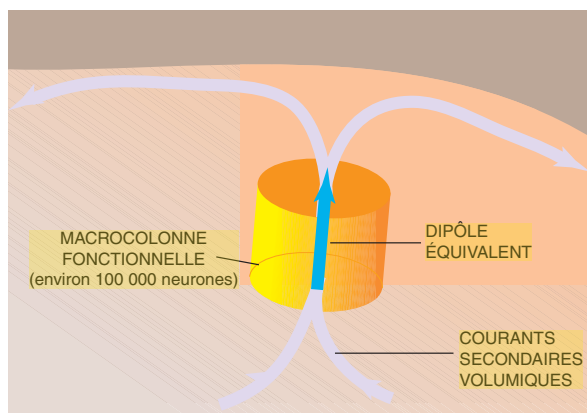
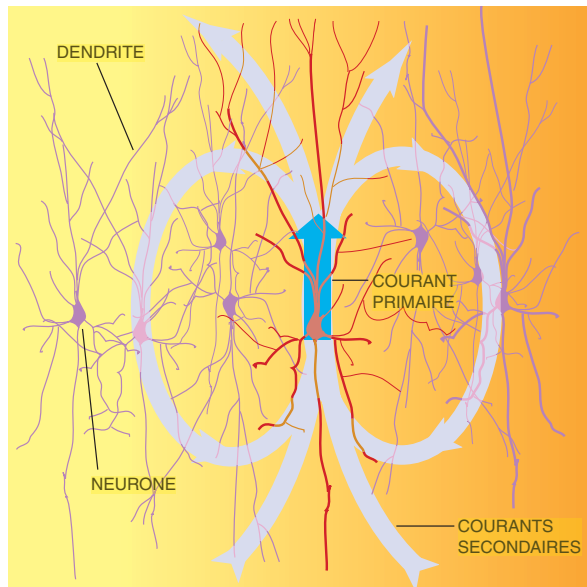


points situés sur une ligne de courant sont caractérisés par une différence de potentiel proportionnelle à l'intensité du courant et inversement proportionnelle à la conductivité électrique des milieux traversés. Les dispositifs MEG et EEG n'ont pas directement accès aux courants électriques qui circulent dans le cerveau, mais à la somme de leurs effets à la surface de la tête : en établissant une carte du champ magnétique et du potentiel électrique sur le scalp, on espère reconstituer la répartition des courants dans l'encéphale. Bien sûr, si les neurones produisaient toujours leur très faible activité électrique indépendamment les uns des autres, on n'observerait, en surface, qu'un bruit de fond électromagnétique indifférencié. Pour que ces courants soient discernables par



2. LES SOURCES des champs électriques et magnétiques mesurés par les systèmes d'imagerie MEG et EEG sont les courants produits par l'activité cérébrale. Lorsqu'un neurone est excité (*en rouge en haut*), la circulation des ions à travers sa membrane engendre deux types de courants : le courant primaire (*en bleu*), qui circule à l'intérieur du neurone le long de ses dendrites (les longs prolongements des neurones), et des courants secondaires (*en mauve pâle*), liés au rétablissement de la neutralité électrique globale, à l'extérieur du neurone. Lorsqu'une assemblée d'une centaine de milliers de neurones, concentrée dans un petit volume nommé macrocolonne fonctionnelle (*en bas*), est synchronisée, le signal total est détectable par les systèmes MEG et EEG. Il s'apparente à celui d'un dipôle électrique dont la direction est celle de la moyenne des dendrites de la macrocolonne.

nos instruments, ils doivent représenter la somme des courants élémentaires d'assemblées de quelque 100 000 à un million de neurones activés en même temps et concentrés dans quelques millimètres cubes de cortex. Par chance, l'activité cérébrale implique souvent ce genre d'assemblées de neurones qui sont contenues dans des volumes, nommés macrocolonnes fonctionnelles, mesurant environ trois millimètres de diamètre et trois millimètres de profondeur. Chaque macrocolonne fonctionnelle se comporte comme un dipôle de courant dont la direction correspondrait à l'orientation moyenne des dendrites des neurones concernés (orientation qui est localement perpendiculaire à la surface du cortex). L'amplitude du dipôle résultant (généralement de l'ordre de dix nanoampères $\times$ mètre) est la somme des densités de courant dans la colonne (*voir la figure 2*).

Les dispositifs MEG et EEG détectent le champ magnétique et le potentiel dus à l'ensemble des courants sources et des courants volumiques. Toutefois, comme les courants volumiques sont toujours beaucoup moins intenses que les courants primaires, le champ magnétique qu'ils produisent est, en général, bien plus faible. Ainsi, les détecteurs MEG sont beaucoup plus sensibles aux courants primaires, bien localisés à l'intérieur de leurs macrocolonnes, qu'aux courants volumiques. Au contraire, les différences de potentiel mesurées en EEG sont dues aux lignes de courant circulant à la surface du scalp, c'est-à-dire à des courants volumiques. Cette distinction est, nous le verrons, partiellement responsable de la différence de résolution spatiale des deux méthodes.

Le champ magnétique décroît comme l'inverse du carré de la distance entre le capteur et le dipôle, alors que le potentiel décroît simplement comme l'inverse de la distance. De ce fait, les contributions des sources profondes aux enregistrements effectués sur le scalp sont plus importantes en EEG qu'en MEG. Par ailleurs, la MEG et l'EEG ont des sensibilités différentes selon que les dipôles sont perpendiculaires ou tangentiels au scalp (on les qualifie respectivement de sources radiales ou tangentielles). Comme tous les dipôles ont des orientations localement perpendiculaires à la surface du cortex, les sources radiales correspondent à des macrocolonnes fonctionnelles situées dans les gyrys du cortex (les circonvolutions), tandis que les sources tangentielles correspondent à des colonnes de neurones disposées dans les sillons qui séparent les gyrys (*voir la figure 3*). Les sources radiales donnent un champ magnétique très faible, voire nul, alors qu'elles produisent des potentiels très élevés. Ainsi, les deux branches de l'imagerie électromagnétique ont des propriétés complémentaires qui justifient d'effectuer des enregistrements couplés, afin de détecter avec la meilleure précision possible l'ensemble des dipôles sources, et ceci quelles que soient leur orientation et leur profondeur.

Si, par des méthodes que nous détaillerons plus loin, on parvient à localiser parfaitement la position des dipôles de courant caractérisant l'activité du cerveau, la taille des macrocolonnes (quelques dizaines de millimètres cubes) détermine la résolution spatiale minimale de l'imagerie électromagnétique. Comme nous le verrons, on n'atteint cette limite que rarement. En revanche, les courants étudiés ont une faible vitesse de conduction (par exemple, le potentiel postsynaptique qui engendre les courants sources dure environ dix millisecondes) et comme les signaux MEG

ou EEG peuvent être enregistrés plus de 1 000 fois par seconde, ces techniques sont assez rapides pour «filmer» l'évolution temporelle de l'activité cérébrale.

Les détecteurs

Le premier tracé EEG a été réalisé, en 1929, par le neurophysiologiste allemand Hans Berger qui a enregistré le signal électrique du cerveau d'un patient trépané. Depuis, le principe de mesure est resté le même, bien que les moyens techniques aient évolué. Il consiste à mesurer des différences de potentiel entre des électrodes disposées à la surface du crâne, le contact électrique étant assuré par un gel conducteur. Le nombre d'électrodes utilisées peut varier, de 20 électrodes dans le montage standard, à 128, voire 256 (montages utilisés essentiellement en neurosciences cognitives). Dans ce dernier cas, les électrodes sont disposées dans un bonnet posé sur la tête du patient alors que, pour des enregistrements de plusieurs jours comme c'est le cas en épilepsie, les électrodes sont collées directement sur le scalp. Étant donné qu'on ne peut pas mesurer de potentiel absolu, le choix d'une électrode de référence est indispensable, mais constitue l'une des limitations de l'EEG, puisque l'activité mesurée sur cette référence n'est, en réalité, pas fixe, mais évolue en fonction du temps. Les signaux électriques du cerveau furent, dès le début, utilisés pour étudier l'évolution temporelle de l'activité cérébrale, mais on ne commença à en faire des images qu'avec l'avènement de la magnétoencéphalographie.

Les champs magnétiques (de l'ordre de 10^{-13} tesla) produits par les très faibles courants électriques du cerveau sont un milliard de fois inférieurs au champ magnétique terrestre. Dès lors, il faut recourir à des techniques de détection extrêmement sensibles dont la mise au point est récente. Les premiers enregistrements des champs magnétiques cérébraux ont été obtenus en 1972 par David Cohen, physicien spécialiste des techniques de blindage à l'Institut de technologie du Massachusetts. Ils étaient devenus possibles avec la mise au point de capteurs de champ magnétique fondés sur des supraconducteurs à basse température. Ces anneaux supraconducteurs nommés SQUIDS (pour *Superconducting Quantum Interference Device*, dispositif d'interférence quantique supraconducteur) avaient été mis au point par James Zimmerman, du Bureau américain des normes, deux ans auparavant seulement et transforment le flux de champ magnétique en tension électrique. Dans un MEG, les capteurs, confinés à l'intérieur d'un cryostat, sont plongés dans de l'hélium liquide contenu dans un réservoir placé au-dessus du casque pour assurer leur refroidissement. La consommation d'hélium liquide d'un tel instrument est d'environ 100 litres par semaine.

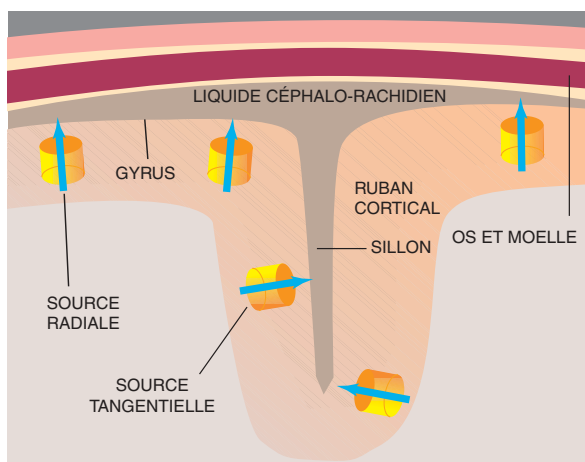
Toujours à cause de la faible intensité des champs cérébraux, le système de mesure doit être isolé des champs magnétiques externes et, pour ce faire, on réalise un «blindage». On sait que les champs magnétiques parasites, tels le champ magnétique terrestre ou les champs produits par les appareils électriques ou électroniques utilisés, varient lentement dans l'espace, tandis que les champs produits par l'activité neuronale décroissent rapidement avec la distance. Pour s'affranchir des champs parasites, chaque capteur contient parfois plusieurs bobines

réceptrices de flux dont les signaux sont soustraits de manière à éliminer la composante du champ magnétique qui varie peu dans l'espace, pour ne conserver que la composante qui s'atténue très vite, produite dans le cerveau. Par ailleurs, la protection la plus efficace consiste à placer le système de mesure dans une chambre blindée formée de parois en métal qui atténuent les champs extérieurs d'un facteur 10^3 à 10^4 .

À cause de la chambre blindée et de l'utilisation des supraconducteurs à basse température, la MEG est une technologie d'imagerie coûteuse, du même ordre de grandeur que l'IRM fonctionnelle. Néanmoins, ces instruments ont notablement progressé ces dernières années. Alors que les premiers systèmes ne comportaient qu'une trentaine de capteurs au maximum, et ne couvraient qu'une partie du cerveau, deux sociétés commercialisent aujourd'hui des systèmes comportant un casque de plus d'une centaine de capteurs, qui couvre la tête entière. De plus, grâce à ces nouveaux systèmes, on réalise des enregistrements simultanés MEG et EEG, et nous en examinerons l'intérêt.

La mise en images de la pensée

Lorsque l'on observe un cerveau en activité, comment distinguer les sites activés par une tâche que l'on étudie des sites qui le sont par d'autres tâches, voire qui correspondent à l'activité minimale de repos? En neurosciences cognitives, on recourt souvent à la technique dite du moyennage des tracés EEG ou MEG. En additionnant les tracés obtenus lors de la répétition d'un même stimulus dans la même tâche, on espère faire ressortir les composantes spécifiques, qualifiées de réponses évoquées, de l'activité cérébrale étudiée. Une réponse évoquée comporte souvent des composantes précoces qui interviennent environ entre 20 et 150 millisecondes après le stimulus et qui sont associées à la perception sensorielle du stimulus, mais aussi à des comportements cognitifs, tout comme le sont les composantes évoquées qui surviennent plus tardivement. Grâce à cette technique, on étudie de



3. L'ORIENTATION DES DIPÔLES qui modélisent l'activité des macrocolonnes détectées en MEG et en EEG dépend de leur position. En général, ces dipôles sont perpendiculaires à la surface du ruban cortical. Ainsi, les sources situées dans les sillons du cortex apparaissent souvent comme des dipôles tangentiels et les sources proches du scalp, situées sur les gyres, apparaissent comme des sources, qualifiées de radiales, perpendiculaires à la surface de la tête.