méthode, à partir de concepts centraux pour la modélisation du bruit et du signal en mathématiques et en physique : les phénomènes stables ou stochastiques. Le premier présupposé est que l'activité électrique cérébrale générée par les traitements perceptifs et cognitifs suscité par un stimulus particulier doit être similaire lors de chaque répétition d'un stimulus identique. Le signal devrait donc être stable dans le temps si l'enregistrement est synchronisé avec le début de la présentation du stimulus. Le deuxième présupposé, est que le bruit est généré par des sources multiples et n'est pas synchronisé à la présentation du stimulus. Il est donc considéré comme stochastique ou aléatoire. Après sommation et moyennage, les variations électriques stables liées à la présentation

des stimuli émergent du bruit, alors que les variations électriques stochastiques s'annulent (Fig I.20).

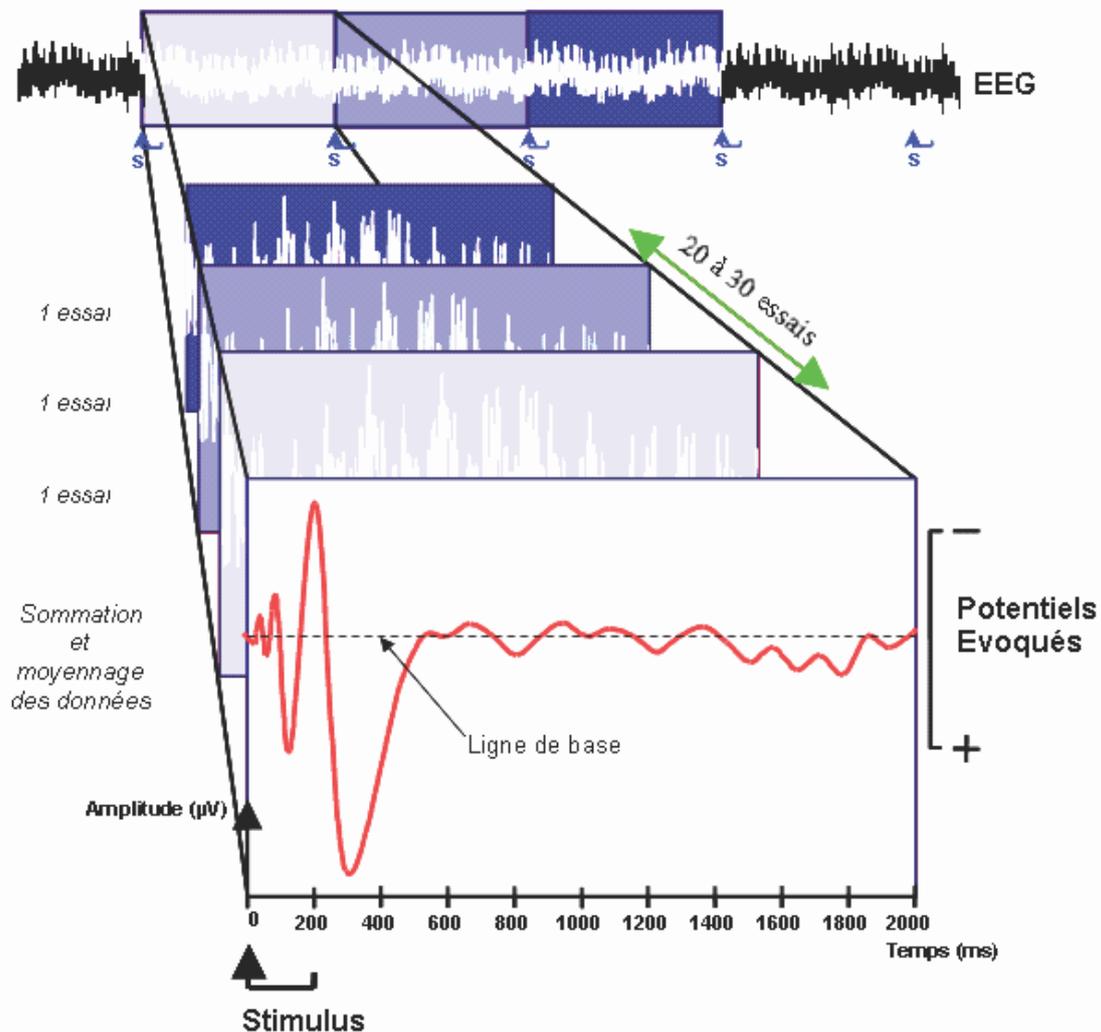


Figure. I.20: Potentiels Evoqués (PE) par la présentation d'un stimulus auditif (S). Les PE (tracé rouge) sont d'une amplitude trop faible pour être visibles sur l'EEG (tracé du haut). Il faut donc moyenner plusieurs essais (20 à 30) afin d'obtenir un rapport signal sur bruit suffisant.

## VII. Analyse de l'EEG

Les techniques d'analyse des enregistrements EEG ont évolué de façon concomitante avec la qualité croissante de ces derniers. Ce paragraphe donne un aperçu succinct des outils descriptifs et d'analyse de l'EEG [15].

### VII.1. Analyse topographique

Lehmann et Skrandies ont introduit en 1980 la notion de Global Field Power (GFP), qui est une mesure de la puissance d'une carte EEG. Le GFP décrit par la formule suivante est une mesure de



la déviation standard spatiale à un instant t donné. Le GFP permet de réduire une carte EEG à une simple valeur exprimant la puissance de cette carte et de focaliser les analyses ultérieures sur les instants t, d'activité maximale.

$$GFP_t = \left( \sqrt{\sum_{i=1}^{ne} (v_i^t - \bar{v}^t)^2} \right) / (ne - 1)$$

$$\bar{v}^t = \left( \sum_{i=1}^{ne} v_i^t \right) / ne \quad \text{Référence moyenne / Average Reference}$$

Equation I.1: Expression du Global Field Power et de la référence

Avec l'avènement de la cartographie EEG, des outils pour caractériser ces cartes ont été développés. Il est devenu nécessaire de pouvoir comparer la topographie de deux cartes et ce, indépendamment de leur puissance respective. Ainsi la dissimilarité [16] entre deux cartes est une mesure objective d'un changement topographique.

$$DISS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (u'_i - v'_i)^2}{n}}$$

Equation . I.2

$$u'_i = \frac{u_i - \bar{u}}{GFP_u} \quad \text{et} \quad v'_i = \frac{v_i - \bar{v}}{GFP_v}$$

Avec: **ui, vi**: voltages de la i<sup>ème</sup> électrode aux temps tu et tv

**u, v**: références moyennes aux temps tu et tv

GFPu, GFPv : global field power aux temps tu et tv

Pour chaque carte, nous pouvons aussi calculer les centres de masse des activités positive (C+) et négative (C-) ainsi que la position des extrema positif et négatif (17). L'étude temporelle des trajectoires de ces points nous renseigne sur la configuration globale des cartes. La figure 11 montre que toutes les techniques d'analyse possèdent des extréma à des instants t identiques. Ainsi, les minima du GFP correspondent à des changements topographiques majeurs (pics de dissimilarité, transition pour les trajectoires de C- et C+), alors que les maxima du GFP correspondent à des périodes topographiquement stables.

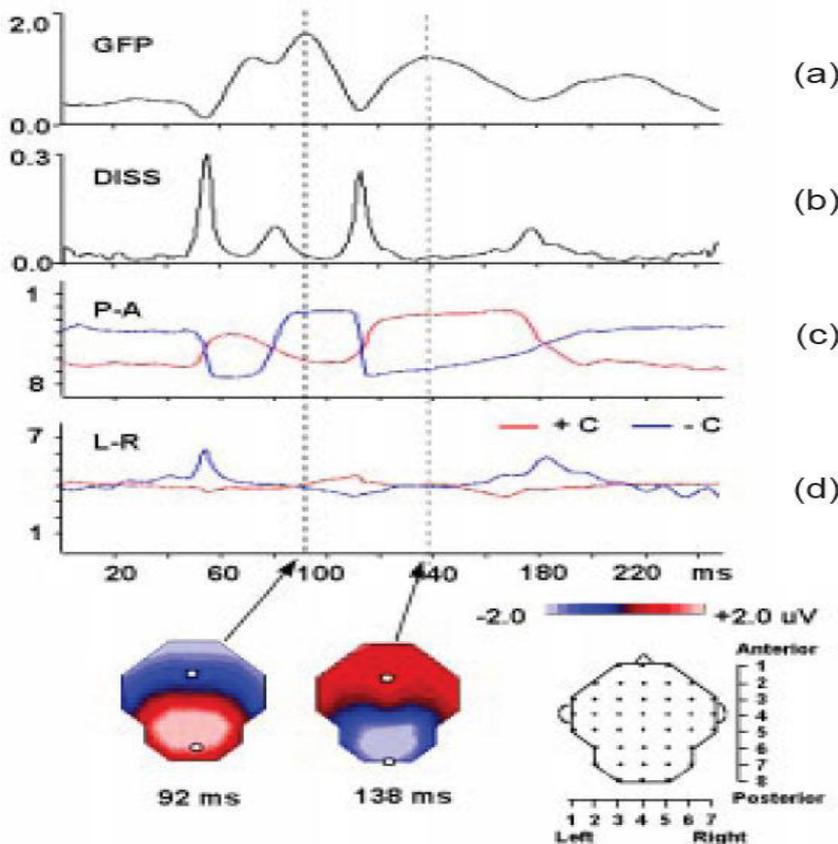


Figure. 1.21: Techniques d'analyse de l'EEG: GFP (a), courbe de dissimilarité (b), trajectoire antérieur-postérieure (c) et gauche-droite (d) des centres de masse des activités positives et négatives. Les maxima du GFP correspondent aux minima de la dissimilarité et vice-versa.

Lorsque l'on examine une suite de cartes, il apparaît des périodes de durée variable pendant lesquelles les cartes restent stables. Ces périodes de stabilité ont donné naissance au concept de segments ou micro-états fonctionnels [18]. Nous faisons alors l'hypothèse que la configuration du champ électrique reste stable pendant une certaine période, puis change rapidement pour retrouver une nouvelle configuration. Le problème a été de développer des outils pour définir de manière objective ces micro-états fonctionnels. La première solution pour déterminer les bords des segments est d'utiliser les outils d'analyse décrits précédemment. Nous avons vu que les minima du GFP déterminent des périodes de stabilité topographique. Cependant, le GFP n'est pas une mesure directe de la topographie EEG, mais seulement une mesure de la puissance de ces cartes.

La dissimilarité globale et l'étude des trajectoires de C- et C+ sont alors plus appropriées. Il faut cependant définir des fenêtres à l'intérieur desquelles les changements sont considérés comme significatifs [19]. La deuxième solution est d'utiliser l'analyse de cluster [20].

Cet algorithme itératif permet de sélectionner le nombre de segments optimums tel que la somme des distances entre chaque carte et le segment qui lui est assigné soit minimum. L'utilisation d'un

tel algorithme permet de faire apparaître des micro-états différents en dehors des minima du GFP (Fig I.22).

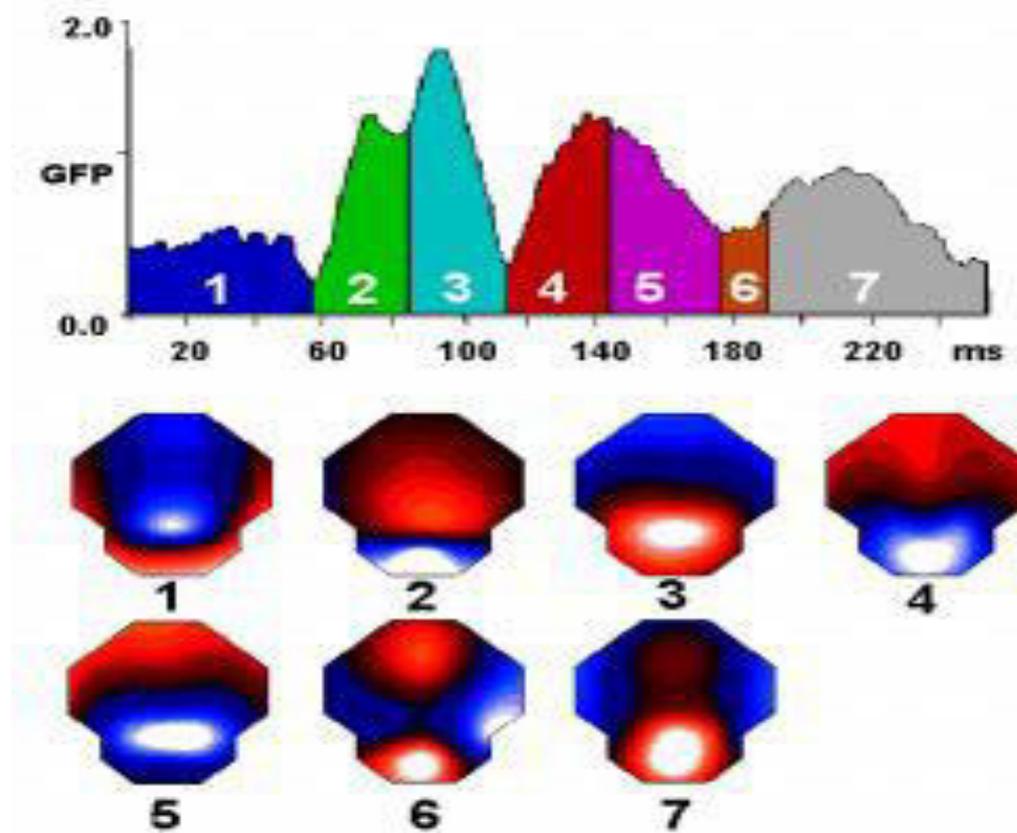


Figure. I.22: Segmentation d'un potentiel évoqué visuel à l'aide de l'algorithme d'analyse de cluster. Les cartes 4 et 5 d'une part et 6 et 7 d'autre part paraissent très similaires, mais sont cependant assez différentes pour être considérées comme statistiquement différentes.

## VII.2. Analyse en fréquence - "FFT Approximation"

Nous venons de voir que nous pouvons extraire les composantes d'une réponse à un stimulus du "bruit de fond physiologique" en moyennant chacune des réponses cérébrales à ce stimulus. Pour ce type d'étude dite de potentiels évoqués, l'activité électrique cérébrale de fond constitue un bruit dont nous voulons nous affranchir. Cependant ce bruit est caractéristique de l'activité électrique à un instant donné et varie en fonction de l'état dans lequel se trouve le cerveau. L'application de la Transformée de Fourier (FFT=Fast Fourier Transform) à nos signaux permet de les décomposer en fréquences. Le spectre de fréquences ainsi obtenu est la signature d'un certain état du cerveau: éveil, différents stades du sommeil, prises de médicaments . Le cerveau possède une activité électrique dans une bande de fréquence allant de 0.5 Hz à 40 Hz environ, découpée en quatre bandes principales: **delta** (1,0 - 3,5 Hz), **thêta** (4 - 7,5 Hz), **alpha** (8 - 12 Hz), **béta-1** (12.5 - 20.5 Hz) et **béta-2** (21 - 30 Hz). Ces bandes ont été nommées ainsi par ordre chronologique. Si

l'utilisation de la FFT permet de mettre en évidence les fréquences générées dans un état cérébral donné, il serait aussi intéressant de localiser les générateurs responsables de chacune des fréquences ou bandes de fréquences identifiées.

Dans un premier temps, nous avons obtenu le spectre de fréquence de chacune des électrodes. En tenant compte de la configuration géométrique des électrodes nous pouvons dresser maintenant la carte de puissance de chacune des fréquences. Ces cartes nous renseignent sur la distribution de chacune des fréquences sur la surface du scalp. Contrairement aux cartes de potentiels, la topographie de ces cartes de fréquence dépend de la référence choisie. De plus ces cartes n'ont pas de valeurs négatives (valeurs tirées des spectres des électrodes) ce qui rend leur interprétation délicate pour la localisation des générateurs.

Pour ce faire, il convient d'utiliser la méthode "FFT approximation" développée par Lehmann et Michel (1990). La transformée de Fourier produit pour chacune des fréquences du spectre un nombre complexe que l'on peut reporter sur un diagramme de Nyquist (cosinus, sinus). Ainsi, pour chaque fréquence nous obtenons un nuage de points unique présentant les électrodes. Le centre de gravité de ce nuage de point est défini par la référence moyenne qui fixe aussi l'origine de notre repère. La distance point-origine représente la puissance de la fréquence étudiée pour l'électrode considérée. La phase est donnée par l'angle entre l'axe des cosinus et la droite reliant l'électrode à l'origine.

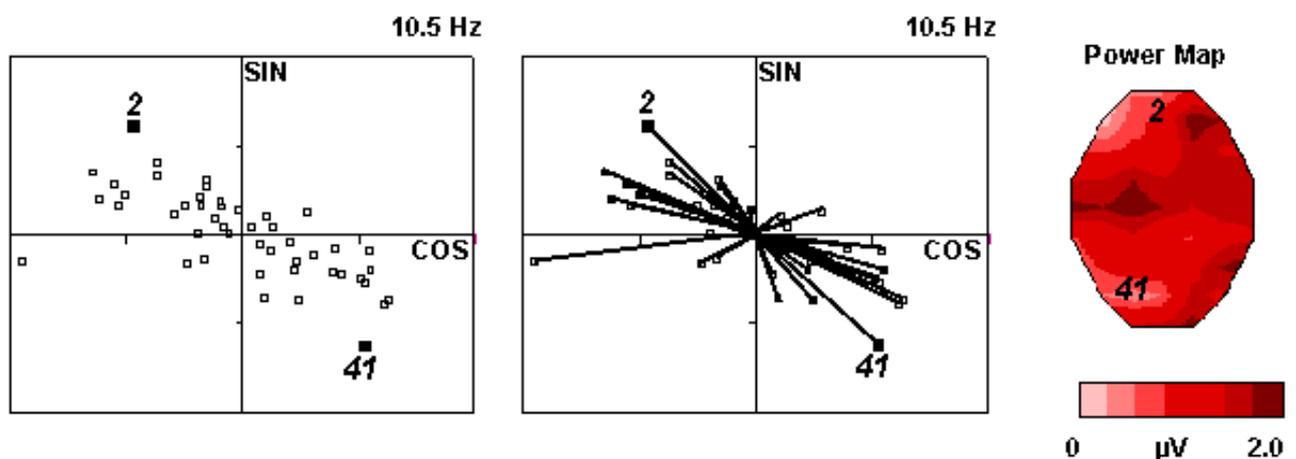


Figure. 1.23: Représentation des électrodes dans le diagramme de Nyquist pour la fréquence 10,5 Hz. Les distances électrodes-origine représentent la puissance pour chaque électrode de la fréquence étudiée. Ces puissances peuvent être reportées sur une carte prenant en compte la position individuelle des électrodes.



$$V_t = \vec{d} \cdot f(t) \quad \text{Equation . I.3}$$

Ou le vecteur  $\mathbf{d}$  représente une configuration de source prédéfinie et  $f(t)$  une fonction dépendante de la variable de temps  $t$ . Appliquer la transformée de Fourier à cette matrice, revient à prendre la transformée de Fourier de chacune des lignes de la matrice  $V_t$ . Soit  $V_\omega$  la matrice obtenue.

$$\begin{aligned} FFT(V_t) &= FFT(\vec{d} \cdot f(t)) \\ V_\omega &= \vec{d} \cdot FFT f(t) = \vec{d} \cdot f(\hat{\omega}) \\ V_\omega &= \vec{d} \cdot (a + ib) \end{aligned} \quad \text{Equation . I.4}$$

Pour chaque fréquence nous obtenons donc une relation linéaire représentée par une droite dans le diagramme (cos, sin) suivant.

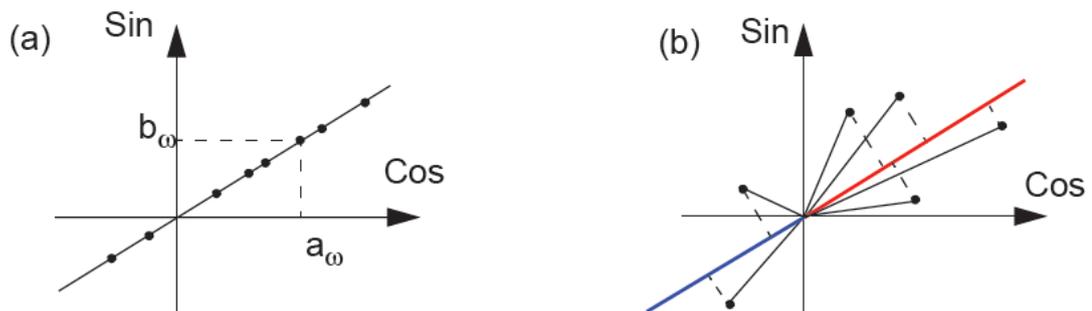
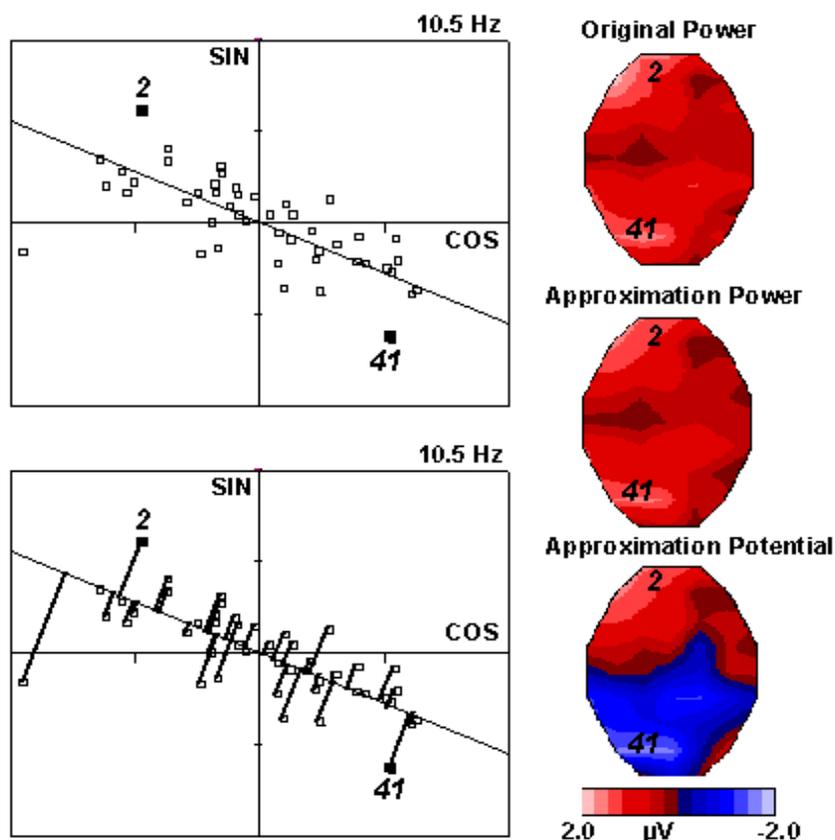


Figure. I.24: (a) Lorsqu'il est possible de localiser les générateurs d'une fréquence définie, les points représentant les électrodes dans un diagramme de Nyquist sont sur une ligne. Les déphasages possibles sont alors seulement de 0 et  $\pi$ . (b) Projection des points représentant les électrodes sur la meilleure droite au sens de moindres carrés. La partie supérieure de la droite est assimilée à des valeurs positives, la partie inférieure à des valeurs négatives (droite)

Si les points du diagramme de Nyquist sont sur une droite, nous pouvons alors rechercher les générateurs, le vecteur  $\mathbf{d}$ , responsable de la fréquence considérée. Dans le cas réel les électrodes se répartissent sur une ellipse. Il convient alors de calculer la droite qui minimise la somme des distances de chaque électrode à la droite (Fig I.23). Les points de notre représentation sont alors projetés orthogonalement sur la droite. Les distances entre l'origine et la projection des électrodes représentent maintenant notre nouvelle valeur du spectre pour la fréquence considérée. Si la projection est sur la demi-droite positive, la nouvelle valeur est convenue positive, dans le cas

contraire la nouvelle valeur est convenue négative. Nous avons ainsi reconstruit une carte similaire à une carte de potentiels (Fig I.24). Cette carte peut être alors utilisée pour localiser les générateurs responsables de la fréquence considérée.

Figure I.25: FFT approximation pour la bande de fréquence  $\alpha$ . Pour chaque fréquence, nous pouvons calculer la droite qui minimise la somme des distances des points à la droite. Les points représentant les électrodes sont ensuite projetés sur cette droite. La distance électrode projetée-origine représente la nouvelle puissance de la fréquence. Le signe - est associé aux électrodes dont la projection se situe sur la demi-droite négative, le signe + est associé aux électrodes dont la projection se situe sur la demi-droite positive. Nous obtenons ainsi une carte de potentiels "approximatifs" utilisable pour localiser le générateur de la fréquence considérée.



L'analyse des fréquences de l'EEG est de la première importance pour l'étude des phénomènes épileptiques. On retrouve souvent une fréquence dominante lors du début des crises. La localisation des générateurs de ces fréquences sont alors un outil supplémentaire d'investigation. Lorsque ce type d'analyse est combiné avec un modèle de la tête prenant en compte l'anatomie du patient, les solutions obtenues peuvent être comparées avec des enregistrements intracrâniens et interprétées en fonction de l'anatomie cérébrale.

Nous venons de voir que depuis 1930, les techniques d'enregistrement de l'EEG n'ont cessé de progresser pour fournir aujourd'hui des données avec une résolution temporelle de l'ordre de la milliseconde avec un nombre d'électrodes supérieur à 100. La numérisation de l'EEG et l'apparition sur le marché d'ordinateurs performants pour un coût réduit, a permis le développement de techniques d'analyse de plus en plus sophistiquées, et la généralisation de ces techniques. Cependant, contrairement aux techniques d'imagerie de type IRM ou nucléaire, l'EEG, même s'il mesure l'activité électrique des neurones n'est pas une technique d'imagerie au sens où l'information enregistrée (le potentiel) est obtenue pour un nombre limité de points situé sur une



surface. Pour localiser l'activité électrique cérébrale en 3D, nous devons alors modéliser le cerveau en tant que volume conducteur et appliquer les lois de l'électromagnétisme pour estimer les sources qui ont généré les potentiels électrique et les champs magnétiques mesurés sur la surface.

### VIII. Conclusion

Nous avons présenté, dans ce chapitre, les bases de la neurophysiologie allant du fonctionnement du neurone à celui des différentes aires corticales. Les rythmes synchrones sont à la base du traitement de l'information par les populations neuronales et nous allons présenter les techniques d'acquisition électroencéphalographique et différent type de potentiel évoqué et procédure d'enregistrement. A partir de ces enregistrements, nous pourrons analyser les signaux électroencéphalographiques afin de chercher à mieux comprendre le fonctionnement cérébral.



# Chapitre I

Les techniques d'imagerie  
fonctionnelle



# Chapitre II

**Problème de localisation  
de l'activité cérébrale**

DE L'ACTIVITE CEREbraLE



# Chapitre III

## Conception



# Introduction générale

*Résolution du problème inverse par LORETA*

RESOLUTION DU PROBLEME INVERSE PAR LORETA



# Conclusion générale

*Résolution du problème inverse par LORETA*

RESOLUTION DU PROBLEME INVERSE PAR LORETA



# Liste des figures

*Résolution du problème inverse par LORETA*



# Sommaire

*Résolution du problème inverse par LORETA*

Sommaire



# Résumé

*Résolution du problème inverse par LORETA*

RESOLUTION DU PROBLEME INVERSE PAR LORETA



# Remerciement

*Résolution du problème inverse par LORETA*

# et Dédicace

*Résolution du problème inverse par LORETA*



# Références bibliographique

*Résolution du problème inverse par LORETA*

ΚΕΙΜΕΝΟΣ ΔΙΠΛΩΔΙΣΙΔΗΣ



# Annexe

*Résolution du problème inverse par LORETA*

RESOLUTION DU PROBLEME INVERSE PAR LORETA

Annexe



# Liste des abréviations

*Résolution du problème inverse par LORETA*

## I. Introduction

En EEG comme en MEG le problème qui consiste à prédire les potentiels de scalp à partir des sources de courant situées à l'intérieur d'un volume conducteur (du cerveau) est généralement appelé « problème direct ». Ce problème admet une solution et une seule : en effet si la configuration et la distribution des sources dans le cerveau sont connues à un instant donné, et si les propriétés conductrices des tissus sont connues dans l'ensemble du volume conducteur, alors les potentiels en surface du scalp peuvent être calculés sur la base de principes physiques.

Inversement la méthode de modélisation dipolaire recherche, à partir de la répartition des potentiels en surface, la localisation des générateurs intracérébraux dont l'activité est susceptible de nous expliquer la dite répartition : c'est la solution du « problème inverse ». Chaque dipôle étant caractérisé par trois paramètres de localisation spatiale (coordonnées cartésiennes  $x$ ,  $y$ ,  $z$  ou coordonnées sphériques  $r$ ,  $\theta$  et  $\phi$ ) et par les trois paramètres caractérisant un vecteur (sens, direction et amplitude), le problème inverse devient alors équivalent à l'estimation de ces paramètres, impliquant  $6n$  inconnues pour  $n$  générateurs. Le problème inverse dans son acception la plus générale peut théoriquement admettre une infinité de solutions. Étant donné un nombre fini de positions sur le scalp où les potentiels sont mesurés à un instant donné, il est théoriquement possible d'obtenir une infinité de configurations des sources intracérébrales expliquant ces potentiels. Ainsi théoriquement seul un nombre infini de sites de mesure à la surface du scalp pourrait permettre la détermination d'une configuration unique de sources responsable de cette activité. En pratique cependant, la connaissance de la pathologie sous-jacente et de la physiologie cérébrale permettent de fixer des contraintes de localisation (les sources ne peuvent pas être placées dans certaines régions telles que le tronc cérébral, les ventricules, le crâne ou encore les globes oculaires), qui à elles seules suffisent à réduire de façon considérable le nombre de solutions (Fig II.1).

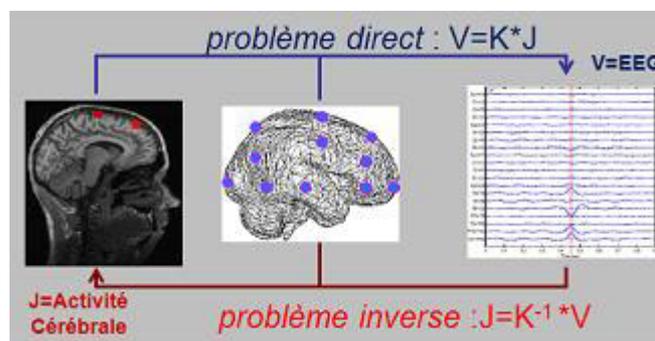


Figure II.1 : Principe de problème direct et problème inverse

## II.LE PROBLEME DIRECT

Le problème direct en EEG et MEG consiste à modéliser les champs magnétiques et potentiels recueillis sur le scalp et engendrés par une configuration de sources connue à l'intérieur du volume cérébrale. La difficulté qui se pose pour la résolution du problème direct est que les tissus cérébraux ont une géométrie complexe, donc il faut d'une part prendre en compte les propriétés de conceptions de ces tissus et d'autres part leur conductivités qui sont mal connues et difficiles à mesurer (Fig II.2).

Donc pour résoudre le problème direct, plusieurs auteurs ont donné une grande importance pour ce domaine et ont proposé différentes modélisations de la tête à savoir *le modèle sphérique, le modèle réaliste surfacique et le modèle réaliste volumique.*

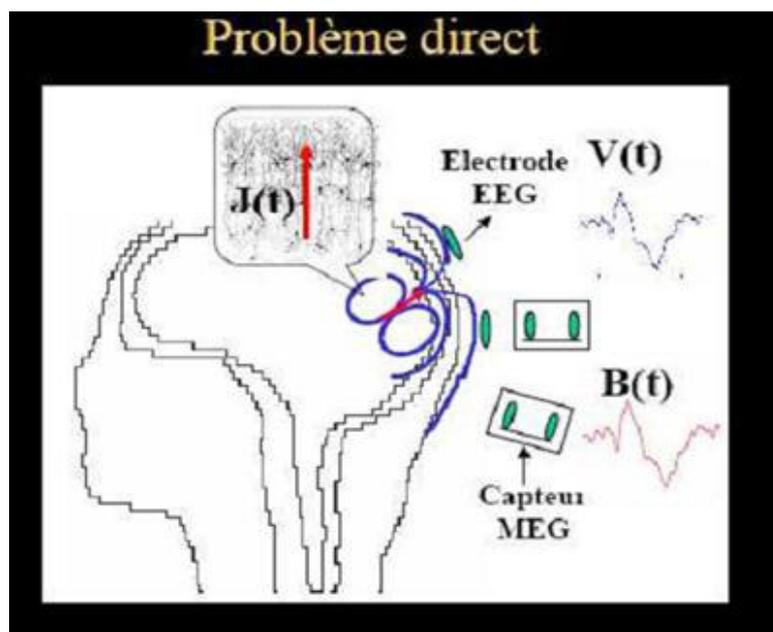


Figure II.2: Principe du problème direct



## II.1. Le modèle sphérique

Les premiers modèles employés pour le problème direct étaient très simplifiés, car ils considèrent la tête comme un ensemble de sphères concentriques, la conductivité est supposée constante dans chaque couche, le modèle le plus utilisé en EEG est à 3 couches, qui représentent de l'extérieur vers l'intérieur, la peau ou scalp, l'os du crâne et un milieu pour tous les tissus cérébraux (voir *figure II.3.a*). Des modèles à 4 couches incluent une mince couche sphérique de Liquide Céphalo-Rachidien (LCR) entre le crâne et le cerveau. Dans ces modèles, le potentiel dû à un dipôle de courant peut se calculer en tout point du volume dans la tête par une formule analytique [22].

## II.2. Les modèles réalistes surfaciques

Dans le domaine de l'imagerie médicale apparaît nouveaux modèles réalistes surfaciques (Fig II.3.b). chaque individu possède son propre modèle réaliste surfacique, et ceci a cause de la variabilité de la forme du cerveau pour chaque être humain, qui est construit à partir d'images d'IRM anatomique. Dans une seconde étape, des méthodes de traitement d'images permettent de segmenter les images IRM, c'est à dire d'extraire les différentes structures qui sont : la peau, l'os du crâne et les tissus cérébraux se trouvant à l'intérieur de la boîte crânienne, qui sont considérés comme un seul milieu a cause de leurs faibles écarts de conductivité. Ces modèles à géométrie réaliste ont utilisés la technique des Intégrales de Frontières qui suppose que la conductivité est homogène et isotrope dans tous éléments segmentés [23], [24]. Ce qui nécessite un maillage en éléments triangulaires des interfaces entre chaque milieu.

## II.3. Les modèles réalistes volumiques

Pour plus de précision de calculs dans le domaine EEG, d'autres méthodes sont apparus appelée réalistes volumiques, qui sont modéliser des conductivités hétérogènes et anisotropes. Ces méthode basent sur des numériques comme les éléments finis [25]. Ou différences finies (*Fig II.3.c*). au lieu donc de travaille avec des éléments de volumes.

Les méthodes de différences finies [26], utilisent directement un maillage des tissus en éléments cubiques, qui peut être ainsi directement donné par les images IRM après avoir affecté à chaque voxel une valeur de conductivité. Ceci nécessite toujours une étape de segmentation des tissus, mais évite le maillage en éléments triangulaires ou tétraédriques, qui est très difficile et compliquée. Cependant, une bonne description de la géométrie des tissus, notamment aux interfaces, requiert un grand nombre d'éléments, et conduit à des temps de calcul très longs.

Le modèle le plus utilisé actuellement reste le modèle sphérique étant donné la rapidité et la facilité des calculs et ceci malgré le développement récent de méthodes de calcul direct en MEG et EEG prenant en compte des modèles des tissus cérébraux de plus en plus réalistes. Le modèle sphérique peut être utilisé sans connaître l'anatomie du sujet.

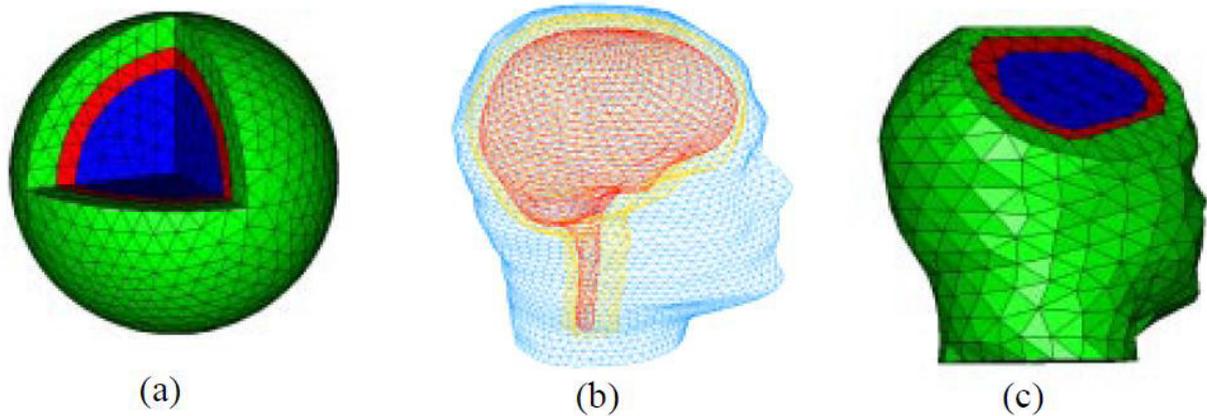


Figure II.3 : modèle de tête à 3 couches (peau, os ,cerveau)

- (a) modèle sphérique, chaque tissu est assimilé à une couche sphérique de conductivité homogène
- (b) modèle réaliste surfacique, la conductivité est supposée homogène entre deux interfaces
- (c) modèle réaliste volumique avec maillage tétraédrique, la conductivité peut varier d'un élément du maillage à l'autre.

En conclusion, l'utilisation de modèle réaliste permet une caractérisation plus précise des dipôles que le modèle sphérique. Les modèles réalistes a une seul couche conduisent reste acceptable.

Afin de mettre en équations le problème direct, on a besoin des équations de Maxwell dans leur forme quasi-statique :

$$\left. \begin{aligned}
 \nabla E &= \rho / \epsilon_0 \\
 \nabla \times E &= 0 \\
 \nabla \times B &= \mu_0 \cdot J \\
 \nabla B &= 0
 \end{aligned} \right\} \text{Equation . II.1}$$



Où  $\mathbf{E}$  représente le champ électrique ( $\text{V.m}^{-1}$ ),  $\mathbf{B}$  le champ magnétique (T),  $\mathbf{J}$  la densité de courant ( $\text{A.m}^{-2}$ ),  $\mu_0$  la perméabilité du vide ( $\text{T.m.A}^{-1}$ ) et  $\xi_0$  la permittivité du vide ( $\text{A.s.V}^{-1}.\text{m}^{-1}$ ).

Les sources de courant primaire créent en chaque point de la tête des courants secondaires, dits de conduction, qui sont proportionnels à la conductivité du tissu et au champ électrique qui règne en ce point. L'application de la loi de conservation des charges et des équations de Maxwell permet de calculer le potentiel en tout point du volume cérébral, et donc sur les électrodes, connaissant la distribution des courant primaires et la conductivité en tout point du volume cérébral.

La densité de courant  $\mathbf{J}$  est la résultante des sources primaires  $\mathbf{J}_p$ , produites au niveau des synapses comme cela a été décrit dans le paragraphe précédent, et  $\mathbf{J}_c$ , courants volumiques qui apparaissent dans les milieux conducteurs.

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}_p + \mathbf{J}_c = \mathbf{J}_p + \sigma \nabla E$$

Où  $\sigma$  représente la conductivité du milieu considéré ( $\text{S.m}^{-1}$ ). La deuxième équation de Maxwell est équivalente à :

$$\mathbf{E} = -\nabla \Phi$$

De plus, il y a conservation des charges dans tout le volume, c'est à dire que la divergence de  $\mathbf{J}$  est nulle; on obtient alors l'équation de Poisson reliant les sources primaires  $\mathbf{J}_p$  au potentiel  $\Phi$ :

$$\nabla \cdot (\sigma \cdot \nabla \Phi) = \nabla \cdot \mathbf{J}_p$$

Equation . II.2: Equation de Poisson

Les conditions de continuité aux limites du potentiel et de la composante normale de la densité de courant complètent la formulation de la partie physique de l'électrophysiologie.

$$\begin{aligned} \Phi_1 &= \Phi_2 \\ \sigma_1 \cdot \frac{\partial \Phi_1}{\partial n} &= \sigma_2 \cdot \frac{\partial \Phi_2}{\partial n} \end{aligned} \quad \text{Equation . II.3}$$

Où  $\frac{\partial}{\partial n}$  représente la dérivée normale à la surface.



## II.4. Milieu homogène

Il existe donc une équation reliant les sources de courant primaires au potentiel mesuré en surface. Le problème direct consiste à résoudre cette équation c'est à dire à calculer sur une surface donnée le potentiel  $F$  créé par une source de courant  $\mathbf{q}(\mathbf{r})$ , placée au point de coordonnées  $\mathbf{r}$ .

$$\nabla^2 \Phi = 0$$

Equation II. 4: équation de Laplace:

Les solutions de l'équation de Poisson s'écrivent comme la somme d'une solution homogène de l'équation de Laplace et d'une solution particulière pour un milieu conducteur homogène et infini:

$$\Phi = \Phi_H + \Phi_{chi} \quad \text{Equation . II.5}$$

Si l'on connaît le potentiel sur une surface on peut déterminer le potentiel dans tout l'espace à l'extérieur de cette surface où  $\mathbf{q}=0$ . La solution de l'équation de Laplace s'écrit sous la forme d'un développement de fonctions harmoniques [27]:

$$\Phi_H = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^{m=l} (A_{lm} \cdot r^l + B_{lm} \cdot r^{-l-1}) \cdot Y_{lm}(\theta, \varphi) \quad \text{Equation . II.6}$$

avec  $(r, \theta, \varphi)$  représentant les coordonnées sphériques. Les  $Y_{lm}$  représentent les fonctions harmoniques, famille de fonctions orthogonales. Les conditions aux limites quand  $\mathbf{r}$  tend vers l'infini imposent que les  $A_{lm}$  soient nuls, excepté  $A_{00}$ .

$$\lim_{r \rightarrow \infty} \Phi_H = 0 \rightarrow A_{lm} = 0 \text{ excepté } A_{00}$$

$\Phi$  représente ainsi une application de  $\mathbb{R}^3$  dans  $\mathbb{R}$ . Dans le cas d'une charge ponctuelle à  $\mathbf{r}_0$ ,  $\mathbf{q}(\mathbf{r})=d(\mathbf{r}-\mathbf{r}_0)$  où  $d$  représente la fonction de Dirac et  $\mathbf{r}_0$  la localisation de la charge. Le potentiel et la source sont alors relié par l'équation générale suivante:

$$\Phi(r, \theta, \varphi) = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^{m=l} (A_{lm} r^l + B_{lm} r^{-l-1}) Y_{lm}(\theta, \varphi) + \frac{I}{\sigma} \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^{m=l} \frac{r_0^l}{(2l+1)r^{l+1}} Y_{lm}^*(\theta_0, \varphi_0) \quad \text{Equation . II.7}$$



**remarque:** l'équation précédente est valable si  $r > r_o$ , dans le cas contraire il suffit d'inverser les deux variables dans le quotient suivant:

$$\frac{r_o^l}{r^{l+1}} \Rightarrow \frac{r^l}{r_o^{l+1}}$$

Les conditions aux limites nous permettent maintenant de calculer les différents coefficients  $A_{lm}$  et  $B_{lm}$ :

$$1- \Phi(r = 0) = 0 \text{ donc } B_{lm} = 0$$

$$2- \left(\frac{\partial \Phi}{\partial r}\right)_{r=1} = 0$$

Il faut donc dériver l'expression du potentiel pour trouver d'autres relations; ainsi,

$$\left(\frac{\partial \Phi}{\partial r}\right)_{r=1} = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^{m=l} (lA_{lm})Y_{lm}(\theta, \varphi) + \frac{I}{\sigma} \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^{m=l} \frac{(-l-1)r_o^l}{(2l+1)} Y_{lm}^*(\theta_o, \varphi_o) Y_{lm}(\theta, \varphi) = 0 \quad \text{Equation . II.8}$$

Les fonctions harmoniques étant orthogonales, nous obtenons l'égalité suivante:

$$lA_{lm} = \frac{I}{\sigma} \cdot \frac{(l+1)r_o^l}{(2l+1)} Y_{lm}^*(\theta_o, \varphi_o) \quad \text{Equation . II.9}$$

En remplaçant les  $A_{lm}$  par leur valeur ainsi trouvée, le potentiel sur la sphère de rayon  $r=1$  prend la forme suivante:

$$\Phi(r_s = 1) = \frac{I}{\sigma} \sum_{l=0}^{\infty} \left( \frac{(2l+1)}{4\pi l} r_o^l \right) P_l(\cos \gamma) \quad \text{Equation . II.10}$$

Equation II.3: Expression du potentiel à la surface d'une sphère de rayon  $r=1$  créé par une source ponctuelle

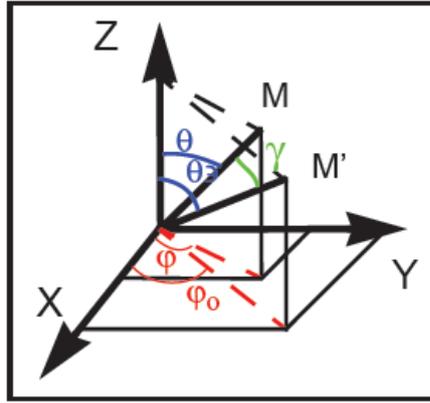
Avec :

$$P_l(\cos \gamma) = \frac{4\pi}{2l+1} \sum_{m=-l}^l Y_{lm}^*(\theta_o, \varphi_o) Y_{lm}(\theta, \varphi) \quad \text{Equation . II.11}$$

Et :

$$\cos \gamma = \cos \theta \cos \theta_o + \sin \theta \sin \theta_o \cos(\varphi - \varphi_o) \quad \text{Equation . II.12}$$

En utilisant le système de coordonnées suivant:



Equation II.13: Polynômes de Legendre

$$P_0(Z) = 1$$

$$P_1(Z) = Z$$

$$P_{l+1}(Z) = \frac{1}{2l+1} [(2l+1)P_l(Z) - lP_{l-1}(Z)] \quad \text{Equation . II.13}$$

Le potentiel s'exprime donc sous la forme d'une série. On emploie alors un critère de convergence pour limiter cette série. Ce critère peut être de la forme:

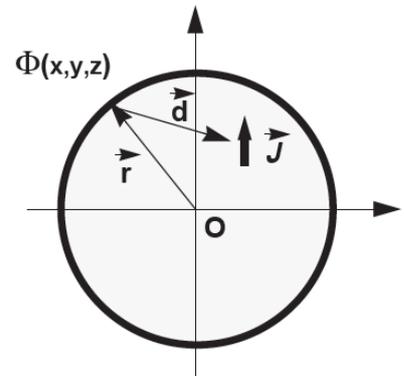
$$|\Phi_{lmax} - \Phi_{lmax-5}| < \epsilon |\Phi_{lmax-5}| \quad \text{Equation . II.14}$$

Avec  $\epsilon$  "petit". La série définissant le potentiel  $\Phi(x, y, z)$  converge, il existe alors une expression analytique du potentiel, donnée par l'équation 11 [28]:

$$\Phi(x, y, z) = \frac{J}{4\pi\sigma} \cdot \left[ \frac{\hat{r} - \hat{d}}{rd(1 - (\hat{r} \cdot \hat{d}))} - \frac{2\hat{d}}{d^2} \right] \quad \text{Equation . II.15}$$

Equation 11: Solution analytique du potentiel dans le cas d'une sphère unique

Où les lettres en gras représentent des vecteurs, les caractères en italique les normes des vecteurs et les caractères avec chapeau des vecteurs unités.





Si on prend la divergence de la quatrième équation Maxwell, on trouve l'équation principale qui relie le potentiel  $V$  avec la densité de courant  $\mathbf{J}$  :

$$\operatorname{div}(\operatorname{rot}(\mathbf{B})) = 0 \quad \text{or} \quad \operatorname{rot}(\mathbf{B}) = \mu_0 \mathbf{J}$$

D'où 
$$\operatorname{div}(\mu_0 \mathbf{J}) = 0$$

On obtient alors : 
$$\mu_0 \operatorname{div}(\mathbf{J}_p) - \mu_0 \operatorname{div}(\sigma \operatorname{grad}(v)) = 0$$

Finalement on trouve alors l'équation à résoudre suivante :

$$\operatorname{div}(\sigma \operatorname{grad}(v)) = \operatorname{div}(\mathbf{J}_p) \quad \text{Equation . II.16}$$

Le champ magnétique est ensuite obtenu sur chaque capteur par une intégration vectorielle de la courante source et des courants de conduction selon la loi de Biot et Savart, les courants de conduction étant calculés à partir des valeurs de potentiel par la loi d'Ohm.

Ainsi, il est nécessaire de connaître la conductivité de tous les tissus cérébraux, ce qui impose la modélisation des structures constituant le cerveau et ses enveloppes, et surtout la connaissance des valeurs de conductivité. Il existe une grande diversité de valeurs de ces conductivités publiées dans la littérature. Pour cela plusieurs modèles de tête sont étudié l'activité électrique du cerveau.

Le crâne a une anisotrope, c'est à dire que sa valeur dépend de la direction du courant. Le crâne a une conductivité dans les directions tangentielles à sa surface plus élevée que dans la direction radiale ( un rapport de 3 à 10 a été mesuré entre les deux conductivités).

La substance blanche possède elle aussi un conductivité anisotrope, la conduction étant plus importante dans la direction des fibres que dans les directions perpendiculaires.

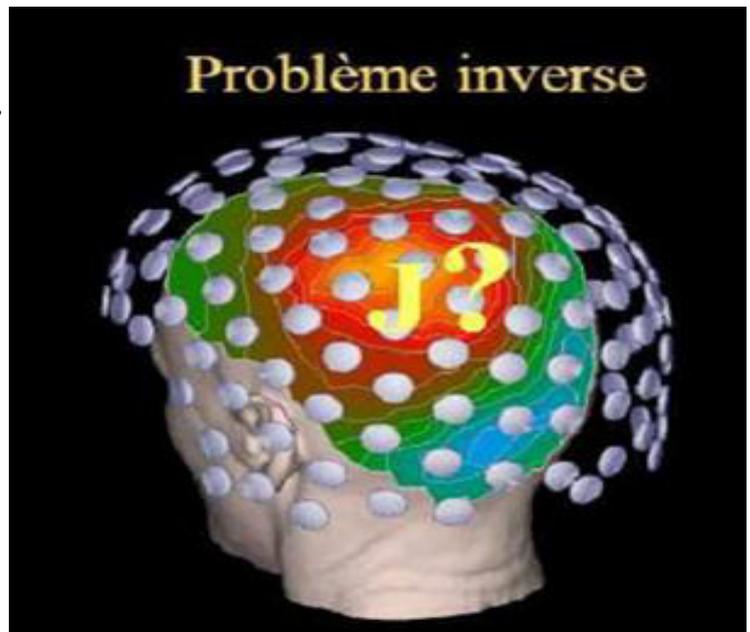
### III. LE PROBLEME INVERSE

Le problème inverse en EEG a donné lieu à d'intenses recherches et publications, et différentes approches ont été utilisées, qui se caractérisent par le modèle de sources considéré.

Le problème inverse, qui est appelé reconstruction dans les autres méthodes d'imagerie tomographique, consiste à estimer la distribution des dipôles de courants ayant produit les champs magnétiques et/ou potentiels électriques mesurés à la surface de la tête.

En effet, le but du problème inverse dans l'EEG consiste à trouver les faisceaux de neurones à l'origine des potentiels électriques mesurés sur la surface de la tête. Il transforme un mélange de l'activité électrique du cerveau obtenue sur la surface de scalpe en une estimation locale de chaque contribution significative. Donc c'est une localisation des différentes sources de courant qui provoque des perturbations à l'intérieur du cerveau comme l'épilepsie par exemple (Fig II.4).

Figure II.4: Principe du problème inverse



Pour l'étude de résolution des problèmes inverses, il existe deux grandes familles de solutions: les modèles de dipôle équivalent et les modèles de sources distribuées (Fig II.5). Dans le premier cas, le nombre d'inconnues (6 paramètres du dipôle) est inférieur au nombre de données (nombre d'électrodes), on utilise alors une approche de type moindre carrés pour minimiser la distance entre la carte de potentiel mesurée et la carte de potentiel créée par le dipôle. Dans ce type d'approche, le nombre de sources est fixé au départ. Dans le deuxième cas, on résout le problème pour une grille de points; le nombre d'inconnues est alors supérieur au nombre de mesures et on cherche une solution avec méthode LORETA.



### III.1. Les méthodes dipolaires

Les méthodes dipolaires, qui ont été les premières utilisées et qui sont les plus employées encore à l'heure actuelle, considèrent que l'activité électrique cérébrale est concentrée dans un petit nombre d'aires dont la dimension est petite comparée à leur distance aux capteurs. L'activité dans chacune des aires peut donc être assimilée à celle d'un seul dipôle, le dipôle de courant équivalent, dont on cherche les paramètres qui minimisent l'erreur de moindre carré (encore appelée variance résiduelle) entre les champs mesurés et ceux qui seraient produits par la configuration de sources estimées. Ces champs sont calculés par le problème direct.

Les méthodes dipolaires assimilent donc la source à un ensemble de dipôle dont il s'agit d'estimer les paramètres linéaires (amplitude des dipôles) et non linéaires (positions et moments des dipôles).a introduit une amélioration des méthodes dipolaires en utilisant la notion d'échantillonnage pour plusieurs échantillons temporels successifs dans le problème inverse. Etant donné un certain nombre d'échantillons dans le temps, on peut alors constater que la distribution des sources varie fortement d'un échantillon du signal au suivant [25].

Un désavantage des méthodes dipolaires est qu'elle nécessite de fixer le nombre de sources actives a priori, qui est souvent déterminé en fonction des connaissances sur les expériences en cours, ou de l'erreur résiduelle entre les champs du modèle et les données.

Si les méthodes dipolaires ont donné des résultats intéressants et fiables pour la localisation des générateurs des premières composantes des réponses évoquées, elles ne peuvent pas expliquer les données sur une grande partie de la fenêtre d'acquisition des données, en particulier au niveau des composantes tardives, qui traduisent l'activité d'un réseau étendu de neurones. D'autre part, ces modèles ne peuvent rendre compte qu'imparfaitement de la distribution des activations sur la surface corticale [29].

### III.2. Les méthodes par balayage

Contrairement aux méthodes précédentes où on trouvait la meilleure position pour expliquer les données, dans les méthodes par balayage on considère chaque élément de volume dans l'espace cérébral et on estime la probabilité de présence d'un dipôle de courant en cette position. La méthode la plus connue est la méthode MUSIC (Multiple Signal Classification) qui estime la probabilité de présence d'un dipôle en calculant la projection de la contribution de ce dipôle sur les données [30].

La méthode MUSIC ont été adaptée pour étendre le modèle de dipôle de courant à des modèles multipolaires, qui permettent de mieux modéliser des distributions de sources neuronales étendues



sur la surface corticale, alors que le dipôle de courant ne peut rendre compte que de petites régions activées.

Bien que ces méthodes présentent des avantages par rapport aux méthodes dipolaires, elles échouent souvent à reconstruire des sources très corrélées temporellement.

### **III.3. Les méthodes de sources distribuées**

Ces méthodes ont été développées pour s'affranchir des limitations des méthodes dipolaires. Ces approches s'inspirent des méthodes de reconstruction tomographique : elles considèrent un grand nombre de dipôles répartis régulièrement dans une partie ou la totalité du volume cérébral. Chaque dipôle ayant une position fixe, seule leur amplitude est à déterminer, (l'orientation peut être retrouvée en considérant en chaque position trois dipôles de direction orthogonale). Dans le cas des modèles de sources distribuées, le nombre d'inconnues est le plus souvent très supérieur au nombre de données. Afin d'obtenir un système inversible et d'éviter les instabilités numériques lors de l'inversion, des techniques dites de régularisation doivent être employées pour stabiliser les solutions. [31].

Ces techniques imposent des restrictions ou contraintes sur les solutions. Les méthodes de sources distribuées diffèrent à la fois par l'espace des sources utilisé, c'est-à-dire l'étendue et la forme de la zone cérébrale où sont répartis les dipôles, et par les méthodes de régularisation employées.

Les premiers travaux publiés sur les modèles distribués. [25] restreignaient l'espace source à un plan parallèle à celui des capteurs. Cette méthode dite de norme minimale estimait parmi l'ensemble des solutions possibles celle de plus petite énergie. Les configurations obtenues étaient très lissées : une activité focale donnait lieu à une tâche diffuse dans la reconstruction. Des modélisations de sources sous forme de fonctions continues ont été développées par Clarke [Clarke, 1990], qui a été le premier à introduire le concept de régularisation pour le problème inverse en MEG/EEG et à utiliser des modèles probabilistes. Une extension 3D du modèle de sources a été proposée par Pascual Marqui, avec la méthode LORETA (Low Resolution Electrical Tomography). Des trièdres de sources sont répartis sur une grille volumique et la méthode est basée sur la recherche de distributions de sources dont les amplitudes varient le plus lentement dans l'espace. Si dans ce cas la solution au problème est unique au sens de la contrainte, elle ne peut cependant circonvenir à la limitation fondamentale du problème inverse. De plus l'utilisation de tout le volume cérébral comme espace source augmente la probabilité d'obtenir de fausses configurations de sources.

### IV. Analyse fonctionnelle

En introduisant la notion de Lead Field  $\mathbf{K}$ , nous pouvons réécrire la relation entre le potentiel et les sources sous la forme de la relation linéaire suivante :

$$\Phi(\mathbf{r}_s) = \mathbf{K}(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_v) \cdot \mathbf{J}(\mathbf{r}_v)$$

$\mathbf{r}_s$  avec  $i=1 \dots N_e$  point sur la surface du scalp (électrodes).

$\mathbf{r}_v$  avec  $j=1 \dots M$  point de la grille dans le cerveau.

$\mathbf{K}(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}_v)$  est le Lead Field reliant le potentiel en surface mesuré à la position  $\mathbf{r}_s$  et la source de courant dans le volume au point de coordonnées  $\mathbf{r}_v$ .  $\mathbf{K}$  ne dépend que des caractères géométriques du modèle utilisé: nombre et positions des électrodes, répartition volumique des points de la grille, nombre de couches du modèle sphérique. Le potentiel  $F$  est connu sur quelques points de mesure seulement ( $N_e$  = nombre d'électrodes) et  $\mathbf{J}$  est représenté sur un ensemble discret de points formant une grille prédéfinie ( $M$  = nombre de points de la grille). Chaque point de la grille est considéré comme le centre de gravité d'un petit élément de volume dans lequel  $\mathbf{J}$  est uniforme et représenté par un dipôle moyen localisé sur le nœud de la grille.

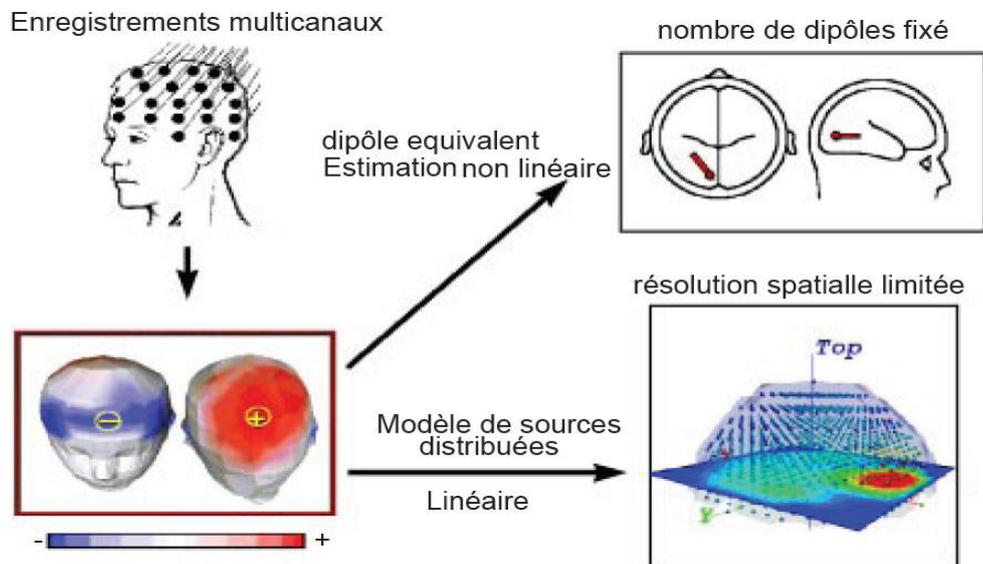


Figure II.5: Les deux approches pour la localisation des sources électromagnétiques sont d'une part les modèles dipolaires utilisant des algorithmes d'optimisation non-linéaires itératifs et d'autre part les modèles de sources distribuées utilisant la résolution d'un système d'équations linéaires.

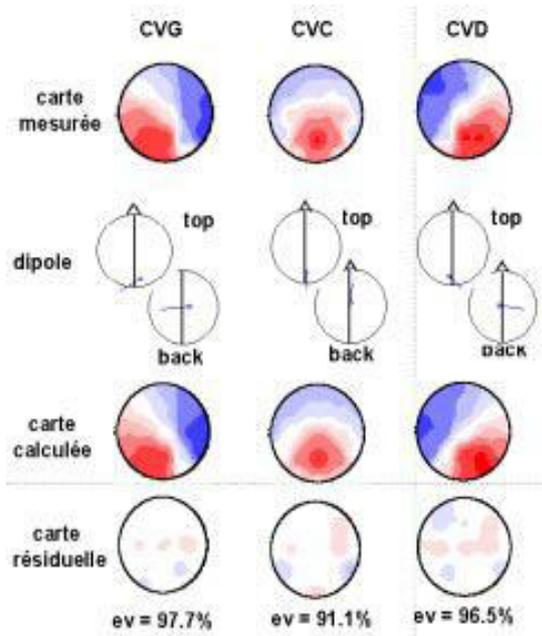


Figure II.6: Localisation de l'activité électrique cérébrale au moyen du modèle dipolaire en relation avec un stimulus dans le Champ Visuel Droit CVD (fig. de droite), dans le Champ Visuel Central CVC (fig. du centre) et dans le Champ Visuel Gauche CVG (fig. de gauche). La solution minimise par itérations successives la distance (carte résiduelle) entre les cartes mesurées et les cartes calculées. La variance expliquée (e.v) est alors maximum.

## V. Résolution du problème inverse

Nous sommes en présence d'un système linéaire. La résolution du problème dépend donc du nombre d'inconnues ( $3M$ =coordonnées dans l'espace des  $M$  point de la grille qui représente les sources de courant recherchées dans le volume cérébrale) et du nombre d'équations ( $N_e$ =nombre d'électrodes positionnées a la surface du scalpe pour la mesure du potentiel électrique ou champ magnétique). En pratique, dans le cas de l'EEG, nous constatons que les  $(N_e-1)$  équations sont indépendantes, trois types de solutions se présentent alors, en fonction de ces deux variables:

**$3M < N_e-1$ :** il n'existe pas de solution exacte. Le système doit être résolu en utilisant la méthode des moindres carrés (régularisation nécessaire car mauvais conditionnement)

**$3M = N_e-1$ :** une solution exacte mais instable (attention au problème de référence). En pratique le mauvais conditionnement du système (valeurs propres proches de zéro) nous ramène au cas précédent.

**$3M > N_e-1$ :** Il existe une infinité de solutions. La résolution du système nécessite de faire un choix de solution par introduction d'information a priori (par exemple: méthode de régularisation).

Soit le système d'équations linéaires suivant:

$$Y = AX$$

Equation . II.17

Où  $Y$  représente nos mesures,  $A$  un opérateur linéaire et  $X$  nos inconnues. La résolution de ce système de façon générale fait appel au pseudo inverse de Moore- Penrose.



### V.1.Pseudo Inverse de Moore-Penrose (PIMP)

Soit la matrice  $A$   $[m,n]$ , il existe une matrice  $A^\dagger=[n,m]$  telle que:

$$\begin{aligned}A^\dagger A A^\dagger &= A^\dagger \\(A A^\dagger)^{-1} &= A A^\dagger \\(A^\dagger A)^{-1} &= A^\dagger A\end{aligned}$$

La matrice  $A$  peut être décomposée de la manière suivante:

$$A = U . D . V^t$$

Avec :

$U$  = matrice unitaire contenant les vecteurs propres gauches  $[3M,3M]$

$V$  = matrice unitaire contenant les vecteurs propres droits  $[Ne,Ne]$

$D$  = matrice diagonale des valeurs singulières  $l$   $[3M,Ne]$

En utilisant ces notations, nous pouvons définir le pseudo-inverse de la manière suivante:

$$A^\dagger = V . D^\dagger . U^t \quad \text{Equation . II.18}$$

avec

$$D^\dagger_{ii} = (1/\lambda_i) \quad \text{si } \lambda_i \neq 0$$

$$D^\dagger_{ii} = 0 \quad \text{si } \lambda_i = 0$$

Nous déduisons de la dernière équation une implémentation possible du PIMP.

**remarque:** dans la suite de l'exposé nous utiliserons systématiquement le PIMP pour toute inversion de matrice. Si la matrice en question est inversible, le PIMP est alors l'inverse.



### V.2. Méthodes des Moindres Carrés (MMC) $3M < (Ne-1)$ :

Notre problème à résoudre se formule simplement de la manière suivante:

$$Y = AX$$

Où  $Y$  représente nos mesures,  $A$  notre opérateur linéaire et  $X$  nos inconnues (solutions de notre problème). Reformulons ce problème de base en insérant une déviation  $z$  dans le modèle ci-dessus.

$$Y = AX + \zeta$$

Le but de la MMC est de minimiser cette déviation, c'est à dire de minimiser la distance entre nos mesures  $Y$  et notre modèle  $AX$ . Soit  $\zeta_i$  l'erreur entre la mesure du potentiel à l'électrode  $i$  et le modèle.

$$\zeta_i Y_i A_i^t = - \cdot X \quad \text{pour chaque colonne } i \text{ de } A$$

$$\min \sum_{i=1}^{Ne} \|\zeta_i\|^2 = \min \sum_{i=1}^{Ne} \|Y_i - (A_i^t \cdot X)\|^2 \quad \text{par rapport à } X$$

En utilisant la notation matricielle nous obtenons l'équation suivante:

$$\min(Y - AX)^t (Y - AX) = \min(Y^t - X^t A^t)(Y - AX) \quad \text{Equation . II.19}$$

donc pour que cette fonction soit minimum il faut que sa dérivée s'annule ,alors après une dérivation par rapport a  $X$  on obtient la forme suivante :

$$\frac{\partial}{\partial X} F(X) = - A^t Y - A^t Y + 2 A^t A X = 0$$

$$- 2(A^t Y) + 2 A^t A X = 0$$

$$A^t A X = A^t Y$$

A ce niveau, deux problèmes se posent, ou bien  $A^t A$  est inversible, ou bien elle n'est pas inversible :

Si  $A^t A$  est singulière ( $\det(A^t A)=0$ ) alors  $A^t A$  est non injective c'est -a-dire non inversible , et il existe une infinité de solution de type moindres carrés de la fonction  $A^t A X = A^t Y$  . par contre il existe un seul solution de moindres carrés dont loreta .cette solution est donnée par l'expression suivant :

$$X = (A^t A)^{\dagger} A^t Y$$



Par contre si  $A^t A$  est régulière ( $\det(A^t A) \neq 0$ ), elle est mal conditionnée. cela implique qu'une petite erreur sur les mesure  $Y$  entraîne une erreur importante sur la solution  $X$ . la géométrie de la disposition des électrodes influe sur le résultat, c'est-à-dire pour deux configurations d'électrodes différentes, on n'obtient pas le même résultat.

Certaines méthodes itératives convergent vers la solution de moindres carrés de moindre norme. Ces méthodes permettent un meilleur contrôle de la solution. Dans notre cas,  $A=HK$  et nous obtenons la solution de MMC et de moindre norme suivante:

$$J = ((HK)^t HK)^{\dagger} (HK)^t \Phi \tag{Equation . II.20}$$

### V.3.Calcul de la matrice Lead Field :

On pose dans le cas EEG :

$$V = K J, \quad X = J, Y = V .$$

Avec  $K$  est une matrice de grande taille contenant les mesures reliant le potentiel mesuré dans la position  $r_s$  a la surface du scalp, et la source de courant générant ce potentiel dans le volume du cerveau au point de coordonnées  $r_v$ .

Dans les coordonnées des points de mesures sont donnée par le vecteur de position cartésien suivant :  $S=(r_{s1}, r_{s2}, \dots, r_{sNe})$ , et les coordonnées des source de courant dans la volume de cerveau sont données par le vecteur suivant :

$$V=(r_{v1}, r_{v2}, \dots, r_{vM})$$

Donc on peut écrire la relation suivant d'après l'équation  $Y=A.X$  :

$$V(r_s)=K(r_s, r_v).J(r_v)$$

$K$  est une matrice  $(N_e, 3M)$ , nommée matrice de transfert.

$$K=(K_{a1}^t, K_{a2}^t, \dots, K_{aM}^t)$$

Avec :  $a=1, \dots, Ne$



$$K_{aB} = (K_{xaB}, K_{yaB}, K_{zaB})^t$$

Ou

$$K = \begin{pmatrix} K_{x11}K_{y11}K_{z11} \dots \dots \dots K_{x1M}K_{y1M}K_{z1M} \\ K_{x21}K_{y21}K_{z21} \dots \dots \dots K_{x2M}K_{y2M}K_{z2M} \\ \vdots \quad \vdots \quad \vdots \quad \vdots \quad \vdots \quad \vdots \\ K_{xNe1}K_{yNe1}K_{zNe1} \dots \dots \dots K_{xNeM}K_{yNeM}K_{zNeM} \end{pmatrix}$$

On a

$$K_{aB} = \frac{1}{4\pi\sigma} \cdot \frac{(r_s - r_v)}{|r_s - r_v|^3}$$

Donc on peut écrire la matrice K sous la forme suivant :

$$K = \frac{1}{4\pi\sigma} \cdot \begin{pmatrix} \frac{(r^1_s - r^1_v)_x}{|r^1_s - r^1_v|^3} & \frac{(r^1_s - r^1_v)_y}{|r^1_s - r^1_v|^3} & \frac{(r^1_s - r^1_v)_z}{|r^1_s - r^1_v|^3} & \dots & \frac{(r^1_s - r^M_v)_x}{|r^1_s - r^M_v|^3} & \frac{(r^1_s - r^M_v)_y}{|r^1_s - r^M_v|^3} & \frac{(r^1_s - r^M_v)_z}{|r^1_s - r^M_v|^3} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{(r^{Ne}_s - r^1_v)_x}{|r^{Ne}_s - r^1_v|^3} & \frac{(r^{Ne}_s - r^1_v)_y}{|r^{Ne}_s - r^1_v|^3} & \frac{(r^{Ne}_s - r^1_v)_z}{|r^{Ne}_s - r^1_v|^3} & \dots & \frac{(r^{Ne}_s - r^M_v)_x}{|r^{Ne}_s - r^M_v|^3} & \frac{(r^{Ne}_s - r^M_v)_y}{|r^{Ne}_s - r^M_v|^3} & \frac{(r^{Ne}_s - r^M_v)_z}{|r^{Ne}_s - r^M_v|^3} \end{pmatrix}$$

Ou  $\sigma$  est la conductivité du milieu, et  $r_s$  est le vecteur de position de l'électrode de référence.

$V$  est une matrice ( $N_e, 1$ ) constitué des mesures des différences de potentiel sur la surface du scalp.

$J$  est une matrice ( $3M, 1$ ),  $J = (J^t_1, J^t_2, \dots \dots \dots J^t_M)^t$  est composé des densités de courant

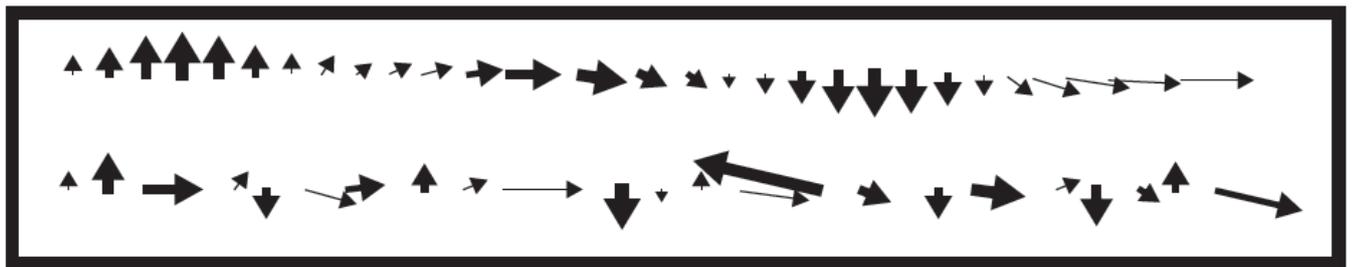
$J_B = (J_{xB}, J_{yB}, J_{zB})^t$  aux M point dans le volume u cerveau avec  $B=1 \dots \dots \dots M$ .

$$J = \begin{pmatrix} K_{x1}K_{y1}K_{z1} \\ K_{x2}K_{y2}K_{z2} \\ \vdots \quad \vdots \quad \vdots \\ K_{xM}K_{yM}K_{zM} \end{pmatrix}$$

## VI. Solution par LORETA :

Le problème posé depuis le début est l'estimation de la distribution volumique de l'activité électrique neuronale à l'intérieur du cerveau à partir des mesures de potentiel électrique sur le scalp. Il existe une infinité de solutions capables de produire le même champ électrique en surface. Il faut alors appliquer une contrainte supplémentaire afin de limiter le nombre de solutions. Ainsi, la solution de norme minimum (MNE), pure ou pondérée (WMN) est une des solutions. Pour ce type de solutions, aucun de type physiologique n'est appliqué.

La solution présentée maintenant sous le nom de LORETA [33], est basée sur l'hypothèse neurophysiologique suivante: **des neurones ou groupes de neurones voisins ont une activité synchrone.** En représentant l'activité de chaque neurone par une simple flèche, la première ligne du schéma ci dessous exprime l'idée d'une activité coordonnée, régulière des neurones alors que la deuxième ligne représente une activité aléatoire.



Cette hypothèse est fondée sur une observation biologique et sur une réalité technique. Il a été montré en effet, que les neurones du cortex sont organisés en macro-colonnes. A l'intérieur de ces colonnes, les neurones ont la même orientation. Les dipôles représentant leur activité ont donc la même orientation. D'un point de vue technique, la mesure du champ électrique en surface serait impossible si les neurones ne fonctionnaient pas de manière synchrone afin de produire en surface un macro champ.

Cette argumentation a fait l'objet de discussions engagées dans la revue [34]. Il y est entre autre discuté de la validité de l'échelle de grandeur employée pour justifier une solution régulière. Traduisons en termes mathématiques et physiques cette idée de synchronicité neurophysiologique (smoothness).

Soit  $(x_i, y_i)$  un ensemble de mesures, nous voulons estimer  $f$ , fonction continue, telle que  $y=f(x)$ . Il existe une infinité de solutions passant par l'ensemble des mesures:

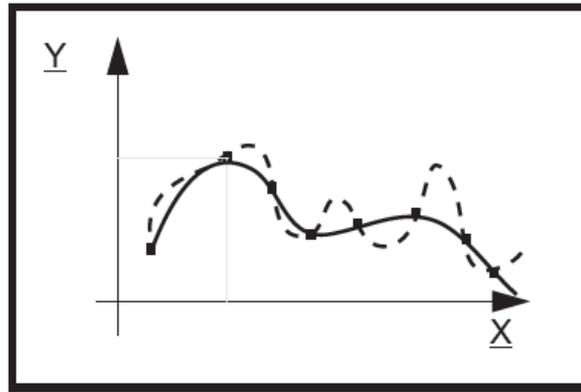


Figure II.7 : La courbe pleine représente la solution la plus régulière, la courbe en pointillés une solution

Soit  $R$ , énergie de courbure de  $f$ , est définie de la manière suivante:

$$R = \int \left[ \frac{d^2}{dx^2} f(x) \right]^2 dx$$

Equation . II.21

La solution la plus régulière minimise, alors,  $R$ . Soit  $\mathbf{B}$ , l'opérateur Laplacien. Appliquons ce résultat à notre problème en reprenant notre notation discrète:

$$\min_{\mathbf{J}} \|\mathbf{B}\mathbf{W}\mathbf{J}\|^2 \quad \text{avec } (\Phi = \mathbf{K}\mathbf{J})$$

La solution LORETA s'écrit:

$$\mathbf{J}_{LORETA} = (\mathbf{W}\mathbf{B}^t\mathbf{B}\mathbf{W})^{-1} \mathbf{K}^t (\mathbf{K}(\mathbf{W}\mathbf{B}^t\mathbf{B}\mathbf{W})^{-1} \mathbf{K}^t)^{\dagger} \cdot \Phi$$

Equation . II.22

La matrice  $\mathbf{W}$  est diagonale et construite de la manière suivante:

$$w_i = \left( \frac{1}{Ne} \right) \cdot \sqrt{\sum_{j=1}^{Ne} K_{ij}^2}$$

Equation . II.23

remarque: Si  $\mathbf{B}=\mathbf{I}$  nous obtenons la solution de norme minimale pondérée (WMN), si de plus  $\mathbf{W}=\mathbf{I}$ , nous obtenons la solution de norme minimale (MNE).

Nous venons de voir la forme de la solution associée à l'algorithme LORETA. Nous devons maintenant définir et construire le laplacien **B**. Soit  $U(x,y,z)$ , une quantité scalaire définie dans un espace à 3 dimensions. Le laplacien  $\nabla^2 U$  s'écrit sous la forme:

$$\nabla^2 U = \frac{\partial^2 U}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial z^2} \quad U(x,y,z) \quad \text{Equation . II.24}$$

Pour une fonction discrétisée à deux dimensions  $y=f(x)$  avec  $d=x_{i+1}-x_i$ , les dérivées Première  $y'$  et seconde  $y''$  sont approximées de la manière suivante:

$$y'_i = \frac{(y_i - y_{i-1})}{d} \quad \text{et} \quad y''_i = \frac{(y_{i+1} + y_{i-1} - 2y_i)}{d^2}$$

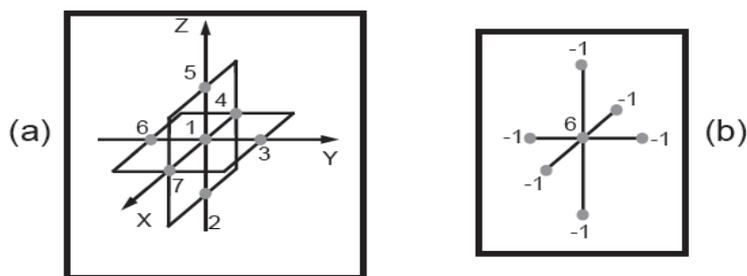


Figure II.8 : (a) Schéma de représentation de la grille de définition de la quantité  $U$ . (b) coefficients du Laplacien associé au point central et à ses voisins de la grille

Revenons à notre fonction  $U=f(x,y,z)$  définie sur un ensemble fini de points de l'espace (fig II.8). Le laplacien de  $U$  à un point donné est défini comme suit:

$$\nabla^2 U_{ijk} = \frac{1}{d^2} \cdot [-6U_{ijk} + U_{i-1jk} + U_{i+1jk} + U_{ij-1k} + U_{ij+1k} + U_{ijk-1} + U_{ijk+1}] \quad \text{Equation . II.25}$$

Equation II. 5: Expression du laplacien pour une variable discrète  $U$  définie sur une grille à 3 dimensions.

D'autres définitions du laplacien sont formulées par Pascual-Marqui (1995). Notre espace de reconstruction doit donc être discrétisé. La grille est alors construite par discrétisation d'un cube, en ne gardant que les points confinés dans une sphère de rayon  $r=0.86$  (Fig II.9); les électrodes sont alors sur une sphère de rayon  $r=1$ . Le laplacien est calculé et l'activité électrique estimée pour chacun des points de la grille.

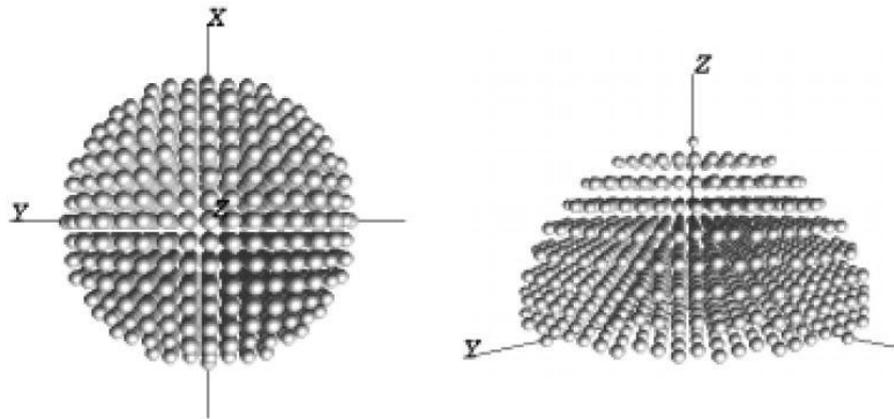


Figure II.9: Grille de 1153 points servant de support pour nos reconstructions de l'activité électrique. (a) vue de dessus. (b) vue de 3/4 arrière.

Si la fonction  $U$  utilisée dans les équations précédentes est maintenant un champ de vecteur (densité de courant), il faut appliquer le laplacien  $\mathbf{B}$  à chacune des trois composantes du vecteur  $U$  et ce en chaque point de la grille. remarque: la matrice  $[\mathbf{BtB}]$  a pour dimensions  $[(3*M), (3*M)]$  où  $M$  est le nombre de points de la grille.  $[\mathbf{BtB}]$  a une structure bloc diagonale suivante:

$$[\mathbf{B}^t \mathbf{B}]_{3M} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} B_1 & 0 & 0 \\ 0 & B_1 & 0 \\ 0 & 0 & B_1 \end{bmatrix} & 0 & 0 \\ 0 & \begin{bmatrix} B_1 & 0 & 0 \\ 0 & B_1 & 0 \\ 0 & 0 & B_1 \end{bmatrix} & 0 \\ 0 & 0 & \begin{bmatrix} B_M & 0 & 0 \\ 0 & B_M & 0 \\ 0 & 0 & B_M \end{bmatrix} \end{bmatrix} \Rightarrow [\mathbf{B}^t \mathbf{B}]_M = \begin{bmatrix} B_1 & 0 & 0 \\ 0 & B_2 & 0 \\ 0 & 0 & B_3 \end{bmatrix}$$

Où  $\mathbf{B}_i$  est le laplacien associé au  $i^{\text{ème}}$  point de la grille. Nous pouvons alors inverser la matrice  $[\mathbf{B}^t \mathbf{B}]_M$  et multiplier ensuite chacun des éléments par la matrice identité  $\mathbf{I}_{[3,3]}$ .



## VI. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons définis les deux problèmes fondamentaux qui se posent en électrophysiologie: le problème direct et le problème inverse.

Linéariser l'équation qui relie le potentiel et les sources fait introduire la notion de Lead Field  $K$ ,  $K$  ne dépend que des caractères géométriques du modèles utilisé: nombre et position des électrodes, la répartition volumique des points de la grille et un modèle sphérique de la tête

Nous avons vu que dans le cas de l'EEG, la résolution du problème n'a pas de solution unique, il faut faire des hypothèses sur les propriétés de ces sources afin de lever l'indétermination. La méthode de LORETA est basée sur une hypothèse neurophysiologique.



## I. Introduction

Dans ce chapitre nous allons détailler les différentes étapes pour la simulation des algorithmes utilisés à partir de la méthode LORETA, le programme d'étiquetage sera détaillé afin d'expliquer l'exécution d'un programme sous MATLAB.

## II. Description du logiciel

Notre logiciel a été réalisé en utilisant MATLAB version 7.5 service Pack 3, sous environnement Windows XP. Le choix du langage est justifié par la souplesse et la facilité de travail.

## III. Modèle et Organigramme

- Dans cette partie de simulation, nous avons pris un espace de mesure de 148 électrodes distribuées uniformément sur la surface du scalp. L'espace de solution (le cerveau) consiste en une grille de 818 points (source) avec une résolution spatiale de 7mm (cube 3D de côté 7mm), les figures 1 et 2 montrent la distribution des électrodes et l'espace de solution respectivement sur une échelle normalisée.

- Le modèle de la tête que nous avons utilisé est le modèle sphérique à trois couches donné par Talairach humain brain atlas, ce modèle est conçu par R.D.pascual-Marqui.

Maintenant pour résoudre le problème

$$\Phi = K J$$

- lecture des coordonnées des points de la grille et celles des électrodes

On a posé que le nombre des électrodes est 148 électrodes sur la surface de scalp. Et lire la coordonnée de chaque capteur à partir de fichier Txt. On représente la distribution des électrodes par la figure (III.1).

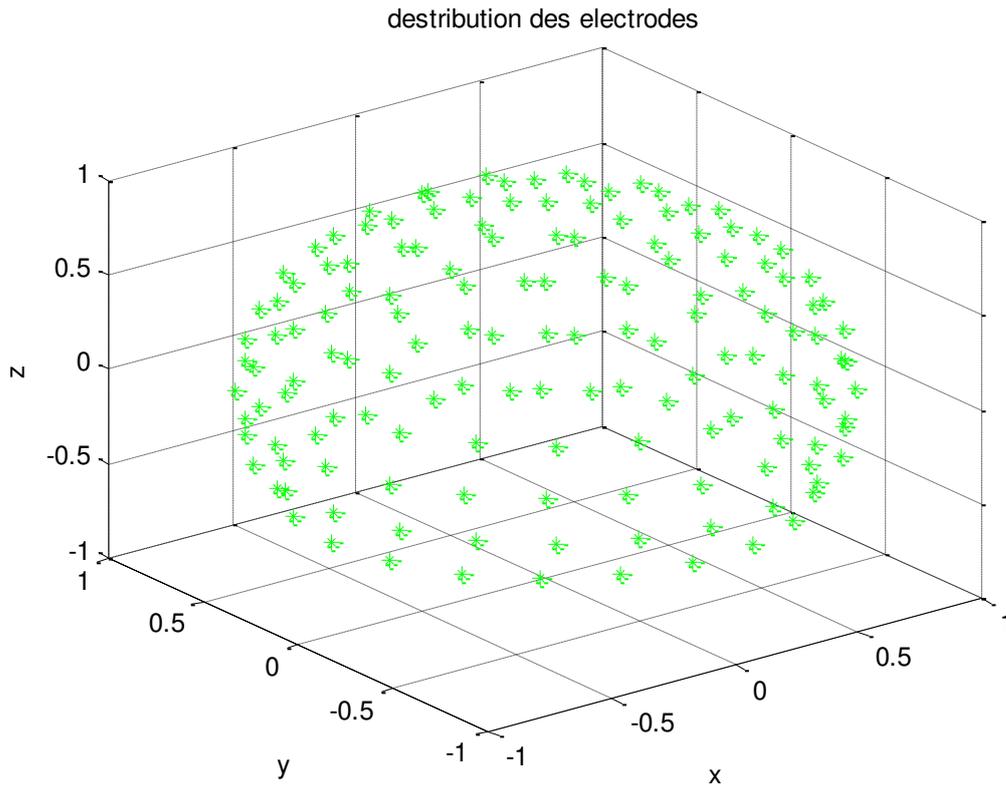


Figure III.1 : représentation 3D de l'espace mesure défini par 148 électrodes.

-la position et la densité du courant de la source désirée

On a pu poser 818 source de courant et lire les coordonnées de chaque source à partir d'un fichier Txt.

La figure (III.2) représente la distribution des points de la grille.

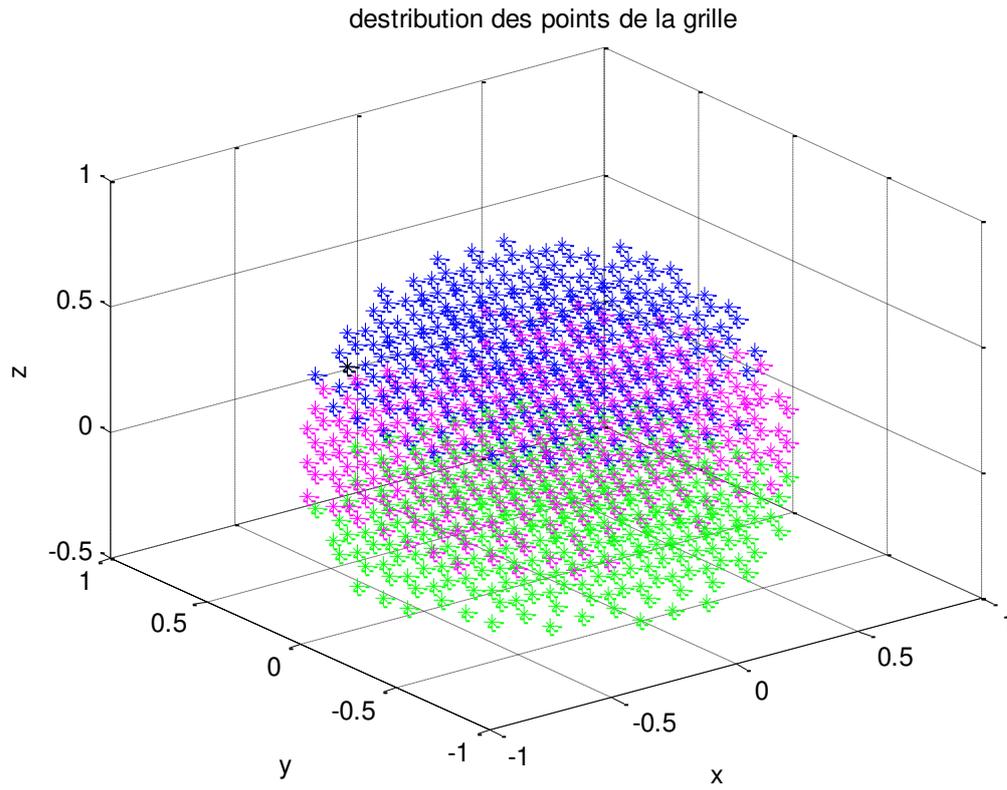
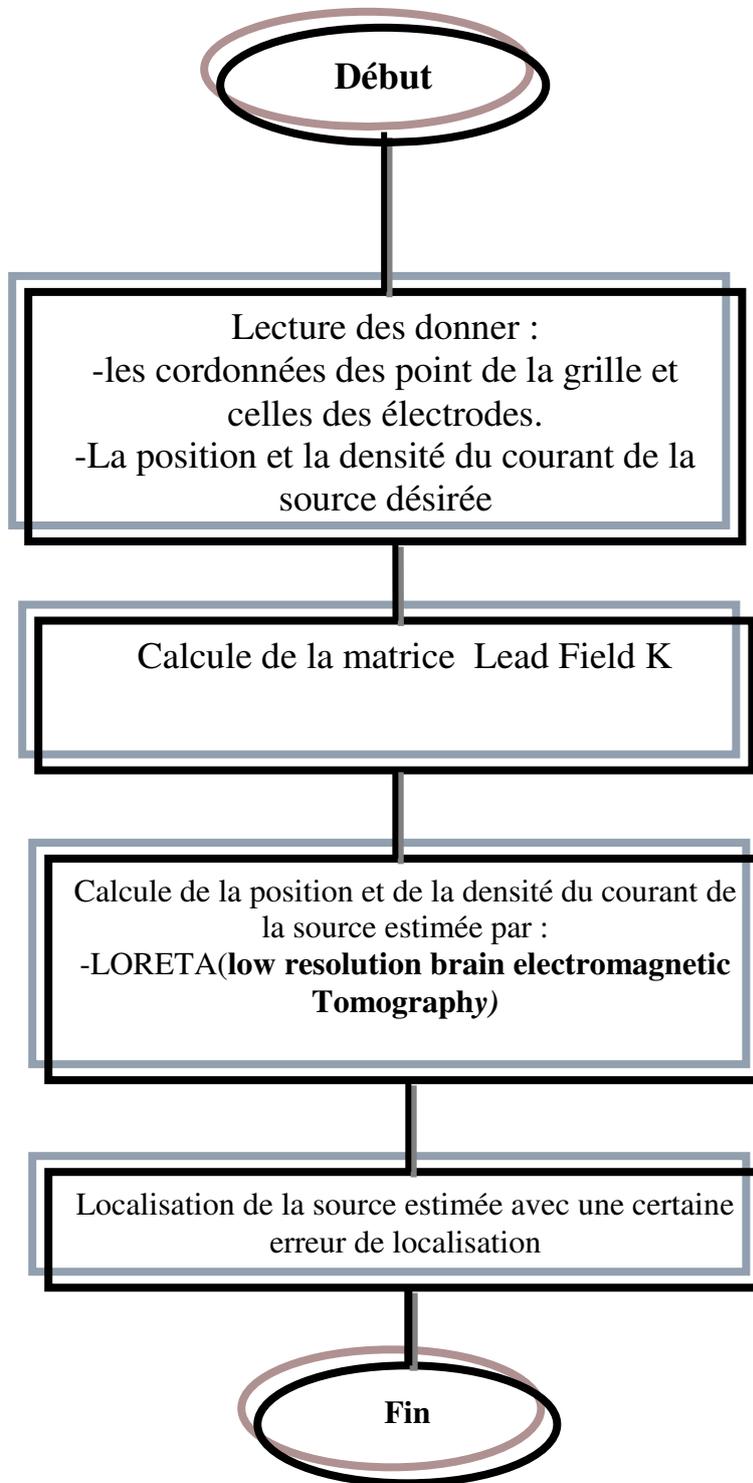


Figure III.2 : représentation 3D de l'espace mesure défini par 818 sources.



Nous avons réalisé l'organigramme suivant :





-En suite calcule la matrice K (lead field) a partir la relation du chapitre II

$$K = \frac{1}{4\pi\sigma} \cdot \begin{bmatrix} \frac{(r^1_s - r^1_v)_x}{|r^1_s - r^1_v|^3} & \frac{(r^1_s - r^1_v)_y}{|r^1_s - r^1_v|^3} & \frac{(r^1_s - r^1_v)_z}{|r^1_s - r^1_v|^3} & \bullet & \frac{(r^1_s - r^1_M)_x}{|r^1_s - r^1_M|^3} & \frac{(r^1_s - r^1_M)_y}{|r^1_s - r^1_M|^3} & \frac{(r^1_s - r^1_M)_z}{|r^1_s - r^1_M|^3} \\ \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet \\ \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet \\ \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet & \bullet \\ \frac{(r^{Ne}_s - r^1_v)_x}{|r^{Ne}_s - r^1_v|^3} & \frac{(r^{Ne}_s - r^1_v)_y}{|r^{Ne}_s - r^1_v|^3} & \frac{(r^{Ne}_s - r^1_v)_z}{|r^{Ne}_s - r^1_v|^3} & \bullet & \frac{(r^{Ne}_s - r^M_v)_x}{|r^{Ne}_s - r^M_v|^3} & \frac{(r^{Ne}_s - r^M_v)_y}{|r^{Ne}_s - r^M_v|^3} & \frac{(r^{Ne}_s - r^M_v)_z}{|r^{Ne}_s - r^M_v|^3} \end{bmatrix}$$

Avec K est une matrice de grande taille contenant les mesures reliant le potentiel mesuré dans la position  $r_s$  a la surface du scalp, et la source de courant générant ce potentiel dans le volume du cerveau au point de coordonnées  $r_v$ .

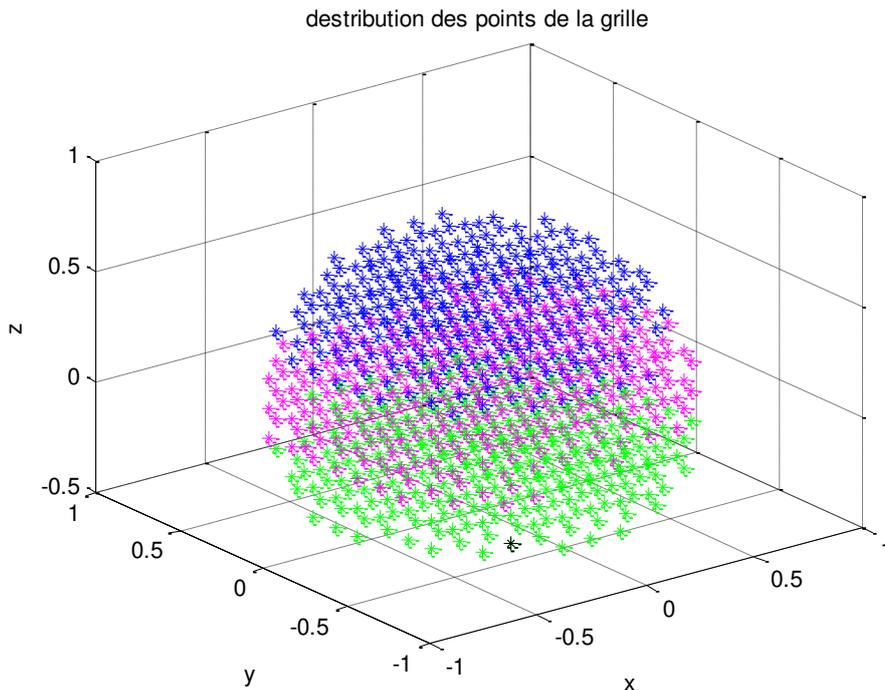
### IV. Résultat et discussion

.En suite calcule la solution selon la méthode LORETA

$$J_{LORETA} = (WB^tBW)^{-1} K^t(K(WB^tBW)^{-1} K^t)^{\dagger} \cdot \Phi$$

On a pris des sources désirées des différentes régions de la tête et on a calculé la position de la densité de courant estimé de chaque source.

On a pose la source désiré 70 .la figure (III.3) représenté la position de la source N°70



les cordonnées de la source a estimé (désiré)sont (-0.26667 -0.53333 -0.4)

Figure III.3 : représenté 3D la position de la source désiré N°70

La figure(III.4) représenté la position de la densité de courant de la source estimée N°70 par méthode LORETA.

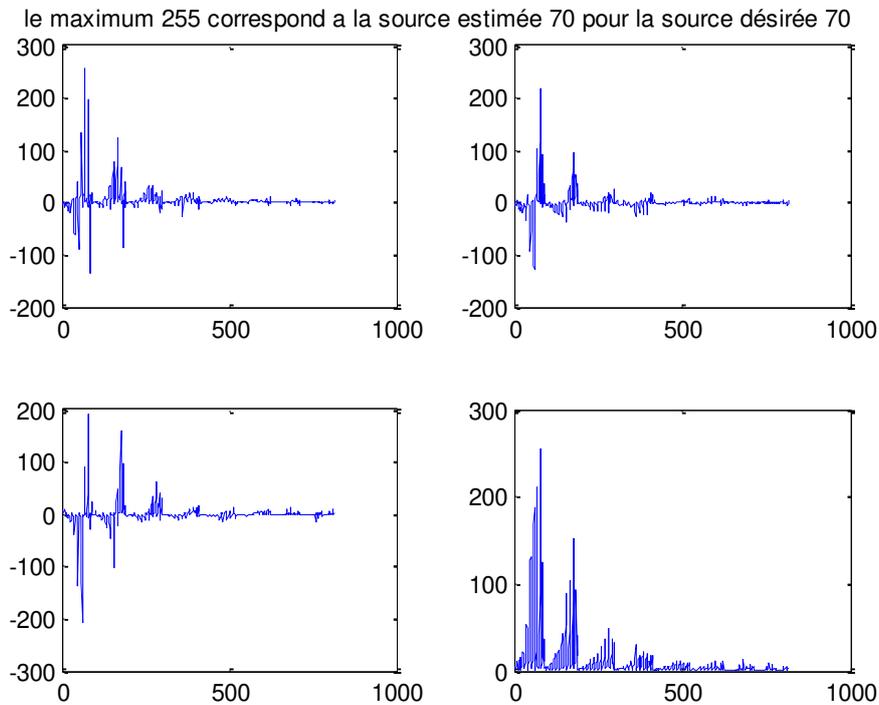
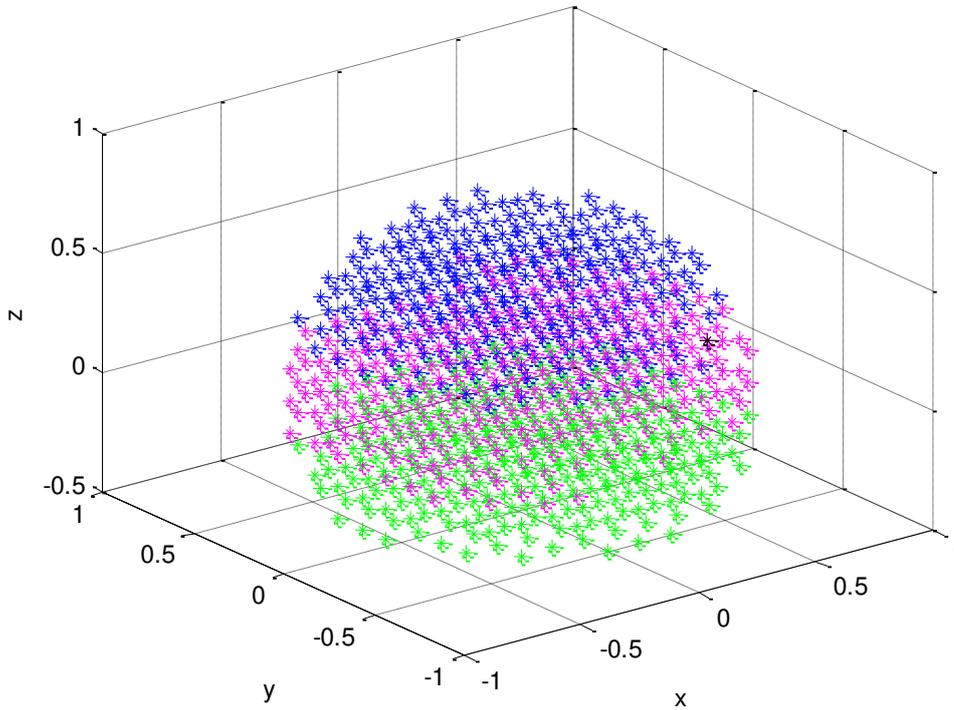


Figure III.4. La densité de courant et position estimée de la source N° 70



On a pose la source désiré 300 .la figure (III.5) représenté la position de la source N°300  
distribution des points de la grille



les cordonnées de la source a estimé (désiré)sont (0.8 0 0)

Figure III.5 : représenté 3D la position de la source désiré N°300

La figure(III.6) représenté la position de la densité de courant de la source estimée N°300 par méthode LORETA.

le maximum 255 correspond a la source estimée 300 pour la source désirée 300

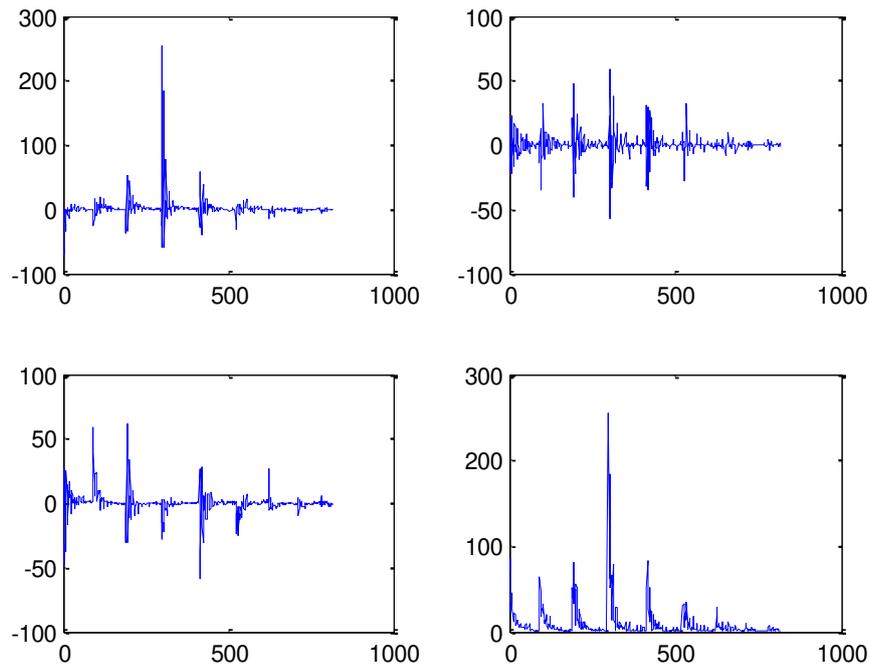
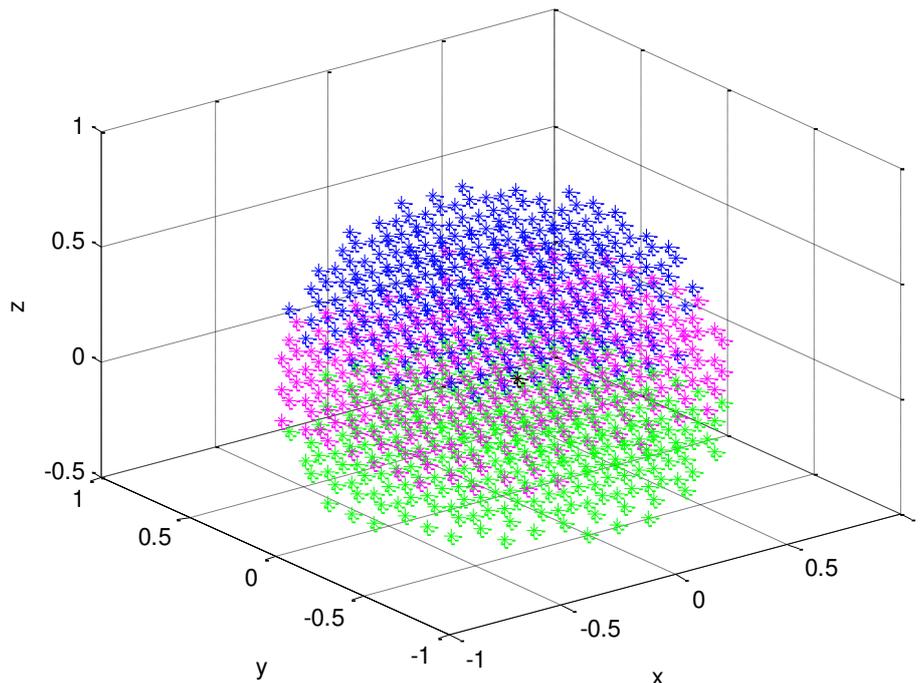


Figure III.6. La densité de courant et position estimée de la source N° 300



On a pose la source désiré 480 .la figure (III.7) représenté la position de la source N°480  
distribution des points de la grille



les cordonnées de la source a estimé (désiré)sont (-0.13333 -0.26667 0.13333)

Figure III.7 : représenté 3D la position de la source désiré N°480

La figure(III.8) représenté la position de la densité de courant de la source estimée N°480 par méthode LORETA.

le maximum 255 correspond a la source estimée 481 pour la source désirée 480

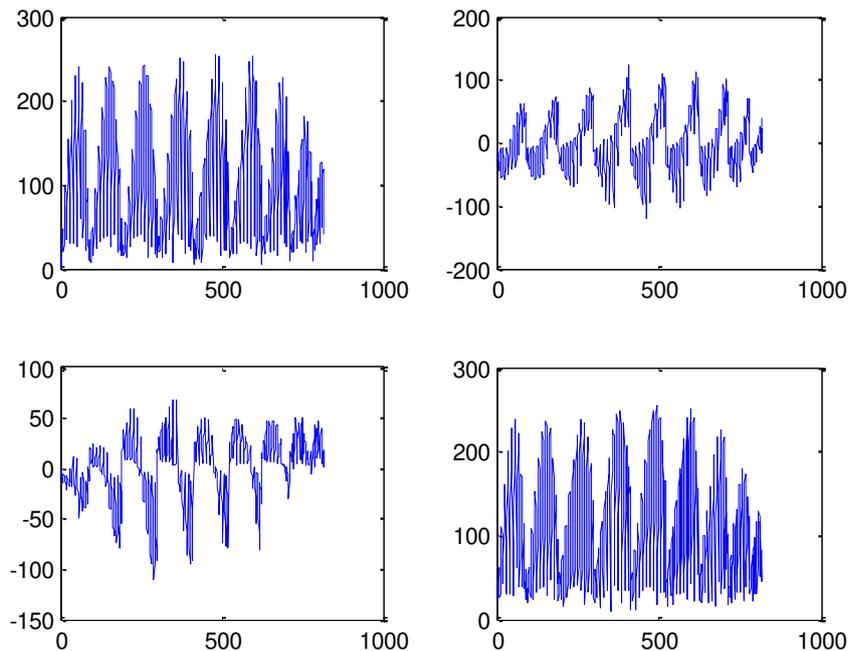


Figure III.8 La densité de courant et position estimée de la source N° 480

On a pose la source désiré 255 .la figure (III.9) représenté la position de la source N°255

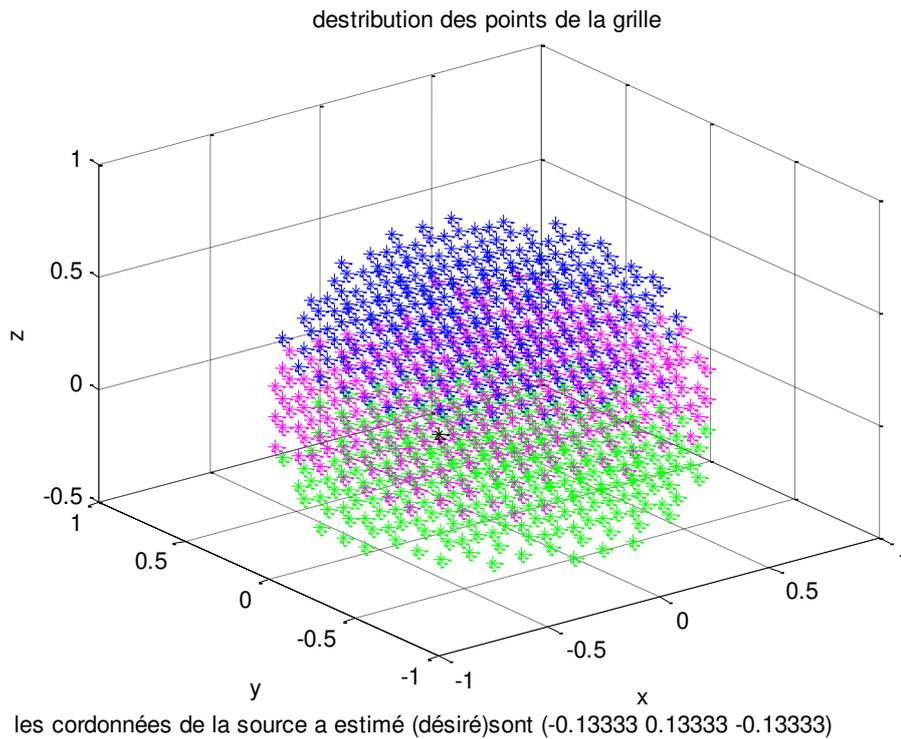


Figure III.9 : représenté 3D la position de la source désiré N°255

La figure(III.10) représenté la position de la densité de courant de la source estimée N°255 par méthode LORETA.

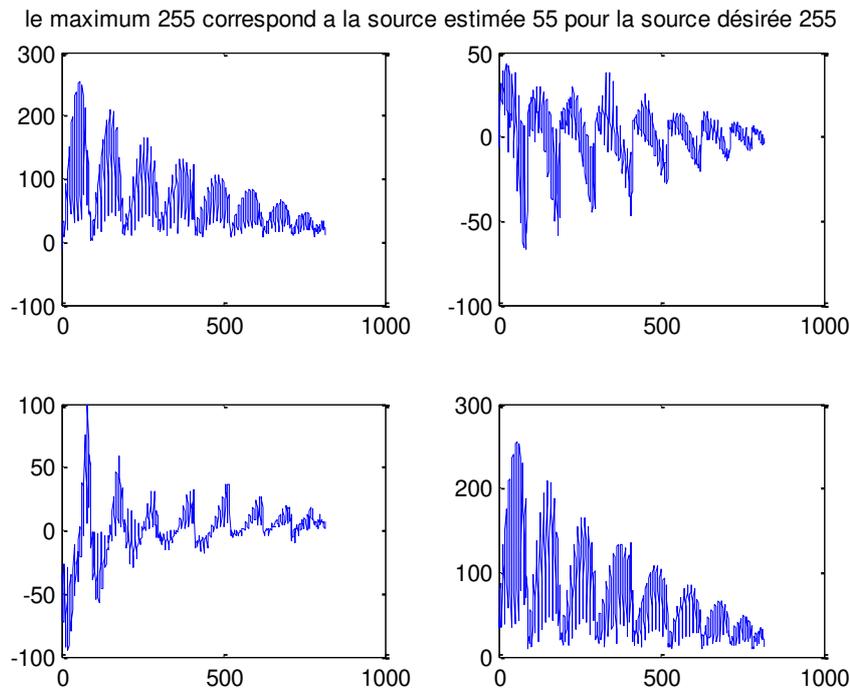


Figure III.10 La densité de courant et position estimée de la source N° 255

On a pose la source désiré 758 .la figure (III.11) représenté la position de la source N°758

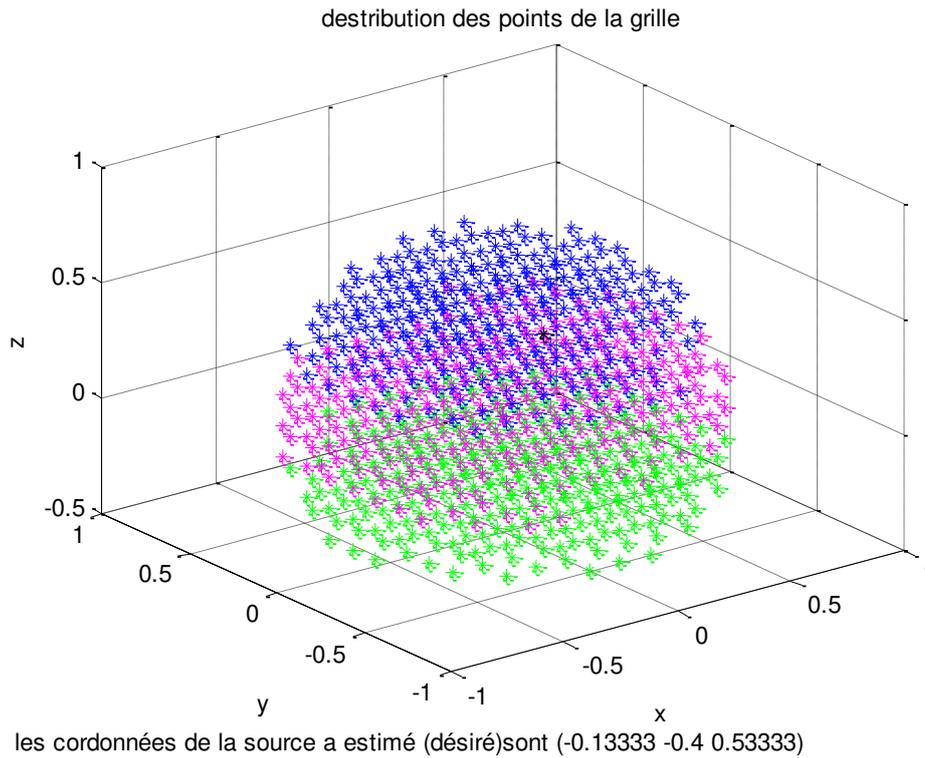


Figure III.11 : représenté 3D la position de la source désiré N°758

La figure(III.12) représenté la position de la densité de courant de la source estimée N°758 par méthode LORETA.

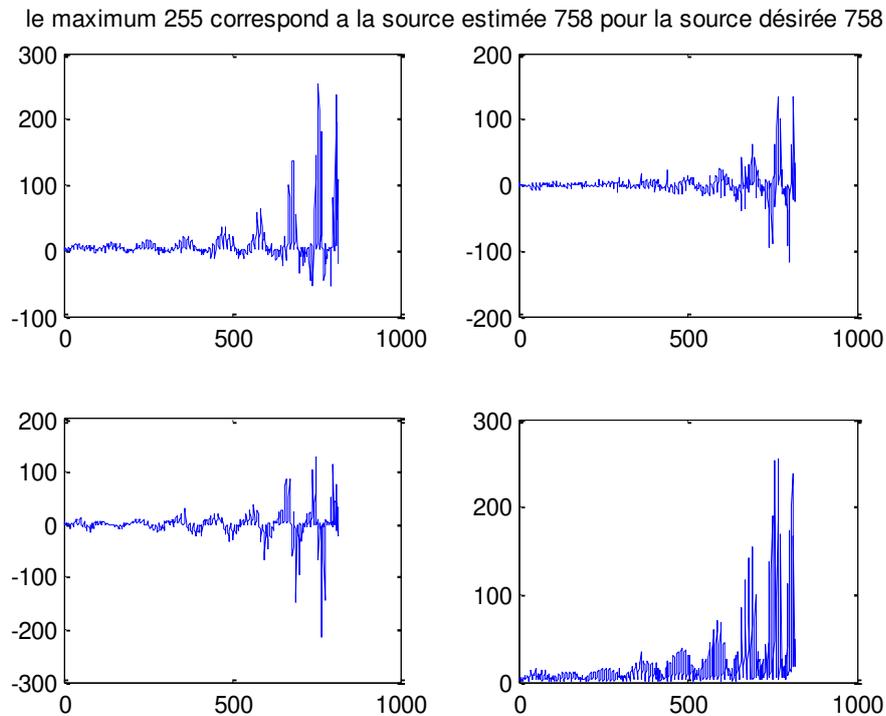


Figure III.12. La densité de courant et position estimée de la source N° 758



-calcul l'erreur de localisation a partir méthode LORETA. Sachant que l'erreur est la distante entre la position de la source désirée et celle estimée

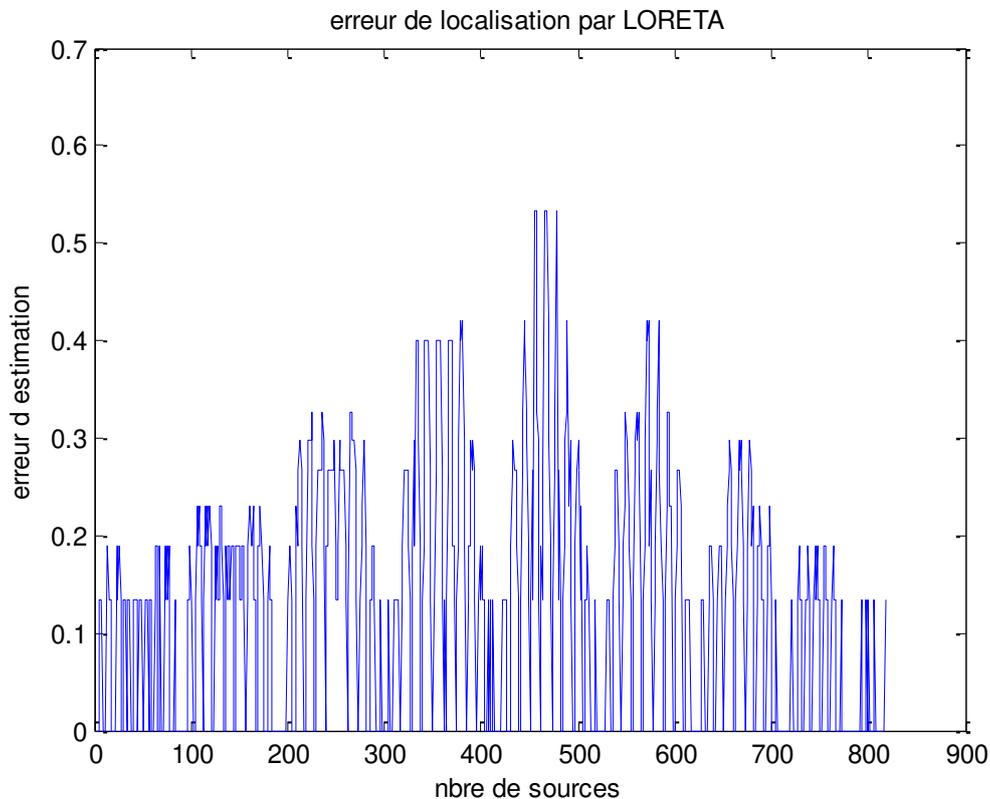


Figure III.13. L'erreur de localisation par LORETA

Le tableau suivant présente une étude de quelque résultat de méthode LORETA sur différentes source dans différentes région de la tête

Source désirée N°	Source estimée (LORETA) N°	L'erreur de localisation par LORETA
70	70	0.0000
300	300	0.0000
480	481	0.1333
255	55	0.2667
758	758	0.0000

On remarque que pour les sources N°70,300,758, l'estimation est faite avec une erreur de localisation nulle, par contre les source N°480,255 son faites avec une petite erreur de localisation. Cette erreur est a cause de la situation de la source.



## V. Conclusion

A partir ce chapitre on dit que l'erreur de LORETA très petit et inferieur par rapport les méthodes de résolution du problème inverse.

On dit LORETA très précise et donné la meilleure localisation l'activité électrique.



# Conclusion générale

**D**epuis l'avènement des enregistrements **EEG**, les progrès technologiques ont permis l'utilisation de cette technique comme outil d'investigation des fonctions cérébrales. Ainsi l'usage de l'**EEG** s'est intensifié tant en recherche fondamentale qu'en clinique. Les algorithmes de localisation de l'activité électrique cérébrale apparaissent alors comme des outils d'investigation puissants et fiables. Ainsi le nombre et la configuration des électrodes sont de la première importance.

La solution **LORETA** a montré une localisation de source avec une erreur très faible et parfois nulle et cela revient en grande partie à l'aspect neurophysiologique conçu par Pascual Marquis. Elle est la meilleure aussi par rapport aux techniques de localisation existantes. Comme perspectives, on propose d'associer **LORETA** qui est une technique d'exploration à une 2<sup>ème</sup> méthode de focalisation afin de minimiser l'erreur encore plus.



# Références bibliographique

ΚΕΙΘΕΛΕΥΟΕΣ ΔΙΔΗΘΕΛΣΗΙΔΗΘΕ

- [1] T. J. SEJNOWSKI, C. KOCH et P. S. CHURCHLAND : Computational neuroscience. *Science*, 241(4871):1299–1306, Sep 1988.
- [2] Pegna A.J., Khateb A., Spinelli L., Seeck M., Landis T. & Michel C.M., Unraveling the cerebral dynamics of mental imagery, *Human Brain Mapping*, 5:410-421, 1997.
- [3] Savoy R., An introduction to fMRI, A one day workshop on functional MRI, *Human Brain Mapping*, Copenhagen, May 1997.
- [4] R. Lorente de NO : Action potential of the motoneurons of the hypoglossus nucleus. *J. Cell. Comp. Physiol.*, 29, 1947.
- [5] BERGER, H. (1932). Über das Elektroencephalogramm des Menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 98, 231. 14 articles ont été publiés dans cette série entre 1929 et 1938.
- [6] JASPER, H. H. (1958). The 10-20 electrode system of the International Federation. *Electroenceph. Clin. Neurophysiologie.*, 10, 370-75.
- [7] M. F. BEAR, B. W. CONNORS et M. A. PARADISO : *Neuroscience : Exploring the Brain*. Lippincott Williams and Wilkins, 2 edition, 2001.
- [8] O. CREUTZFELDT, S. WATANABE. et H. D. LUX : Relations between eeg phenomena and potentials of single cortical cells. i. evoked responses after thalamic and epicortical stimulation. ii. Spontaneous and convulsoid activity. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 20:1–37, 1966.
- [9] B. RENAULT : *Imagerie cérébrale fonctionnelle électrique et magnétique. Traité des sciences cognitives*. Éd. Lavoisier, 2004.
- [10] F. Lopes da SILVA : Neural mechanisms underlying brain waves : from neural membranesto networks. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 79(2):81–93, Aug 1991.
- [11] K. SASAKI, T. TSUJIMOTO, S. NISHIKAWA, N. NISHITANI et T. ISHIHARA : Frontal mental theta wave recorded simultaneously with magnetoencephalography and electroencephalography. *Neurosci Res*, 26(1):79–81, Sep 1996.
- [12] R. MILLER : *Corticohippocampal interplay and the representation of contexts in the brain*. Springer Verlag, 1991.



- [13] F. SHARBROUGH, G. E. CHATRIAN, R. P. LESSER, H. Luders and M. NUWER et T. W. PICTON: American electroencephalographic society guidelines for standard electrode position nomenclature. *J. Clin. Neurophysiol.*, 8:200–202, 1991.
- [14] R. COOPER, J. W. OSSELTON et J. C. SHAW : EEG Technology, 2nd ed. Butterworths, London., 1969.
- [15] Michel C.M., Dynamic Functional Brain Mapping: spatio-temporal activity analysis of the electric activity of the human brain, Thèse d'habilitation au titre de Privat-docent de l'Université de Genève, Juin 1997.
- [16] Lehmann D. & Skrandies W., Reference-free identification of components of checkerboard-evoked multichannel potential fields, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 48:609-621, 1980.
- [17] Brandeis D. & Lehmann D., Spatial map features for accurate description of topographic change, *Brain Topography*, 3:355, 1990.
- [18] Lehmann D., Principles of spatial analysis, in: *Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals, Handbook of Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, edited by Gevins A.S. et Remond A., Elsevier 1987.
- [19] Strik W.K. & Lehmann D., Data determined window size and space oriented segmentation of spontaneous EEG map series, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 87:pp169-174, 1993.
- [20] Pascual-Marqui R.D., Michel C.M. & Lehmann D., Segmentation of brain electrical activity into microstates: model estimation and validation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 42(7), 658-665, 1995.
- [21] Boberly A.A., Baumann F., Brandeis D., Strauch I., & Lehmann D., Sleep deprivation: Effect on sleep stages and EEG power density in man, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 51: 483-467, 1981.
- [22] De Munck JC (1988) The potential distribution in a layered spheroidal volume conductor. *J. Appl. Phys.* 64,464-470.
- [23] Sarvas J (1987) Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem. *Phys. Med. Biol.* 32, 11-22.
- [24] Meijs JWH, Bosch FGC, Peters MJ, *et al* (1987) On the magnetic field distribution generated by a dipolar current source situated in a realistically shaped compartment model of the head. *Electroenceph. and Clin. Neurophysiol.* 66, 286-296.
- [25] H.m.linen M, Hari R, Ilmomiemi RJ *et al* (1993) Magnetoencephalography - Theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Rev. of Mod. Phys* 65,413-497.



- [26] Yan Y, Nunez PL, Hart RT (1991) Finite element model of the human head: scalp potentials due to dipole sources *Med. Biol. Eng. Comp.* 29, 475-481.
- [27] Jackson JD., Classical Electrodynamics, 2nd Edition, Wiley Ed., 1975.
- [28] Fender D.H., Source localization of brain activity. in: Gevins AS. & Remond A. (Eds): Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol 1: Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals. Elsevier, 355-399, 1987.
- [29] Kavanagh R, Darcey T, Lehmann D *et al* (1978) Evaluation of methods for three-dimensional localization of electrical sources in the human brain *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* 25, 421-429.
- [30] Mosher J., Leahy R., Shattuck D., Baillet S., (1999) MEG Source Imaging using multipolar expansions, *16th Conference on Information Processing in Medical Imaging*, Proceedings, p15-28.
- [31] Demoment G (1989) Image reconstruction and restoration: overview of common estimation structures and problems. *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Proces.* 37, 2024-2036.
- [32] Clarke C (1990) Probabilistic modeling of continuous current sources. *Inverse Problems* 6, 117-124.
- [33] Pascual-Marqui R.D., Michel C.M. & Lehmann D., Low resolution electromagnetic tomography: a new method for localizing electrical activity in the brain, *Int. J Psychophysiol.*, vol 18, pp 49-65, 1994.
- [34] Pascual-Marqui R.D., ISBET Newsletter, vol 6, 32p, 1995.





```

7.93353597508610E-0001 -6.08761093796364E-0001 0.00000000000000E+0000
6.08761093796364E-0001 -7.93353597508610E-0001 0.00000000000000E+0000
3.82682004047181E-0001 -9.23880124138643E-0001 0.00000000000000E+0000
1.30525433734924E-0001 -9.91444961229977E-0001 0.00000000000000E+0000
-1.30525433734924E-0001 -9.91444961229977E-0001 0.00000000000000E+0000
-3.82682004047181E-0001 -9.23880124138643E-0001 0.00000000000000E+0000
-6.08761093796364E-0001 -7.93353597508610E-0001 0.00000000000000E+0000
-7.93353597508610E-0001 -6.08761093796364E-0001 0.00000000000000E+0000
-9.23880124138643E-0001 -3.82682004047181E-0001 0.00000000000000E+0000
-9.91444961229977E-0001 -1.30525433734924E-0001 0.00000000000000E+0000
-9.91444961229977E-0001 1.30525433734924E-0001 0.00000000000000E+0000
-9.23880124138643E-0001 3.82682004047181E-0001 0.00000000000000E+0000
-7.93353597508610E-0001 6.08761093796364E-0001 0.00000000000000E+0000
-6.08761093796364E-0001 7.93353597508610E-0001 0.00000000000000E+0000
-3.82682004047181E-0001 9.23880124138643E-0001 0.00000000000000E+0000
-1.30525433734924E-0001 9.91444961229977E-0001 0.00000000000000E+0000
1.30525433734924E-0001 9.91444961229977E-0001 0.00000000000000E+0000
3.82682004047181E-0001 9.23880124138643E-0001 0.00000000000000E+0000
6.08761093796364E-0001 7.93353597508610E-0001 0.00000000000000E+0000
7.93353597508610E-0001 6.08761093796364E-0001 0.00000000000000E+0000
9.23880124138643E-0001 3.82682004047181E-0001 0.00000000000000E+0000
9.91444961229977E-0001 1.30525433734924E-0001 0.00000000000000E+0000
9.65926365545825E-0001 0.00000000000000E+0000 -2.58817032560518E-0001
9.30108361850198E-0001 -2.60600007989924E-0001 -2.58816674601914E-0001
8.25305530480154E-0001 -5.01881628873025E-0001 -2.58815787692000E-0001
6.59293829222650E-0001 -7.05935648879594E-0001 -2.58817515616470E-0001
4.44390565736694E-0001 -8.57631208643982E-0001 -2.58816025477718E-0001
1.96524614989550E-0001 -9.45723147238224E-0001 -2.58816159621144E-0001
-6.59166475668631E-0002 -9.63674720768598E-0001 -2.58816591672773E-0001
-3.23468320582389E-0001 -9.10154653683206E-0001 -2.58817990020812E-0001
-5.5703232537833E-0001 -7.89131905334682E-0001 -2.58816198317612E-0001
-7.49282051749920E-0001 -6.09582290694515E-0001 -2.58816223983462E-0001
-8.85958990727453E-0001 -3.84825285545813E-0001 -2.58816858712442E-0001
-9.56929618060445E-0001 -1.31525634731458E-0001 -2.58817915699779E-0001
-9.56929618060445E-0001 1.31525634731458E-0001 -2.58817915699779E-0001
-8.85958990727453E-0001 3.84825285545813E-0001 -2.58816858712442E-0001
-7.49282051749920E-0001 6.09582290694515E-0001 -2.58816223983462E-0001
-5.5703232537833E-0001 7.89131905334682E-0001 -2.58816198317612E-0001
-3.23468320582389E-0001 9.10154653683206E-0001 -2.58817990020812E-0001
-6.59166475668631E-0002 9.63674720768598E-0001 -2.58816591672773E-0001
1.96524614989550E-0001 9.45723147238224E-0001 -2.58816159621144E-0001
4.44390565736694E-0001 8.57631208643982E-0001 -2.58816025477718E-0001
6.59293829222650E-0001 7.05935648879594E-0001 -2.58817515616470E-0001
8.25305530480154E-0001 5.01881628873025E-0001 -2.58815787692000E-0001
9.30108361850198E-0001 2.60600007989924E-0001 -2.58816674601914E-0001
8.56351850524826E-0001 -1.29075278923912E-0001 -5.00001080472252E-0001
7.80259350868049E-0001 -3.75758823359691E-0001 -5.0000652049887E-0001
6.34840446429555E-0001 -5.89048867779624E-0001 -4.99999038943743E-0001
4.33015923263162E-0001 -7.49998712399149E-0001 -4.99999141599433E-0001
1.92709001700164E-0001 -8.44311261632671E-0001 -5.00001734140966E-0001
-6.47168864797426E-0002 -8.63602933256333E-0001 -5.00001698272541E-0001
-3.16392466327664E-0001 -8.06160370850262E-0001 -5.00001263720069E-0001
-5.39959185925811E-0001 -6.77084402445747E-0001 -5.00000789498398E-0001
-7.15542561368725E-0001 -4.87850609999976E-0001 -5.0000625192145E-0001
-8.27549969541564E-0001 -2.55266657271436E-0001 -4.9999981597223E-0001
-8.66025302838276E-0001 0.00000000000000E+0000 -5.00000174843842E-0001
-8.27549969541564E-0001 2.55266657271436E-0001 -4.9999981597223E-0001
-7.15542561368725E-0001 4.87850609999976E-0001 -5.0000625192145E-0001
-5.39959185925811E-0001 6.77084402445747E-0001 -5.00000789498398E-0001
-3.16392466327664E-0001 8.06160370850262E-0001 -5.00001263720069E-0001
-6.47168864797426E-0002 8.63602933256333E-0001 -5.00001698272541E-0001
1.92709001700164E-0001 8.44311261632671E-0001 -5.00001734140966E-0001
4.33015923263162E-0001 7.49998712399149E-0001 -4.99999141599433E-0001
6.34840446429555E-0001 5.89048867779624E-0001 -4.99999038943743E-0001
7.80259350868049E-0001 3.75758823359691E-0001 -5.0000652049887E-0001
8.56351850524826E-0001 1.29075278923912E-0001 -5.00001080472252E-0001

```

**Les coordonnées des source alaxes X , Y, Z : donné par Talairach humain brain atlas, ce modèle est conçu par R.D.pascual-Marqui.**

Nombre de source 818 source











# Liste des abréviations

EEG: Electroencéphalographie.

IRM: Imagerie par Résonance Magnétique.

IRMf: Imagerie par Résonance Magnétique Fonctionnelle.

LORETA: Low résolution électromagnétique tomography.

MEG: Magnétoencéphalographie.

MMC: méthode des moindres carrés.

MNE: solution de norme minimale.

PA: potentiel d'action.

PIMP: pseudo inverse de Moore- Penrose.

PSP: potentiel post-synaptique.

TEMP : Tomographie à Emission Mono-Photonique.

TEP: Tomographie à Emission de Positons.

WMNE: solution de norme minimale pondérée.