

Localisation de sources en MEG/EEG

Line GARNERO

Laboratoire de Neurosciences Cognitives et Imagerie Cérébrale
CNRS-UPR640-LENA

INTRODUCTION

Seule la possibilité de localiser les sources des signaux MEG et EEG permettra de répondre à la question « quand et où » se déroulent les étapes du traitement de l'information dans le cerveau [Wood, 1994]. En effet, il est souvent fréquent de détecter en TEP ou en IRMf les mêmes zones d'activation pour deux tâches cognitives différentes [Maquet et al, 1996], le seul moyen alors de différencier le fonctionnement du cerveau dans ces deux tâches est d'étudier la dynamique du réseau d'activations. De plus, une excellente résolution temporelle est un atout considérable, car elle permet d'isoler dans les signaux des étapes précises du fonctionnement du cerveau et de n'extraire que les informations spécifiques à celles-ci, ce qui ne peut s'envisager en IRMf et en TEP car les données résultent d'une intégration dans une grande plage de temps de l'ensemble des activations.

Mais la localisation des sources en EEG et MEG suscite actuellement d'intenses recherches, car elle soulève de nombreuses difficultés.

Dans cet article nous détaillerons brièvement les différentes approches qui sont utilisées pour décrire mathématiquement les relations qui lient les sources aux données, afin de résoudre le problème dit direct, ainsi que les différents modèles de sources neuronales utilisés pour le problème inverse, c'est à dire la localisation des activités à partir des signaux MEG ou EEG enregistrés en surface. Nous ne donnerons que les principes de ces méthodes, les techniques mathématiques utilisées et les équations du formalisme seront données dans l'article de Sylvain Baillet de ce Proceedings. Nous donnerons aussi quelques exemples de localisation de sources obtenus dans une expérience de somesthésie.

LE PROBLEME DIRECT

Le problème direct consiste à modéliser les champs magnétiques et potentiels recueillis sur le scalp et engendrés par une configuration de sources connue. Or cette modélisation nécessite la prise en compte de la géométrie et des propriétés de conduction de tous les tissus cérébraux, qui ont une géométrie complexe, et d'autre part leurs conductivités sont mal connues et difficiles à mesurer.

En effet, 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 courants primaires et la conductivité en tout point du volume cérébral. Le champ magnétique est ensuite obtenu sur chaque capteur par une intégration vectorielle des courants 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 [Hamalainen et al, 1993].

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, qui ne peuvent être correctement estimées qu'in vivo. Il existe une grande diversité de valeurs de ces conductivités publiées dans la littérature, qui le plus souvent ont été mesurées in vitro ou in vivo sur des animaux anesthésiés. Une revue des différentes publications est donnée dans [Hauelsen et al, 1997]. Malgré l'hétérogénéité de ces valeurs, deux propriétés essentielles se dégagent : l'os du crâne a une conductivité beaucoup plus faible que l'ensemble des autres tissus, approximativement un rapport 1/80 entre celle de l'os et de la peau ou du cortex. D'autre part, le crâne a une conductivité 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. Les conductivités des principaux tissus cérébraux les plus utilisées dans la littérature sont données dans [Geddes and Baker, 1968].

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, chaque couche sphérique correspondant à un tissu différent, dont la conductivité est supposée homogène. 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 1.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, et en particulier sur les électrodes, par une formule analytique [De Munck, 1988].

On peut démontrer, que dans un milieu de symétrie sphérique, le champ magnétique à l'extérieur de ce milieu ne dépend pas de la conductivité des tissus [Sarvas, 1987]. Cette propriété explique que le champ magnétique ne subit pas de déformation dans les tissus contrairement au potentiel. Pour cette raison, il est plus facile d'obtenir une bonne approximation du champ magnétique pour le problème direct, les valeurs de conductivité étant mal connues influenceront beaucoup moins le champ magnétique que le potentiel. D'autre part le champ magnétique garde une réponse localisée à l'extérieur de la tête, ce qui permet de mieux distinguer les zones actives même sans reconstruction.

Une autre propriété remarquable est l'égalité de la contribution des courants primaires et des courants secondaires quand le dipôle de courant est radial : ces sources radiales, qui correspondent aux activités émises dans les gyri, créent un champ magnétique nul en dehors de la tête et ne sont donc pas détectées en MEG [Sarvas, 1987].

Des modèles sphériques plus sophistiqués ont été introduits en ne considérant pas une seule sphère, mais un ensemble de sphères, chacune étant associée à un capteur ou une électrode. On obtient ainsi en tenant compte des propriétés géométriques du système d'enregistrement et de l'anatomie des sujets une meilleure modélisation des champs et potentiels tout en gardant une simplicité de mise en oeuvre, contrairement aux méthodes numériques qui sont explicitées ci dessous [Huang et al, 1999].

Les modèles réalistes surfaciques

Une avancée en MEG/EEG a été réalisée avec l'introduction de modèles à géométrie réaliste. Ces modèles se construisent pour chaque sujet individuellement à partir d'images d'IRM anatomique, étant donné la grande variabilité de la forme du cerveau humain. Des méthodes de traitement d'images permettent de segmenter les images IRM, c'est à dire d'extraire les différentes structures [Mangin et al, 1998]. Pour le problème direct en EEG et en MEG, les structures d'intérêt 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, étant donné leurs faibles écarts de conductivité.

Les premières méthodes de calcul utilisant un modèle à géométrie réaliste ont appliqué la technique des Intégrales de Frontières, qui suppose que la conductivité est homogène et isotrope dans chacun des compartiments [Meijs et al, 1987], [Hamalainen et al, 1993]. Dans ce cas, la méthode requiert un maillage en éléments triangulaires des interfaces entre chaque milieu (cf figure 1.b).

Les modèles réalistes volumiques

Des progrès ont été réalisés dans la précision des calculs quand on a pu modéliser des conductivités hétérogènes et anisotropes qui se rencontrent dans certains milieux, en appliquant des méthodes numériques comme les éléments finis [Yan et al, 1991], [Thevenet et al, 1991] ou les différences finies [Lemieux et al, 1996]. Ces techniques de calcul nécessitent une discrétisation des milieux en éléments volumiques. La méthode des éléments finis utilise le plus souvent des maillages tétraédriques (voir figure 1.c). L'obtention de tels maillages à partir d'images IRM est difficile, et l'absence de méthode automatique de maillage des milieux à géométrie complexe limite l'utilisation de ces méthodes en pratique [Pescatore et al, 2001]. Cependant, grâce aux éléments finis, on a pu étudier l'influence des variations de valeurs de conductivité des différents tissus [Hauelsen et al, 1997] ou de l'anisotropie de l'os sur les potentiels ou champs magnétiques [Marin et al, 1998].

Les méthodes de différences finies [Lemieux et al., 1996] 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 fastidieux. 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. De telles méthodes de calcul numériques ne pourront être appliquées dans un cadre de routine, que si on peut disposer de calculateurs rapides à architecture parallèle.

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 le plus utilisé actuellement reste le modèle sphérique étant donné la rapidité et la facilité des calculs. De plus, il peut être utilisé sans connaître l'anatomie du sujet. La méthode d'Intégrales de Frontières est maintenant utilisée par de plus en plus d'équipes, et est même disponible dans plusieurs logiciels commerciaux (Curry, Philips et ASA, de la société ANT Software). Les développements futurs dans ce domaine vont concerner la prise en compte de modèles de plus en plus réalistes, en particulier tenant compte aussi de l'anisotropie de la substance blanche. En effet, de nouvelles avancées en IRM permettent grâce aux techniques de l'IRM de

diffusion d'estimer le tenseur de diffusion en chaque voxel, qui est directement relié au tenseur de conductivités [Tuch et al, 1998].

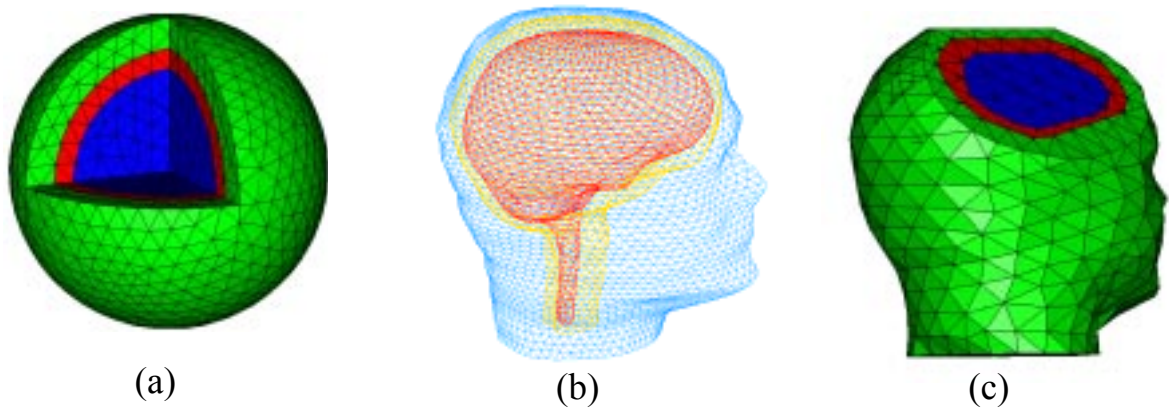


Figure 1 : Quelques exemples de modèle de tête à 3 couches (peau, os ,cerveau) utilisés pour le problème direct :

- (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.

LE PROBLEME INVERSE

Le problème inverse en MEG ou 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, chaque dipôle de courant étant caractérisé par six paramètres (trois pour la position, deux pour l'orientation et un pour l'amplitude).

De nombreuses difficultés se posent pour cette résolution. L'estimation des sources de courant en accord avec les modèles directs et les données, est un problème inverse qui n'admet pas de solution unique en vertu de lois fondamentales de la physique : des configurations de sources différentes peuvent donner les mêmes grandeurs électromagnétiques à l'extérieur d'un volume conducteur [Helmholtz, 1853]. Une autre difficulté est le faible nombre de mesures recueillies à un instant donné, car même dans les systèmes les plus modernes, il n'atteint guère plus de 300 mesures. En comparaison, le nombre de mesures utilisées en TEP ou en IRMF pour reconstruire les images tomographiques est de l'ordre de 10^4 à 10^6 . De plus, la solution est très sensible à la présence de bruits même faibles dans les données. Le problème inverse est dit dans ce cas "mal conditionné".

Etant donné le faible nombre de données et la non unicité de la solution, il est nécessaire de restreindre l'espace de recherche des solutions, en faisant des hypothèses a priori sur la répartition des sources.

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.

Le cas le plus simple est celui où on considère un seul dipôle, mais il est souvent nécessaire de considérer l'existence de plusieurs dipôles : plus ce nombre est important, plus le problème devient ambigu. En général, pour avoir une solution unique, le nombre de paramètres à estimer (soit 6 par dipôle) ne doit pas excéder celui du nombre des données. Par exemple, des données EEG recueillies dans le montage international utilisant 20 électrodes ne pourront pas être expliquées avec plus de 3 dipôles. Dans le cas de la MEG, comme les sources radiales ne sont pas captées quand on considère un modèle de tête sphérique, on ne recherche que des dipôles d'orientation tangentielle, ce qui réduit à cinq le nombre de paramètres à estimer par source [Hamalainen et al, 1993].

Bien que l'activité cérébrale ait une structure souvent complexe, qui ne peut pas toujours être expliquée par des modèles dipolaires de source, il a été montré que ces modèles s'appliquaient bien aux composantes précoces des réponses évoquées, et que les solutions trouvées sont en général compatibles avec les connaissances sur l'anatomie et la physiologie des fonctions sensorielles ou motrices [Snyder, 1991]. Dans ces conditions, la précision de localisation dans un modèle sphérique a été évaluée de l'ordre de un à trois cm dans le cas de l'EEG, et de quelques millimètres en MEG [Sutherling et al, 1988]. L'erreur de localisation en EEG peut être réduite à moins d'un centimètre si on utilise des modèles réalistes de tête [Yvert et al, 1997]. Les modèles dipolaires sont appropriés dans les cas d'étude de la somatotopie, de la rétinotopie ou de la tonotopie. La figure 2 montre le résultat d'une expérience de somatotopie réalisée au centre de MEG de Paris [Meunier et al, 2001]. Les quatre doigts de la main droite ont été stimulés aléatoirement par de légères impulsions électriques. Après moyennage des champs magnétiques enregistrés conditionnellement au doigt et après localisation dipolaire de l'onde évoquée 40 millisecondes après la stimulation, les dipôles de courant équivalent de chaque doigt se projettent sur l'aire somesthésique dans le sillon postcentral allant de la partie inférieure externe du sillon pour le pouce vers la partie supérieure médiale pour le petit doigt, en accord avec l'homonculus de Penfield.

Les premières méthodes dipolaires employées en EEG [Schneider, 1972],[Kavanagh et al, 1978] ou en MEG [Williamson et al, 1981] effectuaient des localisations instantanées, c'est à dire que les paramètres des dipôles sont ajustés à un instant donné (le plus souvent au sommet d'une onde ou d'une composante d'une réponse évoquée), et en considérant plusieurs instants consécutifs, on peut ainsi trouver la trajectoire des activités au cours du temps. Ce modèle décrit des dipôles mobiles (moving dipole) dont la position peut varier d'un instant à l'autre.

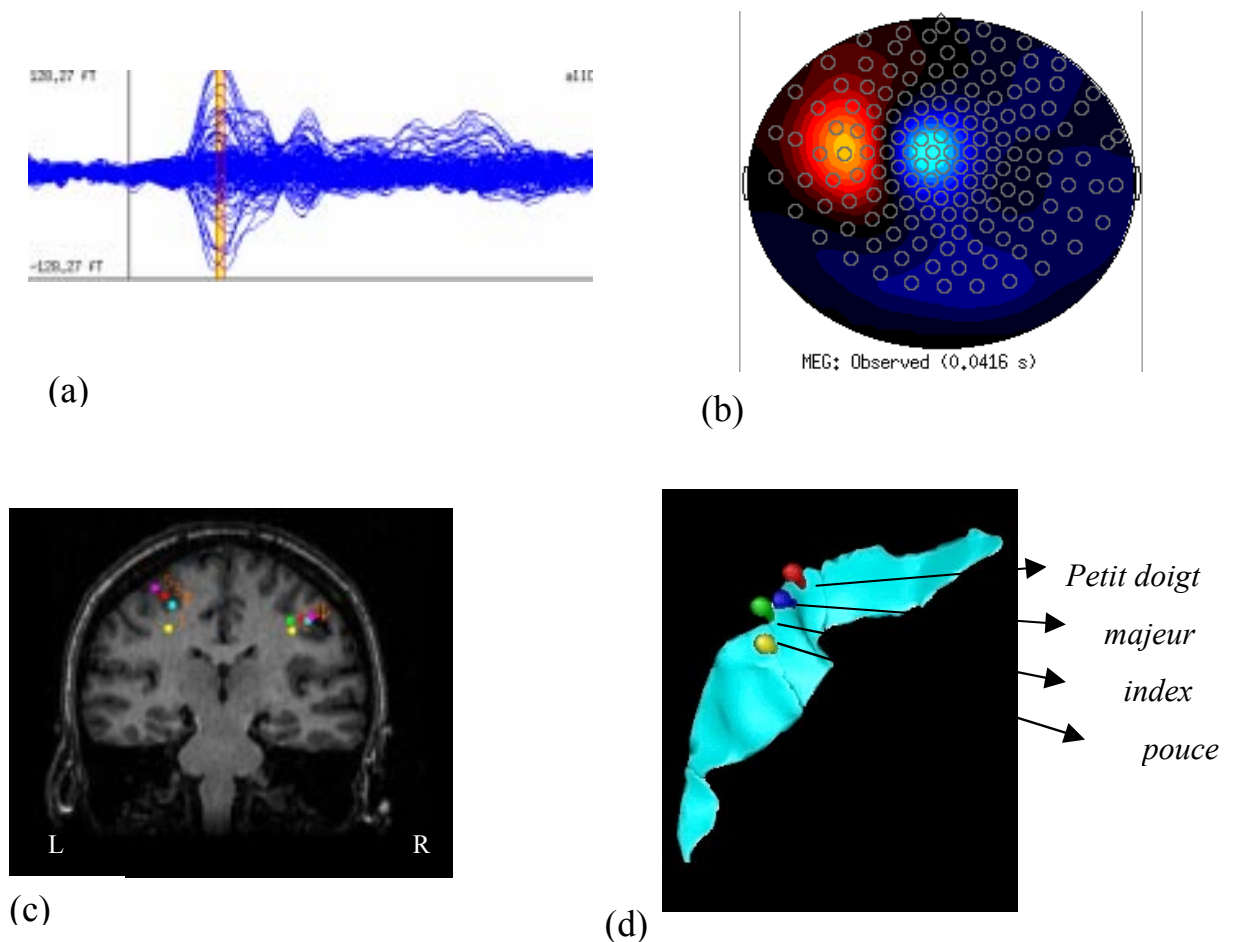


Figure 2 : Somatotopie des doigts de la main obtenue en MEG
 (a) Champ magnétique évoqué (b) topographie du champ magnétique à 40ms
 (c) Projection des dipôles des doigts sur une coupe IRM (un point blanc par doigt), sur le cortex droit les projections de la main gauche et réciproquement
 (d) en 3D sur le sillon central

Une avancée significative dans les méthodes dipolaires a été introduite par Scherg [Scherg and Von Cramon, 1986] en utilisant un traitement conjoint de plusieurs échantillons temporels successifs dans le problème inverse. En effet, étant donné les temps caractéristiques des potentiels post synaptiques, il est peu vraisemblable que la distribution des sources varient fortement d'un échantillon du signal au suivant. Ainsi, les méthodes spatiotemporelles considèrent que la position des sources reste fixe dans une fenêtre temporelle donnée, leurs paramètres de position étant ajustés en fonction de l'ensemble des données dans l'intervalle de temps considéré. Le nombre de mesures utilisés pour localiser un même nombre de sources est donc plus élevé dans le cas de dipôles stationnaires, que lors d'ajustements instantanés. Dans la fenêtre temporelle considérée, l'orientation du dipôle peut soit varier au cours du temps (dipôles tournants), ce qui peut traduire de légers déplacements de l'activité le long de la surface corticale, ou être contrainte à rester fixe dans la fenêtre temporelle. Le déroulement temporel de l'activité sur chacune des aires est alors donné par la variation d'amplitude des dipôles équivalents au cours du temps. Le logiciel le plus populaire utilisé en EEG et effectuant des localisations multidipolaires dans un modèle sphérique de tête est le logiciel BESA développé par M. Scherg [Scherg and Von Cramon, 1986]. En MEG, les localisations

ont été pendant longtemps effectuées avec le modèle du dipôle mobile, mais actuellement, tous les systèmes MEG sont accompagnés de logiciel utilisant des algorithmes spatiotemporels.

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.

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 qui estime la probabilité de présence d'un dipôle en calculant la projection de la contribution de ce dipôle sur les données, après avoir sélectionné la partie significative de ces données [Mosher et al, 1999]. Des méthodes basées sur ce même principe ont aussi été développées [Schwartz et al, 1999].

Récemment les méthodes MUSIC ont été adaptées 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 [Mosher et al, 1999b]. Les méthodes MUSIC sont disponibles dans le logiciel BRAINSTORM développé par Sylvain Baillet, Richard Leahy et John Mosher et disponible sur Internet.

Les méthodes de filtrage spatial encore appelés "beam former" peuvent entrer dans la catégorie des méthodes par balayage. Elles consistent à calculer en chaque point de l'espace un filtre qui appliqué aux données extrait la contribution de la source placée en ce point et annule celle des autres sources. Cette méthode est à la base du logiciel SAM disponible sur les systèmes MEG de la compagnie CTF [Robinson and Vrba, 1999].

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

Les méthodes utilisant des modèles 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 [Demoment, 1989].

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 [Hamalainen et al, 1994] 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 [Clarke et al, 1989].

Une extension 3D du modèle de sources a été proposée par Pascual Marqui [Pascual-Marqui et al, 1994] 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 (comme toute méthode). De plus l'utilisation de tout le volume cérébral comme espace source augmente la probabilité d'obtenir de fausses configurations de sources.

Une première tentative d'utiliser des informations anatomiques pour restreindre l'espace des sources a été proposée par Wang [Wang, 1993], en modélisant la forme d'un sillon. Mais c'est Dale et Sereno qui ont publié la première méthode de tomographie de l'activité électrique sur la surface corticale dans un article qui fit date, car ils y proposaient plusieurs nouveaux concepts pour le problème inverse en MEG et EEG [Dale and Sereno, 1993]. Dans cette méthode, les dipôles sont distribués sur toute la surface corticale après segmentation des images IRM et leur orientation est contrainte à être perpendiculaire au cortex. Une autre originalité est la combinaison des signaux MEG et EEG dans un même problème inverse, qui permet de mieux exploiter la complémentarité entre les deux jeux de données et de restreindre les ambiguïtés sur les solutions. Depuis de nombreuses équipes ont développé des méthodes similaires, et un logiciel commercialisé actuellement (logiciel Curry, Sté Philips) effectuent la reconstruction des sources de la MEG et l'EEG sur la surface corticale dans un modèle réaliste de tête.

Une des limitations des méthodes distribuées utilisant des contraintes de norme ou de gradient minimal est qu'elles produisent des solutions très lisses, qui ne sont pas réalistes d'un point de vue physiologique, parce que ces contraintes sont appliquées globalement à tout l'espace source. Or, il est connu que les fonctions cognitives sont réparties à la surface corticale, et que l'architecture de cette surface possède une organisation particulière qui peut varier le long de cette surface [Welker, 1990]. Les activités cérébrales associées peuvent donc elles aussi avoir des propriétés différentes selon l'endroit de la surface corticale où elles sont émises. C'est afin de pouvoir intégrer des informations beaucoup plus locales sur la répartition des sources, qu'a été proposée une nouvelle méthode de reconstruction de l'activité corticale : la méthode ST-MAP (SpatioTemporal-Maximum A Posteriori) [Baillet et al, 1997]. Cette approche, qui a été inspirée de travaux en restauration d'images et en reconstruction tomographique, utilise un modèle de sources qui est homogène par morceaux, c'est à dire que des dipôles appartenant à la même structure corticale, par exemple un sillon, pourront avoir des intensités égales, alors que des discontinuités pourront exister dans les amplitudes de dipôles proches mais se trouvant dans des structures différentes, par exemple de chaque côté d'un sillon. Les contraintes sont ainsi introduites localement en fonction de la géométrie de la

surface corticale. De plus, la méthode introduit des contraintes temporelles pour favoriser des variations lentes de l'amplitude des dipôles entre deux échantillons consécutifs. Des validations de la méthode sur fantôme ont montré sa capacité à obtenir des reconstructions haute résolution de l'activité électrique corticale [Baillet et al, 2001].

Des schémas multirésolution de cette méthode permettent d'obtenir des reconstructions à haute résolution spatiale [Gavit et al, 2001]. La figure 3 montre la reconstruction de l'activité électrique cérébrale obtenue avec cette méthode à partir des mêmes données MEG enregistrées après stimulation des doigts que celles utilisées dans les méthodes dipolaires de la figure 2. Les méthodes distribuées permettent de trouver de multiples aires d'activation et d'estimer leur extension spatiale.

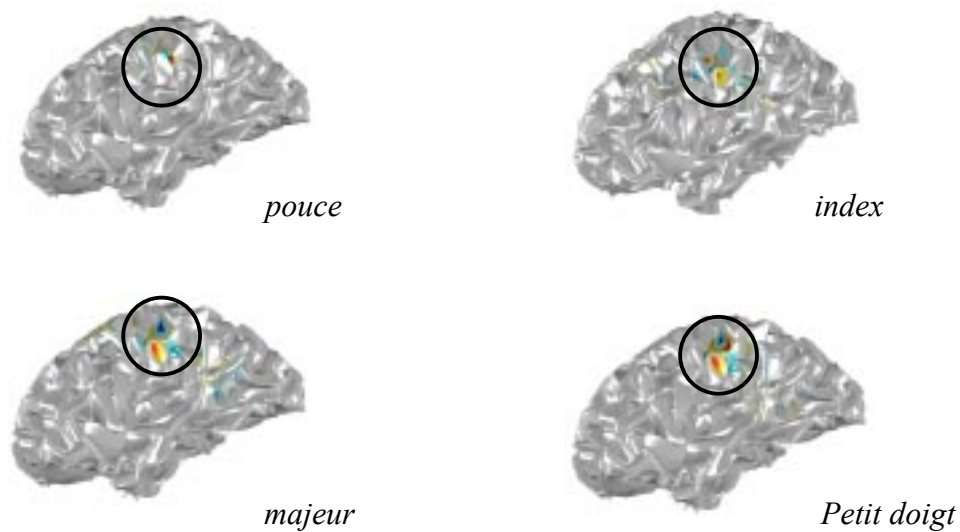


Figure 3 : *Reconstruction de l'activité électrique corticale lors de la stimulation des doigts
L'activité est représentée en foncé sur la surface corticale (à l'intérieur des cercles).*

CONCLUSION

La potentialité unique de la MEG et l'EEG à enregistrer l'activité cérébrale avec une résolution temporelle de l'ordre de la milliseconde rend ces techniques indispensables pour appréhender l'évolution des étapes de traitement du cerveau au cours d'une tâche cognitive ou la dynamique de l'activité cérébrale. Déjà de nombreuses applications en Sciences Cognitives et en recherche clinique ont exploité spécifiquement ces propriétés. Cependant, la localisation des zones actives uniquement à partir des signaux MEG ou EEG n'admet pas de solution unique. Cette ambiguïté fondamentale du problème inverse doit inciter tout utilisateur de méthodes de localisation à la prudence, en particulier il doit connaître les hypothèses et les limites de celles-ci. Néanmoins, au cours de ces dernières années, sont apparues des méthodes inverses qui intègrent de plus en plus des informations anatomiques et fonctionnelles pour limiter les ambiguïtés du problème inverse.

Cependant, des méthodes fiables de reconstruction de l'activité électrique ne pourront exister que quand on saura exploiter pleinement toute l'information temporelle dans les signaux, et imposer ainsi des contraintes sur le suivi temporel des sources. De même, le

développement de méthodes qui utiliseraient au mieux des données provenant de méthodes d'imagerie à haute résolution spatiale comme l'IRMf avec des mesures MEG et EEG portant l'information temporelle permettrait à terme d'obtenir la précision spatiale et temporelle requise pour la compréhension du fonctionnement du cerveau (voir article de Denis Schwartz dans ce volume).

REFERENCES

- Baillet S, Garnero L (1997) A Bayesian framework to introducing anatomic-functional priors in the EEG/MEG inverse problem. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 44, 374-385
- Baillet S, Riera J.J., Mangin J.F., Garnero L., Marin G., Aubert G., (2001) Evaluation of Inverse Methods and Head Models for EEG Source Localization using a Human Skull Phantom, *Physics in Biology and Medicine*, Volume 46, 77-96
- Clarke C (1990) Probabilistic modelling of continuous current sources. *Inverse Problems* 6,117-124
- Clarke C, Janday B (1989) The solution of the biomagnetic inverse problem by maximum statistical entropy. *Inverse Problems* 5, 483-500
- Dale A, Sereno M (1993) Improved localization of cortical activity by combining EEG and MEG with MRI surface reconstruction: a linear approach. *J. Cogni. Neurosci.* 5,162-176
- Demoment G (1989) Image reconstruction and restoration: overview of common estimation structures and problems. *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Proces.*37, 2024-2036
- De Munck JC (1988) The potential distribution in a layered spheroidal volume conductor. *J. Appl. Phys.* 64,464-470
- Gavit L, Baillet S, Pescatore J., Garnero L. (2001) "Méthode multirésolution en tomographie électrique cérébrale : application à la reconstruction de la représentation corticale de la main en magnétoencéphalographie" *ITBM-RBM* , 22, 2, 98-106
- Geddes LA, Baker LE, (1967) The specific resistance of biological material - a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist, *Med & Biol Eng*, 5, 271-293
- Hamalainen MS, Ilmoniemi RJ (1994) Interpreting magnetic fields of the brain : minimum norm estimates. *Med. Biol. Eng. Comp.* 32,35-42
- Hämäläinen M, Hari R, Ilmoniemi RJ *et al* (1993) Magnetoencephalography - Theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Rev. of Mod. Phys* 65,413-497
- Haueisen J, Ramon C, Eiselt M *et al* (1997): Influence of Tissues Resistivities on Neuromagnetic Fields and Electric Potentials Studied with a Finite Element Model of the Head *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 44 , 727-735
- Helmholtz H (1853) Ueber einige Gesetze der Vertheilung elektrischer Ströme in körperlichen Leitern, mit Anwendung auf die thierisch-elektrischen Versuche. *Ann. Phys. Chem.* 89, 211-233,353-377
- Huang M.X., Leahy R., Mosher J.C., (1999) A Sensor Weighted Overlapping Sphere Head Model Comparison for MEG *Phys Med Biol*, 44, 423-440
- 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
- Lemieux L, McBride A., Hand JW (1996) Calculation of electric potentials on the surface of a realistic head model by finite differences *Phys. Med. Biol.* 41,1079-1091
- Mangin JF, Regis J. *et al*, (1998), Place de l'anatomie dans la cartographie fonctionnelle du cerveau, *Annales de l'Institut Pasteur/actualités*, 9,3, 243-258
- Maquet P, Lejeune H, Pouthas V *et al* (1996) Brain Activation induced by Estimation of Duration : A PET Study *Neuroimage* 3,119-126

- Marin G, Guerin C, Baillet S *et al* (1998): Influence of skull anisotropy for the forward and inverse problem in EEG : Simulation studies using FEM on realistic head models. *Human Brain Map* 6,250-269
- 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
- Meunier S., Garnero L., Ducorps A., Mazieres L., Lehericy S., Tezenas du Montcel S. , Renault B., Vidailhet M., (2001), Human brain Mapping reveals both pure endophenotype and its adaptative reorganization, *Annals of Neurology*, A paraitre
- Mosher J., Lewis P., Leahy R. (1992) Multiple dipole modeling and localization from spatio-temporal MEG data, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 39:541-57
- Mosher J., Leahy R., Shattuck D., Baillet S., (1999) MEG Source Imaging using multipolar expansions, *16th Conference on Information Processing in Medical Imaging*, Proceedings, p 15-28
- Pascual-Marqui RD, Michel CM, Lehmann D (1994) Low resolution electromagnetic tomography : a new method for localizing electrical activity of the brain, *Int. Journal of Psychophysiology*, 18, 49-65
- Pescatore J., Garnero L. and Bloch I., (2001) Tetrahedral Finite Element Meshes of Head Tissues from MRI for the MEG/EEG forward problem, SCIA'01, Bergen, Norway, June 2001 , Proceedings à paraître
- Robinson S., Vrba J., (1999) Functional Neuroimaging by Synthetic Aperture Magnetometry (SAM) in “*Recent advances in biomagnetism*”, Editors T. Yoshimoto et al, Tokohu University Press, 302-305
- Sarvas J (1987) Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem. *Phys. Med. Biol.* 32, 11-22
- Scherg M, Von Cramon D (1986) Evoked dipole source potentials of the human auditory cortex *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 65, 344-360
- Schneider M. (1972) A multistage process for computing virtual dipolar sources of EEG discharges from surface information *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* 19,1-19
- Schwartz D., Badier J., Bihouée P., Bouliou A. (1999) Evaluation of a new MEG-EEG spatio-temporal localization approach with realistic sources, *Brain Topography*, 11 (4) : 279-289
- Snyder A (1991) Dipole source localization in the study of EP generators : A critique. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol* 80, 321-325
- Thevenet M**, Bertrand O, Perrin F *et al* (1991) The finite element method for a realistic head model of electrical brain activities: preliminary results. *Clin. Phys. Physiol. Meas.* 12, suppl A, 89-94
- Tuch. DS, Wedeen V.J., Dale A.M., Belliveau J.W., (1998), Electrical Conductivity Tensor Map of the Human Brain using NMR Diffusion Imaging : An Effective Medium Approach, *Proceedings of the International Society for the Magnetic Resonance in Medecine*, Sydney, April 1998
- Wang J (1993) Minimum least-square estimation : magnetic source images for a spherical model head, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 40,387-396
- Wood CC (1994) Human Brain Mapping in both time and space, *Human Brain Map*, 1,iii-vi
- 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
- Yvert B, Bertrand O, Thévenet M *et al* (1997) A systematic evaluation of the spherical model accuracy in EEG dipole localization *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 102, 452-459

