HAL
open science

Étude en électroencéphalographie (EEG) des oscillations bêta dans les processus de préparation et d'exécution d'un mouvement volontaire

Sébastien Rimbert

To cite this version:

Sébastien Rimbert. Étude en électroencéphalographie (EEG) des oscillations bêta dans les processus de préparation et d'exécution d'un mouvement volontaire. Neurosciences. 2013. hal-01152015

HAL Id: hal-01152015

https://inria.hal.science/hal-01152015v1

Submitted on 19 May 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Master SVS 1ère Année

Sciences de la Vie et de la Santé
Parcours Biologie Cellulaire et Bases Physiopathologiques de la Thérapeutique

Année Universitaire 2012/2013

Étude en électroencéphalographie (EEG) des oscillations bêta dans les processus de préparation et d'exécution d'un mouvement volontaire.

Mémoire présenté par

RIMBERT Sébastien

Stage effectué du

05 janvier au 29 février 2013

Au sein de

Institut de Neurosciences de la Timone (INT)
Marseille

Sous la direction de

Brochier Thomas

Remerciements

Tout d'abord, je souhaite adresser un immense merci à Manuel Zaepffel, qui m'a permis de me lancer dans cette belle aventure, je lui suis reconnaissant pour ses conseils éclairés, son soutien sans failles, sa sympathie, ainsi que pour la formidable liberté qu'il m'a laissée pour m'exprimer.

Ce stage n'aurait pas été possible sans l'approbation de Thomas Brochier, qui a su de par son accessibilité et son aide précieuse me guider tout au long de mon stage et qui m'a accompagné dans la réalisation d'un script fonctionnel pour l'analyse des données.

Je tiens également à remercier l'ensemble des membres du laboratoire pour leur accueil chaleureux, leurs remarques, leurs conseils et qui m'ont permis, non seulement d'échanger en tout simplicité, mais surtout d'avoir eu l'opportunité d'apprendre bien plus que je ne l'aurais espéré.

Merci à Flavie et Romain pour avoir répondu à toutes mes questions et de m'avoir donné un peu (voir beaucoup) de leur temps pour rendre ce travail possible. Merci à Margaux, Lucile et Maria d'avoir bien voulu manger avec moi. Merci à Bjorg et à Christine pour toutes leurs explications.

J'aimerais aussi remercier Nicole Malfait qui a eu la gentillesse de mettre à ma disposition le matériel EEG nécessaire à mon expérience et sans quoi rien n'aurait été possible.

Merci à toutes les personnes qui ont pris du temps pour rester enfermés deux heures avec moi dans le box d'expérimentation 5.17 et qui ont su, par leur motivation et leur habilité, me fournir de belles oscillations à analyser.

Je tiens à remercier Apolline qui m'a épaulé tout au long de la rédaction de ce mémoire. Grâce à son sens des mots et à sa capacité à tourner les phrases dans le bon sens elle m'a été d'une aide précieuse.

Et enfin, merci à Yanis car il a eu la bonté de me supporter durant deux mois, et sans lui, mon séjour à Marseille n'aurait pas été si plaisant.

Sommaire

Présentation du lieu de stage 4

Introduction générale 5

1. Que sont les neurosciences cognitives ? 5
2. Qu'est-ce que la motricité volontaire ? 5
3. Structures cérébrales impliquées dans le mouvement volontaire 6
4. Le cortex moteur primaire 6
5. Comment étudier le mouvement volontaire au niveau cérébral ? 7
6. La technique EEG 7
7. Les rythmes cérébraux 8
8. Le rythme bêta 8

Objectif de notre étude 10

Matériel et méthode 11

1. Principe de la tâche 11
2. Sujets 11
3. Dispositif 11
4. Tâche expérimentale 12
5. Procédure 12
6. Analyse des données 12
7. Données comportementales 12
8. Données électro-physiologiques 13

Résultat 14

Discussion 17

Bibliographie 20

Bilan personnel 21

Présentation du lieu de stage

J'ai choisis d'effectuer mon stage à Marseille, à l'Institut de Neuroscience de la Timone (INT), au sein de l'équipe CoMCo (contrôle moteur cognitif) dirigé par Alexa Riehle (Figure A). L'équipe utilise des approches comportementales, neurophysiologiques et computationnelles pour comprendre les processus cérébraux et spinaux impliqués dans le contrôle du mouvement volontaire. L'équipe travaille à la fois chez l'Homme et chez le singe macaque (macacca mulatta) et présente ainsi l'avantage d'avoir une vision comparative directe et globale de ces processus.

Chez le singe, l'équipe enregistre l'activité unitaire de larges populations de neurones grâce à l'implantation d'électrodes au sein des structures sensorimotrices.

Chez l'Homme, plusieurs techniques d'enregistrement de l'activité cérébrales sont utilisés pour étudier les processus nerveux associés au contrôle moteur telle que l'électroencéphalographie (EEG), l'électromyographie (EMG), la microneurographie, l'IRM fonctionnel (IRMf) et la stimulation transcranienne magnétique (TMS).

J'ai réalisé mon stage avec Manuel Zaepffel sur un nouveau projet de recherche qui consiste à étudier les rythmes cérébraux chez l'Homme lors d'un mouvement volontaire au moyen de l'EEG.

En étudiant les différents processus cérébraux qui permettent les mouvements volontaires, un des objectifs de l'équipe est de promouvoir la création d'interfaces cerveau-machine qui permettent le contrôle d'un effecteur artificiel par une régulation volontaire de l'activité cérébrale (Figure B).

Introduction générale

Le matin, au réveil, nous allumons la lumière et nous cherchons nos chaussons des yeux pour ensuite les enfiler à nos pieds. Une fois à table pour le petit-déjeuner, nous tendons la main pour saisir la tartine que nous trempons ensuite dans la tasse de café. Un peu plus tard, enfin, nous prenons les clés de voiture pour finalement les glisser dans notre poche avant de partir au travail.

De tels comportements sensorimoteurs sont pratiqués quotidiennement par chacun d'entre nous et ils ont de ce fait attiré l'intérêt des chercheurs. En effet, la facilité avec laquelle nous exécutons ce type de mouvements contraste avec l'extrême complexité des processus physiologiques sous-jacents. Ainsi, à travers l'utilisation d'un vaste éventail de techniques et de paradigmes expérimentaux, de nombreuses études en neurosciences cognitives ont pour objectif la compréhension des mécanismes neuronaux qui sous-tendent le contrôle de la motricité volontaire.

Notre étude s'inscrit dans ce contexte disciplinaire et repose donc sur certains concepts que nous présenterons dans la première partie de ce travail. Par la suite, nous décrirons succinctement les propriétés de la technique d'électroencéphalographie (EEG) utilisée pour mener l'expérience dont nous avons eu la charge durant le stage. Enfin, nous détaillerons l'objectif et l'intérêt scientifique de l'étude ainsi que les différentes étapes de la démarche scientifique que nous avons suivie, de l'instrumentation à l'analyse des résultats.

1. Que sont les neurosciences cognitives ?

Les neurosciences représentent l'ensemble des sciences ayant pour objet l'étude anatomique et fonctionnelle du système nerveux central et périphérique. Ce domaine pluridisciplinaire s'est inspiré de domaines préexistants comme la psychologie expérimentale tout en donnant naissance à plusieurs disciplines novatrices. Parmi celles-ci, les neurosciences cognitives visent à comprendre les mécanismes neurobiologiques qui sous-tendent la cognition ou, autrement dit, le lien entre la physiologie et la psychologie, considérées à l'origine comme des champs de recherche distincts.

La cognition peut se définir comme l'ensemble des processus mentaux permettant l'accès à la connaissance. Elle regroupe ainsi l'ensemble des grandes fonctions psychologiques telles que l'attention, la prise de décision, la motricité, la mémoire, la perception, les émotions, etc.

2. Qu'est-ce que la motricité volontaire ?

Selon Charles Sherrington (Sherrington 1924, p.59) : « Bouger les choses représente tout ce que le genre humain peut faire […] avec pour seul instrument le muscle, que ce soit pour chuchoter une syllabe ou abattre une forêt ». Une action est motrice lorsqu'elle fait intervenir la musculature dont le rôle est de mettre le corps en mouvement permettant ainsi à un organisme de se déplacer et d'interagir avec son milieu. On distingue deux grands types de mouvements, ils peuvent être soit volontaires, générés en interne ou involontaires, générés de manière externe.

Dans le premier cas, le mouvement est sélectionné en fonction d'un but défini, sur la base de processus cognitifs internes relatif à nos expériences antérieures, contrairement à une réponse

réflexe qui est une réaction immédiate et stéréotypée à un stimulus provenant de l'environnement (Haggard, 2005).

L'exécution du mouvement ne représente que la partie visible de la boucle sensorimotrice qui relie la perception à l'action. En effet, avant l'initiation du mouvement, les informations sur la position des différents segments des membres, sur les propriétés de l'espace et éventuellement celles relatives aux propriétés des objets à manipuler, doivent être intégrées pour la sélection et la préparation d'une réponse motrice adaptée en fonction des intentions de l'acteur. Une fois la réponse initiée, les récepteurs sensoriels de la proprioception et de la peau génèrent un flux d'informations afférentes permettant d'une part un suivi de l'exécution pour d'éventuelles corrections de trajectoire et d'autre part, la mise à jour de représentations internes du corps et de l'environnement pouvant être utilisées pour l'élaboration de nouvelles commandes motrices (Johansson & Flanagan 2009).

3. Structures cérébrales impliquées dans le mouvement volontaire

Les structures cérébrales impliquées dans le contrôle du mouvement volontaire sont nombreuses (Brochier & Umiltà, 2007). Ceci n'est pas surprenant dans la mesure où, comme nous l'avons évoqué précédemment, la réalisation d'un mouvement volontaire adapté dépend des informations proprioceptives et cutanées relatives à la position du corps dans l'espace, des informations multisensorielles liées au contexte environnemental, des objectifs à atteindre et de la sélection d'une stratégie pour y parvenir. D'un point de vue épistémologique ceci implique, que l'étude du contrôle moteur volontaire dans le cadre des neurosciences cognitives peut difficilement être envisagée sans considérer les processus liés aux traitements des informations sensorielles, à la prise de décision, à la mémoire, etc.

4. Le cortex moteur primaire

Dès 1870, Hitzig et Fritsch ont stimulé électriquement certaines parties du cortex cérébral chez le chien. Ils ont observé que des contractions musculaires pouvaient être évoquées en stimulant une aire localisée dans la partie antérieure et latérale du cortex. Cette aire du cortex électriquement excitable a été dénommée cortex moteur primaire (M1). Au sein de cette aire, différents endroits du corps étaient activés pour différentes localisation de la stimulation.

L'aire M1 est située en avant du sillon central (Figure 1). Cette région corticale contient la plupart des neurones corticospinaux (CST) dont les axones projettent vers le corps cellulaire des motoneurone alpha de la moelle épinière, pour le contrôle de la contraction musculaire (Figure 2).

Les travaux de Sherrington (Leyton & Sherrington, 1917) ont démontré que des populations de neurones de M1 présentent une organisation spatiale caractéristique dans laquelle la contraction de chaque segment corporel est contrôlée par un territoire cortical plus ou moins distinct des autres. Une organisation similaire a été observée chez l'homme vingt ans plus tard (Penfield & Boldrey 1937) et ces observations ont conduit au concept d'Homonculus moteur (Penfield & Rasmussen 1952) qui défend une organisation somatotopique plutôt stricte au sein de M1 (Figure 3; Asanuma & Rosen

1972). La particularité de cette « carte motrice », est que certaines parties du corps sont plus représentées que d'autres en termes de territoire cortical. Par exemple, la zone de la main est plus étendue que celle du bras ou du dos.

La question du contrôle cortical du mouvement n'est pas limitée au lien étroit qui existe entre l'aire M1 et les motoneurones. Les mouvements volontaire et en particulier les mouvements de saisie font intervenir un vaste réseau d'aires pariéto-frontal (Bochier & Umiltà 2007). Les neurones à l'origine de la CST sont distribués dans un ensemble de structures corticales présentant des propriétés fonctionnelles distinctes : M1 qui est la principale structure d'origine de la CST mais également, les aires prémotrices, l'aire motrice supplémentaire (AMS), l'aire motrice cingulaire (AMC) et certaines régions du cortex pariétal (Picard & Strick 2001; Lemon et al. 2002; Maier et al. 2002; Dum & Strick 2005) Ces différentes structures corticales interagissent entre elles et convergent vers M1 qui représente un lieu d'intégration majeur en plus d'être la voie finale commune en direction des muscles (Davare et al.2010).

5. Comment étudier le mouvement volontaire au niveau cérébral ?

Comprendre comment le système nerveux élabore la commande motrice et exécute le mouvement dépend en grande partie de notre compréhension de la neurophysiologie étant donné que l'analyse du comportement seule s'avère vite insuffisante (Zaepffel & Brochier 2012). Il existe plusieurs techniques permettant l'enregistrement de l'activité cérébrale. Chez l'homme, l'électroencéphalographie (EEG) qui a pour principal avantage d'être une technique non-invasive et facile à mettre en œuvre, est couramment utilisée en neuroscience cognitive.

6. La technique EEG

En 1929, Hans Berger a montré qu'il est possible de mesurer l'activité cérébrale de l'homme en plaçant une électrode sur le scalp, en amplifiant le signal électrique qui en résulte et en traçant les variations en fonction du temps. L'EEG enregistre plus facilement les potentiels post-synaptiques (PPS) que les potentiels d'action (Buzsáki et al. 2012). Les PPS ne se déplacent pas le long de l'axone, mais apparaissent à différents endroits de l'espace dendritique et du corps cellulaire et se propagent vers ce dernier. Sous certaines conditions, ces potentiels peuvent se sommer et il est ainsi possible de les enregistrer avec une électrode relativement éloignée. Il est toutefois nécessaire qu'un grand nombre de neurones soient actifs simultanément (de l'ordre du million) et organisés en parallèle pour que leur activité puisse se sommer (Figure 4). Il est donc généralement admis que le signal EEG représente l'activité post-synaptique des neurones pyramidaux des couches corticales 3 à 5 dont l'organisation anatomique permet une sommation des champs électriques (Gevins 2002).

Outre le fait qu'il soit facile à mettre en œuvre et non-invasif, l'EEG dispose d'une bonne résolution temporelle. En effet, l'activité cérébrale d'un sujet humain peut être enregistrée en continue et en temps réel, avec une précision inférieure à la milliseconde. Néanmoins, l'EEG dispose d'une faible résolution spatiale. Le voltage présent en un point donné de la surface du scalp dépend de la

position et de l'orientation du générateur neuronal mais aussi de la conductivité/résistance et de la forme des différentes couches tissulaires (dure-mère, os, etc.) qui séparent les neurones actifs de l'électrode. Les courants générés par les neurones se propagent dans les différents tissus. Plus précisément, une diffusion latérale du signal EEG se produit au niveau du crâne car ce dernier présente une résistance élevée comparé aux autres tissus.

7. Les rythmes cérébraux

Des événements externes ou internes peuvent générer des changements ponctuels de l'activité EEG caractérisés par une polarité (phase), une latence et une topographie. Ces potentiels liés à l'évènement ne sont cependant pas les seuls changements d'activité qu'il est possible d'examiner à partir des signaux EEG. En effet ceux-ci sont également composés de différents patterns oscillatoires ou rythmes qui se distinguent les uns des autres par leur fréquence. Les oscillations corticales sont des fluctuations périodiques ou rythmiques de l'activité électrique du cerveau qui découle de la décharge synchronisée d'une large population de neurones, dirigée soit par des neurones de type pacemaker ou soit par l'interaction entre les différents neurones d'un même réseau (Singer, 1993).

Le nombre de neurones dont l'activité est synchronisée est directement relié à l'amplitude et inversement corrélé à la fréquence des oscillations (Lopes da Sila 2004). En fonction de leur fréquence, les rythmes cérébraux ont été divisés en bandes (figure 5): on distingue les oscillations delta qui ont une forte amplitude et faible fréquence (< 4 Hz), les thêta (4-7 Hz), les alpha (8-12 Hz), les bêta (13-35 Hz) et enfin les gamma qui ont une faible amplitude mais une fréquence élevée (> 35 Hz). L'étude de ces rythmes se fait en général par l'analyse des modulations de puissance en fonction du temps. La puissance st un indicateur de la prédominance d'un rythme donné au sein du signal EEG global. Par exemple, quand la puissance du rythme alpha est très élevé et celle des autres plus faible, le signal prend l'aspect d'une oscillation autour de 10Hz (Figure 5).

8. Le rythme bêta

Il y a plus de 50 ans, Jasper et Penfield (1949) ont mis en évidence le fait que la puissance des oscillations bêta est modulée durant l'exécution d'un mouvement volontaire. Typiquement, un mouvement volontaire est précédé par une diminution de puissance dans le bêta par rapport à une période de référence. Cette diminution a été définie comme étant une désynchronisation liée à un évènement (ERD, *event-related desynchronization*) qui, dans le cadre du mouvement volontaire correspond à l'initiation du mouvement. La puissance diminue jusqu'à un minimum pendant l'exécution du mouvement puis augmente subitement à la fin de ce mouvement en atteignant un niveau de puissance plus élevé que la période de référence, définie comme étant une synchronisation liée à un évènement (ERS, *event-related synchro*nization) qui correspond ici à l'arrêt du mouvement. Cette ERS est communément appelé « rebond bêta » (Figure 6). Dans la suite de ce travail, le terme « réponse canonique » fera référence à ce profil de modulation, c'est-à-dire la diminution graduelle de puissance suivie par un minimum durant le mouvement lui-même suivi par le rebond beta. Ces

variations de puissance ont été observés dans de nombreuses études impliquant différentes techniques d'enregistrement de l'activité cérébrale utilisée (Salmelin et al. 1995; Stancák & Pfurtscheller 1996; Alegre et al. 2003a; Szurhaj et al. 2003; Sochůrková et al. 2006; Gaetz et al. 2010; Nakagawa et al. 2011). La réponse canonique est également observée dans de nombreuses structures cérébrales avec néanmoins une prépondérance au niveau des régions sensorimotrices (*Sochůrková et al. 2006*).

La réponse canonique est altérée chez les patients qui présentent un trouble des fonctions motrices (Leocani & Comi 2006). De plus, une activité oscillatoire normale peut être restaurée chez des patients parkinsoniens traités par L-dopa ou par stimulation du noyau subthalamique (Devos & Defebvre 2006).

Bien que le lien entre le rythme bêta et le contrôle moteur soit aujourd'hui bien établi, la signification fonctionnelle de ce rythme est toujours débattue (Kilavik et al. 2012). En effet, la réponse canonique, typiquement liée à l'exécution d'un mouvement volontaire, peut-être observée lors de l'observation d'un mouvement réalisé par une autre personne ou durant l'imagination de celui-ci (Pfurtscheller & Solis-Escalante 2009). Une puissance minimale suivie d'un rebond peut également être évoqué lors de stimulations du nerf médian ou de stimulations tactiles (Salenius et al. 1997).

Jenkinson et Brown (2011) ont proposé que le rythme bêta est caractérisé par un polymorphisme fonctionnel. C'est-à-dire que plusieurs processus fonctionnels seraient en mesure de moduler la puissance du bêta à un temps donné. Par exemple, le rebond ne reflèterait pas un processus unique mais serait la résultante d'un ensemble de processus dont l'activité globale génère une augmentation de puissance du bêta (Kilavik et al. 2012). L'expérience que nous avons menée lors du stage s'inscrit dans ce cadre théorique et vise à comprendre plus en détail le lien entre activité bêta et les mécanismes liés au contrôle du mouvement.

Objectif de notre étude

La réponse canonique a été observée dans de nombreuses études et les modulations des différentes composantes de celle-ci sont très robustes. En effet, elles ne sont que très peu modulées par le contexte expérimental ou par la nature du mouvement à exécuter (e.g. flexion de l'index, du poignet, saisie d'objet, etc.) (Zaepffel et al. sous presse).

La réponse canonique s'étend sur environ 4 secondes pour un mouvement discret relativement rapide (< 1 s). La diminution graduelle de puissance précédant le mouvement (ERD) dure environ 2 secondes. Puis, un niveau minimal de puissance est maintenu tant que l'effecteur est en mouvement ou qu'une contraction musculaire varie en intensité (i.e. contraction isométrique). Enfin, après une latence d'environ 500 ms suivant la fin du mouvement, un rebond (ERS) est observé dont la durée est d'environ 1 seconde (Figure 6 ; Kilavik et al. 2012). Le décours temporel de ces modulations est donc relativement long, traduisant la mise en jeu de processus ayant une durée de réalisation importante. On peut dès lors se poser la question du devenir de la réponse canonique lors de mouvements discrets qui se succèdent rapidement dans le temps.

Dans cette situation, il est fort probable que les processus à l'origine du rebond, qui suit le mouvement, vont se chevaucher dans le temps avec les processus à l'origine de l'ERD liée au mouvement suivant. On peut alors se demander si l'amplitude du rebond bêta va diminuer graduellement au fur et à mesure que le délai entre les deux réponses diminue. Ce phénomène serait dû à une additivité des signaux, l'ERS et de l'ERD se compenseraient l'une l'autre. Une autre hypothèse suggère que des délais courts entre deux réponses motrices provoqueraient un phénomène de « gating » (Salenius,1999), induisant la disparition du rebond lorsque l'ERD est temporellement trop proche de l'ERS. Selon cette hypothèse, les processus liés à l'ERD altèreraient ceux liés au rebond provoquant ainsi sa disparition.

Enfin, si l'on part de l'hypothèse que l'ERD et l'ERS sont nécessaires au bon déroulement d'une séquence motrice donnée, nous pouvons également suggérer l'hypothèse d'une contraction temporelle de ces processus. En effet, il est possible que l'ERD et l'ERS présentent une latence et une durée plus faible se qui témoigneraient d'une adaptation des processus sous-jacents au raccourcissement des délais entre les deux réponses motrices.

L'expérience que nous avons menée consiste en une tâche motrice nécessitant une succession de flexions isométriques de l'index reposant sur un capteur de force. Le sujet faisait varier les délais entre deux réponses successives de façon aléatoire et volontaire. Le premier objectif était de sélectionner des réponses motrices isolées, c'est-à-dire sans réponses qui précède ou qui suit dans une fenêtre temporelle relativement longue afin de dégager un profil beta canonique. Le second objectif avait pour but l'analyse de la nature des modulations des profils canoniques en fonction de la durée du délai qui sépare deux réponses motrices successives. Les résultats ont été ensuite confrontés et discutés aux différentes hypothèses de départ.

Matériel et méthode

1. Principe de la tâche

La tâche consiste à poser son index sur un capteur de force et à exécuter un mouvement isométrique et discret sur celui-ci, en respectant des intervalles de temps aléatoires et variables entre chaque pulsion, durant une dizaine de séquences de trois minutes chacune.

2. Sujets

8 personnes (5 hommes et 4 femmes) ont donné leur accord pour participer à cette expérience. Ils ont tous affirmé verbalement être droitier et sans problèmes de santé pouvant interférer avec la tâche demandée. Les sujets, principalement des personnes qui travaillent à l'INT, ont tous été bénévoles. (Moyenne d'âge = 28 ans)

3. Dispositif

Les sujets, assis confortablement sur une chaise, ont leur avant-bras droit qui repose sur une table. Leur index reposait sur un capteur de force (Figure 7). Le dispositif était réglable afin que chaque sujet puisse trouver une position confortable, ce qui leur permettait de réaliser la tâche sans contraintes musculaires.

La force induite par la contraction volontaire du sujet était enregistrée grâce à un capteur de force EFE SB211TC et transmise à un indicateur de contrôle par cellule de pesage EFE Micro 101 préalablement calibré. Ce système était relié à un premier poste informatique où était installé le logiciel LabVIEW (National Instruments) qui permettait d'automatiser la tâche et d'en contrôler les paramètres sur un écran de contrôle (Figure 8). Ainsi, l'expérimentateur pouvait visualiser en temps réel les données comportementales enregistrées lors de l'exécution de la tâche. L'avantage de l'utilisation d'un capteur de force est qu'il permet un contrôle précis de la réponse comportementale et de faire en sorte qu'elle soit similaire d'un essai à l'autre.

Avant le début de l'expérience, les sujets ont étaient équipés d'un casque EEG de 64 électrodes (Biosemi, Inc) positionnées à la surface du scalp selon un système conventionnel (Figure 9). Les signaux EEG étaient échantillonnés à une fréquence de 1024 Hz. Une électrode externe a été utilisée pour l'enregistrement de l'électromyogramme (EMG) au niveau du fléchisseur de l'index.

L'EEG, consiste à mesurer le potentiel entre les électrodes "actives" et une référence. Autrement dit, le signal EEG ne reflète pas les propriétés électriques au niveau de l'électrode active mais la différence entre le site actif et celui de référence. L'électrode active est placée à proximité de la zone où l'on s'attend à des changements d'activité électrique alors que la référence est placée sur un endroit du corps sensé être électriquement neutre ou "inactif".

Le problème est qu'il n'existe pas de site totalement neutre. Le plus souvent la référence est une électrode posée sur un lobe de l'oreille ou une mastoïde. Nous avons utilisé cette dernière option.

Les données en sortie d'EEG étaient enregistrées par un deuxième poste informatique, relié au premier par une carte d'acquisition. Le logiciel LabVIEW permettait d'envoyer un signal de

synchronisation (« trigger ») sur les deux postes à l'instant précis où le sujet initie un appui avec son index. Ainsi, les triggers étaient enregistrés en temps réels et permettaient de faire la correspondance entre le signal comportemental et cérébral.

4. Tâche expérimentale

Les sujets avaient pour instruction de réaliser des flexions de l'index discrètes avec un temps de latence aléatoires entre deux pressions sur le capteur (Figure 10). L'intensité de la force devait être la même pour chaque essai. De plus, la tâche devait être réalisée les yeux fermés pour éviter la présence d'artefacts visuels dans le signal EEG. Avant la session d'enregistrement, les sujets testaient différentes conditions d'expérimentation afin d'être à l'aise dans la tâche. Les sujets devaient réaliser 12 blocs d'essais de trois minutes chacune dans lesquelles ils pouvaient faire autant d'appuis qu'ils le souhaitaient. La position de la main et du corps devait rester stable durant chaque bloc. Dans chacun de ses blocs, les sujets pouvaient se reposer et un retour verbal leurs était donné s'ils ne respectaient pas les instructions.

5. Procédure

L'expérience était divisée en deux sessions : une session d'entrainement, et une session d'enregistrement. Durant la session d'entrainement, les instructions concernant la tâche à effectuer étaient présentées au sujet. L'expérimentateur réalisait ensuite une démonstration et expliquait le type d'erreur à éviter afin que la tâche soit bien exécutée. Une fois que le sujet était "expert" dans la tâche, il était casqué pour procéder à la session d'enregistrement.

6. Analyse des données

Tous les essais qui présentaient des erreurs comportementales ont été exclus des analyses. D'une manière générale, que ce soit pour les données comportementales ou pour les données 'EEG, le traitement de celles-ci a été réalisé grâce au logiciel Matlab (Matlab Inc.) qui permet d'analyser les données et de créer un script de programmation personnalisé afin d'automatiser les différents traitements décrits ci-dessous (Figure 11).

7. Données comportementales

Dans un premier temps, les différentes réponses comportementales de l'ensemble des sujets ont été triées. En effet, au cours de l'expérience et malgré la consigne, les sujets ont parfois effectué des mouvements rythmiques, c'est-à-dire des mouvements séparés par un délai qui ne varie pas ou très peu. Ces mouvements ne peuvent pas être considérés comme des mouvements volontaires discrets et nous avons donc pris soin de ne pas les intégrer dans les analyses.

Les réponses comportementales ont été également triées en fonction de l'amplitude de la force exercée sur le capteur afin de contrôler ce facteur.

Chaque triggers correspond au moment de l'initiation de l'appui sur le capteur. Ils ont ainsi été utilisés comme points de référence pour définir une fenêtre d'analyse, en l'occurrence, 3 s de par et d'autre du trigger. Chaque essai est donc représenté dans une fenêtre de 6 s. Pour obtenir un profil

beta canonique (dont la durée totale s'étend sur environ 4 s, voir plus haut) une seule réponse motrice devait donc apparaitre au centre de la fenêtre d'analyse (Figure 12). Par la suite nous avons sélectionnés des fenêtres de temps plus réduites afin d'observer les modulations du profil canonique lorsque les mouvements étaient rapprochés..

Pour chaque fenêtre temporelle nous avons réalisé la moyenne des essais similaires, c'est-à-dire ceux se rapportant à une fenêtre de force et une fenêtre temporelle identique (Figure 13) afin de réaliser un grand moyennage à travers nos 9 sujets.

8. Données électro-physiologiques

Le signal EEG a été analysé dans une fenêtre temporelle de 6 secondes (comme pour le traitement des données comportementales). Une ligne de base (lb) a été définie pour chaque électrode et pour chaque séquence, celle-ci correspondant à la moyenne du signal EEG sur toute la fenêtre d'analyse.

Le signal EEG a également été filtré entre 15 et 25 Hz grâce à un filtre passe-bande de type « butterworth ». L'étape de filtrage permet d'isoler les oscillations bêta spécifiques du mouvement volontaire et qui font l'objet de ce stage.

Par la suite, les données EEG ont été mises au carré selon la méthode de Pfurtsheller (Pfurtscheller & Lopes da Silva 1999). Puis, la ligne de base a été retranchée et divisé par lb*100 afin d'obtenir nos ERD/ERS exprimés en pourcentage de modulation par rapport à la lb.

Résultats

1. Réponses comportementales

La figure 14A illustre plusieurs réponses comportementales successives typiquement obtenues au cours d'un bloc d'essais. Ces résultats montrent que les sujets ont suivi les instructions, à savoir réaliser des pressions isométriques discrètes en les espaçant d'un délai variable. Après triage, l'ensemble des réponses comportementales ont une amplitude comprise entre 0,7 et 0,9 V soit une pression allant de 1 .75N à 2.25N sur le capteur de force. La figure 14A montre deux exemples de réponses canoniques comportementales qui ne sont donc ni suivies ni précédées par une autre réponse dans un délai inférieur à 3 s.

Les délais entre chaque pression varient entre 0.5 et 10 s (Figure 14B). La répartition de ces délais est relativement équilibrée. Cette homogénéité était recherchée afin d'avoir un nombre d'essais suffisant pour l'étude des différents délais qui séparent deux réponses motrices successives.

La figure 14C montre un exemple de réponse comportementale canonique typique dont nous nous sommes servis afin d'obtenir, dans une fenêtre d'analyse similaire, les modulations de puissance du bêta associé à ce type de mouvement.

2. Réponse canonique et variabilité entre les sujets

Une fois que les réponses comportementales canoniques ont été identifiées, nous avons extrait les signaux EEG correspondant à l'activité beta que nous avons moyennée pour chaque sujet. La figure 15 illustre les modulations moyennes de puissance pour trois sujets. Pour chaque sujet, un profil canonique a pu être obtenu : une diminution graduelle de puissance (ERD) précède l'initiation du mouvement (indiqué par le trigger), la puissance est minimale durant le mouvement suivit du rebond après la fin de ce dernier. Le décours temporel de l'ERD varie en fonction des sujets et de l'électrode considérée. Chez le sujet 1, par exemple, la désynchronisation est beaucoup plus brutale et rapide que pour les autres sujets. L'ERD du sujet 3 commence bien avant celle des autres sujets, 2 secondes avant l'initiation du mouvement. Cette phase correspond à la phase de préparation du mouvement qui est variable entre chaque sujet.

L'électrode C3 est située au-dessus de la zone corticale dédiée au contrôle de la main. Cz et C3 font parties des électrodes d'intérêts lorsqu'on étudie le mouvement volontaire puisqu'elles se situent au niveau de différentes régions motrices (M1, SMA). Nos résultats montrent que l'ERD est similaire pour Cz et C3. En revanche une grande variabilité caractérise le rebond non seulement entres les différents sujets pour une électrode donnée (Figure 15B), mais également entre les deux électrodes d'intérêts (Figure 15A). En effet, sur la figure 15B on peut voir que le sujet n°3 présente un rebond qui dépasse la ligne de base de 60%, tandis que pour les autres sujets, il est inférieur à 30%. Les causes de cette variabilité sont diverses et seront discutées à la fin de ce mémoire.

3. Grand moyennage

Nous avons ensuite réalisé un grand moyennage à travers nos neufs sujets(Figure 16), afin de visualiser une réponse canonique plus représentative que celles propres à chaque sujet. Un intérêt du moyennage est de faire ressortir les phases d'ERS et d'ERD en supprimant la variabilité qui existe entre les sujets. Cette méthode est discutable dans la mesure ou en moyennant à travers nos sujets nous perdons de l'information, mais il permet d'évaluer la tendance globale des modulations de puissance en lien avec un mouvement discret isolé (i.e. réponse comportementale canonique). La figure 16 montre qu'en moyenne l'ERD débute 1,5 secondes avant le début du mouvement. Le pic de l'ERD correspond à l'appui sur le capteur suivi par le rebond dont l'amplitude est supérieure à celle de la ligne de base. Le retour à la ligne de base se fait environ deux secondes après l'ERS, soit 2,5 secondes après la fin du mouvement. On observe également un phénomène de désynchronisation juste après le rebond, en effet le retour à la ligne de base n'est que transitoire.

4. Modulation de l'ERS lorsqu'on a deux mouvements successifs

Le profil canonique du bêta est robuste, nos résultats correspondent à ceux établis dans la littérature. Ces modulations peuvent à présent servir de point de comparaison pour évaluer l'effet d'un raccourcissement des délais entre deux réponses successives. La figure 17A montre ce qu'il se passe chez un sujet lorsqu'il effectue un mouvement volontaire suivi d'un autre dans un délai de 1500ms. Afin d'obtenir un nombre d'essais suffisant pour nos analyses, ces mouvements ont été sélectionnés sans tenir compte de la durée de l'intervalle avec la réponse qui précède le mouvement. Ainsi, l'analyse ne portera pas sur la désynchronisation qui concerne des intervalles de temps variables. En effet seule la partie de droite est représentative de la modulation existante lorsqu'un mouvement est suivi par un autre.

Concernant le rebond, la figure 17A démontre qu'il présente un profil plus caractéristique lorsqu'il provient d'une réponse comportementale canonique que lorsque deux mouvements discrets se succèdent. Il apparait clairement que l'amplitude du rebond est modifiée lorsque les deux mouvements s'enchainent. Chez ce sujet, le rebond est non seulement modulé, c'est-à-dire qu'il est différent du rebond provenant de la réponse canonique, mais également plus transitoire. En effet, tandis que le rebond canonique prend fin 2 secondes après la fin du mouvement, le rebond modulé est moins long et semble se terminer en moyenne une 1.5 secondes après la fin du mouvement. De plus, l'amplitude du rebond pour un délai de 1500ms est plus importante que celle du rebond canonique. En moyenne il est 20% plus fort que celui provenant d'une réponse canonique. Ce phénomène a été observé chez plusieurs sujets et on le retrouve au grand moyennage (Figure 17B). De manière générale, l'ERS est donc modulée lorsque l'intervalle de temps entre deux mouvements se raccourcit, ce qui intensifie les hypothèses, liées au rôle fonctionnel de l'ERS, évoquées dans l'introduction et dont nous pourrons discuter plus bas.

5. Modulation de l'ERD lorsqu'on a deux mouvements successifs

La figure 18 met en évidence la modulation de la désynchronisation lorsque deux réponses comportementales se suivent avec un délai de 1500 ms. En suivant un principe similaire à l'analyse du rebond, afin d'obtenir un nombre d'essais suffisant pour nos analyses, ces mouvements ont été sélectionnés sans tenir compte de la durée de l'intervalle avec la réponse qui suit le mouvement. Ainsi, l'analyse ne portera pas sur la synchronisation, qui ici concerne des intervalles de temps variables. La partie de droite représentant le rebond n'est donc pas exploitable. La désynchronisation apparait moins importante, soit plus faible et plus lente lorsqu'on a deux mouvements successifs. Alors que l'ERD de la réponse canonique, en moyenne est visible 1,5 secondes avant le début du mouvement, celle-ci est fortement modulée lorsqu'elle est précédée d'un second mouvement. L'ERD débute 200ms avant l'initiation du mouvement et semble n'avoir pas le temps nécessaire pour son développement, comparé à l'ERD de la réponse canonique.

Discussion

L'expérience que nous avons menée consiste en une tâche motrice nécessitant une succession de flexions isométriques de l'index. Le sujet faisait varier les délais entre deux réponses successives de façon aléatoire et volontaire. Le premier objectif était de sélectionner des réponses motrices isolées et de dégager un profil bêta canonique. Le second objectif avait pour but l'analyse de la nature des modulations des profils canoniques en fonction de la durée du délai qui sépare deux réponses motrices successives. Les résultats obtenus ont permis d'une part de dégager cette réponse canonique (Figure 16) et d'autre part de visualiser la modulation des différentes composantes (ERD et ERS) lorsque deux mouvements se succèdent. En effet, tandis que la Figure 17A a mis en évidence l'expression réduite de l'ERS, la Figure 18 a montré que l'ERD était également modifiée en présence d'un mouvement survenant dans un délai plus court (1500ms).

La littérature relative à la modulation du rythme bêta au cours d'un mouvement volontaire s'accorde à dire que celui-ci est un phénomène robuste. En effet, avant la réalisation du mouvement et après celui-ci, on retrouve des événements transitoires de synchronisation et de désynchronisation de l'activité cérébrale. A travers notre étude, l'étude des différentes modulations qui peuvent survenir au cours d'un mouvement volontaire a pu être réalisée et la réponse canonique visualisée (Figure 16). Celle-ci présente deux évènements : une ERD (*event related desynchronization*) intervenant 1,5 secondes à 2 secondes, avant le mouvement, et une ERS (*event related synchronization*) plus généralement qualifiée de rebond bêta, qui est un phénomène transitoire d'une durée moyenne de 2 secondes. Cette première observation permet de mettre en évidence que les composantes du rythme bêta lors d'un mouvement volontaire est très peu modulée par le contexte expérimental ou par la nature du mouvement réalisé. En effet, nous obtenons une réponse assez similaire à celle déjà observée lors de la réalisation de précédentes études (Kilavik et al.2012).

Au vu de l'aspect temporel relativement long des différents processus composant la réponse canonique et intervenant lors de la réalisation d'un mouvement volontaire, il était légitime de se demander comment ceux-ci allaient se comporter lors de la réalisation de mouvements dans un intervalle de temps plus court. Il apparait clairement que le rebond bêta est fortement modulé, et qu'il s'exprime mais de manière plus transitoire. Pour cela, le rebond bêta présente une puissance plus élevé que celle engendrée par un rebond bêta d'une réponse isolée. Malheureusement, les résultats ne sont pas suffisants pour valider l'hypothèse de « gating » ou d'additivité des deux composantes ERD/ERS. Néanmoins, il est intéressant de constater que la modulation de l'ERD (Figure 18) est similaire à celle perçue pour l'ERS, ce qui laisserait envisager que les deux composantes réagissent de la même manière. Or, si on part de l'hypothèse que l'ERD et l'ERS sont représentatifs de processus fonctionnels lors d'une réponse motrice, on peut penser que l'enchainement de mouvements, dans un délai plus court, provoque un chevauchement de ses deux processus. Enfin, si la réponse canonique obtenue dans cette étude est similaire à celles que l'on peut retrouver dans la littérature, il semble important de ne pas forcer cette comparaison. En effet, le protocole mis en place

s'avère différent d'un point de vue physiologique puisque le mouvement volontaire qui est réalisé par les sujets n'est pas le même. Par exemple, nous ne pouvons pas tirer d'enseignements importants quant aux différences survenant durant la réponse canonique vis-à-vis de celles obtenues lors d'un mouvement de saisie car les structures cérébrales sous-tendant l'activité musculaire ne sont tout simplement pas les mêmes. Par contre, l'intérêt réside dans le fait que la présence d'une réponse canonique semblable pour différents types de mouvements suggère que celle-ci est représentative d'un processus neuronal commun parmi tous les mouvements.

A travers même la variabilité qui existe entre les différentes réponses canoniques dans la littérature il existe une variabilité importante, celle-ci se manifestant entre les différents sujets. En effet, l'observation de différentes composantes de notre réponse canonique, que ce soit pour l'ERD ou pour l'ERS (Figure 15A) suggère que ses éléments sont modulés à travers les sujets. Les facteurs pouvant influencés les deux évènements sont nombreux. En effet, chaque personne est différente, et de ce fait n'a pas une organisation cérébrale similaire en tout point. Il est donc possible que l'ensemble de nos sujets, rien que par la variabilité qui existe au niveau de la forme du crâne, engendrent les différences que l'on observe au niveau de l'activité cérébrales. Le placement des électrodes peut également être source de variabilité si l'on suppose que les cerveaux ne sont pas identiques d'un sujet à l'autre. Cette hypothèse permettrait d'expliquer que certains sujets ne produisent pas, ou très peu d'oscillations bêta, mais aussi que les différentes composantes ne peuvent pas être visualisées. Par exemple, certains sujets présentaient un ERS mais pas d'ERD, tandis que d'autres sujets ne présentaient pas d'ERS. L'absence de rebond et la présence de l'ERD montre bien ici que c'est un ensemble de processus qui est à l'origine des différentes composantes.
Mais cette variabilité ne semble pas liée à un facteur spécifique. En effet, que ce soit via la méthode d'enregistrement ou plus simplement à la différence perçue chez l'Homme et le singe, il semblerait que la variabilité soit la résultante d'un ensemble de facteurs, plutôt que spécifique à un seul d'entres eux.

L'expérience qui a été menée tout au long de ce stage constitue des pré-tests solides afin de continuer celle-ci. Bien que les résultats déjà analysées soient interprétables, l'étude n'a pas pu être réalisée dans son ensemble. En effet, par faute de temps essentiellement, l'analyse de nouveaux délais plus court n'a pas été retranscrite. Il serait intéressant de voir si le raccourcissement de l'intervalle de temps entre deux mouvements provoquerait l'abolition complète du rebond bêta, celui-ci n'ayant pas le temps de s'exprimer. De plus, plusieurs parties du protocole mériteraient d'être modifiés. Par exemple nous avons sélectionné une fenêtre temporelle de 6 secondes lors de l'isolation de nos réponses canoniques. Sur le Figure 15A on voit que le sujet n°1 et le sujet n°2 ne possèdent pas de retour à la ligne de base après le rebond dans le bêta. On peut se demander si le mouvement suivant n'influence pas le retour à la ligne de base et ne provoque pas déjà une ERD caractéristique du prochain mouvement. La question pourrait être résolue en augmentant tout simplement la fenêtre temporelle lors de l'isolation de nos réponses canoniques. Un délai de 8 secondes devrait être suffisant pour que la désynchronisation du mouvement suivant n'influe pas sur le retour à la ligne de base.

Il existe également des facteurs très simples qu'il serait important d'approfondir plus particulièrement, tels que le sexe du sujet ou son âge. En effet, certaines études ont démontrées que la puissance dans le bêta pouvait être modulée en fonction de l'âge de la personne qui les produit. Généralement, la puissance dans le bêta est corrélée avec les années. De plus, aucune étude n'a été réalisée sur l'influence du sexe sur la modulation des oscillations bêta. Le facteur de la force induite dans le mouvement par le sujet, semble avoir un lien avec l'obtention d'une réponse canonique plus simple. En effet, les sujets qui appuyant sur le capteur avec moins de force et moins de tranchant semblent avoir une réponse canonique plus complexe. L'ERD et l'ERS semblent moins reconnaissables.
L'expérience ayant été réalisée les yeux fermés, ils seraient également intéressant de répéter celle-ci mais en demandant au sujet de fixer un point. En effet, il est possible que les oscillations alpha présentes lors d'un état de relaxation, influencent et polluent les oscillations bêta obtenues.

Très peu d'études ont déjà été réalisées sur la modulation des patterns spécifiques composant la réponse canonique lors deux mouvements rapprochés. De ce fait, les hypothèses qui accompagnent l'ERD et l'ERS sont difficiles à confirmer. Grâce à notre étude, il s'avère que le rebond bêta semble être modulé, tant en puissance qu'en durée. En effet, il est possible que le rebond bêta soit déjà influencé par le phénomène d'ERD qui suit le mouvement d'après et n'ait pas le temps nécessaire pour s'exprimer comme lors d'une réponse canonique. Ainsi, la seule façon qu'il aurait de survivre serait d'être plus fort et de subir une désynchronisation plus brutale (Figure 17B).
De la même façon, l'étude du comportement de l'ERD lorsqu'un mouvement précède celle-ci permet de voir que la désynchronisation est modulée. Elle est plus brutale et moins forte dans le cas de deux mouvements succincts.

Enfin il serait intéressant de réaliser la même expérience lors de l'éxécution de mouvements automatiques et non volontaires afin de comparer la réponse canonique obtenue et les modulations survenant sur les différentes composantes avec la réponse canonique obtenue lors de la réalisation de mouvements volontaires. Cela permettrait d'observer la différence qui existe au niveau des processus neuronaux mis en jeux au cours de ces deux phénomènes.

Bibliographie

Buzsaki, G., Watson, BO., 2012. Brain rythms and neural syntax: implications for efficient coding of cognitive content and neuropsychiatric disease. Dialogues Clin Neurosci.

Chung, SS., Gevins, A., 2002. Task-related EEG and ERP changes without performance impairment following a single dose of phenytoin. Clin Neurophysiol.

Confais, J., Kilavik, BE., 2012. On the anticipatory precue activity in motor cortex. J Neurosci.

Devos, P., Defebvre, L., 2006. Functional data analysis for gait curves study in Parkinson's disease. Stud Health Technol Inform.

Haggard, P., Kitanodo, K., 2005. The brain's fingers and hands. Psychophysiology.

Hari, R., Salmelin, R., 1997. Magnetoencephalographic cortical rythms. Int J Psychophysiol.

Johansson, RS., Flanagan, JR., 2009. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. Clin Neurosci.

Leocani, L., Comi., G., 2006. Movement-related event-related desynchronization in neuropsychiatric disorders. Prog Brain Res.

Lopes da Silva, F., 2004. Functional localization of brain sources using EEG and/or MEG data: volume conductor and source models. Magn Reson Imaging.

Pfurtscheller, G., Solis-Escalante, T., 2009. Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a "brain switch"?. Clin Neurophysiol.

Rizolatti, G., Luppino, G., 2001. The cortical motor system. News Physiol Sci.

Salmelin, R., Kajola, M., 1995. Functional segregation of movement-related rhythmic activitu in the human brain. Neuroimage.

Salenius, S., Portin, A., 1997. Cortical control of human motoneuron firing during isometric contraction. J Neurophysiol.

Schnitzler, A., Salenius, S., 1997. Involvement of primary cortex in motor imagery: a neuromagnetic study. Neuroimage.

Singer, I., Adams, L., 1993. Potential hazards of fixed fain sensing and arrhythmia reconfirmation for implantable cardioverter defibrillators. Pacing Clin Electrophysiol.

Solis-Escalante,T.,Pfurthscheller, G., 2012. Cue-induced beta rebound during withholding of overt and covert foot movement. Clin Neurophysiol.

Spinks, R.L., Brochier, T ., 2008. Selectivity for grasp in local field potential and single neuron activity recorded simultaneously from M1 and F5 in the awake macaque monkey. J. Neurosci. 28

Picard, N., Strick, PL., 2001. Imaging the premotor areas. Neurosci.

Zaepffel, M., Brochier, T., 2012. Planning of visually guided reach-to-grasp movements: interference from reaction time and contingent negative variation (CNV). Psychophysiology.

Bilan personnel

Durant la période de recherche du stage, j'ai eu l'occasion de cibler assez rapidement le laboratoire dont je voulais intégrer l'équipe. Après quelques courriers, j'ai eu l'occasion d'échanger longuement avec mon directeur de stage et de me familiariser avec le projet dont j'ai eu la charge quelques mois plus tard. Grâce à ses explications et à mes recherches bibliographiques, je me suis familiarisé avec le domaine des neuroscience cognitives et plus précisément celui des oscillations bêta. J'ai donc pu rapidement prendre mes marques à mon arrivée dans le laboratoire d'accueil.

J'ai eu la chance de voir ce qu'est la démarche scientifique dans sa globalité : de l'installation d'une plateforme expérimentale à la conception et la mise en œuvre d'un programme informatique permettant le traitement et l'analyse des données. J'ai également eu l'occasion de participer aux réflexions épistémologiques, méthodologiques et théoriques liées à la tâche.

Travailler en autonomie m'a beaucoup apporté, cela m'a amené à me questionner et à m'intégrer dans ce projet à 100%. De plus, j'ai pu constater que l'autonomie est un atout considérable dans la démarche expérimentale. Même si l'autonomie a été centrale lors de mon stage, le travail d'équipe était également présent. La vie sociale du laboratoire m'a surpris par son abondance et sa générosité. En effet, entre le « Journal club », les « Réunions d'équipe » et les conférences, j'ai pu me faire une idée relativement précise du travail de chercheur.

Ce stage a donc été une expérience très enrichissante, j'ai appris à maitriser la technique de l'EEG et à traiter des données expérimentales par moi-même en concevant mes propres outils d'analyse. De plus, partir pour Marseille, qui était pour moi une ville inconnue, m'a également permis d'avoir une vision plus objectives des différents modes de fonctionnement du monde de la recherche dans le pays et m'a permis de prendre les contacts nécessaires afin de poursuivre mes études dans ce domaine.

Résumé

Bien que le lien entre le rythme bêta et le contrôle moteur soit aujourd'hui bien établi, la signification fonctionnelle de ce rythme est toujours débattue. En effet, la réponse canonique, obtenue grâce à la technique d'électroencéphalographie, est typiquement liée à l'exécution d'un mouvement volontaire, et peut-être observée lors de l'observation d'un mouvement réalisé par une autre personne ou durant l'imagination de celui-ci

L'expérience que nous avons menée consiste en une tâche motrice nécessitant une succession de flexions isométriques de l'index reposant sur un capteur de force. Le sujet faisait varier les délais entre deux réponses successives de façon aléatoire et volontaire. Le premier objectif était de sélectionner des réponses motrices isolées, c'est-à-dire sans réponses qui précède ou qui suit dans une fenêtre temporelle relativement longue afin de dégager un profil beta canonique grâce à la technique d'électroencéphalographie. Le second objectif avait pour but l'analyse de la nature des modulations des profils canoniques en fonction de la durée du délai qui sépare deux réponses motrices successives. Nous avons pu mettre en évidence que le rythme oscillatoire bêta et les différentes composantes à l'intérieur de celui-ci étaient fortement modulées lors de la réduction des intervalles de temps entre deux mouvements.