

Intérêts et limites de l'imagerie cérébrale : utilisation des potentiels évoqués cognitifs en neuropsychologie cognitive.

Samuel Sutton (1921-1986) est à l'origine de la découverte des potentiels d'évoqués cognitifs (PEC). Il a découvert la relation étroite entre l'amplitude la composante P300 et d'une part l'incertitude de la saillance du stimulus et d'autre part l'évaluation de du stimulus. (Sutton, Tueting et al. 1965) . Il a aussi établi que l'amplitude de cette composante était diminuée chez les schizophrènes. Son objectif était alors comprendre quel lien pouvait exister entre le comportement et le cerveau. S. Sutton a contribué à de notables avancées méthodologiques qui ont modifiées les stratégies de recherche. Nous lui devons la méthode itérative et le choix forcé des réponses. La méthode itérative est née de la constatation des limites que présentent les critères cliniques pour définir un trouble psychiatrique. Plutôt que de considérer les critères cliniques comme des variables indépendantes et les données psychophysiologiques issues du laboratoire comme des variables dépendantes S. Sutton a pris le problème à l'envers et est partie des indices psychophysiologiques comme variables indépendantes les critères cliniques jouant le rôle de variable dépendante. Il a pu ainsi isolés les patients qui présentés la plus forte corrélation entre les deux ensembles de critères. En réitérant cette procédure un nombre suffisant de fois, il a pu obtenir un mode de classification clinique plus homogène. Une autre avancée a été d'engager les patients dans des tâches qui requéraient leur intérêt ou leur attention. Sa compassion pour les patients l'a conduit pour des raisons tout d'abord méthodologiques, mais aussi humaines, à construire des tâches expérimentales qui évitent l'ennui du sujet et mette en jeu sa motivation. S. Sutton pensait que si l'interprétation de la situation par le sujet modifiait la réponse cérébrale, alors en l'absence de situation devant être interprétée, la réponse cérébrale était inintelligible. C'est delà qu'est né la nécessité d'engager le sujet dans une tâche dans laquelle une réponse est demandée pour limitée le nombre d'interprétation possible par le sujet de la situation. C'est ainsi qu'est née la P300. En l'absence de tâche la P300 n'est pas aussi puissante.

Nous avons rencontré avec Samuel Sutton au début de notre carrière en Septembre 1983 à Florence au cours du 7ème conférence internationale sur les potentiels liés aux événements (EPIC VII). Nous lui avons montrer nos premières données chez les schizophrènes qui indiquées déjà clairement des modulations différentes suivant la présence ou non de trouble formel de la pensée et il nous avait engagé à poursuivre nos travaux dans cette voie.

Depuis la découverte de S. Sutton de nombreuses autres composantes ont été identifiées. La MMN reflète la détection automatique d'une discordance des traces sensorielles. La Processing negativity qui indice la mise en jeu de l'attention sélective sur la base des caractéristiques physiques des stimuli. Les composantes N2b P3a misent en jeu par la réaction d'orientation vers un stimulus déviant ou nouveau et reflétant un processus automatique d'évaluation et de catégorisation du stimulus. Le Readiness Potentiel qui est lié au mouvement mis

en jeu par la réponse du sujet. L'onde lente positive qui est la manifestation physiologique des processus post-décisionnels. La composante N170 mise en jeu spécifiquement dans la reconnaissance des images. Pour terminer rappelons les é composantes liées au traitement linguiste la N4 et la P6 dont nous avons déjà longuement parlé dans le rapport sur nos travaux de recherche.

En même temps que la compréhension du lien qu'entretient chacune de ces composantes et les processus cognitifs qui les fond apparaître s'approfondissait les questions méthodologiques se précisaient. Tout d'abord la question de l'extraction du signal, lié à l'activité cognitive, du bruit de fond de l'EEG spontanée dépend du nombre d'essais qui entre dans le moyennage. Cela oblige à pouvoir répéter les conditions expérimentales le plus grand nombre de fois possible mais le rapport signal/bruit croît lentement Par ailleurs la durée de l'expérience est limitée par la fatigue, l'intérêt, la motivation, la vigilance du sujet. Dans chaque protocole, il s'agit donc de faire un compromis entre ces deux facteurs contradictoires. Une autre contrainte est la reproductibilité de la réponse cérébrale en terme de la variance de la latence de l'amplitude et de la topographie cette réponse. Par ailleurs les phénomènes d'apprentissage et d'habituation vont influencer sur la stationnarité de l'état du sujet. Le chercheur doit donc pour chaque situation expérimentale trouver un compromis. Il doit aussi tenir compte d'une contrainte de synchronisation (du choix de t0 entre la stimulation et la fenêtre de mesure des phénomènes électriques) et de la fixation de la ligne de base. La période de temps qui sert au calcul de la ligne de base doit être indemne d'activité cérébrale liée au traitement cognitif étudié. La question du choix de la référence électrique est une autre contrainte qui va dépendre du phénomène que l'on se propose d'éclaircir. Enfin il faudra trouver les solutions adaptées pour réduire les artéfacts qui contaminent le tracé (mouvement oculaire, mouvement musculaire, sueur, parasite du 50Hz). Les potentiels évoqués obtenus par moyennage offrent un grand nombre de mesures possibles : la latence, l'amplitude (minimale, maximale moyenne), la topographie. Les mesures peuvent être faites en fonction du temps ou de la fréquence (quantification après une transformation de Fourier ).

Il est aussi possible de chercher à déterminer les sources cérébrales des potentiels évoqués. Ce problème est connu sous le terme de problème 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 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 est un problème 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. 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. 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 potentiels évoqués peuvent être représentés soit sous forme de courbes en fonction du temps disposées sur le scalp, soit sous le forme de carte spatio-temporelle ou chronogramme.

Les techniques actuelles d'imagerie cérébrale

La magnétoencéphalographie (MEG) est une technique de mesure des champs magnétiques induits par l'activité électrique des neurones du cerveau. Cette technique est employée dans la recherche en neurosciences cognitives. Les champs magnétiques mesurés étant extrêmement faibles. La MEG utilise un appareillage basé sur des magnétomètres à SQUID placé dans une pièce isolée magnétiquement par du mu métal. Les magnétoencéphalographes peuvent mesurer le champ magnétique via environ 300 canaux (chaque canal étant associé à un SQUID et donc point de mesure autour de la tête). Les champs magnétiques induits par l'activité de neurones individuels étant bien plus faibles que le seuil de détection de la MEG, pour qu'un signal soit mesuré, il est nécessaire que l'activité électrique de plusieurs milliers de neurones soit synchrone. De plus, l'extraction des signaux générés par un stimulus nécessite souvent plusieurs itérations de ce stimulus afin de réduire, par moyennage, le bruit. La MEG n'a pas encore atteint le rang d'outil de routine clinique mais son usage se répand. Le principal domaine d'application de la MEG est le diagnostic préopératoire en épilepsie. En effet, les capacités de localisation de la MEG ainsi que sa commodité d'utilisation en font un outil de choix pour confirmer et localiser le (ou les) foyer(s) épileptogène(s) déclencheurs de la crise avant résection chirurgicale. En effet, la principale méthode employée, en 2006, reste l'implantation d'électrodes intracrâniennes, ce qui nécessite pour ce seul diagnostic une opération chirurgicale délicate.

La magnétoencéphalographie (MEG) offre une information relativement similaire à l'EEG, mais elle mesure les champs magnétiques induits par l'activité cérébrale. L'intérêt de la MEG réside dans le fait que, contrairement aux champs électriques, les champs magnétiques ne sont quasiment pas déformés par leur passage au travers des tissus organiques (notamment l'interface entre le liquide céphalo-rachidien et le crâne). Tout comme avec l'EEG, il est possible, via une analyse mathématique du signal de reconstruire les sources du signal électromagnétique. Cela permet d'identifier avec une plus ou moins grande précision les régions d'où sont émis les potentiels évoqués. Cependant, ces techniques de localisation spatiale allongent considérablement le temps de traitement des données et restent encore marginales.

La magnéto-encephalographie (MEG) et l'électro-encéphalographie (EEG), ayant une excellente résolution temporelle (de l'ordre de la msec), sont des techniques appropriées pour analyser les dynamiques temporelles d'activation des régions cérébrales sous-tendant

les processus cognitifs. Les signaux EEG résultent des courants cérébraux circulant dans le volume extracellulaire ; courants générés principalement par les potentiels dendritiques post synaptiques. Les signaux MEG reflètent plutôt les courants de la branche intracellulaire, c'est-à-dire les courants qui circulent de l'arborisation dendritique jusqu'au soma des neurones. La MEG est peu sensible aux sources neuronales profondes (sources sous-corticales) à cause de la décroissance rapide du signal magnétique entre son point d'émission et son point d'enregistrement. Grâce à l'absence de distorsion des champs magnétiques lors de la traversée des enveloppes cérébrales, la MEG offre une meilleure résolution spatiale que l'EEG. La MEG et l'EEG sont des techniques complémentaires, car elles ne sont pas sensibles aux mêmes sources neuronales. La MEG prend en compte les sources orientées de manière tangentielle par rapport à la surface du scalp, alors que l'EEG est davantage sensible aux sources radiales. Ces deux techniques sont donc susceptibles d'apporter des informations complémentaires sur les contributions corticales spécifiques aux processus cognitifs.

Localisation des générateurs neuronaux en MEG et EEG. 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. Toutefois, la localisation des sources neuronales à l'origine des potentiels (EEG) ou des champs magnétiques (MEG) enregistrés à la surface du scalp nécessite de résoudre un certain nombre de problèmes méthodologiques, spécifiques de ces techniques et différents de ceux des autres techniques d'imagerie fonctionnelle cérébrale (TEP ou IRMf). La précision temporelle (de l'ordre de la milliseconde) reste toutefois une caractéristique majeure de l'approche électrophysiologique. Le problème inverse auquel on est confronté en MEG/EEG consiste à déterminer la configuration et le déroulement temporel des sources neuronales qui engendrent les distributions observées sur le scalp. La résolution de ce problème passe par la résolution du problème direct associé qui donne la relation entre le potentiel (ou le champ magnétique) et les sources neuronales actives, assimilées à des dipôles de courant (équation de Poisson, loi de Biot et Savart). Ceci nécessite l'élaboration de modèles physico-anatomiques du phénomène : caractéristiques géométriques et de conductivité des milieux, approximation du type de source et déroulement temporel. L'approche la plus classiquement utilisée en MEG et en EEG est le modèle à géométrie sphérique (3 ou 4 couches emboîtées représentant le scalp, l'os, le cerveau et éventuellement le LCR), et l'assimilation des sources neuronales actives à des dipôles de courant ponctuels équivalents pouvant avoir un moment et/ou une position variables dans le temps, et représentant l'activité post-synaptique d'ensemble de neurones actifs de manière synchrone dans une région limitée du cerveau. Une expression analytique de la solution du problème direct, associée à des algorithmes d'optimisation permet d'identifier les caractéristiques de ces dipôles dont le nombre doit être fixé a priori. Cette technique a été largement utilisée sur des données expérimentales en recherche fondamentale et clinique. Il est également possible de recalibrer les sources ainsi obtenues aux images anatomiques IRM. Ce recalibrage et la localisation anatomique des générateurs sont en général plus

précis en MEG qu'en EEG car l'influence de la géométrie et des conductivités des milieux est moins critique. Depuis une dizaine d'années, différentes équipes se sont attachées à apporter plus de "réalisme" à ces modèles. Cela consiste tout d'abord à considérer des modèles à géométrie réaliste à l'aide de maillage des différentes structures (scalp, os, cerveau) à partir d'une segmentation d'IRM volumiques. Il faut alors utiliser des méthodes numériques de type "intégrales de frontières" ou "éléments finis" pour calculer le potentiel puis le champs magnétique créé par un dipôle. La principale difficulté de ces méthodes réside dans l'élaboration des maillages de surface (triangles) ou de volume (tétraèdres). Il a pu être montré que pour obtenir une bonne résolution du problème direct, ces maillages devaient être affinés localement à proximité des sources. Les temps de calcul de ces méthodes semblent raisonnables sur les stations de travail actuelles. Un autre axe de développement consiste à ne plus se limiter à une recherche de sources ponctuelles, mais plutôt une distribution de sources dipolaires dans l'ensemble du volume cérébral. On utilise pour cela une grille discrète où en chaque noeud se situe un dipôle pouvant contribuer aux données enregistrées. Il s'agit alors de déterminer, à partir de la centaine de mesures (EEG et/ou MEG), le "poids" d'activité des dipôles en chaque noeud (en général plusieurs milliers de dipôle). Il s'agit d'un problème qui n'a pas de solution unique, et qui nécessite l'apport de contraintes supplémentaires sur les distributions de sources pour être soluble. Les méthodes les plus connues sont des méthodes dites "à norme minimale" : on cherche la distribution de courant dont la somme de la norme des moments est minimale ("Minimum Norm Estimates") ou dont le Laplacien spatial des moments est de norme minimale ("Loreta"). D'une manière générale, ces méthodes aboutissent à une information tridimensionnelle que l'on pourrait comparer, dans sa forme tout au moins, aux informations issues des techniques TEP et IRMf, et qui pourrait être superposée aux images anatomiques. On trouve alors une solution au problème qui peut expliquer quasi-parfaitement les données expérimentales mais qui restent encore à valider : existence de zones d'activation "fantôme" dues aux incertitudes sur la position des électrodes, sur l'approximation du modèle, ou au bruit résiduel sur les données. Les méthodes doivent utiliser des techniques de régularisation pour donner des solutions stables. Une manière de contraindre davantage la solution est de limiter spatialement le domaine où les sources sont actives : on peut rechercher une distribution de dipôles qui suit la géométrie du ruban cortical et imposer ainsi la position et l'orientation (perpendiculaire à la surface du cortex) des générateurs. La tendance actuelle de l'imagerie fonctionnelle par MEG/EEG est donc d'apporter plus de réalisme dans les modèles, à travers un couplage plus étroit avec les images anatomiques de chaque sujet enregistré : volumes conducteurs réalistes (scalp, os, enveloppe du cerveau), domaine des sources (ruban cortical). La nécessité de méthodes de segmentation anatomique adaptées à ce problème devient donc un point important des travaux en cours. L'évaluation et la validation expérimentale de ces méthodes doivent, encore aujourd'hui, être entreprise.

Tomographie à Emission de Positron TEP ou PET La Tomographie par Émission de Positons (TEP) est une méthode d'imagerie

médicale qui permet de mesurer une activité métabolique en 3 dimensions (3D) en mesurant les émissions photoniques produites par la désintégration de positons. Il s'agit en fait d'une technique qui reprend le principe général de la scintigraphie qui consiste à injecter un traceur dont on connaît le comportement et les propriétés biologiques pour obtenir une image du fonctionnement d'un organe, d'un tissu ou d'un groupe de cellules. Ce traceur est marqué par un atome radioactif émetteur de positons afin de permettre sa détection et d'obtenir une image.

Ainsi la TEP permet de visualiser les activités du métabolisme des cellules ; on parle d'imagerie fonctionnelle. Les images sont obtenues par injection dans l'organisme d'une molécule radioactive marquée par des isotopes émetteurs de positons du carbone, du fluor, de l'azote ou de l'oxygène notamment. Le plus souvent, il s'agit du  $^{18}\text{F}$ -fluorodéoxyglucose (en abrégé  $^{18}\text{F}$ -FDG). Ce traceur est semblable au glucose (sucre) : il se fixe au niveau des tissus qui utilisent beaucoup de glucose comme les tissus cancéreux, le muscle cardiaque ou encore le cerveau. Le fluor 18 émet ensuite de façon temporaire (demi-vie  $< 2\text{h}$ ) des rayonnements que l'on peut suivre dans l'organisme du patient grâce à une caméra spéciale, une caméra TEP. Aujourd'hui, la plupart des caméras TEP sont fréquemment couplées à un scanner "classique" à rayons X (CT - computed tomography), ce qui permet de superposer l'image fonctionnelle (Image TEP) à sa localisation anatomique précise dans le corps (Image CT).

Les examens d'imagerie médicale permettent d'obtenir des informations sur l'anatomie des organes grâce à des appareils qui utilisent des rayons X (radiologie conventionnelle et scanner), des ultrasons (échographie) ou la résonance magnétique (IRM). Ces techniques donnent des renseignements qui concernent la structure des organes : leur taille, leur volume, leur localisation, voire la forme d'une éventuelle lésion. Toutes les informations recueillies par la caméra TEP reposent sur la radioactivité repérée dans les tissus après que le  $^{18}\text{F}$ -FDG ait été injecté au patient. Le système informatique relié à la caméra TEP produit des coupes et des images en trois dimensions, des endroits du corps où le  $^{18}\text{F}$ -FDG s'est accumulé.

La technique de tomographie d'émission monophotonique (TEMP) permet actuellement, grâce aux traceurs de perfusion marqués au technétium et aux caméras modernes, d'obtenir des images de la perfusion cérébrale avec une résolution spatiale qui se rapproche de celles des caméras à positons. Cependant la stabilité de la fixation de ces traceurs de perfusion empêche de répéter les injections et aboutit donc à un nombre limité de mesure (habituellement deux examens). Ceci a pour principal désavantage un mauvais signal rapport signal/bruit dans les cartes d'activation. Il y a suffisamment de données dans la littérature pour considérer que la technique est acceptable pour détecter des activations induites par des stimulations sensorimotrices. Cependant, il n'est pas clairement démontré que cette technique puisse détecter des activations plus faibles en réponse à des stimulations cognitive. Des études d'activation cognitives sont possibles en TEMP en mettant à profit des outils de recalage 3D. Le recalage TEMP-TEMP non rigide permet d'améliorer le rapport signal/bruit des cartes d'activation en opérant la moyenne entre sujets. Le recalage TEMP-IRM rigide permet la localisation anatomique des zones

d'activation.

L'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) est une application de l'imagerie par résonance magnétique à l'étude du fonctionnement du cerveau.

Au cours d'une tâche ou d'une stimulation quelconque, les neurones activés nécessitant un apport énergétique supplémentaire, ont la capacité d'induire une dilatation des capillaires cérébraux et donc une augmentation de la perfusion régionale. Ces modifications locales peuvent être détectées en IRM par deux mécanismes : d'une part, l'accroissement de débit sanguin régional amène, dans la coupe explorée, du sang dont l'aimantation n'est pas saturée par les impulsions précédentes ; d'autre part, le surplus d'oxygène apporté par l'augmentation de perfusion n'est que partiellement extrait. Il en résulte une diminution relative de la concentration de désoxyhémoglobine qui se traduit aussi par une augmentation de signal sur l'image de la région activée. Ce type de contraste est appelé BOLD (Blood Oxygen Level Dependent contrast). Cette technique consiste à alterner des périodes d'activité (par exemple bouger les doigts de la main droite) avec des périodes de repos, tout en acquérant des images de l'intégralité du cerveau toutes les 1,5 à 6 secondes (correspond à la résolution temporelle moyenne classiquement utilisée en recherche). La localisation des zones cérébrales activées est basée sur l'effet BOLD (Blood Oxygen Level Dependent), lié à l'aimantation de l'hémoglobine contenue dans les globules rouges du sang. L'hémoglobine se trouve sous deux formes : soit les globules rouges oxygénés par les poumons contiennent de l'oxyhémoglobine (molécule non active en RMN) ; soit les globules rouges désoxygénés par les tissus contiennent de la désoxyhémoglobine (paramagnétique (casseur d'aimant) donc visible en RMN). Dans les zones activées par la tâche, une petite augmentation de la consommation d'oxygène par les neurones est surcompensée par une large augmentation de flux sanguin. Il en résulte une diminution de la concentration de désoxyhémoglobine. Vu les propriétés paramagnétiques de cette dernière, le signal IRM (temps de relaxation  $T2^*$  des noyaux d'hydrogène de l'eau) augmente légèrement pendant les périodes d'activation. De façon plus précise ce sont les différences de susceptibilité magnétique entre les différents milieux (intra-extravasculaires) qui entourent le noyau d'hydrogène (=proton) qui jouent un rôle important. En effet des différences de susceptibilité magnétique entre les différents milieux vont induire des variations locales de champ magnétique qui vont perturber le temps de relaxation  $T2^*$  des noyaux d'hydrogène. Ainsi in vivo le milieu extravasculaire possède une faible susceptibilité magnétique, tout comme le sang oxygéné. C'est en revanche l'inverse pour le sang non oxygéné qui possède une forte susceptibilité magnétique. Ainsi, à la frontière entre les vaisseaux possédant du sang peu oxygéné (veinules) et le milieu extravasculaire il va y avoir une perturbation du champ magnétique qui va donc diminuer le temps de relaxation  $T2^*$  des protons. Lors de l'effet BOLD, l'activation neuronale va augmenter la concentration en sang oxygéné dans les capillaires adjacents ce qui va donc augmenter le temps de relaxation  $T2^*$  des protons autour des vaisseaux. Ce sont ces augmentations de signal qui sont donc mesurées en IRMf. Malheureusement, cette variation est très faible, et nécessite des méthodes statistiques puissantes pour être mise en évidence. L'extraction des données se faisant par comparaison,

il est essentiel de recalculer parfaitement les images entre elles. Les premières méthodes de traitement utilisées consistaient en une simple soustraction des images ainsi recalculées. Cette soustraction s'avère insuffisante dans la mesure où, en raison du faible S/B, elle ne permet pas de dégager les voxels significativement activés. Des statistiques sont donc nécessaires et, dans ce cadre, un test t de Student représente un minimum. D'autres méthodes permettent d'étudier la corrélation temporelle entre la variation de signal et le paradigme considéré comme une fonction d'entrée. Des méthodes plus sophistiquées, sont basées sur l'analyse vectorielle, chaque image de N pixels étant considéré comme un vecteur dans un espace à N dimensions.

La cartographie statistique paramétrique plus connue sous sa désignation anglophone statistical parametric mapping ou SPM est une méthode d'analyse statistique employée en imagerie cérébrale. Un logiciel permet de préparer les images (TEP, IRMf, EEG ou MEG) de telle sorte que l'on puisse réaliser des analyses statistiques pour chaque voxel de l'image ; ceci sous-entend qu'un voxel représente la même partie anatomique du cerveau quelque soit l'image analysée (or les images sont acquises à différents moments et chez différentes personnes). Les étapes essentielles du prétraitement sont : le réaligement (Les images sont acquises à différents moments (série temporelle) et donc le sujet a bougé. Le réaligement permet d'estimer les mouvements et d'aligner les images comme si le sujet n'avait pas bougé), la normalisation (les images sont acquises chez différents sujets, or chaque personne a un cerveau différent. La normalisation permet d'étirer l'image du cerveau de telle sorte qu'il ressemble à un cerveau standard. Cette étape est essentielle si on veut faire des analyses statistiques de groupe), le lissage (malgré les étapes précédentes, il reste des variations anatomiques individuelles qui doivent être diminuées si on veut faire une analyse de groupe. Pour ce faire, SPM applique un filtre Gaussien qui moyenne la valeur du voxel avec celle de ces voisins). En l'analyse statistique est effectuée. Les modèles statistiques paramétriques sont appliqués à chaque voxel, en utilisant le modèle général linéaire pour décrire la variabilité des données en termes d'effets expérimentaux (ceux qui nous intéressent), d'effets confondants (sans intérêt) et de variabilité résiduelle (inexpliquée par le modèle).

Questionnement que peuvent susciter ces techniques:

Le développement de ces techniques d'imagerie cérébrale ne va pas sans poser des questions sur l'enjeu anthropologique qui est agité par ces nouvelles possibilités de « voir le cerveau en action ». Cette dernière métaphore ouvre sur l'abîme identitaire qui est au cœur de chaque sujet et conduit à l'effondrement du questionnement

Pour illustrer cette interrogation nous allons citer un extrait du résumé du rapport de Hüsing B. et coll. (Hüsing, Jäncke et al. 2006), réalisé sous l'égide du Centre d'évaluation des choix technologiques TA-SWISS et de l'Académie Suisse des sciences Médicales pour le Conseil suisse de la science et de la technologie : «... Le domaine actuel d'application et les potentialités futures de la



neuroimagerie vont au delà de leurs précieuses contributions à la recherche fondamentale biologique et biomédicale. La neuro-imagerie gagne de plus en plus d'importance dans des domaines tels que le diagnostic clinique, la surveillance de la progression d'une pathologie, la neurochirurgie, ainsi que dans la recherche pharmaceutique. La neuro-imagerie revêt une importance particulière pour le développement des sciences cognitives. Dans ce domaine elle a contribué au développement d'une nouvelle discipline scientifique, la neuroscience cognitive, laquelle a modifié et étendu notre compréhension du cerveau. Aujourd'hui, le cerveau est perçu comme un organe complexe faisant preuve d'une individualité et d'une plasticité extraordinaires. Le cerveau se modifie dynamiquement et se réorganise en fonction des stimuli extérieurs, il mûrit au cours du développement de l'individu et se modifie fortement lors de ce processus. Étendre la neuro-imagerie à de nouveaux domaines d'application éveille un intérêt croissant. Ces domaines vont de la prévision des capacités et performances cognitives ou d'un comportement divergent à l'analyse de la personnalité, la détection de mensonge voire la lecture des pensées. Pour illustrer ces tendances, le rapport examine à titre d'exemple l'emploi de la neuro-imagerie comme outil d'aide à l'apprentissage scolaire, à la psychologie judiciaire ainsi que pour des études de marché. D'où le constat que la neuro-imagerie est fréquemment représentée et perçue faussement comme une science exacte, objective et précise et donc «dure». Les appareils coûteux de haute technologie ainsi que la représentation des résultats expérimentaux en forme d'images de cerveau agréables à l'oeil pourraient contribuer à ce point de vue et conduisent au final à des perceptions fausses et trompeuses concernant la valeur, la sensibilité et les limitations de la neuro-imagerie, et ce tant au niveau des diffuseurs que des récepteurs des informations en question. De fait, des attentes non justifiées, mais également des craintes non fondées peuvent surgir, de même qu'une surestimation des possibilités offertes par la neuro-imagerie. D'une façon générale, les méthodes de neuro-imagerie utilisées dans le cadre de la psychologie cognitive n'ont pas suffisamment progressé pour pouvoir supplanter, en termes de spécificité et de sensibilité, les tests reconnus utilisés dans le cadre de diagnostics psychologiques et psychiatriques. À l'heure actuelle, les méthodes de la neuro-imagerie devraient être employées exclusivement dans le cadre de projets de recherche contrôlés. Leur application pour faire des prévisions étendues sur les capacités cognitives, la personnalité, un comportement futur, ou l'épanouissement personnel n'est pas prouvée dans l'état actuel des connaissances. Les recommandations suivantes concernent tant l'exploitation des potentialités de la neuro-imagerie que la protection contre tout abus et le risque de surestimation des possibilités offertes :

- observer attentivement les développements dans les domaines de la neuro-imagerie et des neurosciences dans leur ensemble pour prendre les mesures nécessaires le cas échéant,
- initier des dialogues publics portant sur les buts, les potentiels, les résultats, les limitations, les conditions générales ainsi que les conséquences possibles de la neuro-imagerie,
- légiférer au niveau fédéral pour mettre fin aux contradictions actuelles portant sur la recherche sur des sujets humains et répondre aux exigences internationales,

- améliorer les conditions dans lesquelles se déroulent les recherches en sciences neurologiques cognitives ainsi que le transfert des résultats vers les milieux cliniques,
- aspirer à des normes de qualité élevées en termes d'assurance-qualité, de standards professionnels dans les domaines des neurosciences cognitives, de la recherche biomédicale et des pratiques médicales,
- prêter attention aux problèmes résultants de techniques d'échantillonnage aléatoire et de la protection de l'anonymat et des données individuelles en rapport avec la neuro-imagerie
- continuer à soutenir l'étude des risques sanitaires potentiellement liés aux applications de l'imagerie par résonance magnétique et adapter les consignes de sécurité en conséquence. »

Au terme de cette revue il nous apparaît que le développement de la neuroimagerie cérébrale ré ouvre un questionnement ancien sur les images. En effet chacune de ces techniques consiste à construire une image à partir d'indices physiologiques recueillis dans certain cas pendant une tâche cognitive. Il s'agit donc d'une construction de pensée comme pour n'importe quel autre image. Ce pose alors la question du visible et de l'invisible de l'image .

Que nous apporte de neuf ces techniques d'imagerie ? De permettre de répondre à la question « quand et où ? » Le traitement cognitif a lieu dans le cerveau. Toutefois dans quelles circonstances ces moyens d'imagerie sont-ils légitimes ? Au début de notre travail de chercheur, en décembre 1986) nous avons présentant une communication sur affiche à la réunion annuelle de la Psychophysiology Society à Londres (Laurent and Baribeau 1986). Lors de cette communication le Pr. R.K. Wilkinson est venu lire notre communication. Il nous a encouragé pour notre travail et nous a simplement demandé si nos données comportementales et électrophysiologiques étaient congruentes car a-t-il ajouté lorsque l'on peut établir un fait par une méthode simple (la mesure du temps de réaction) alors il est inutile voire répréhensible d'utiliser une technique plus complexe (dans notre cas les P.E.) si elle n'apporte aucune information supplémentaire et complique inutilement l'interprétation des résultats. Cela reste pour nous une remarque toujours actuelle, au moment il nous faut choisir une technique pour évaluer une activité cognitive. L'outil technique n'est qu'un moyen pour répondre à une question, il ne saurait se substituer à la question.

Cette article provient de Clinical and Cognitive Neuroscience  
<http://fpcn.fr/jpl>

L'URL pour cette article est :  
<http://fpcn.fr/jpl/modules/sections/index.php?op=viewarticle&artid=2>