

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

connue et seule leur amplitude reste à déterminer. La difficulté réside dans le fait que le nombre de dipôles est très grand, et que la reconstruction des amplitudes reste un problème inverse sous-déterminé, c'est-à-dire pour lequel les quelque 300 mesures fournies par les capteurs ne suffisent pas à donner une solution unique. Il convient, là encore, d'ajouter des contraintes sur la forme des solutions recherchées, qui s'approchent ainsi de façon plus réaliste du fonctionnement réel du cortex. Une autre façon de réduire cette indétermination est de combiner des signaux MEG et EEG enregistrés simultanément dans un même problème inverse. En combinant ces données, on impose des contraintes supplémentaires à chacun des deux modèles, contraintes qui éliminent certaines solutions. On exploite ainsi la complémentarité des deux jeux de données, et on restreint les ambiguïtés sur les solutions (voir la figure 1).

Les différentes méthodes d'imagerie cérébrale autorisent de mieux en mieux la visualisation du cerveau vivant. Chacune a ses spécificités et les méthodes électromagnétiques permettent de mieux comprendre le codage des représentations du corps dans le cerveau et, plus particulièrement, de la plasticité de ces représentations. En effet, on constate que le vécu conscient de certaines pathologies s'accompagne de modifications non conscientes des représenta-

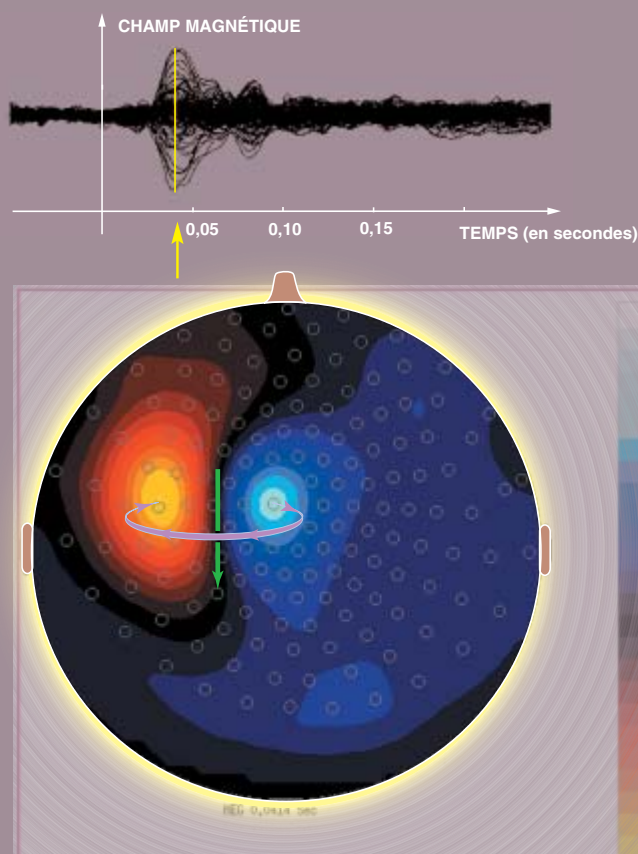
tions du corps dans le cortex, modifications qui peuvent, de surcroît, être provoquées par une action thérapeutique.

Les premiers travaux réalisés en MEG sur la plasticité des représentations corticales du corps datent du début des années 1990 et portent sur des adolescents atteints de syndactylie, une malformation congénitale des mains dont les doigts sont soudés les uns aux autres (sur une ou plusieurs phalanges). Ce handicap empêche l'opposition du pouce et des autres doigts, et rend les personnes atteintes incapables de se servir des objets usuels. Les patients sont opérés à l'adolescence de façon à séparer chirurgicalement les phalanges. Chez des adolescents qui ne présentent pas ce handicap, l'imagerie magnétique permet de repérer précisément la position des représentations de chacun des cinq doigts dans le cortex sensoriel primaire et d'observer, sur une distance d'environ deux centimètres, la façon dont ces représentations sont ordonnées, du pouce jusqu'à l'auriculaire. Chez les adolescents atteints de syndactylie, les représentations des doigts sont, au contraire, indiscernables les uns des autres. Chez les adolescents opérés, on a constaté, en moyenne 24 jours après l'opération, qu'après avoir appris à réaliser l'opposition du pouce et de l'auriculaire et à se saisir d'objets, les sujets ont des représentations du pouce et de l'auriculaire qui s'individualisent et se positionnent dans le cortex aux mêmes emplacements que chez les sujets sains.

L'étude des représentations du corps

Cette plasticité des représentations cérébrales du corps existe aussi chez l'adulte. On la constate, en particulier, chez les patients amputés qui se plaignent souvent de douleurs associées à la sensation de «membre fantôme». Cette sensation, parfois extrêmement désagréable, est souvent provoquée par le toucher du visage (lors du maquillage chez les femmes ou du rasage chez les hommes). Jusqu'à une époque récente, on conseillait à ces patients d'accepter la perte de leur membre et d'en faire le deuil, sans que ce soutien psychologique ne soulage leurs douleurs. En 1995, les travaux de Herta Flor et de ses collègues de l'Université Humboldt de Berlin, ainsi que ceux de Vilayanur Ramachandran, du Centre sur le cerveau et la cognition de l'Université de Californie, ont montré que, contrairement à ce que l'on pensait, pour être efficaces, les thérapies devaient permettre au patient de conserver une représentation mentale consciente et active du membre amputé.

H. Flor et ses collègues ont constaté que le territoire cortical qui était occupé par le membre amputé était, après l'amputation, colonisé par des représentations du visage du patient et, de plus, que la douleur ressentie dans le membre fantôme était d'autant plus forte que cette colonisation était avancée. Dès lors, il semble que le meilleur moyen d'empêcher les douleurs est d'inhiber cette colonisation. Comment faire? Les techniques d'imagerie fonctionnelle ont montré que toute représentation mentale du corps en mouvement évoque des activités neuronales semblables aux activités enregistrées pendant l'acte moteur lui-même : autrement dit, lorsque l'on s'imagine bouger un bras, on active des réseaux de neurones en grande partie identiques aux réseaux mobilisés lorsque l'on bouge réellement ce bras. L'ensemble de ces résultats suggère que l'on pourrait empêcher la colonisation des territoires corticaux par des représentations inadéquates en



6. L'ÉVOLUTION TEMPORELLE des signaux reçus sur les capteurs MEG est représentée sur un graphe (en haut). On y observe, 40 millisecondes après un stimulus sensoriel, une décharge synchrone de plusieurs neurones (flèche jaune) correspondant à l'activation d'une assemblée de neurones dans le cortex sensoriel primaire. De la cartographie des champs magnétiques recueillis à cet instant (en bas), on déduit la position du dipôle équivalent à cette assemblée (en vert).

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