

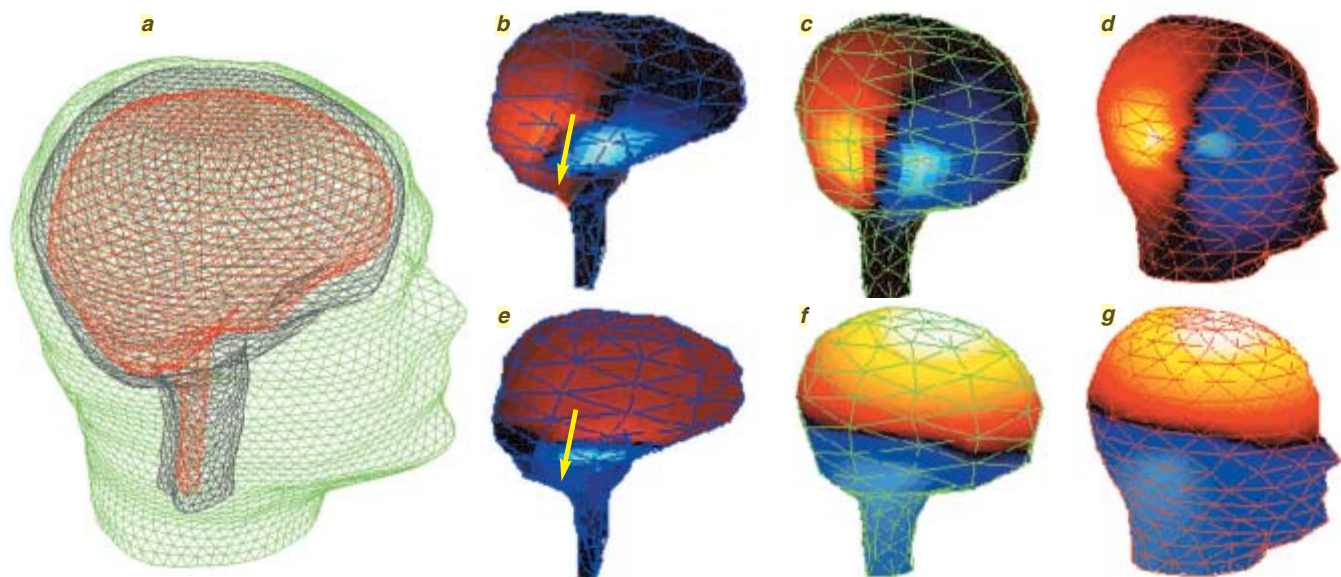
nombreux processus sensitifs ou cognitifs. Pour appliquer la méthode de moyennage des tracés, on doit admettre que les réactions cérébrales sont reproductibles d'un essai à l'autre et également d'un sujet à l'autre. Pour s'affranchir de cette hypothèse, on développe aujourd'hui de nouvelles procédures statistiques qui ne nécessitent plus de moyennage, et grâce auxquelles on analyse les données propres à chaque sujet et à chaque essai. Ainsi, de nombreux neurobiologistes admettent aujourd'hui que, durant une tâche cognitive, des assemblées de neurones sont activées et que leurs décharges sont synchronisées (voir *Synchronisation neuronales et représentations mentales*, par Wolf Singer, page 74). Par conséquent, en relevant, sur les enregistrements MEG ou EEG, les aires du cerveau dont les signaux se synchronisent au cours d'une tâche, les neurobiologistes espèrent identifier les régions qui sont associées à cette tâche, sans recourir au moyennage.

La localisation des sources

Lorsque l'on parvient à remonter jusqu'à la position, à l'orientation et à l'intensité des courants sources dont les effets se manifestent sur le scalp, on réalise une véritable image de l'activité cérébrale. Pour ce faire, la première difficulté réside dans le faible nombre de mesures dont on dispose : de l'ordre de 300, contre 10 000 à un million pour la tomographie par émission de positons ou l'IRM fonctionnelle. Ensuite, les signaux recueillis à distance des sites actifs doivent être traités mathématiquement afin de reconstituer la répartition des sources dipolaires qui leur ont donné naissance. Ceci revient à résoudre un problème qualifié de direct, puis un second problème qualifié d'inverse.

La résolution du problème direct consiste à modéliser la façon dont l'activité électrique du cerveau se mani-

fest globalement à la surface de la tête : étant donné des courants sources et des courants volumiques répartis dans le cerveau, pouvons-nous calculer les champs et les potentiels qu'ils engendrent sur le scalp ? Ceci est nécessaire, car avant de pouvoir affirmer que telle configuration électrique et magnétique sur le scalp correspond à telle répartition de courants dans le cerveau, il faut savoir avec précision comment les champs produits par l'activité neuronale sont déformés par la traversée des différents milieux conducteurs de la tête. Ainsi, les courants volumiques dépendent de la géométrie et de la conductivité de tous les tissus de l'encéphale, propriétés qu'il nous faut connaître et modéliser, pour chaque sujet. Ces tissus ont une géométrie complexe et leur conductivité est mal connue. Cependant, bien que les valeurs des propriétés électriques des tissus mesurées *in vitro* ou *in vivo* sur des animaux anesthésiés diffèrent, on dispose d'un certain nombre de résultats qui sont suffisants pour résoudre approximativement le problème direct. Ainsi, l'os du crâne a une conductivité environ 80 fois inférieure à celle de l'ensemble des autres tissus, et cette conductivité est 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, environ trois fois plus élevée que dans la direction perpendiculaire). On montre que cette anisotropie déforme les lignes de potentiel tangentielle-ment à la surface de la tête et, par conséquent, que ces lignes doivent apparaître sur le scalp beaucoup plus étalées qu'elles ne le sont à l'intérieur de la tête. En revanche, le champ magnétique est peu perturbé par les différences de conductivité et il est peu déformé par la présence de l'os entre les sources et les capteurs (ceci contribue aussi à la meilleure résolution spatiale de la MEG). Ayant une idée approximative de ces paramètres physiques, il nous faut déterminer la forme des «conducteurs», les



4. LE PROBLÈME DIRECT consiste à calculer les valeurs du champ magnétique et du potentiel électrique engendrés par une source, ici, un dipôle (flèche jaune) situé dans le cortex auditif. Pour cela, on dispose d'un modèle des interfaces cerveau-crâne et crâne-scalp, faisant apparaître les propriétés conductrices de ces milieux (a). On peut alors établir le champ magnétique à la surface du cerveau (b), de l'os (c),

et de la peau (d), ainsi que le potentiel électrique produit par le même dipôle sur chacune de ces surfaces (e, f, et g). On constate que le champ magnétique est peu déformé par les différents milieux (la tête est, pour ainsi dire, «transparente»), alors que, du fait de la mauvaise conductivité de l'os, le potentiel mesuré sur le scalp présente un aspect sensiblement différent de celui qu'il a au niveau du cortex.

Bernard Renault et Line Garnero, LENA/Hôpital Pitié-Salpêtrière

tissus, la peau, l'os du crâne et la moelle osseuse, le liquide céphalo-rachidien, la substance blanche et la substance grise du cerveau. Ces modèles sont établis pour chaque sujet à partir d'images IRM anatomiques. L'ensemble de ces données concernant la conductivité et la géométrie des tissus est ensuite résumé en un maillage qui reproduit en trois dimensions les interfaces de ces différents milieux (voir la figure 4).

Le problème inverse

Disposant de ces modèles, nous pouvons poser différentes hypothèses quant à la répartition des sources de courant dans le cerveau, calculer leur effet au niveau du scalp et comparer ce résultat avec les grandeurs électromagnétiques effectivement observées. On espère ainsi reconstituer la position réelle des dipôles actifs dans le cerveau. C'est le problème inverse. Malheureusement, en 1853, le physicien allemand Helmholtz démontra que des configurations différentes de sources (des charges et des courants) contenues dans un volume conducteur peuvent donner, à l'extérieur, les mêmes grandeurs électromagnétiques. Par conséquent, il n'existe pas de solution unique au problème inverse : il nous faut introduire d'autres données afin de sélectionner une configuration parmi toutes les solutions possibles.

Chaque source, représentée par un dipôle de courant, est caractérisée par six paramètres : trois pour la position, deux pour l'orientation et un pour l'amplitude. Dans certains cas simples, on peut considérer que les courants sources sont représentés par un seul dipôle équivalent, mais, le plus souvent, il est nécessaire de considérer l'existence de plusieurs dipôles. Plus le nombre de dipôles est important, plus le problème devient ambigu. En général, pour avoir une solution, le nombre de paramètres à estimer (six par dipôle) ne doit pas excéder le nombre des données fournies par l'examen EEG ou MEG. Ainsi, des données EEG recueillies dans un montage utilisant 20 électrodes ne pourront pas être expliquées avec plus de 3 dipôles (6 paramètres pour 3 dipôles, soit 18 paramètres à déterminer). Dans le cas de la MEG, on a déjà signalé que les sources radiales contribuent très peu au champ détecté (et elles sont même parfaitement silencieuses dans un modèle de tête sphérique). Par conséquent, on ne recherche que des dipôles d'orientation tangentielle, ce qui réduit à cinq le nombre de paramètres à évaluer pour chaque source.

En 1986, Michael Scherg, de l'Hôpital universitaire d'Heidelberg, et Yves Von Cramon, de l'Institut Max Planck de neurosciences cognitives, à Leipzig, ont encore amélioré la méthode. Ils ont proposé de localiser les sources en résolvant le problème inverse non pas pour une unique carte instantanée, mais pour plusieurs échantillons temporels successifs du même potentiel ou champ magnétique évoqué. Comme il est peu vraisemblable que la répartition des sources varie beaucoup d'un échantillon du signal au suivant (les assemblées de neurones qui sont responsables de telle ou telle fonction sont les mêmes sur quelques dizaines de millisecondes), tout se passe comme si l'on disposait d'un plus grand nombre de mesures pour déterminer leur position. Aujourd'hui, tous les systèmes MEG sont accompagnés de logiciels utilisant des algorithmes spatiotemporels fondés sur ce principe.

L'activité cérébrale a une structure souvent complexe qui ne peut pas toujours être expliquée par des modèles



5. LE MAGNÉTOENCÉPHALOGRAPHE de l'Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, à Paris. Le casque contient 151 capteurs supraconducteurs maintenus à très basse température grâce à l'hélium liquide contenu dans le réservoir supérieur. Cet instrument est équipé de 64 canaux d'enregistrements électroencéphalographiques, ce qui permet des mesures simultanées de l'activité électrique et l'activité magnétique du cerveau.

dipolaires de sources, mais on a montré que ces modèles s'appliquent bien aux composantes précoces des réponses évoquées (composantes qui correspondent souvent au traitement des données sensorielles provoquées par un stimulus) et que les solutions trouvées sont en général compatibles avec les connaissances déjà acquises en neurophysiologie des fonctions sensorielles ou motrices. Dans ces conditions, la précision de localisation peut être de quelques millimètres en MEG, et de un à deux centimètres en EEG. Cependant, les méthodes dipolaires ne sont plus suffisantes lorsque l'on étudie des signaux qui traduisent l'activité de réseaux de neurones étendus dans tout l'encéphale : des assemblées de neurones qui déchargent tous en même temps, mais qui ne sont pas concentrés dans une petite macrocolonne fonctionnelle, ne donnent pas un signal dipolaire. Pour s'affranchir de ces limitations, on a développé des modèles dits de sources distribuées. On considère alors un grand nombre de dipôles répartis régulièrement dans une partie ou dans la totalité du volume cérébral. On introduit des contraintes anatomiques qui restreignent le volume de recherche à la surface corticale, dont un modèle est établi à partir de l'IRM anatomique du sujet et « pavé » d'un grand nombre de dipôles. De plus, comme les courants sont émis par les dendrites de neurones disposés perpendiculairement au cortex, l'orientation de chaque dipôle est