

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE UNIVERSITE MOULOU D MAMMERI, TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

Mémoire de fin d'études

*En vue de l'obtention du grade de **Master en Electronique***

Option : Electronique Biomédicale

Thème :

**Interface Cerveau-Machine (ICM) :
Contrôle d'un appareil par la pensée**

Proposé par :

Pr. S.Haddab

Présenté par :

FODIL Yacine

Année universitaire : 2015 - 2016

Dédicaces

Je dédie ce mémoire aux membres de ma famille, qui ont toujours cru en moi, et qui m'ont constamment encouragé à persévérer dans mes études, car disent-ils, le savoir est la clé de la réussite.

Je dédie aussi ce mémoire à Laetitia MOUHEB, pour son immense soutien ainsi que son aide grandement appréciée.

Remerciements

Je voudrai exprimer ma profonde gratitude et mes remerciements les plus sincères à mon promoteur, monsieur **HADDAB Salah**, Professeur à l'UMMTO, pour avoir dirigé mon travail et m'avoir fourni les orientations nécessaires à l'aboutissement de cette modeste recherche.

Je tiens à remercier, le Professeur **LAGHROUCHE Mourad**, pour avoir accepté la présidence du jury.

Je souhaite adresser mes remerciements à :

Monsieur **OUALLOUCHE Fethi**, et **LAZRI Mourad** pour avoir accepté de faire partie du jury et d'examiner ce modeste mémoire.

Je tiens également à remercier monsieur **L. BOUNOUS**, directeur de l'hôpital psychiatrique « Fernane Hanafi » d'Oued-Aissi, pour m'avoir autorisé à effectuer mon stage dans l'établissement qu'il dirige, ainsi que monsieur **MANSEUR Mokrane**, le manipulateur EEG qui m'a gentiment accueilli dans la salle d'examen EEG où j'ai pu effectuer mes expériences.

Je tiens à remercier **ZERROUKI Fodil**, pour avoir examiné mon travail.

Je remercie aussi monsieur **Kati Samir** qui m'a fourni les composants nécessaires à la réalisation de mon projet.

Je remercie les membres de ma famille, **FODIL Sadek**, **El Kaissa**, et **Liasmine** ainsi que mes amis **Laetitia et Lynda MOUHEB**, **Ouafi BOUAFIA**, et **Tarik KROUBI**, ainsi que tous ceux qui m'ont soutenu lors de la préparation de ce mémoire.

Je remercie également le Dr **S. BRACHMI née BRAHIMI** spécialiste en neurologie, pour m'avoir généreusement offert un EEG.

Table des matières

Introduction générale.....	1
-----------------------------------	----------

CHAPITRE 1 – INITIATION AUX INTERFACES CERVEAU-MACHINE

1.1 Introduction	3
1.2 Historique de l'Interface Cerveau-Machine.....	4
1.3 Etude des Interfaces Cerveau-Machine.....	5
1.3.1 Constituants d'une ICM	5
1.3.2 Principe de fonctionnement d'une ICM	6
1.3.3 Différents types d'interface Cerveau-Machine.....	7
1.3.4 Brain switch.....	8
1.3.5 Event Related Desynchronisation/Event Related Synchronisation	9
1.4 Etudes des électrodes utilisés dans les ICM.....	9
1.4.1 Définition d'une électrode	9
1.4.2 Méthodes de mise en place	10
1.5 Domaines d'application médicale des ICMs.....	12
1.6 Conclusion.....	18

CHAPITRE 2 – L'ELECTROENCEPHALOGRAPHIE

2.1 Introduction.....	20
2.2 Historique et évolution de L'EEG.....	20

2.3 Principe d'acquisition du signal EEG.....	21
2.3.1 Amplification.....	22
2.3.2 Filtrage.....	23
2.4 Principaux rythmes chez un sujet normal.....	24
2.5 Bruit/Artefact.....	27
2.6 Les différentes dérivations possibles.....	29
2.6.1 Types de dérivations.....	29
2.6.2 Placement des électrodes.....	30
2.7 Notions anatomique et physiologiques du système nerveux.....	33
2.7.1 Définition du système nerveux	33
2.7.2 Fonctions du système nerveux	34
2.7.3 La transmission nerveuse	35
2.8 L'encéphale.....	37
2.8.1 Les aires motrices du cerveau.....	37
2.9 Conclusion.....	42

CHAPITRE 3 – Application au contrôle d'un moteur par la pensée

3.1 Introduction.....	43
3.2 Objectifs.....	43
3.3 Préparation du sujet.....	44
3.4 Méthodes utilisées lors de l'enregistrement.....	47
3.4.1 Méthodes régulières utilisées par le technicien.....	47
3.4.2 Méthodes proposées.....	48
3.5 Problèmes rencontrés.....	49
3.6 Réaction en temps réel sur l'enregistrement	50
3.6.1 Conclusion.....	59

3.7 Organigramme du traitement du signal EEG avec Matlab.....	59
3.8 Description du programme.....	63
3.9 Etude du tracé sue Matlab.....	65
3.10 Commande du moteur par Arduino.....	66
3.11 Perspectives.....	68
3.12 Conclusion.....	69
Conclusion générale.....	70

Table des abréviations et acronymes

EEG : Electroencéphalogramme

ICM : Interface Cerveau-Machine

ECoG : Electrocorticogramme

SLA : Sclérose Latérale Amyotrophique

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

ERD : Event Related Desynchronisation

ERS : Event Related Synchronisation

TTD : Thought Translation Device

RAV : Réaction D'Arrêt Visuel

HPN : Hyperpnée

SLI : Stimulation Lumineuse Intermittente

Liste des figures

Figure 1 : Aperçu d'une Interface Cerveau Machine	3
Figure 2 : Historique sur le développement de l'Interface Cerveau-Machine.....	4
Figure 3 : Les différentes étapes d'une Interface Cerveau-Machine.....	5
Figure 4 : Electrodes cupules	10
Figure 5 : Electrodes tampon	10
Figure 6 : Electrodes aiguille	10
Figure 7 : Type d'électrodes non invasive	10
Figure 8 : ICM invasive.....	11
Figure 9 : ICM partiellement invasive.....	12
Figure 10 : Electrode neurotrophique utilisée dans les ICM partiellement invasive.....	12
Figure 11 : Matrice du p300 speller.....	13
Figure 12 : L'interface TTD.....	14
Figure 13 : Interface Hex-o-Spell dans les différentes phases de la sélection d'un caractère.....	15
Figure 14 : fauteuil roulant commandé par la pensée.....	16
Figure 15 : représentation du principe de commande du fauteuil.....	16
Figure 16 : : commande d'une prothèse par la pensée.....	17
Figure 17 : Machine EEG.....	21
Figure 18 : Application d'un filtre sur un électroencéphalogramme.....	24
Figure 19 : Rythme alpha.....	25

Figure 20 : Rythme bêta	26
Figure 21 : Rythme thêta	26
Figure 22 : Rythme delta	27
Figure 23 : Artefact présent sur tracé EEG	27
Figure 24 : Artefact oculaire	28
Figure 25: : Les dérivations	30
Figure 26 : Emplacement des électrodes suivant le système 10-20%	30
Figure 27: Placement des électrodes sur la ligne médiane	31
Figure 28: Emplacement des électrodes sur la ligne transverse	31
Figure 29: Emplacement des électrodes latérales	32
Figure 30: Emplacement des électrodes F3 et F4	32
Figure 31: Emplacement des électrodes P3 et P4	33
Figure 32: La bicouche lipidique	35
Figure 33: Les aires fonctionnelles du cerveau	37
Figure 34 : illustration du gyrus	38
Figure 35: Lobes et circonvolutions de l'hémisphère cérébral gauche	39
Figure 36 : Circonvolutions de la face externe du cerveau	40
Figure 37 : Circonvolutions de la face inférieure du cerveau	41
Figure 38 : Sujet avec casque EEG	44
Figure 39 : Emplacement des électrodes	44
Figure 40 : Application de la pâte conductrice	45
Figure 41 : Sujet allongé sur le lit avant les tests, avec casque branché sur à la boîte têtère	45
Figure 42: Etapes de préparation du sujet	46
Figure 43 : Enregistrement du tracé EEG	47
Figure 44 : Artefact important lors de l'examen	50
Figure 45 : Tracé test yeux ouverts / fermés	51
Figure 46: Tracé du test SLI yeux ouverts	52
Figure 47: Tracé du test SLI yeux fermés	53

Figure 48 : <i>Tracé obtenu lors de la remémoration Y.F</i>	54
Figure 49 : <i>Tracé obtenu lors de la remémoration yeux ouverts</i>	55
Figure 50 : <i>Tracé obtenu avec les calculs</i>	56
Figure 51 : <i>Tracé de la contraction du biceps</i>	57
Figure 52 : <i>tracé de l'imagerie motrice</i>	58
Figure 53: <i>Interface d'accueil de MATLAB</i>	60
Figure 54 : <i>Organigramme du programme utilisé</i>	62
Figure 55 : <i>Programme utilisé sur Matlab</i>	65
Figure 56 : <i>Tracé obtenu sur l'électrode F7</i>	65
Figure 57 : <i>fréquences obtenues sur un intervalle quelconque du signal – présence de fréquence « Mu »</i>	66
Figure 58 : <i>Schéma électronique de la commande du moteur</i>	67
Figure 59 : <i>Montage réalisé en pratique</i>	67

Introduction générale

Depuis son apparition, l'homme a utilisé son ingéniosité pour assouvir des besoins vitaux en utilisant habilement les ressources qui l'entouraient afin de créer les outils nécessaires à sa survie tels que les couteaux, scies, lances...etc. Cette technologie primitive a eu, un peu plus tard, pour vocation d'éliminer les gênes quotidiennes et répétitives dont l'invention de la roue est un bon exemple d'outil ergonomique et fonctionnel.

De ce principe d'innovation et de transformation de la nature, l'homme a créé la technologie moderne telle que nous la connaissons et au fil du temps, les études et les découvertes ont permis de développer des technologies toujours plus pointues aboutissant à des outils d'assistance à l'être humain. Plus récemment, l'association de la médecine et de la technologie a joué un rôle important dans la palliation aux défaillances organiques ou dans le remplacement d'organes, ou encore comme support à une fonction corrompue du corps. Si nous devons retracer les phases d'évolution de la technologie en médecine, nous l'illustrerons par un exemple, celui de la prothèse basique composée de deux branches pour soutenir une jambe non fonctionnelle, qui a évolué vers la béquille, puis, avec l'avancement de la technologie vers les prothèses ayant la forme du membre défaillant pourvue de toutes ses fonctionnalités.

Les prothèses bioniques ont vu le jour il y a de cela quelques années, ce sont des prothèses ayant pour forme le membre manquant ou défaillant, munies d'articulations et de cartes électroniques leur permettant de faire articuler les mouvements basiques du membre corrompu. Il existe d'autres sortes de prothèses, parmi lesquelles nous pouvons citer le pacemaker qui a retenu notre attention pour la raison suivante : Il assure la génération de pulsations électriques pour donner le rythme cardiaque qui est une fonction moteur.

Assurer le passage des pulsions électriques vers une fonction moteur, est le principe qui a inspiré notre problématique. En effet, nous nous sommes demandé, s'il serait possible de commander un objet à partir d'une pensée ? Car la pensée n'est rien d'autre qu'une activité cérébrale qui est elle-même issue de l'activité électrique d'un réseau de neurones.

Dans ce cadre, notre rapport est structuré comme suit :

Dans le premier chapitre, nous avons étudié les Interfaces Cerveau-Machine qui sont l'outil de liaison entre un signal électrique et la fonction moteur correspondante avec l'objectif de tenter d'élaborer une interface qui nous permettrait de mettre en œuvre notre travail. Nous nous sommes inspiré des travaux déjà réalisés par Vidal, Wolpaw, Berger, et d'autres chercheurs pour donner un cadre théorique à notre démarche. Ces travaux nous ont permis d'entreprendre une expérimentation au sein de l'hôpital psychiatrique Fernane Hanafi à Oued-Aissi, Tizi-Ouzou.

Le second chapitre porte sur l'étude du principe de fonctionnement de l'électroencéphalographe ainsi que les notions anatomiques et physiologiques sur lesquelles est basée notre recherche.

Dans le troisième chapitre, nous aborderons la partie expérimentale, qui consiste à effectuer différents tests sur un sujet volontaire, dans le but d'exploiter les résultats obtenus afin de commander un moteur par le biais de la pensée.

Chapitre 1

Initiation aux Interfaces

Cerveau-Machine

1.1 Introduction

On nomme Interface Cerveau-Machine (ICM), tout système permettant d'établir un canal de communication direct entre un cerveau et une machine sans avoir recours à la voie musculaire ou à une autre interface de commande. Cette technique permet d'exploiter les signaux émis par le cerveau lors d'une activité spécifique sous forme d'ondes cérébrales captées par une carte d'acquisition puis traitées, classées et, enfin, traduites sous forme de signal de commande pour la machine (figure 1).

Ce concept a vu le jour afin de palier à des dysfonctionnements moteurs du corps humain, suite à une maladie ou anomalie fonctionnelle d'un membre effecteur, ou suite à un accident sectionnant les nerfs rachidiens, entraînant de ce fait une paralysie partielle ou totale. Il est toutefois nécessaire que les fonctions cérébrales restent intactes et que le sujet soit conscient.

Dans certains cas extrêmes, ce dispositif est le seul moyen de communication possible avec le milieu extérieur.

Cependant, grâce à l'avancée technologique, il est désormais possible d'échanger à nouveau en utilisant cette interface pour exécuter différentes tâches telles que : écrire des phrases, contrôler un bras robotique, ou alors se déplacer à l'aide d'un fauteuil roulant.

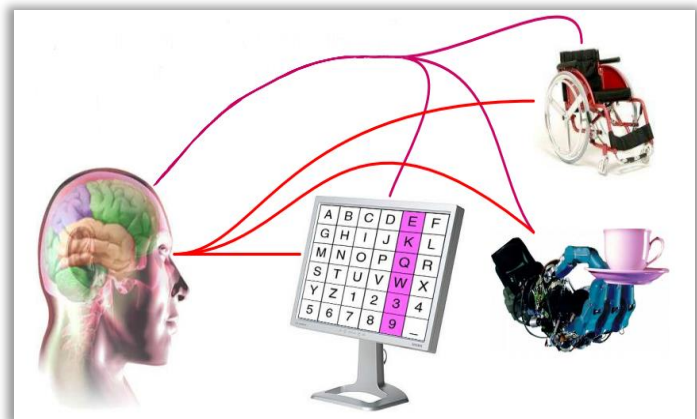


Figure 1 : Aperçu d'une Interface Cerveau-Machine

1.2 Historique de l'Interface Cerveau-Machine

L'Interface Cerveau-Machine est une théorie connue depuis près d'un siècle, mais, en raison des difficultés d'analyse et de développement, elle a longtemps constitué l'un des domaines les plus confus et les plus complexes des recherches électroniques et médicales.

L'un des outils fondamentaux des ICMs est l'électroencéphalographe (EEG), et c'est à partir de la découverte de ce dernier, en 1929 par le neurologue H. Berger, que des recherches ont pu être entamées dans le domaine de l'assistance par le biais de la pensée, après avoir démontré le rapport existant entre la pensée et les ondes émises par le cerveau [1].

C'est à J. Vidal que nous devons en 1973, le terme d'Interface Cerveau-Machine suite à ses recherches à l'université de Californie sur un projet pilote dans ce domaine. Pendant les quinze années qui suivirent la première publication de J. Vidal, les ICMs ne firent l'objet d'aucun développement. C'est à partir des années 90 qu'un regain d'activité se produisit, notamment grâce à J.R. Wolpaw. C'est réellement à partir des années 2000 que le domaine se popularisa. Malgré cet engouement et les progrès réalisés, il n'y a aujourd'hui, aucun système d'ICM réellement utilisé en dehors des laboratoires dans lesquels ils sont conçus [2].

La figure (2) suivante retrace les événements marquants de l'histoire des ICMs :

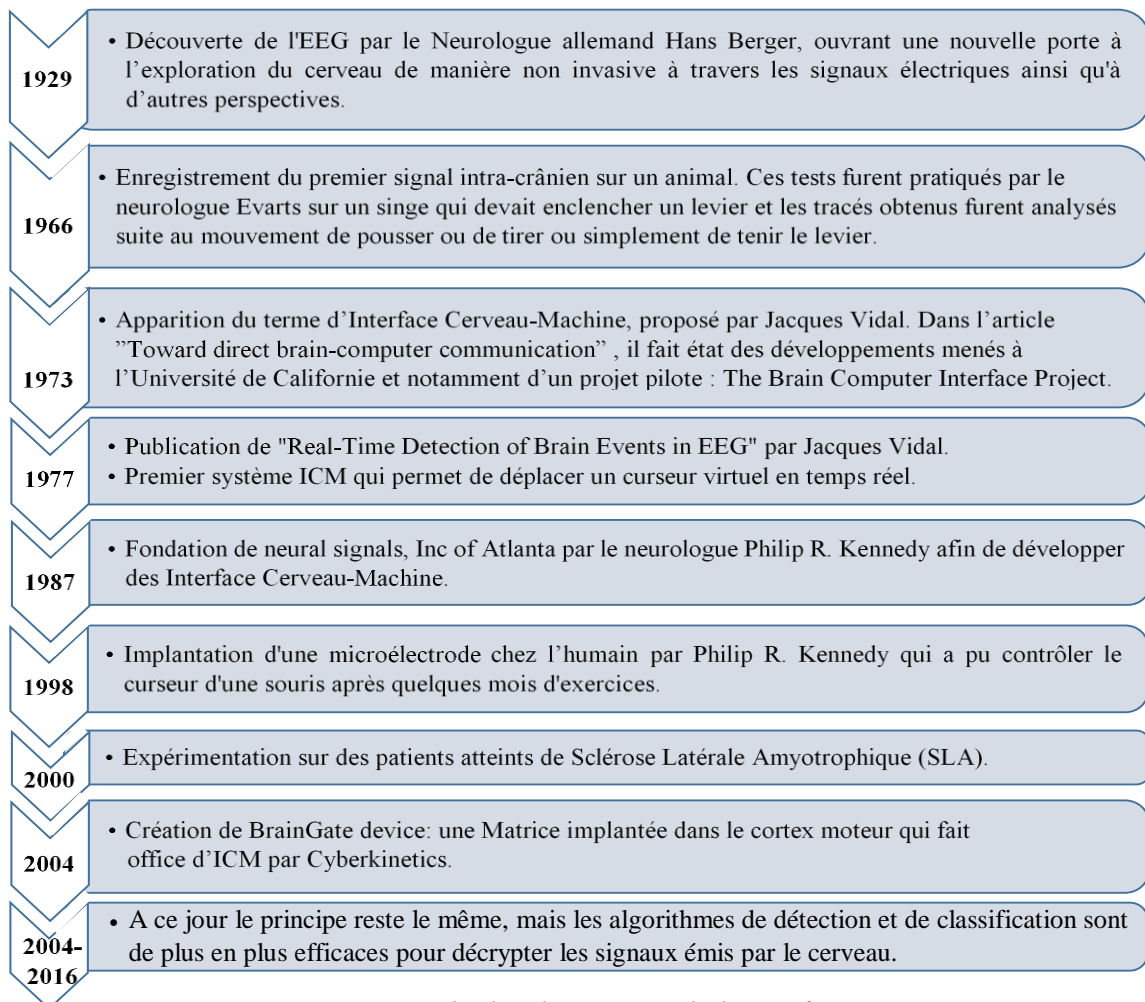


Figure 2 : Historique sur le développement de l'Interface Cerveau-Machine

1.3 Etude d'une Interface Cerveau Machine (ICM)

Avant de nous attaquer au principe de fonctionnement d'une ICM, nous allons décrire les différentes parties qui la caractérisent.

1.3.1 Constituants d'une ICM

Une Interface Cerveau-Machine est composée de cinq parties (Figure 3):

- **Partie acquisition du signal** : Cette partie sert à convertir les signaux provenant du cerveau en signaux électriques par le biais d'électrodes.
- **Partie prétraitement du signal** : Permet de supprimer les artéfacts afin de mettre en évidence les signaux reflétant l'activité cérébrale des différentes tâches mentales.
- **Extraction des caractéristiques** : Chaque signal utile est défini par ses caractères discriminants.
- **Partie classification** : Les signaux sont répartis en classes prédéfinies par l'extraction de caractéristiques.
- **Partie commande** : Après le traitement et la classification du signal, un programme est chargé d'affecter des instructions au microcontrôleur en vue d'effectuer la commande d'un appareil [3].

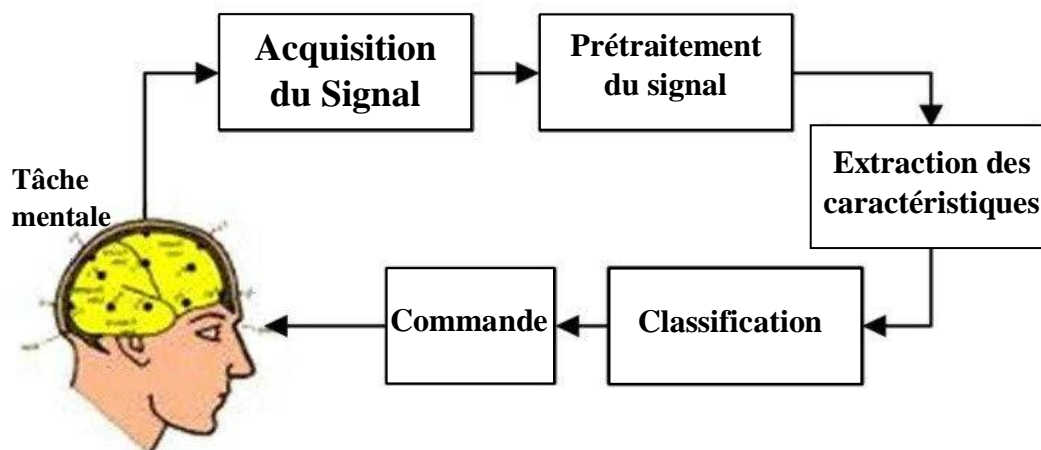


Figure 3 : Les différentes étapes d'une Interface Cerveau-Machine.

1.3.2 Principe de fonctionnement d'une ICM

Le cerveau, lors de son fonctionnement, émet des signaux électriques, qui se manifestent par des ondes cérébrales. Le principe consiste à capter les potentiels produits par le cerveau avec des électrodes placées sur le scalp ou des microélectrodes placées directement sur le cortex cérébral.

Ces signaux sont transmis vers une carte d'acquisition électronique, où ils sont filtrés et amplifiés à plusieurs reprises, afin d'obtenir un signal représentant au mieux celui émis par le cerveau et dénué, au maximum, de parasites, suffisamment puissant en amplitude afin qu'il puisse être exploitable par ordinateur ou par microcontrôleur. Généralement, l'électroencéphalographe reste la méthode de mesure la plus couramment utilisée, mais on peut aussi se baser sur une IRM fonctionnelle [4].

Après cela, nous nous retrouvons avec un tracé comportant plusieurs ondulations au repos. Lors d'un mouvement ou d'une fonction spécialisée du cerveau (activité cognitive : concentration, ouverture des yeux ou contraction volontaire d'un muscle), nous apercevons un changement dans ce tracé reflétant l'activité de la zone cérébrale concernée. Chaque fonction décrit une suite de signaux différents propres à elle, spécifiques en temps en fréquence et en espace en fonction de l'état mental du sujet.

Les signaux sont ensuite transmis du cerveau vers l'ordinateur où une analyse est faite en temps réel. Ainsi, lorsque la suite d'ondulations correspondantes à une activité cognitive (par exemple au mouvement de la main) est reçue sur la machine, elle est reconnue par cette dernière, et un programme est chargé d'affecter à chaque signal une fonction précise, entre autres, si on affecte par programme la fonction « faire avancer un fauteuil roulant » lors du mouvement de la main, l'ordinateur ou le microcontrôleur créera un signal électrique faisant office de commande pour exécuter cette tâche. De la même façon, à chaque fois que nous voudrions faire avancer le fauteuil roulant vers l'avant, il suffira de bouger la main.

A partir de ce procédé, nous pouvons affecter autant de tâches que d'activités cérébrales existantes pour chaque signal différent reçu par la machine, émis par le cerveau et correspondant à une fonction précise. Nous pouvons, par exemple, faire fonctionner un moteur dans deux sens différents grâce à deux fonctions cérébrales différentes telles que la contraction de la main ou la rotation du pied.

Partant de ce principe, nous pouvons réaliser de nombreuses tâches, comme faire bouger un curseur sur l'écran d'un ordinateur, ou une main bionique, commander un moteur ou tout autre idée à laquelle nous pouvons penser.

Il est nécessaire de faire parvenir un retour informatif appelé « feedback » à l'utilisateur afin de le notifier sur l'action qui s'est déroulée. Ce feedback qui est souvent visuel, est représenté par l'action mécanique effectuée ou un voyant lumineux, mais il peut aussi se présenter sous la forme d'une information auditive ou haptique.

1.3.3 Différents types d'Interface Cerveau-Machines

Nous distinguons deux types d'ICM concernant les différentes activités et réactions du cerveau :

1.3.3.1 Asynchrone :

- Lors de l'utilisation d'une ICM asynchrone, l'individu interagit avec le système quand il le décide, en modifiant de façon volontaire son activité cérébrale. L'ICM détecte cette modification dans les signaux EEG et la transforme en commandes. Habituellement, dans les ICMs asynchrones, les signaux de commande sont continus, ce qui signifie qu'ils permettent un contrôle progressif des éléments présents dans l'interface.

Ce type d'ICM permet d'exploiter le signal correspondant à l'imagerie motrice.

L'imagerie motrice est une modulation cérébrale volontaire qui consiste en la représentation mentale d'une action sans production concrète de mouvement. Elle constitue un principe de génération d'activité spécifique très utilisé en ICM. Contrairement aux potentiels évoqués, il n'y a pas de stimulation extérieure et c'est l'utilisateur qui, de son propre chef, génère l'activité spécifique. Dans le cas de l'imagerie motrice, on utilise l'imagination du mouvement d'un membre pour activer la zone corticale qui lui est dédiée. Il est également possible d'apprendre à l'utilisateur à contrôler l'activation d'une zone particulière ou d'une bande fréquentielle particulière, on parle alors de modulation cérébrale volontaire [5,6].

1.3.3.2 Synchrone :

- Dans une ICM synchrone, ce n'est pas l'activité spontanée du cerveau qui est enregistrée, mais sa réponse à un stimulus. Cette dernière est détectée dans les signaux puis transformée en commande. Du fait que cette réponse cérébrale est une

caractéristique innée de l'individu, l'utilisation de ce type d'ICM nécessite en général un apprentissage très limité.

La principale réponse cérébrale intervenant dans les ICMs synchrones constitue ce qu'on appelle les potentiels évoqués.

Les potentiels évoqués sont des signaux électriques produits automatiquement par le cerveau en réponse à une stimulation. Dans le cadre des ICMs, cette stimulation est principalement sensorielle. Le plus fréquemment, on stimule visuellement l'utilisateur, par exemple à l'aide d'un flash lumineux [7, 8] et on observe ensuite la réponse générée par le cerveau. Plus rarement, cette stimulation est auditive [9, 10] ou encore somatosensorielle¹ [11]. On parle d'interface synchrone pour les ICMs basées sur les potentiels évoqués, car l'analyse des signaux est effectuée en synchronisation avec le stimulus. Pour l'utilisateur, les commandes sont dépendantes de l'arrivée du stimulus.

Le potentiel évoqué le plus couramment utilisé en ICM est le P300. Une onde P300 se produit environ 300 ms à la suite de l'arrivée d'un stimulus [12]. Elle est localisée au niveau du cortex visuel. Le P300 est utilisé principalement pour des applications de clavier virtuel [13].

Un autre potentiel évoqué utilisé en ICM est le potentiel d'erreur. Ce potentiel apparaît notamment lorsque l'action exécutée au niveau de la machine est contraire à la volonté de l'utilisateur [14].

1.3.4 Brain switch

Dans le cas des ICMs asynchrones, l'utilisateur peut interagir avec l'interface en générant à tout moment la tâche mentale souhaitée. On retrouve également ce type d'ICM sous le nom d'ICM Self-Paced. Généralement, les ICMs de ce type n'offrent la possibilité d'envoyer qu'une seule commande binaire (commande On/Off), via une seule tâche mentale c'est pourquoi on les appelle Brain switch [15].

Ces ICMs représentent le cas typique d'interface destinée à une utilisation continue dans la vie courante. On cherche ainsi à obtenir une commande, certes élémentaire, mais la plus robuste possible. Ce type d'ICM utilise généralement des phénomènes physiologiques bien

¹ Le cortex somatosensoriel est la région du cerveau à laquelle sont transmises les informations que reçoit le corps par le biais de ses cinq sens.

définis, comme l'augmentation de puissance dans la bande fréquentielle Beta [16] suite à une concentration

1.3.5 Event Related Desynchronisation / Event Related Synchronisation

On appelle ERD (Event Related Desynchronisation) et ERS (Event Related Synchronisation) les signaux générés en réponse à ces tâches mentales. L'ERD se traduit par une baisse de la puissance dans une bande fréquentielle et dans une certaine zone, témoin de la désynchronisation d'un ensemble de neurones. L'ERS se traduit par une augmentation de puissance dans une bande fréquentielle et dans une certaine zone, reflétant ainsi une synchronisation du rythme oscillatoire d'un groupe de neurones [17]. Ce sont ces changements de puissance dans une bande spectrale particulière et spatialement localisés que l'on cherche à détecter dans une ICM asynchrone.

1.4 Etude des électrodes utilisées dans les ICMs

Il existe plusieurs types d'électrodes, de plusieurs formes, et de plusieurs tailles, chacune utilisée dans son domaine de prédilection. Nous allons décrire quelques-unes d'entre elles, ainsi que la méthode de leur application ci-dessous.

1.4.1 Définition d'une électrode :

Une électrode est une petite plaque conductrice qui transporte l'activité électrique du support avec lequel elle est en contact. Dans le cas de l'EEG, les électrodes fournissent les signaux en transformant les courants ioniques sur le scalp en courant électrique.

La pâte conductrice à base d'électrolytes assure un bon contact électrique en baissant l'impédance de la peau au contact avec l'électrode.

On peut y retrouver plusieurs types :

- **Tampon** : Elles sont constituées d'une tige d'argent chloruré à l'extrémité de mousse et de tissu. Elles sont maintenues en place par un chevalet lui-même solidarisé par un crochet aux lanières de caoutchouc du casque épousant le crâne (Figure 5).

Cette méthode nécessite une rechlorisation des électrodes, ce qui la rend inadaptée aux longues durées (1h maximum)

- **Cupules** : elles sont composées d'un disque en argent de 5mm de diamètre dont la cupule centrale permet l'application de la pâte conductrice. Un fil de connexion soudé au bord du disque la relie à l'entrée de la carte d'acquisition (Figure 4).

Ce type d'électrodes est pratique pour une longue durée.

- **Aiguilles** : En acier inoxydable ou argentée, elles sont à usage unique et réservées aux situations d'urgences (Figure 6).



Figure 4 : Electrodes cupules



Figure 5 : Electrodes tampons



Figure 6 : Electrodes aiguilles

1.4.2 Méthodes de mise en place :

Il existe plusieurs méthodes pour la mise en place des électrodes dans une ICM afin de détecter les signaux émis par le cerveau ; de manière non invasive sur le scalp (scalp-EEG), et de manière invasive.

- **Méthode non invasive** : C'est la méthode qui est la plus communément utilisée pour les ICMs, car elle ne nécessite aucune intervention chirurgicale, ni période de convalescence. Le patient peut l'utiliser directement quand il le décide, et cela à l'avantage d'être moins stressant pour le patient (Figure 7).

L'inconvénient réside en la diminution de la précision et la netteté du signal, en raison des artéfacts (bruits) produits par le scalp, car l'électrode n'est pas en relation direct avec le cortex. En effet l'électrode est séparée de ce



Figure 7 : Type d'électrodes non invasive

dernier par la peau et le crâne, ce qui atténue le signal. Par ailleurs, nous retrouvons des potentiels galvaniques créés par le scalp venant bruite le signal utile en s'additionnant à lui.

Les signaux enregistrés à la surface du crâne résultent de la superposition des activités électriques de plusieurs millions de neurones, ce qui rend difficile la localisation de l'activité cérébrale [18].

Méthodes invasives : Ce principe consiste à poser les électrodes directement sur la surface du cortex cérébrale et mesurer les potentiels d'actions enregistrés sur l'axone d'un neurone individuel. De telles interfaces fournissent d'excellents résultats tant au niveau de la mesure qu'au niveau du décodage de l'activité cérébrale. Néanmoins, ces systèmes sont actuellement peu utilisés dans le cadre de la palliation du handicap car ils sont encore controversés. En effet, ils causent sur les tissus des dommages irréversibles, et peuvent engendrer des risques d'infection. De plus, la durée de vie des électrodes implantées est limitée. De ce fait, la plupart des expérimentations d'interfaces ICMs invasives ont été réalisées jusqu'alors sur des animaux et particulièrement sur des primates dont la neuro-anatomie du cortex moteur est assez proche de celle de l'homme

Ces méthodes se divisent en deux sous catégories :

- **ICM invasive :** Elle consiste à déposer directement un film d'électrodes sur le cortex cérébral par le biais d'une intervention chirurgicale critique, recouvrant ainsi entièrement la surface du cerveau (Figure 8) [19].

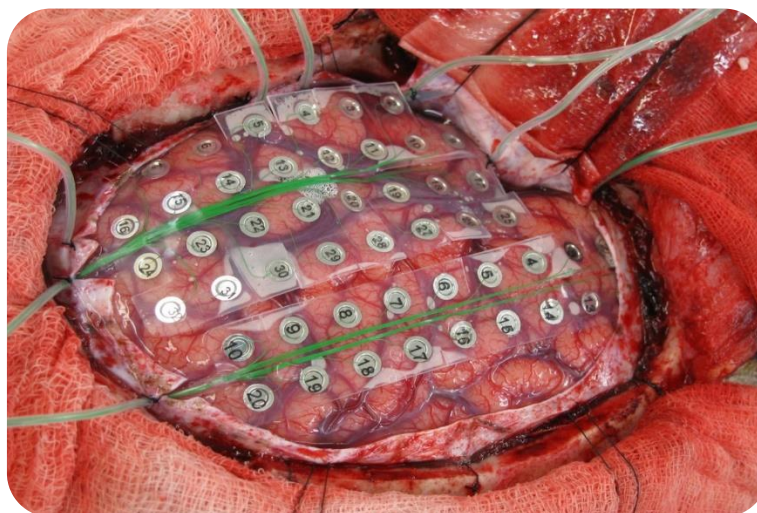


Figure 8 : ICM invasive

- **ICM partiellement invasive** : Ces capteurs sont placés seulement sur la zone du cerveau souhaitée, minimisant ainsi les risques de blessures. On connecte alors un fixateur externe afin d'établir une connexion avec un ordinateur en reliant un câble à la sortie présente sur le crâne (Figure 9-10) [20, 21].

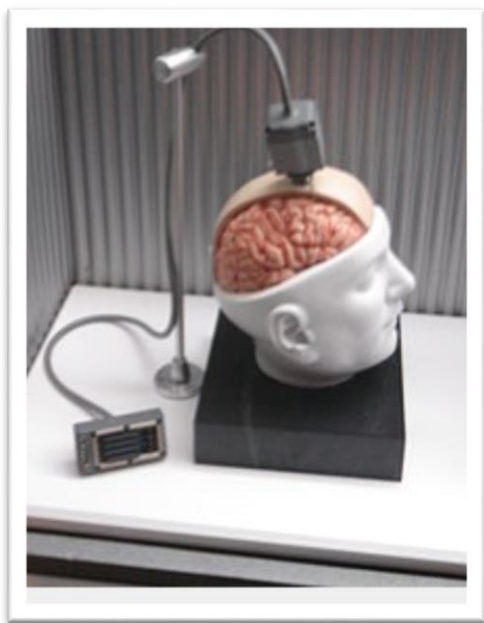


Figure 9 : ICM partiellement invasive

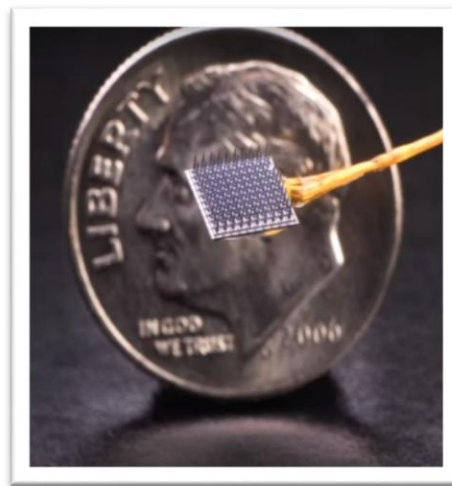


Figure 10 : Electrode neurotrophique utilisée dans les ICM partiellement invasive

1.5 Domaines d'application médicale des ICMs

Les Interfaces Cerveau-Machine offrent un vaste champ d'applications dans la vie courante, mais nous allons nous focaliser sur ses applications dans le domaine médical :

- **Handicap de Communication** : Certaines maladies dégénératives sont tellement développées, que celles-ci diminuent fortement, voir suppriment les capacités motrices du patient, comme la sclérose latérale amyotrophique² (SLA) qui atteint même la motricité de la langue et de la mâchoire, ce qui a pour résultat une paralysie quasi-totale du corps et une incapacité à parler.

² Maladie neurodégénérative des motoneurones du cortex cérébral de l'adulte.

Pour ce genre d'handicap sévère où le malade est même privé de l'usage de la parole, les ICMs de communication palliative sont un bon recours. Ces interfaces ne sont autres que des claviers virtuels permettant à un individu de saisir un texte sans la moindre activité musculaire [22]

Nous pouvons citer par exemple :

- **Le P300 speller ou « matrix speller »** : Initialement proposé par Farwell et Donchin [23], est une ICM de communication non-invasive synchrone qui permet à l'utilisateur de saisir un texte en remplaçant le traditionnel clavier AZERTY par une matrice 6×6 de trente-six symboles. Les lignes et les colonnes de cette matrice sont intensifiées dans un ordre aléatoire, plusieurs fois par seconde (Figure 11). L'utilisateur, qui focalise son attention sur un symbole particulier, doit compter le nombre d'intensifications qui affectent ce symbole. Cette tâche cognitive de comptage entraîne la génération de potentiels évoqués de type P300 automatiquement détectés par l'ICM, ce qui permet à cette dernière d'identifier la ligne et la colonne contenant le symbole sélectionné [24, 25].

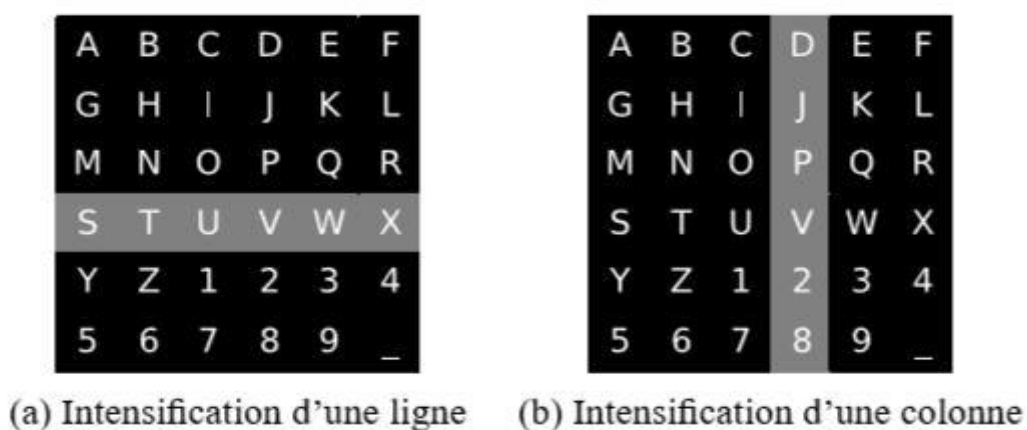


Figure 11 : Matrice du p300 speller

- **L'interface TTD (Thought Translation Device)** : De type non invasif asynchrone détectant l'imagerie motrice [26]. Le principe général de cette interface, mise au point à l'intention de sujets atteints de sclérose latérale amyotrophique (SLA), est de sélectionner la partie de l'alphabet qui contient la lettre qu'il cherche à saisir en générant une variation de son potentiel cortical. L'ICM reconnaît alors cette variation,

ce qui entraîne une division de la partie de l'alphabet ainsi sélectionnée en deux nouvelles sous-parties. Le processus de sélection est réitéré jusqu'à ce que l'utilisateur soit amené à ne sélectionner qu'un caractère parmi deux choix, entraînant l'affichage du caractère retenu (Figure 12).

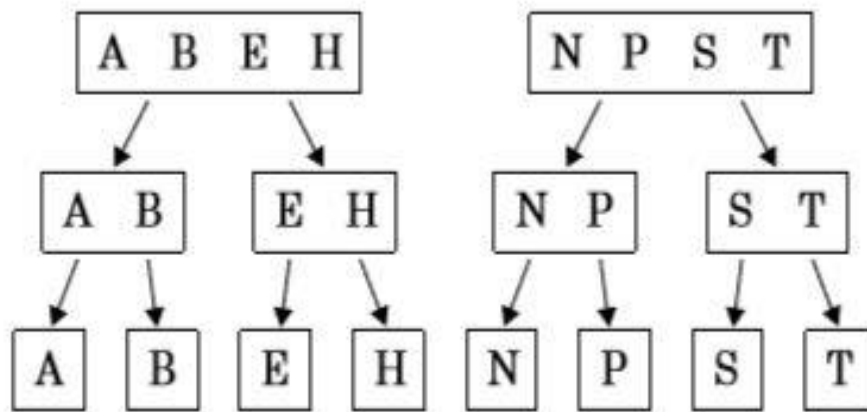


Figure 12 : L'interface TTD

- **L'interface de communication palliative Hex-o-Spell :** Basée sur l'analyse des variations spontanées des signaux EEG issue de l'interface standard Berlin Brain Computer Interface [27], est de type non invasif asynchrone. Pour piloter cette interface de communication présentée dans l'article (Blankertz et al., 2006a) [28], l'utilisateur doit imaginer deux mouvements que sont le mouvement de la main droite et le mouvement du pied droit. L'interface utilisateur, illustrée sur la figure 13, est composée de six hexagones contenant chacun cinq symboles (lettres ou signes de ponctuation), entourant un cercle dans lequel se trouve une flèche dont le déplacement circulaire permet la saisie du texte. Lorsque l'utilisateur imagine le mouvement de la main droite, la flèche (de longueur faible) tourne dans le sens des aiguilles d'une montre (Figure 13(a)), tandis que lorsqu'il imagine le mouvement du pied droit, la longueur de la flèche augmente jusqu'à toucher, et donc sélectionner l'hexagone correspondant (Figure 13(b)). Après sélection, tous les autres hexagones disparaissent de l'écran pour laisser place à six hexagones contenant pour cinq d'entre eux, l'une des cinq lettres contenues dans l'hexagone précédemment

sélectionné (Figure 13(c)). La procédure de sélection d'un hexagone précédemment décrite doit donc être itérée une seconde fois afin de sélectionner la lettre désirée.

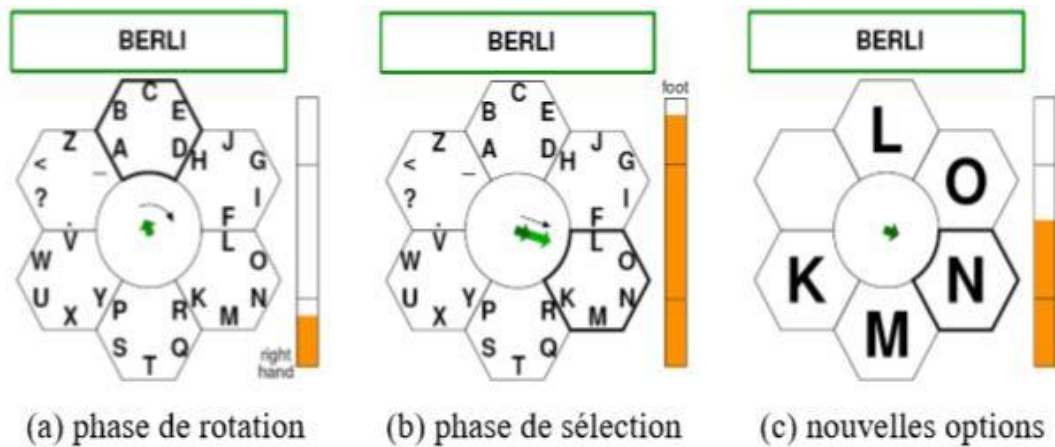


Figure 13 : Interface Hex-o-Spell dans les différentes phases de la sélection d'un caractère [28].

- **Handicap moteur :** Ce handicap est plus courant que le handicap de communication, car c'est une forme moins sévère de paralysie et elle peut être d'origine pathologique ou accidentelle. Il existe alors des ICMs spécialisées dans la locomotion, la plus connue est le pilotage d'un fauteuil roulant par la pensée, permettant de donner une autonomie de déplacement de façon moins irritante que le fauteuil classique, où il est nécessaire de faire rouler les roues par la force des bras, ce type d'ICM peut être additionné aux ICMs de la parole dans les cas les plus extrêmes.

Tanaka et al. Université de Tokyo ont été les premiers à proposer un fauteuil roulant électrique dont la direction du déplacement est commandée par la pensée (Figure 14). L'ICM utilisée est de type non invasif asynchrone basée sur l'analyse des signaux EEG. Bien que les auteurs n'explicitent pas le type d'imagerie mentale demandée aux utilisateurs, ils constituent un ensemble d'apprentissage de taille limitée permettant à l'ICM de discriminer les deux déplacements imaginés droite et gauche [29].



Figure 14 : fauteuil roulant commandé par la pensée

Le fauteuil, ainsi équipé de l'ICM, a été testé par six personnes valides dont la tâche était d'atteindre l'une ou l'autre

des deux zones dites cibles d'une pièce vide (virtuellement divisée en vingt-huit rectangles de 60×90 cm), ces deux zones étant respectivement situées à l'extrême gauche et à l'extrême droite de la pièce. A chaque imagination du mouvement détecté s'ensuit un déplacement de quarante-cinq degrés

Dans la direction reconnue au sein d'un Rectangle (Figure 15).

Les auteurs relatent un taux moyen de réussite de 80% pour l'ensemble des utilisateurs.

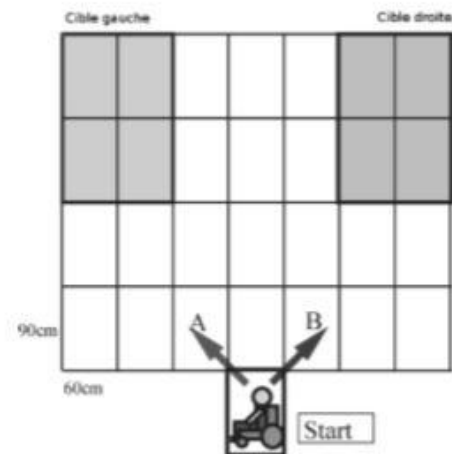


Figure 15 : représentation du principe de commande du fauteuil

- **Amputation** : Beaucoup de gens ne réalisent pas à quel point les gestes du quotidien comme se brosser les dents, prendre un verre, ou de simplement utiliser sa main afin de se gratter, sont importants. Ce n'est qu'une fois cette fonction perdue que l'on se rend compte de l'importance de celle-ci.

C'est aussi dans ce cadre que Chapin et al, ont été les premiers à suggérer la possibilité de contrôler en temps-réel des prothèses articulées à partir de la seule mesure des signaux électriques cérébraux par des techniques invasives (Figure 16). Pour cela, les auteurs ont implanté des électrodes dans le cortex moteur de rats qui ont été entraînés à obtenir de l'eau à chaque fois qu'ils actionnaient une manette [30].



Figure 16 : commande d'une prothèse par la pensée

Pour transposer les résultats cliniques obtenus sur des animaux sains au cas des personnes paralysées, il doit être prouvé que les signaux relatifs aux mouvements persistent dans le cortex moteur en dépit du handicap et que ces signaux sont générés par une intention de mouvement même lorsque des capteurs sensoriels et les mouvements des membres sont absents depuis longtemps.

Kennedy et al. ont montré que les signaux neuronaux, enregistrés à l'aide d'une électrode neurotrophique³ implantée dans le cortex moteur d'une patiente de 76 ans atteinte de SLA, étaient restés stables et que cette patiente était capable de générer volontairement des potentiels d'actions dans son cortex moteur [31].

- **Rééducation :** Un domaine récent d'application des ICMs est l'étude des mécanismes de fonctionnement normal, de dysfonctionnement et de récupération ainsi que l'aide au diagnostic et à la rééducation fonctionnelle. Dans le cas d'une ICM de type synchrone, les potentiels évoqués permettent d'étudier la récupération des mécanismes neuronaux liés au langage chez des patients aphasiques suite à un accident vasculaire cérébral [32]. Avec une ICM de type asynchrone, le contrôle des potentiels corticaux lents permet, dans certains cas, de réduire les crises d'épilepsie [33]. Les interfaces cerveau-machine peuvent aussi avoir une valeur en rééducation neuronale, pour les patients sévèrement handicapés, en renforçant l'usage des chemins neuronaux endommagés en tirant parti de la plasticité du système nerveux [34]. Enfin, l'utilisation des Interfaces Cerveau-Machine pour la rééducation motrice ne doit pas être négligée [35, 36].

Très récemment, une interface cerveau-machine a été utilisée comme outil d'aide à la récupération motrice (mouvement de la main) d'un patient atteint d'une hémiparésie⁴ du côté droit (tout en gardant un contrôle partiel du membre supérieur droit, et notamment de la main) et souffrant de douleurs neuropathiques résistantes aux traitements médicamenteux [37]. Cela consiste à placer des électrodes sur la dure-mère, au-dessus des zones sensori-motrices du cortex qui correspondent aux membres douloureux afin de les stimuler électriquement. Cette stimulation a pour conséquence la diminution totale ou partielle des douleurs.

1.6 Conclusion :

Les Interfaces Cerveau-Machine constituent un champ très vaste dans le domaine médical dans la mesure où elles permettent de pallier à de nombreux handicaps afin d'assurer aux personnes atteintes de troubles sévères, la reprise d'une vie normale.

Dans ce chapitre, nous avons pu étudier une ICM dans son ensemble à travers la mise en évidence de ses différents constituants ainsi que le principe de son fonctionnement. Retenons

³ Une électrode neurotrophique est conçue spécifiquement pour être implantée dans le cortex. Elle présente plusieurs pics ou cônes destinés à constituer un contact avec les neurones

⁴ Déficit partiel de la force musculaire (manque de force musculaire) touchant la moitié droite ou gauche du corps.

que l'élément de base sur lequel se réfère la grande majorité des ICMs est l'EEG, un élément clé dans la suite de nos travaux, que nous allons étudier dans le prochain chapitre, suivie de quelques notions physiologiques et anatomiques indispensables à la compréhension du système nerveux.

Chapitre 2

L'électroencéphalographie

2.1 Introduction

L'électroencéphalographie (EEG) est une technique généralement non invasive permettant de convertir l'activité du cortex cérébral en signal électrique exploitable.

L'électroencéphalographe est l'appareil électronique permettant d'effectuer l'enregistrement de ce signal au moyen d'électrodes disposées à la surface du scalp qui transmettent ce signal à une carte électronique sans en modifier sa nature. L'enregistrement peut s'effectuer simultanément sur plusieurs dérivations, qui utilisent chacune, une chaîne d'acquisition qui lui est propre (Figure 17).

On désigne sous le nom d'électroencéphalogramme, l'enregistrement par des dérivations sur le cuir chevelu et sous le nom d'électrocorticogramme (ECoG), l'enregistrement au moyen d'électrodes disposées sur l'écorce mise à nu.

Afin de pouvoir mesurer un EEG, il est nécessaire de comprendre l'anatomie et le fonctionnement du système nerveux ainsi que sa physiologie, car l'EEG fonctionne sur la base de ces connaissances.

Histoire et évolution de l'EEG

C'est en 1875 que commence l'histoire de l'électroencéphalographe avec Richard Caton, il détecta l'activité électrique au niveau du cerveau du singe et du lapin avec un galvanomètre, phénomène que confirma Hans Berger en 1902 chez le chien avant d'enregistrer, en 1924, pour la première fois des pulsations électriques en plaçant des électrodes sur le scalp d'un jeune homme trépané ; il démontrait bientôt la possibilité de dériver les potentiels à travers le crâne

intact comme l'avait fait Fleisch Von Markow chez le chien. Ainsi naissait une nouvelle méthode d'exploration de l'encéphale.

Les progrès de l'électronique ont rendu son emploi courant et facile, assurant des amplifications suffisantes pour agir sur des enregistreurs mécaniques ce qui a permis à Grass, en 1935, d'introduire l'inscription à jet d'encre afin de visualiser l'activité électrique sur papier, ainsi que de nouvelles méthodes de filtrages permettant de diminuer les parasites [1].

2.3 Principe d'acquisition du signal EEG

L'acquisition d'un signal électroencéphalographique se fait à travers plusieurs éléments électroniques qui se chargent de transporter le signal et de le rendre exploitable par un ordinateur. Cet ensemble d'éléments se regroupent sous forme de blocs afin de constituer une carte d'acquisition.



Figure 17 : Machine EEG

La chaîne d'acquisition est constituée des éléments suivants :

- Des capteurs (électrodes).
- Un amplificateur différentiel et un post-amplificateur qui multiplie environ par 10^6 l'intensité du signal électrique.

- Des filtres permettent de supprimer les fréquences très lentes ou très rapides qui constituent des signaux n'ayant pas de rapport avec l'EEG (bruits).

Pour le modèle analogique, un système à bobines induit un mouvement latéral au niveau d'une plume, celle-ci inscrit un tracé sur du papier millimétré en déroulement à vitesse constante.

Pour le modèle numérique, la chaîne d'acquisition reste identique à l'EEG conventionnel, à la différence qu'à la fin de ce dernier, le signal subit une conversion de type analogique-numérique et le signal se traduit sous forme d'une suite de chiffres représentant son intensité prise à certains instants selon la fréquence d'échantillonnage. Cette série de données est ensuite traitée par ordinateur et stockée ou imprimée pour une étude ultérieure.

Comme décrit précédemment, la chaîne d'acquisition se compose de plusieurs parties. Après avoir étudié les électrodes dans le premier chapitre (Méthodes de mise en place des électrodes : dans le cas non invasif), nous allons nous pencher ci-dessous sur l'amplification et le filtrage.

2.3.1 Amplification

Les tensions enregistrées sur un EEG sont de l'ordre du μV . Il est donc nécessaire d'amplifier fortement le signal. A cet effet, on utilise plusieurs blocs d'amplification à base de transistor, ou d'amplificateurs opérationnels.

Un pré-amplificateur différentiel permet d'amplifier le signal capté par les électrodes grâce à un gain de valeur élevée, et de faire la soustraction des signaux entre les deux électrodes auxquelles il est relié (suivant les dérivations, cela peut être entre deux électrodes actives, ou entre une électrode active et l'électrode de référence).

Nous retrouvons, ensuite, un bloc qui servira à amplifier le signal, avant de lui faire subir un deuxième filtrage ; cette étape est répétée après chaque filtrage du signal.

Enfin, un post-amplificateur est le dernier bloc avant la retranscription du signal, avec pour but de rendre celui-ci suffisamment fort pour permettre au système mécanique de faire bouger les aiguilles d'inscription, ou qu'il puisse être exploité par ordinateur.

2.3.2 Filtrage

L'amplification du signal à elle seule ne suffit pas pour décrypter les signaux émis par le cerveau, et ne sont guère exploitables, car même si leur amplitude est suffisamment élevée afin d'être détectée par un ordinateur, ou être exploitée par un système mécanique, ces signaux sont trop bruités et le signal utile se retrouve noyé. C'est pour cela qu'on retrouve plusieurs blocs de filtrage.

On distingue ainsi une première série de filtres dits systématiques, comme le filtre secteur qu'on retrouve au tout début de la chaîne d'acquisition, avant même d'appliquer la première amplification, et qui atténue les bruits provoqués par le réseau électrique alimentant la carte électronique. C'est un filtre coupe-bande qui empêche la fréquence du secteur de parasiter le signal, sa fréquence est sélectionnée selon la norme du pays (50 ou 60 Hz). Par la suite, un filtre passe-haut permet de supprimer les fréquences parasites émises par le voltage galvanique de la peau.

On retrouve aussi une série de filtres réglés sur différentes fréquences allant de 2 à 100 Hz, qui sont utilisées par logiciel au cours de l'enregistrement ou après ce dernier, dans le but de corriger les électroencéphalogrammes parasités.

On retrouve donc des filtres passe-bas servant à bloquer les fréquences parasites, car il arrive que l'appareil amplifie spontanément toutes les fréquences situées au-dessous de 100 Hz.

La Figure 18 traite de l'efficacité de ces filtres lors d'un enregistrement :

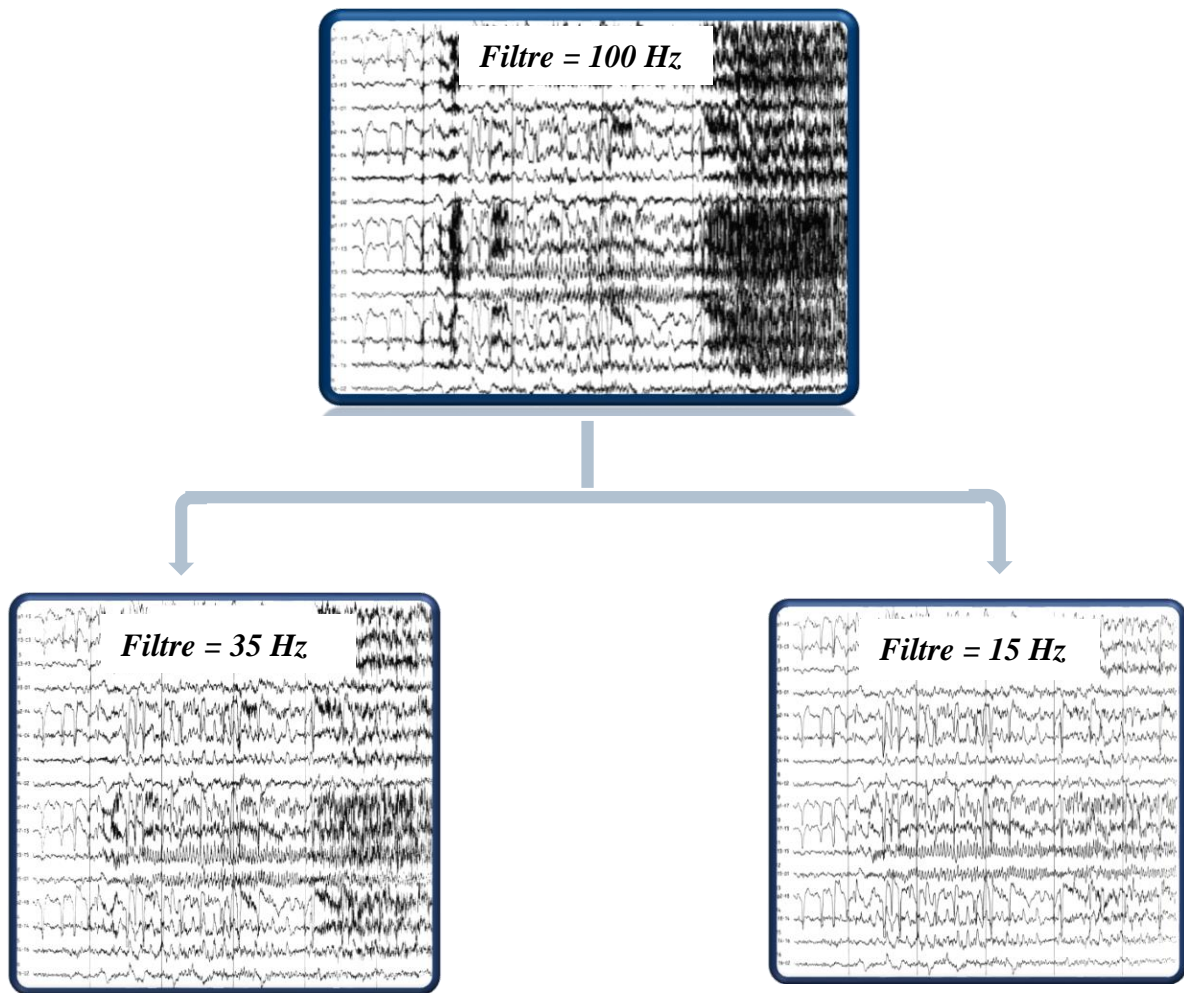


Figure 18 : Application d'un filtre sur un électroencéphalogramme

On constate que l'application de ces filtres est efficace pour la réduction des parasites, et qu'il est impérative de choisir un filtre dont la bande passante permet d'éliminer le bruit [39].

2.4 Principaux rythmes chez un sujet normal

Les rythmes électroencéphalographiques sont caractérisés par leur fréquence et par leur amplitude, ainsi que les circonstances de leur apparition et de leur disparition. Chaque rythme est représenté par une lettre grèque [1].

- **Le rythme alpha (α) :**

- Fréquence : de 8 à 12 Hz ou cycles /s.
- Amplitude : de 20 à 50 μ V.
- Aspect : ondes sinusoïdales régulières formant le plus souvent des fuseaux, en général synchrones à droite et à gauche.
- Symétrique en fréquence, mais l'amplitude et la longueur des fuseaux varient souvent suivant la dominance hémisphérique.

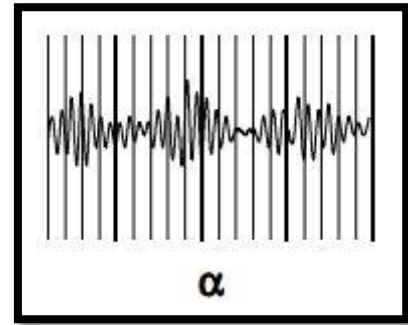


Figure 19 : Rythme alpha

- Situation : dérivations occipitales, mais extension fréquente aux aires pariétales et même frontales.
- Circonstances d'apparition : c'est le rythme dit "de repos", il survient quand le sujet est allongé, les yeux fermés à l'abri de toute stimulation sensorielle, sans toutefois s'endormir. Ce rythme est labile ; il disparaît à l'ouverture des yeux, caractéristique appelée « réaction d'arrêt visuelle » décrit par Berger. Une réaction comparable (blocage du rythme alpha) s'observe aussi lors d'un effort d'attention (calcul mental) ou d'une réaction émotive.
- Ce rythme est observé dès l'âge de 7-8 ans. Il devient prédominant vers 15 ans.

- **Le rythme mu (μ) :**

- Fréquence : dans la bande alpha (7 – 11 Hz).
- Amplitude : souvent supérieure au rythme alpha.
- Localisation : rolandique³.
- Morphologie : survient en bouffée, aspect en "arceaux".
- Réactivité : il apparaît quand le sujet éprouve le besoin de bouger mais respecte les consignes d'immobilité de l'examen, cette onde est associée à l'activité motrice.
- Rarement observé mais rythme normal.

³ Relatif au sillon de Rolando, une fissure de la région centrale du cerveau

- **Le rythme bêta (β) :**

- Fréquence : 13 à 25 Hz.
- Amplitude : 5 à 10 μ V.
- Aspect : ondes sinusoïdales très peu amples, irrégulières, difficiles à visualiser.
- Situation : régions frontales essentiellement, et régions rolandiques.

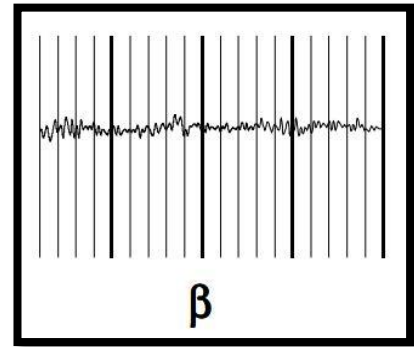


Figure 20 : Rythme bêta

- Circonstances d'apparition : rythme de l'adulte au repos et éveillé, il peut être bloqué lors de l'exécution volontaire d'un mouvement.

- Il apparaît vers l'âge de 15 ans, à l'adolescence.

- **Le rythme thêta (θ) :**

- Fréquence : 4 à 7 Hz.
- Amplitude : 50 μ V.
- Aspect : ondes sinusoïdales assez amples, il survient en général par bouffées fusiformes, brèves et bilatérales.
- Situation : régions temporales.

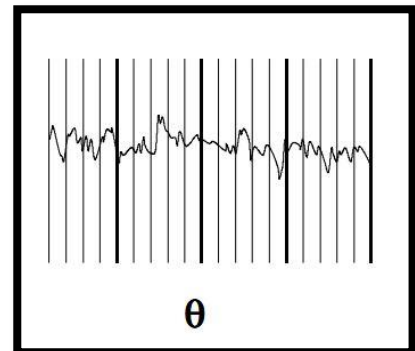


Figure 21 : Rythme thêta

- Circonstances d'apparition : normalement présent lors de l'endormissement chez l'adulte, il est souvent masqué par le rythme alpha. Il est aussi présent chez l'adulte éveillé en cas de pathologie.

- Abondant chez l'enfant.

- **Le rythme delta (δ) :**

- Fréquence : < 4 Hz.

- Amplitude : grande mais très variable.

- Aspect variable : on distingue classiquement les ondes delta monomorphes lentes et régulières, et les ondes delta polymorphes plus irrégulières, plus lentes et moins amples.

- Circonstances d'apparition : On le rencontre pendant le sommeil lent et profond chez l'enfant et l'adulte. S'il apparaît chez l'adulte éveillé au repos c'est un signe pathologique.

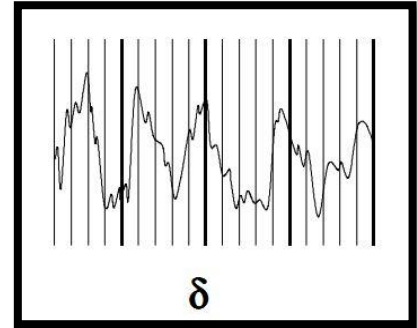


Figure 22 : Rythme delta

2.5 Bruit/Artefact

Le signal EEG est très sensible à toutes sortes de perturbations du fait même de la mesure et étant donné la nature très faible des signaux que l'on cherche à mesurer, on distingue principalement deux types de bruits de natures différentes. Tout d'abord le bruit ambiant qui émane de l'environnement dans lequel la mesure est effectuée. La principale source de bruit ambiant est le rayonnement électromagnétique du réseau électrique (Figure 23).

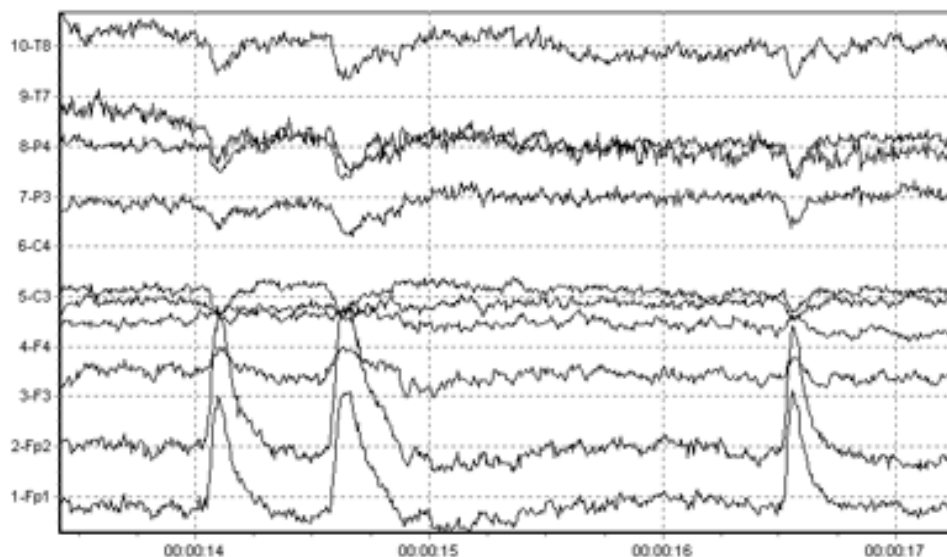


Figure 23 : Artefact présent sur tracé EEG

Cependant la gestion de ce bruit est relativement aisée : On considère en effet que le signal cérébral utile que l'on peut mesurer en EEG n'excède pas une fréquence de 40 Hz (sauf cas exceptionnel). Il suffit donc d'appliquer un filtre passe bas à 40 Hz pour supprimer tous les bruits possédant une fréquence supérieure à celle-ci. La plupart des systèmes d'enregistrement EEG possèdent un filtre Notch (coupe bande) destiné à cet effet. D'une manière générale, le bruit ambiant n'est pas le bruit le plus gênant en EEG ; La source des perturbations affecte généralement l'ensemble des capteurs de façon identique, ce qui rend ces artefacts aisément supprimables [4].

Le deuxième type de bruit est un bruit de nature physiologique, qui émane du sujet sur lequel la mesure est effectuée et on distingue deux sources : La première issue du cerveau lui-même ce qui peut paraître paradoxal à première vue. En effet, le cerveau comporte des milliards de neurones qui fonctionnent en permanence. Ceux-ci génèrent des activités électriques de provenances multiples qui se mélangent et subissent de nombreuses distorsions, notamment lorsque le signal traverse les différentes couches de protection avant d'atteindre les électrodes. Les activités spécifiques que l'on cherche à détecter, issues d'un groupe réduit de quelques millions de neurones, se retrouvent ainsi noyées dans ce bruit provenant de l'ensemble des autres zones du cerveau [4].

Une autre source de bruit physiologique est d'origine musculaire. La contraction d'un muscle se trouvant à proximité des électrodes (principalement les muscles du visage) induit l'apparition d'un potentiel qui va se propager et perturber la mesure. L'artefact musculaire rencontré le plus couramment est le battement des paupières. Il induit une forme d'onde caractéristique qui se propage de la zone frontale vers la zone occipitale en s'atténuant [4].

L'artefact oculaire (Figure 24) possède un contenu spectral inférieur à 10 Hz. Pour un certain nombre d'ICM, notamment les ICM basés sur l'imagerie motrice, cet artefact est relativement peu gênant puisqu'il empiète peu sur les bandes de fréquences utiles [4].

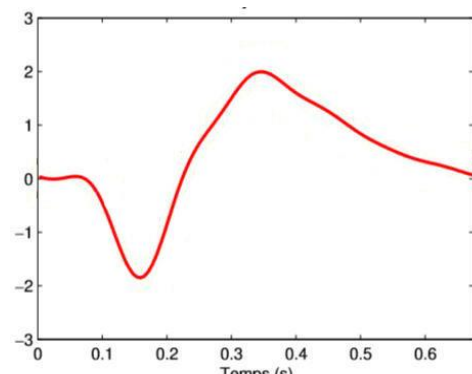


Figure 24: Artefact oculaire

On se contente alors d'un filtrage passe-haut qui supprime simplement la majeure partie de ces artefacts.

Un des artefacts musculaires les plus gênants est produit lorsque l'on contracte les mâchoires, ce qui génère un bruit blanc de variance bien supérieure au signal EEG lui-même. Cet artefact est extrêmement dur à supprimer, en revanche il est assez facile à détecter, par exemple sur un critère d'augmentation soudaine de la puissance dans les fréquences élevées (> 50 Hz). Une chaîne de traitement peut être facilement mise en œuvre dans le but de supprimer les portions de signal contenant de tels artefacts [4].

2.6 Les différentes dérivations possibles

On appelle « dérivation » la position des électrodes mises en place sur le scalp afin d'en extraire l'activité électrique présente sur la surface du crâne (Figure 25) [38].

2.6.1 Types de dérivations

- **Le montage monopolaire :** Chaque couple d'électrodes est constitué d'une électrode de scalp et d'une référence. La méthode consiste à enregistrer le potentiel "absolu" d'un point du scalp, c'est à dire la différence entre le potentiel du point étudié et le potentiel nul. Le potentiel nul est celui d'un point à l'infini ou par approximation situé loin du point enregistré. La référence la plus satisfaisante serait donc une électrode extra-céphalique, par exemple de type sterno-épineuse, mais, en pratique, elle n'est utilisable que dans un cas sur cinq en raison des artefacts électrocardiographiques. Certains auteurs préfèrent choisir une électrode céphalique, sur le menton ou le nez, ou encore un couple d'électrodes placées sur chaque mastoïde ou aux deux lobes des oreilles (dans ce cas on relie entre elles les deux électrodes) mais l'inconvénient est une diffusion de l'activité électrique à partir des régions cérébrales voisines [38].
- **Le montage bipolaire :** On distingue dans ce cas plusieurs dérivations possibles qui sont : Les dérivations Longitudinales supérieure et inférieure qui suivent les électrodes de proche en proche d'avant en arrière, les dérivations transversales antérieure, moyenne et postérieure qui explorent le scalp qui suivent les électrodes de gauche à droite, et enfin les dérivations standards qui décrivent une sorte de zigzag associant de façon synthétique les montages longitudinaux et en éventail simplifiés[38].

Sur l'image ci-dessous sont représentés les montages les plus utilisés :

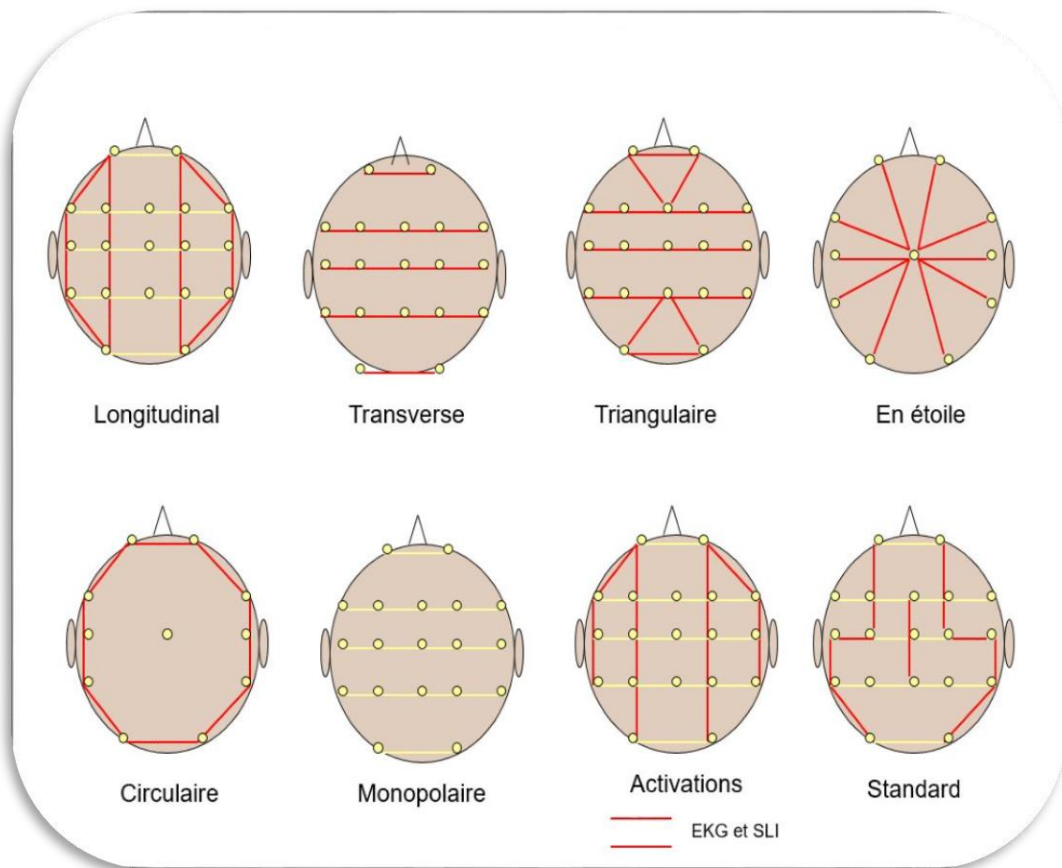


Figure 25: Les déviations

2.6.2 Placement des électrodes

Le système 10-20% : Depuis 1957, le système le plus couramment utilisé est le système 10-20%, c'est un système international qui assure un placement correcte reproductible de des électrodes [38] (Figure 26). Il est appelé 10-20% car cela représente la distance à respecter entre les électrodes placées sur le scalp.

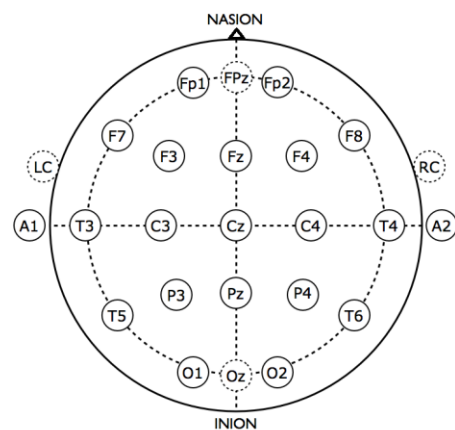


Figure 26: Emplacement des électrodes suivant le système 10-20%

La ligne de départ de ce système est celle qui réunit le nasion⁴ et l'inion⁵ en passant par le vertex⁶.

Les règles à suivre pour le placement des électrodes sont les suivantes :

- L'électrode Cz est placée à mi-distance entre le nasion et l'inion, et à distance égale des points pré-auriculaires droit et gauche.
- Placer Les électrodes sur la ligne antéro-postérieur médiane situé a 10, 20, 20, 20 et 10% de la distance nasion inion, correspondant aux électrodes Fpz, Fz, Cz, Pz, O.

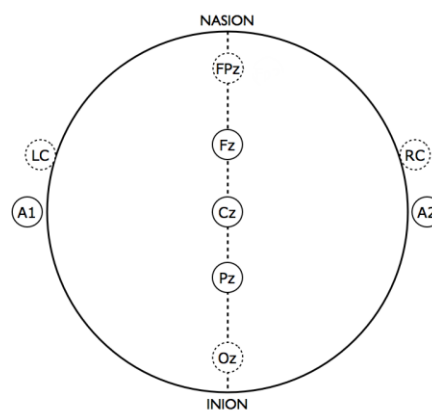


Figure 27: Placement des électrodes sur la ligne médiane

- Repérer sur la ligne transverse passant par les points pré-auriculaires avec la distance 10, 20, 20, 20, 10 % et situer T3, C3, C2, C4, T4.

⁴ Le point juste au-dessus de la racine du nez recouvrant la suture naso-frontale médiane.

⁵ L'inion est le point le plus proéminent de l'os occipital, dans la partie inférieure de l'arrière du crâne.

⁶ Sommet de la tête.

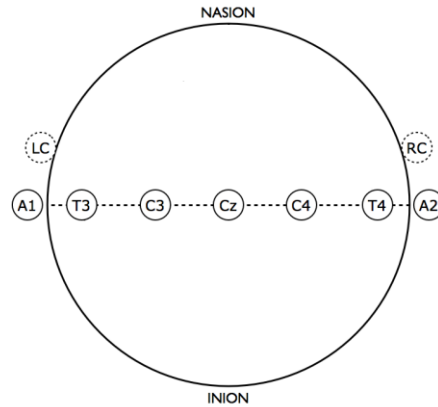


Figure 28: Emplacement des électrodes sur la ligne transverse

- Mesurer la distance entre Fpz et O en passant par T3 et repérer les emplacements situés à 10 – 20 – 20 -20 et 10% et faire correspondre Fpz, F7, T3, T5, et O1.
- Répéter les mesures à droite, et placer Fp2, F8, T4, T6, O2.

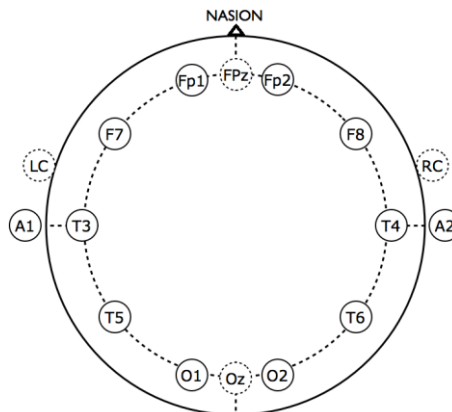


Figure 29 : Emplacement des électrodes latérales

- Placer l'électrode F3 à mi distance de Fp1 - C3 et Fz -F7
- Répéter pour F4 à droite.

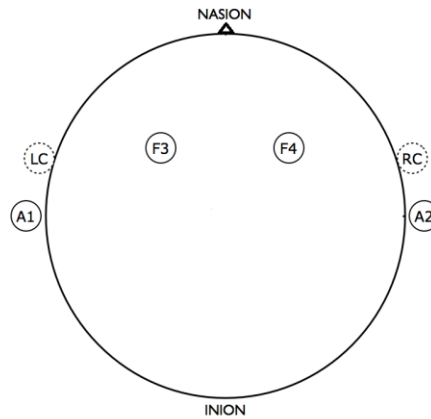


Figure 30: Emplacement des électrodes F3 et F4

- Placer l'électrode P3 à mi-distance de C3 – O1 et Pz – T5
- Répéter pour P4 à droite

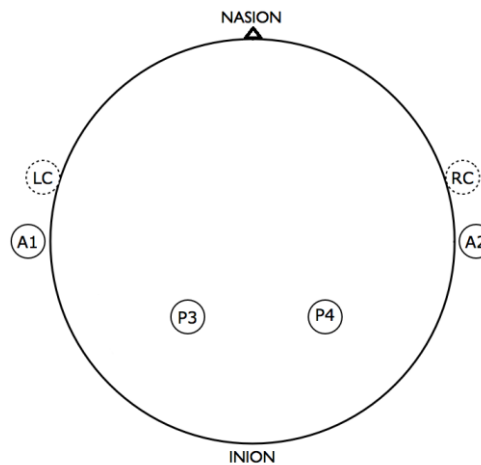


Figure 31: Emplacement des électrodes P3 et P4

- Vérifier ensuite que toutes les électrodes sont équidistantes sur les lignes antéro-postérieures et transverses.
- Mettre en place l'électrode reliée à la terre de l'appareillage placé sur les oreilles A1, A2.

- L'électrode de terre est placée de préférence à distance du scalp, mais lorsqu'elle se trouve au niveau du poignet, les enregistrements obtenus sont fréquemment parasités par des activités électrocardiographiques, ce qui rend parfois nécessaire l'utilisation d'une terre collée sur le front. Cette dernière solution devrait cependant être évitée car elle présente l'inconvénient d'imposer un potentiel à proximité des sources d'activités électriques cérébrales. Une bonne solution est la mise en place d'une terre sur l'épaule.

2.7 Notions anatomiques et physiologiques du système nerveux

2.7.1 Définition du système nerveux

Le système nerveux est le centre de régulation et de communication de l'organisme. Nos pensées, nos actions, nos émotions attestent de son activité. Ses cellules communiquent au moyen de signaux électriques rapides et spécifiques, qui entraînent, généralement, des réponses motrices quasi immédiates [40].

Sa mission principale est d'assurer l'homéostasie, c'est-à-dire maintenir les divers processus physiologiques de l'organisme dans les limites du corps humain et dans celles compatibles avec la vie. Le système nerveux réagit rapidement en transmettant des influx nerveux (potentiel d'action). En plus de contribuer à l'homéostasie, le système nerveux préside aux perceptions, aux comportements et à la mémoire, et déclenche aussi tous les mouvements volontaires [40].

Le système nerveux permet donc de créer les stimulations nécessaires afin de se mouvoir de manière volontaire, par exemple prendre un objet, ou écrire, mais il permet aussi de faire face à un événement soudain, auquel nous n'avons pas le temps de réfléchir, nécessitant une réaction rapide (réaction motrice ou séreuse). Ce processus se regroupe en suites de tâches résultantes d'une stimulation sensorielle, qui sera traitée, analysée et traduite en action.

2.7.2 Fonctions du système nerveux

Les tâches du système nerveux se regroupent en trois fonctions fondamentales : La fonction sensorielle, la fonction intégrative et la fonction motrice.

- **La fonction sensorielle** : Les récepteurs sensoriels détectent les stimuli internes, par exemple l'augmentation de l'acidité du sang, et les stimuli externes, par exemple la chute d'une goutte de pluie sur le bras. Les neurones sensitifs, ou neurones afférents (affère : porter vers), transmettent l'information sensorielle à l'encéphale et à la moelle épinière par l'intermédiaire des nerfs crâniens et des nerfs spinaux. [40]

- **La fonction intégrative :** Le système nerveux intègre, ou traite, l'information sensorielle. Pour ce faire, il analyse l'information et en emmagasine une partie, puis il décide des réponses à y apporter. L'une des principales fonctions intégratives du système nerveux est la perception, c'est-à-dire la prise de conscience de l'existence des stimuli sensoriels. La perception se forme dans le cerveau. La plupart des neurones qui contribuent à la fonction intégrative sont des interneurons, ou neurones d'association, soit des neurones à axone court qui communiquent avec des neurones avoisinants de l'encéphale ou de la moelle épinière. [40]
- **La fonction motrice :** Une fois que l'information sensorielle est intégrée, le système nerveux peut y répondre, c'est-à-dire qu'il peut déterminer la réponse motrice à y apporter, par exemple une contraction musculaire ou une sécrétion glandulaire. Les neurones qui accomplissent cette fonction sont les neurones moteurs, ou neurones efférents (efferrer : porter hors) ou encore motoneurones. Ils transmettent l'information provenant de l'encéphale vers la moelle épinière ou l'information provenant de l'encéphale et de la moelle épinière vers les effecteurs (les muscles et certaines glandes) par l'intermédiaire des nerfs crâniens et des nerfs spinaux. En stimulant les effecteurs, les neurones moteurs déclenchent des contractions musculaires et des sécrétions glandulaires [40]

2.7.3 La transmission nerveuse : Les signaux électriques dans les neurones

Dans le corps humain, il existe des tensions et des courants électriques inoffensifs et indispensables pour le fonctionnement du corps. Dans les cellules vivantes, ce courant est produit, non par le déplacement des électrons, mais par le déplacement des ions, à travers la membrane plasmique (Figure 32) qui sépare le milieu intérieur du milieu extérieur d'une cellule (dans notre cas cellule nerveuse),

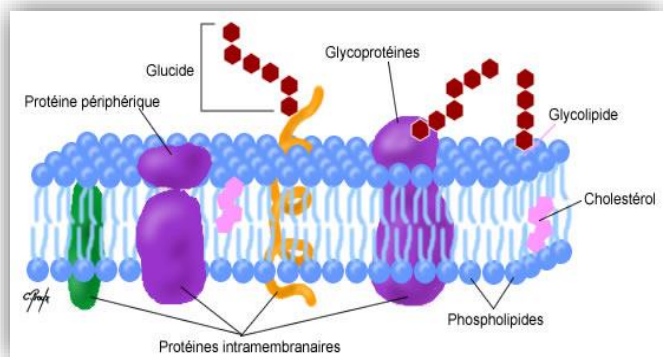


Figure 32: La bicouche lipidique

et est composée d'une bicouche lipidique⁷ qui se trouve être un isolant électrique. Ainsi, ce n'est qu'avec l'ouverture ou la fermeture de ses canaux ioniques qu'il y a apparition de courant et donc existence de potentiel d'action par le déplacement des ions à travers la membrane.

Sur cette membrane plasmique subsiste un potentiel fixe lorsque celle-ci n'est pas stimulée, appelé potentiel de repos, de l'ordre -70mv sur un neurone, et dû à une faible accumulation des ions négatifs à la face interne du neurone (cytosol) ainsi qu'une accumulation d'ions positifs à la face externe du neurone (liquide extracellulaire), qui sont causés par la différence de composition des deux milieux.

Les neurones sont des cellules nerveuses très sensibles aux stimuli extérieurs, ils génèrent un signal électrique et le transmettent sur le long de leur axone. Ce sont les éléments de base du système nerveux.

Les modifications du potentiel de membrane d'un neurone servent de signaux pour la réception des informations, leur intégration et l'acheminement de réponses appropriées. Une modification du potentiel de membrane peut être causée par tous les facteurs qui changent la perméabilité de la membrane, ou les concentrations ioniques de part et d'autre de la membrane plasmique. [41]

Une modification du potentiel de membrane peut produire deux types de potentiel :

- **Les potentiels gradués** : Qui servent uniquement sur de courtes distances.
- **Les potentiels d'actions** : Qui permettent la communication sur de courtes et longues distances [40].

Ces modifications des flux osmotiques de la membrane plasmique ont une conséquence importante dont nous allons nous servir qui est la création d'un voltage, ou potentiel de membrane, de part et d'autre de la membrane.

⁷ Une bicouche lipidique, ou double couche lipidique, est une fine membrane polaire constituée de deux feuillets de molécules de lipides. Ces membranes forment une barrière continue autour des cellules et sont un élément essentiel assurant leur homéostasie, en régulant la diffusion des ions et des molécules à travers elle.

2.8 L'encéphale

L'encéphale associé à la moëlle épinière⁸ constitue ce qu'on appelle le système nerveux central. L'encéphale désigne l'ensemble du système nerveux central qui se trouve à l'intérieur de la boîte crânienne. Il comprend le cerveau, le cervelet et le tronc cérébral [41].

Le cerveau est l'organe le plus important du corps humain. Protégé à l'intérieur des os du crâne, il est le centre de commandement du système nerveux. Il a donc le contrôle de tous les organes de l'organisme, des fonctions motrices et cognitives et de la production hormonale. Dans le cerveau, la substance grise occupe un contingent périphérique : le cortex cérébral [41]

Le cortex cérébral est un tissu organique, appelé substance grise, recouvrant les deux hémisphères du cerveau, il est le sommet hiérarchique du système nerveux. Il est le siège de l'esprit conscient, c'est grâce à lui que nous avons conscience de nous-même et de nos sensations, c'est lui qui nous fournit nos facultés de communication, de mémorisation, de compréhension, et c'est lui encore qui nous permet de déclencher des mouvements volontaires [41].

Le cortex cérébral renferme trois types d'aires fonctionnelles : Les aires *motrices*, les aires *sensitives* et les aires *associatives*.

Le cortex de chacun des hémisphères est essentiellement presque symétrique, mais les hémisphères ne sont pas absolument égaux sur le plan fonctionnel. Chaque cortex est de chaque hémisphère est spécialisé à certaines fonctions cérébrales [41] (Figure 33).

2.8.1 Les aires motrices du cerveau

Les aires motrices du cortex, qui régissent les mouvements volontaires, sont situées dans la partie postérieure des lobes frontaux. Il s'agit de l'aire motrice primaire, de l'aire prémotrice, de l'aire motrice du langage, ou aire de Broca et de l'aire oculomotrice frontale. Dans notre étude, nous allons nous focaliser sur l'aire motrice primaire.

L'aire motrice primaire (aire motrice somatique) : L'aire motrice primaire, ou aire M1, est située dans le gyrus précentral, la partie postérieure de la frontal ascendante (aire 4 de Brodmann). C'est là que régissent les mouvements volontaires des muscles squelettiques. Ils possèdent de longs axones qui forment les tractus (ensemble de fibres ou d'organes qui se font

⁸ Colonne vertébrale

suite et forment une unité fonctionnelle) de projection de la voie motrice principale. Les tractus cortico-spinaux transportent, comme leur nom l'indique, les influx nerveux du cortex cérébral jusqu'à la moelle épinière. Les tractus cortico-nucléaires transportent les influx nerveux du cortex jusqu'aux noyaux moteurs des nerfs crâniens situés dans le tronc cérébral.

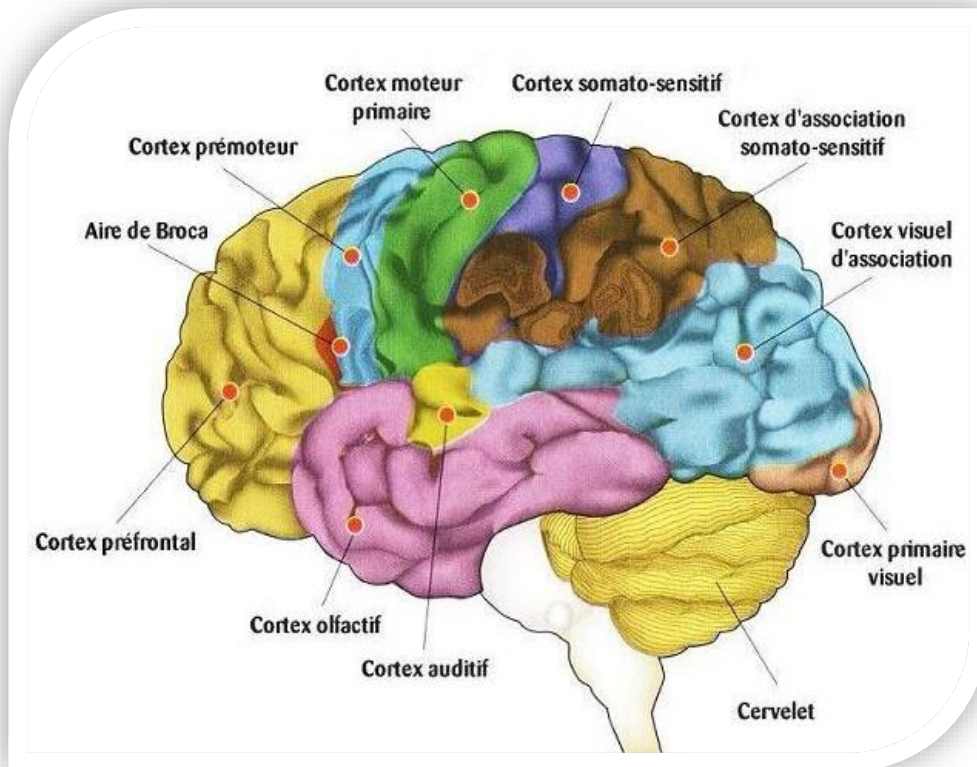


Figure 33 : Les aires fonctionnelles du cerveau

Chaque partie du corps est projetée dans une section du gyrus précentral de l'aire motrice primaire de chaque hémisphère. Autrement dit, les neurones pyramidaux qui régissent les mouvements du pied sont regroupés à un endroit et ceux du mouvement de la main sont ailleurs.

La plupart des neurones de ce gyrus commandent des muscles des régions où les contractions musculaires doivent être très précises, c'est-à-dire visage, main, langue.

Le gyrus⁹ droit régit les muscles du côté gauche, et le gyrus gauche régit les muscles du côté droit : on dit que c'est la motricité croisée (Figure 34).

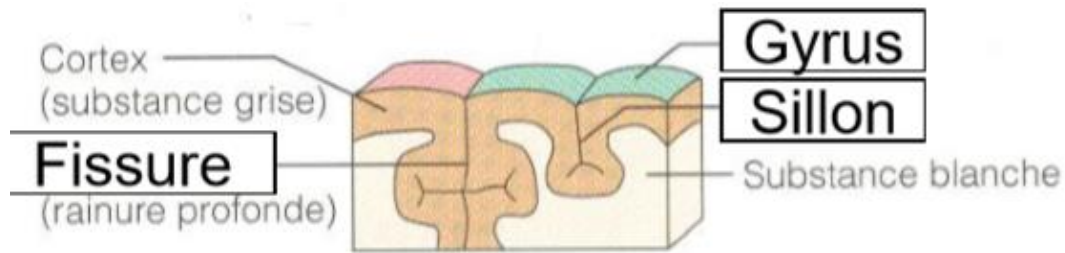


Figure 34: illustration du gyrus

Nous avons tendance à assimiler certains neurones corticaux aux muscles qu'ils commandent, afin d'avoir une structure organisée de l'aire motrice primaire, mais en réalité un muscle donné est régi par de nombreux points du cortex et qu'un neurone cortical envoie des influx nerveux à plus d'un muscle.

Le cerveau à été cartographié par le neurologue Brodmann grâce à des expériences d'électrostimulation permettant d'établir une correspondance entre la zone du cortex et la partie du corps, appelées aire corticales, certaines d'entre elles sont encore prises comme référence de nos jours, ces aires corticales sont le siège des fonctions motrices et sensibles, toute fois plusieurs fonctions mentales supérieures (ex mémoire, langage) semble résulter du chevauchement des fonctions de plusieurs régions du cortex parfois éloignées.

Le cerveau est constitué par deux énormes masses latérales, les hémisphères cérébraux, réunis par des formations médianes [42], et couvrent le diencéphale¹⁰ et le sommet du tronc cérébral¹¹. [41]

⁹ Gyrus appelé aussi circonvolution cérébrale est un ensemble de replis sinueux du cortex cérébral, délimités par des sillons plus profonds ou constants, qui marquent chez les mammifères, la surface du cerveau

¹⁰ Partie du cerveau située entre les hémisphères, qui comprend l'hypothalamus ainsi que le thalamus. Il récolte et transmet les informations sensorielles, organiques et hormonales au cerveau, qui les exploite pour réagir en conséquence.

¹¹ élément important du système nerveux. Il se situe entre le cerveau et le début de la moelle épinière, à l'intérieur du crâne. Cette structure anatomique est traversée par les nerfs qui quittent le cerveau (voie de la motricité) ou qui y arrivent (voie de la sensibilité).

La surface de chaque hémisphère est creusée par un grand nombre de sillons¹² plus ou moins profonds, qui permettent d'individualiser des lobes, et dans chaque lobe des circonvolutions (Figure 35).

Les scissures présentes sur le cortex cérébral délimitent quatre lobes : Frontal, pariétal, temporal et occipital [42].

Il est important de souligner nous faisons une description simplifiée, aucune aire fonctionnelle du cortex n'agit isolément, d'une façon ou d'une autre, l'ensemble du cortex.

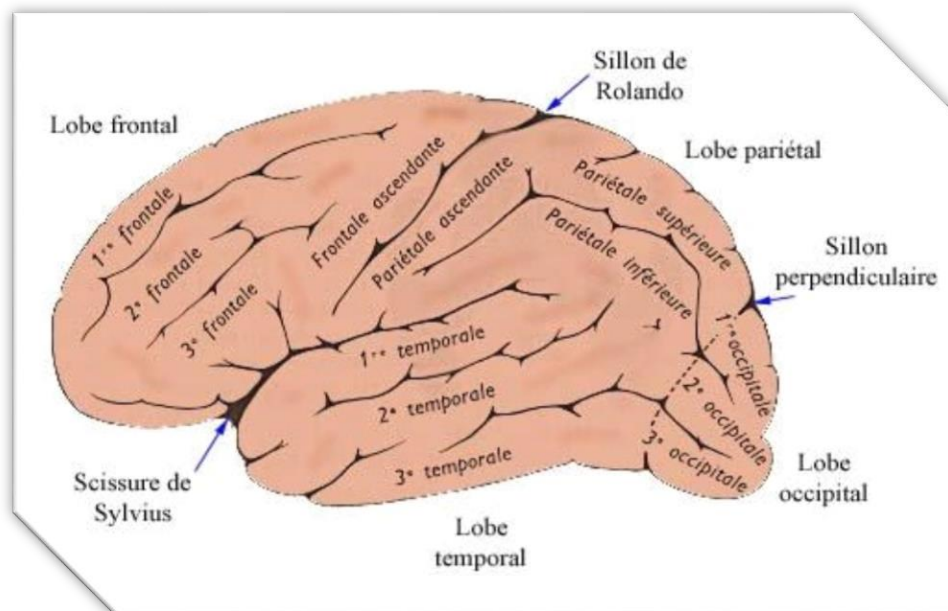


Figure 35 : Lobes et circonvolutions de l'hémisphère cérébral gauche

Le lobe frontal est composé d'une circonvolution ascendante et de trois circonvolutions (F1, F2, F3 sur la figure) qui prennent forme grâce à un sillon vertical et un sillon longitudinal.

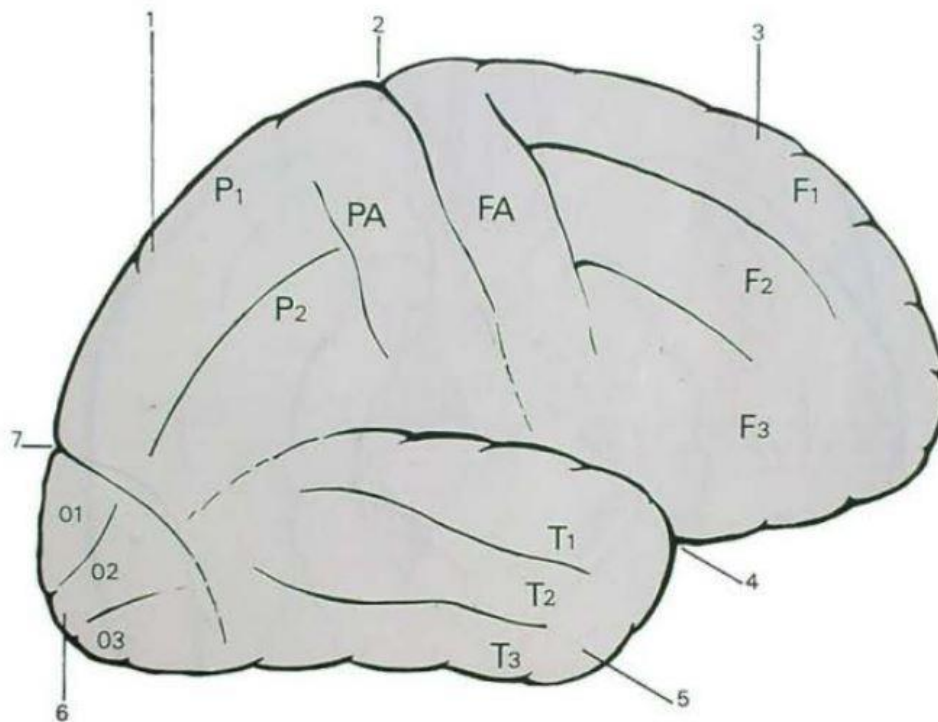
Sur lobe pariétal on retrouve un sillon vertical et un sillon longitudinal séparent la circonvolution ascendante et les deux circonvolutions (P1, P2) [42].

¹² Entaille que présente la surface de certains organes.

Sur lobe temporal, deux sillons longitudinaux divisent chacun en trois circonvolutions temporales (T1, T2, T3).

De même sur le lobe, le pôle occipital présente trois circonvolutions occipitales (O1, O2, O3) (Figure 36).

Sur la face inférieure des hémisphères, on voit le lobe temporal et le lobe occipital, que deux sillons longitudinaux divisent chacun en trois circonvolutions (O3, O4, O5, T3, T4, T5) [42] (Figure37).



16. Face externe du cerveau.

1. Lobe pariétal, 2. Scissure de Rolando, 3. Lobe frontal, 4. Scissure de Sylvius, 5. Lobe temporal, 6. Lobe occipital, 7. Scissure perpendiculaire externe.

Figure 36 : Circonvolutions de la face externe du cerveau

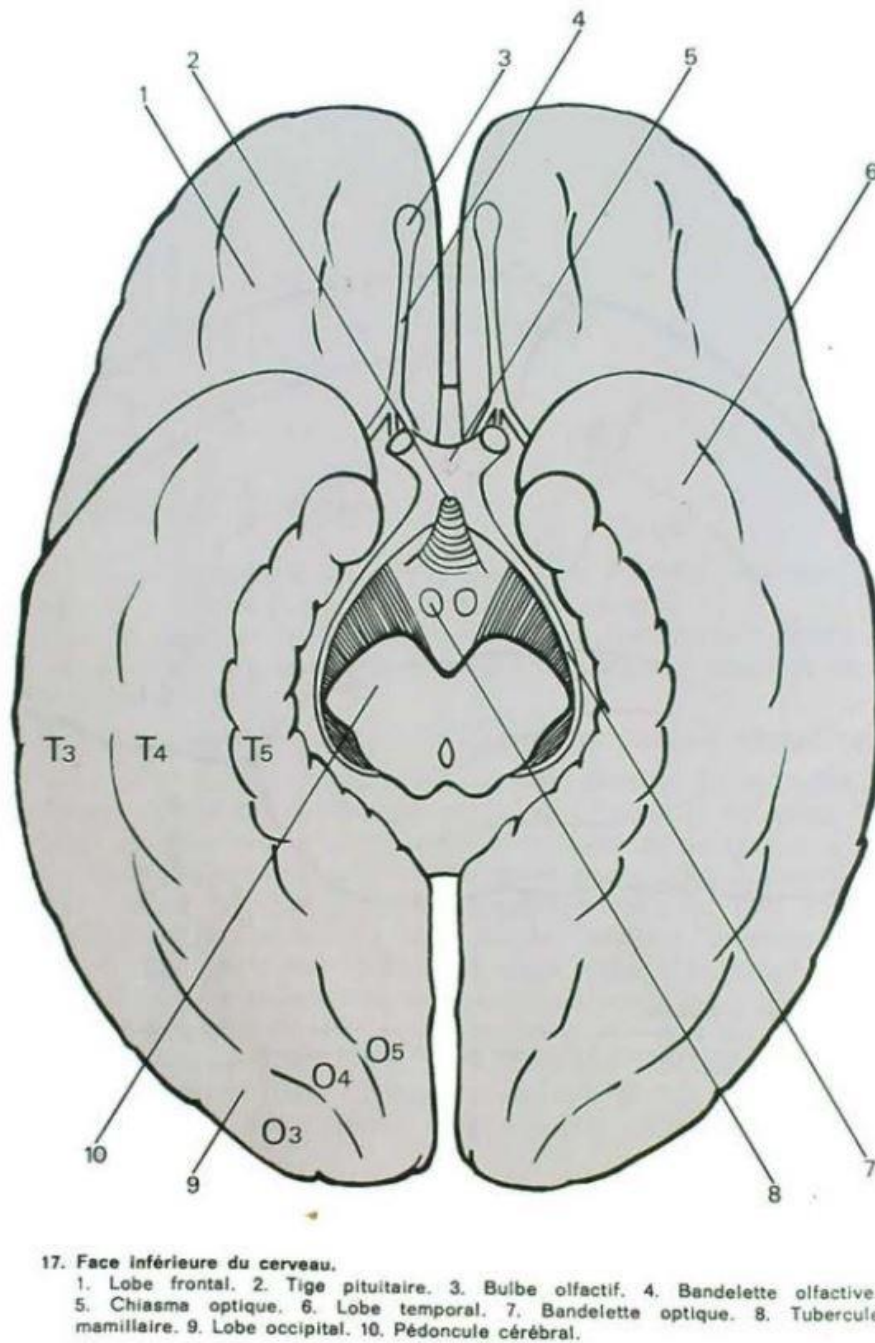


Figure 37 : Circonvolutions de la face inférieure du cerveau

2.9 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons montré que l'EEG représente un support fondamental dans l'analyse des signaux corticaux exploités dans les ICMs. Nous avons aussi délimité les zones du cerveau à exploiter. Avec ces connaissances acquises, nous allons pouvoir tenter de créer notre propre interface ce qui fait l'objet du prochain chapitre.

Chapitre 3

Application au contrôle d'un moteur par la pensée

3.1 Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons décrire la partie expérimentale. Celle-ci s'est déroulée dans l'enceinte de l'hôpital psychiatrique d'Oued-Aissi « Fernane Hanafi », dans la salle d'examen EEG du service pédopsychiatrie. Au cours de ce stage, nous avons pu effectuer des tests sur un sujet sain, pour une durée d'une heure et trente minutes.

Nous allons décrire la méthodologie de préparation du patient ainsi que celle de l'enregistrement du tracé EEG. Par la suite nous expliquerons les procédés d'analyses et d'interprétation des résultats obtenus, puis nous présenterons notre application à la commande d'un moteur.

3.2 Objectifs :

Ce travail comporte deux objectifs : Le premier est de faire apparaître expérimentalement les changements de fréquences d'ondes cérébrales dus aux différentes activités neuronales étudiées précédemment. Ces changements interviennent soit de manière volontaire par la concentration du sujet, soit par réponse à une stimulation. Nous allons nous focaliser dans notre travail, sur les ondes Alpha, Beta et Mu.

Le deuxième objectif dépend du succès de la première étape et consiste à extraire le tracé EEG sous format numérique et à le traiter par programme afin d'analyser les fréquences de ce signal, et détecter celles correspondant à une variation susceptible de créer un ordre moteur quand celle-ci se présente sur le tracé.

Le type d'interface que nous souhaitons utiliser dans cette étude est de type asynchrone, et nous allons tenter d'y parvenir avec les tests effectués, mais nous allons

également tester le type synchrone afin de décider lequel des deux types offre le meilleur résultat.

3.3 Préparation du patient :

Afin d'obtenir un enregistrement électroencéphalographique net et propre, il est nécessaire qu'il se déroule dans les meilleures conditions possibles.

Pour qu'un contrôle puisse être possible par la pensée le sujet doit avoir pleine possession de ses capacités mentales.

Nous avons choisi un sujet volontaire âgé de 23 ans en pleine possession de ses capacités mentales, en l'occurrence l'étudiant en chirurgie dentaire B. Ouafi. Nous lui avons placé le casque à électrodes disponible à l'hôpital. Ce casque comporte 21 électrodes prédisposées et prêtes à l'emploi, qu'il suffit de mettre au patient/sujet. L'ensemble des électrodes sont reliées à des fils regroupés, de quelques dizaines de centimètres, se terminant par une fiche de connexion comme cela est représenté sur la figure 38.

Les électrodes se retrouvent disposées sur la tête du sujet selon le schéma disponible sur la figure 39.



Figure 38 : *Sujet avec casque EEG*



Figure 39 : *Emplacement des électrodes*

Une fois le casque placé et les électrodes bien disposées sur le scalp du sujet, on ajoute une pâte décapante et conductrice sous chaque électrode et on attache fermement le casque de façon à créer un bon contact entre l'électrode et le scalp, et ainsi s'assurer un signal de bonne qualité (Figure 40).



Figure 40 : Application de la pâte conductrice

Cette étape terminée, on a demandé au sujet de s'installer sur le lit de l'hôpital, allongé sur le dos, décontracté et casque sur la tête, nous avons branché la fiche reliée aux électrodes à la boîte têteière représentée sur la figure 41.



Figure 41 : Sujet allongé sur le lit avant les tests, avec casque branché sur la boîte têteière.

Suite à cela, nous avons expliqué au sujet comment se dérouleront les tests, en précisant les résultats attendus, et en quoi consistera son rôle, ainsi que les tâches que nous allons lui demander d'effectuer (Figure 42). Afin de le mettre en confiance et ainsi s'assurer une meilleure représentation du diagramme, nous avons rassuré le sujet sur le caractère indolore de l'expérience pour ne pas faire apparaître des signaux en relation avec le stress.



Figure 42 : *Etapas de préparation du sujet*

3.4 Méthodes utilisées lors de l'enregistrement :

Avant de commencer à étudier les réactions du cerveau suites aux stimulations, ou à la concentration, nous avons pris le soin d'enregistrer un tracé à l'état « stable » avec les yeux ouverts et fermés, dans un environnement calme, en ayant demandé au sujet de se relaxer et sans s'adresser à lui durant l'enregistrement (Figure 43).



Figure 43 : Enregistrement du tracé EEG

Ensuite nous avons choisi certaines actions à faire effectuer au sujet, certaines par la volonté du sujet comme la fermeture des yeux, d'autres par réaction sensorielle comme la stimulation lumineuse intermittente.

Au départ nous nous sommes inspiré des méthodes utilisées par les médecins, puis nous avons élaboré nos propres tests afin de tenter de créer une modification de l'activité cérébrale.

3.4.1 Méthodes régulières utilisées par le technicien :

➤ *Ouverture et fermeture des yeux :*

La première approche que nous avons employée, est la réaction la plus basique ainsi que la plus évidente dans le domaine de l'EEG. Elle est appelée la R.A.V « Réaction d'Arrêt

Visuel », et consiste en l'ouverture et la fermeture des yeux afin de faire apparaître et disparaître les ondes alphas, c'est une réaction instinctive du cerveau qui est témoin de la relaxation [39].

➤ **Hyperpnée (Hpn) :**

- Respiration volontaire et énergique pendant 3 à 5 mn.
- Contre-indiquée en cas de certaines pathologies.
- But : Par rejet des ions acides CO₂, l'H.P.N déclenche une alcalose respiratoire¹, elle-même génératrice d'une légère vasoconstriction, d'où une souffrance cérébrale a minima
- Observer un ralentissement (apparition d'ondes lentes thêta ou delta) Observer des anomalies paroxystiques (utilisé plus pour diagnostique) [39, 43].

➤ **Stimulation lumineuse intermittente (SLI) :**

- Un stroboscope est placé en face des yeux, plusieurs trains de flashes de fréquences différentes sont appliqués.
- Cette technique n'a le plus souvent pas d'influence sur le tracé, mais nous l'avons testé de nous-même afin de voir son effet.
- Elle donne plus de résultats sur des patients épileptiques enclenchant des spasmes musculaires, dus à une excitation d'un groupe de neurones [39, 43].

3.4.2 Méthodes proposées :

➤ **Remémoration yeux fermés :**

Le patient, est allongé avec les yeux fermés, il devra se remémorer un de ses cours tout en gardant les yeux fermés

➤ **Remémoration yeux ouvert :**

On inscrit 5 mots sur une feuille de papier, que l'on a écrit de façon lisible avec de grands caractères, puis cette feuille est soumise à la vue du sujet.

Une fois la lecture terminée, nous ôtons la feuille de la vue de patient et après avoir lancé l'enregistrement, nous lui avons demandé de se rappeler des mots écrits sur la feuille, d'abord suivant un certain ordre, puis de manière aléatoire.

Voici la liste des mots :

Téléphone - Chien - Voiture - Papier – Chat.

¹ L'alcalose respiratoire, ou ventilatoire, est un trouble de l'équilibre acido-basique défini par une hausse du pH dans le secteur extra-cellulaire plasmatique

➤ **Calculs :**

Dans cette méthode nous avons inscrit un nombre de calcul mentaux à soumettre au sujet, la difficulté de ces calculs augmentant de manière crescendo.

Le patient est allongé sur le lit, les yeux ouverts et nous lui soumettons les séries de calculs.

Voici les calculs proposés au sujet :

2x2. 4x4. 5x6. 9x5. 11x11. 12x12. 14.5x2. $\sqrt{25}$. 316x4

➤ **Mouvement volontaire :**

Le patient est allongé sur le lit, les yeux ouverts, les bras détendus le long du corps, nous avons créé une liste de mouvements que devra exécuter le sujet de manière lente afin de pouvoir mieux voir les signaux et éviter tout artefact.

Dans ce test nous voulions voir l'activité neuronale motrice correspondant à la réalisation d'un mouvement physique.

➤ **Imagerie motrice :**

C'est le but que nous voulions atteindre, faire apparaître une activité cérébrale dans la région moteur sans faire de mouvement réel, nous avons demandé au sujet allongé de garder les yeux ouverts, et de s'imaginer en train d'effectuer un mouvement. Nous avons choisi la contraction du biceps, et lui avons demandé de penser à effectuer ce mouvement juste après l'avoir réalisé réellement.

3.5 Problèmes rencontrés

Lorsque du stage pratique, nous avons rencontré quelques inconvénients auxquels nous avons pu remédier grâce à l'expérience du technicien qui a codirigé les tests.

Le plus gros problème que nous avons rencontré concerne les parasites, et cela était dû au mauvais contact entre l'électrode et le scalp. Les solutions apportées sont les suivantes :

- Vérifier l'emplacement de l'électrode, et appuyer dessus afin de créer un meilleur contact.
- Ajouter de la pâte conductrice entre l'électrode sur lequel est apparu le parasite et le scalp.

Si le parasite persiste, le problème est alors dû à l'électrode elle-même, qui doit être défectueuse, ou alors la conduction du signal est parasitée par des résidus de pâte qui,

avec le temps, a perdu de sa vertu conductrice et à l'inverse empêche la bonne conduction du signal, pour palier à cet inconvénient les solutions suivantes s'offrent à nous :

- Placer un fil conducteur directement entre l'électrode défectueuse et le scalp et le relier à l'entrée correspondante sur la boîte tête.
- Filtrer le signal obtenu sur l'électrode défectueuse directement sur le logiciel, pour cela il suffit de sélectionner le nom de l'électrode, de cliquer dessus et de choisir un filtre correspondant. (À utiliser en dernier recours)

Nous avons rencontré un artefact très important sur le montage monopolaire qui a perturbé le signal sur toutes les autres électrodes (Figure 44). Nous y avons remédié en arrêtant l'enregistrement des électrodes affectées, c'est-à-dire que nous avons supprimé les tracés correspondants aux électrodes en question. Ce que nous pouvons remarquer sur la figure 44, qui montre que les deux électrodes Fpz et Oz ne possèdent pas de tracé.

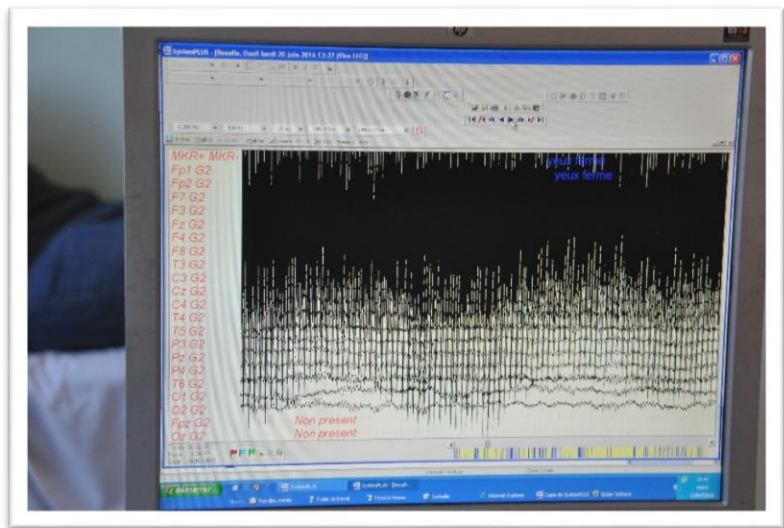


Figure 44 : Artefact important lors de l'examen

Il est à noter que ces parasites n'apparaissent pas systématiquement, et ne sont pas toujours situés sur la même électrode.

3.6 Réactions en temps réel sur l'enregistrement :

Dans cette partie nous allons décrire les réactions obtenues pour chaque méthode décrite précédemment, en gardant à l'esprit que tous les tracés obtenus dans ces tests ont été réalisés sur un montage monopolaire.

➤ *Ouverture et fermeture des yeux :*

Le tracé obtenu est exactement celui que nous attendions, car cette réaction physiologique est bien connue. Nous avons donc obtenu lors de la fermeture des yeux

l'apparition des ondes alpha, un signal facilement reconnaissable grâce à son rythme plutôt régulier et d'amplitude plus élevée comme il est montré sur la figure 45.

Nous avons remarqué un retard de quelques secondes sur l'apparition de ces ondes sur notre sujet entre le moment où les yeux ont été fermés et l'apparition de l'onde, ceci est dû à un état de stress ou de réflexion, comme nous l'avons dit précédemment on peut faire disparaître l'onde alpha avec une perturbation extérieure ou une réflexion intense.

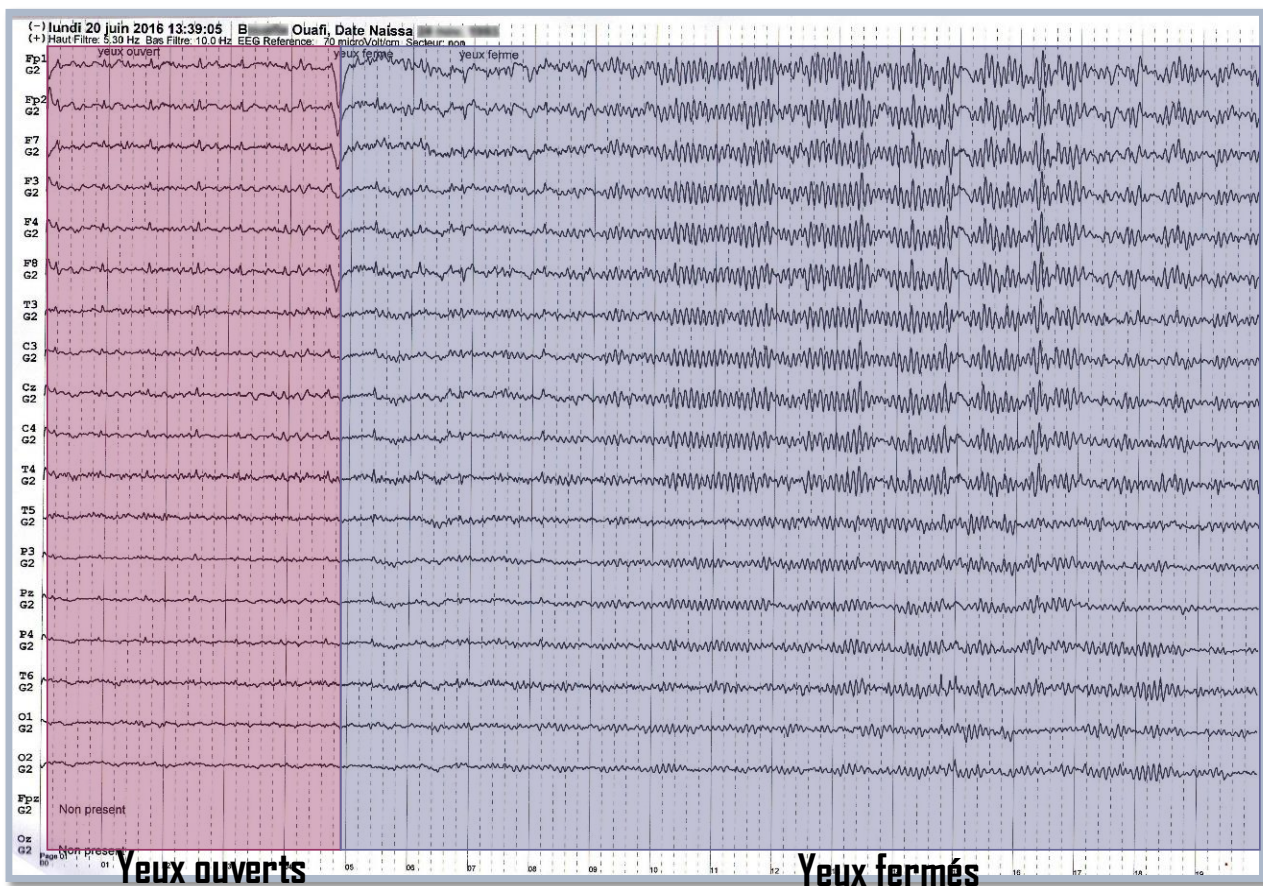


Figure 45 : Tracé test yeux ouverts / fermés

➤ *Hpn yeux fermés et ouverts :*

Ces deux méthodes n'ont donné aucun résultat concluant à l'œil nu, un neurologue en dira certainement le contraire, mais pour un œil non expérimenté comme le nôtre, il n'y a pas de changement suffisamment discriminant afin d'être exploité pour une interface cerveau machine.

➤ **SLI yeux ouverts :**

Dans ce test, nous remarquons que l'activité réagit à la stimulation lumineuse en essayant de suivre le rythme des flash lumineux. Là où nous voyons une réponse visible c'est lors de la stimulation avec une fréquence de 12 Hz, nous voyons apparaître un signal plutôt régulier un cours instant. Il faut dire que les résultats ont été moins concluants avec les fréquences basses (Figure 46).

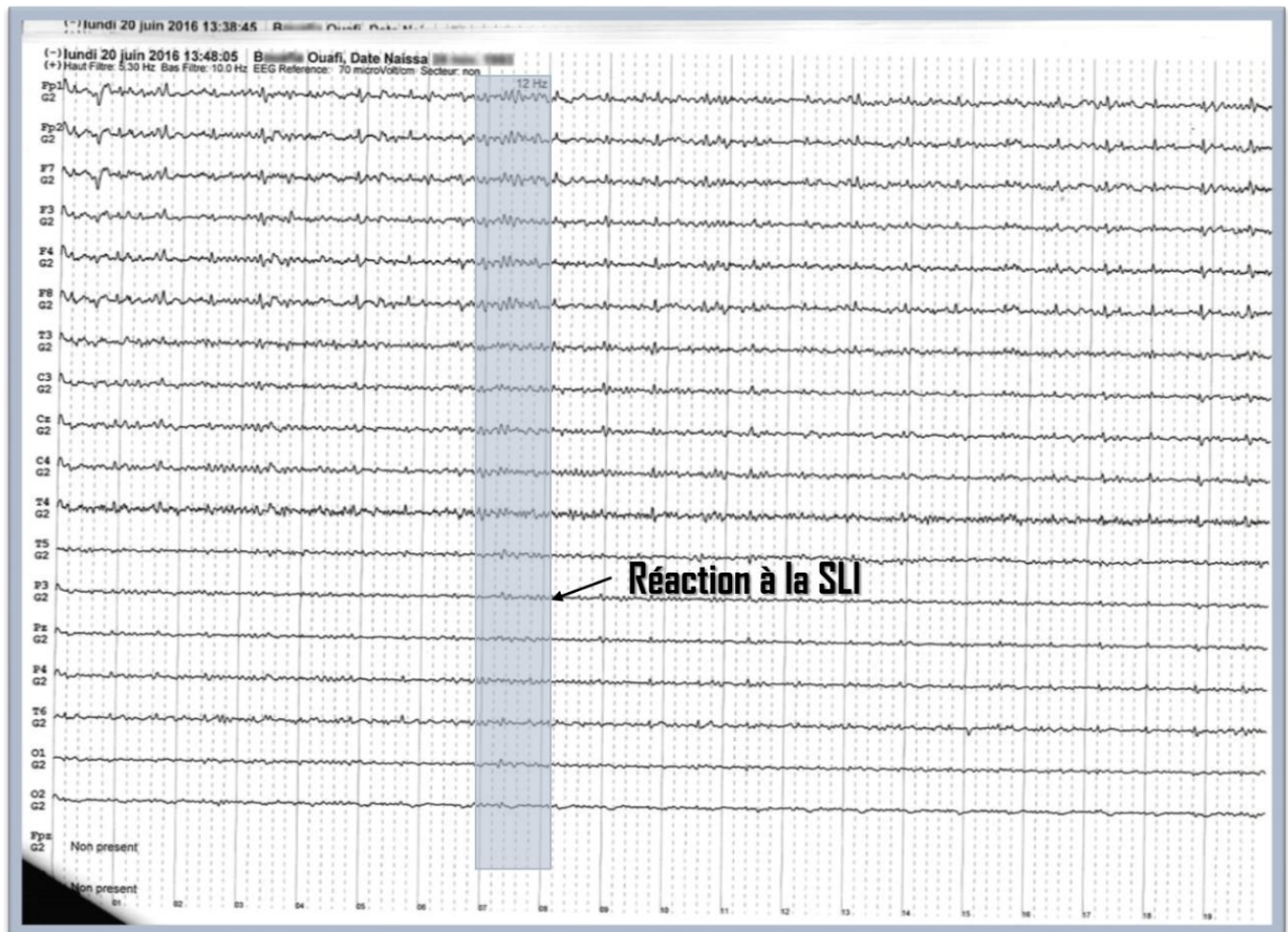


Figure 46: Tracé du test SLI yeux ouverts

➤ **SLI yeux fermés :**

Nous voyons apparaître au début de l'enregistrement des ondes alpha, car ce test s'effectue les yeux fermés, et au moment où la SLI a commencé à émettre des flashes lumineux, nous remarquons une très forte diminution du signal alpha sur un laps de temps, puis une disparition du rythme alpha lors des stimulations à de plus hautes fréquences (Figure 47).

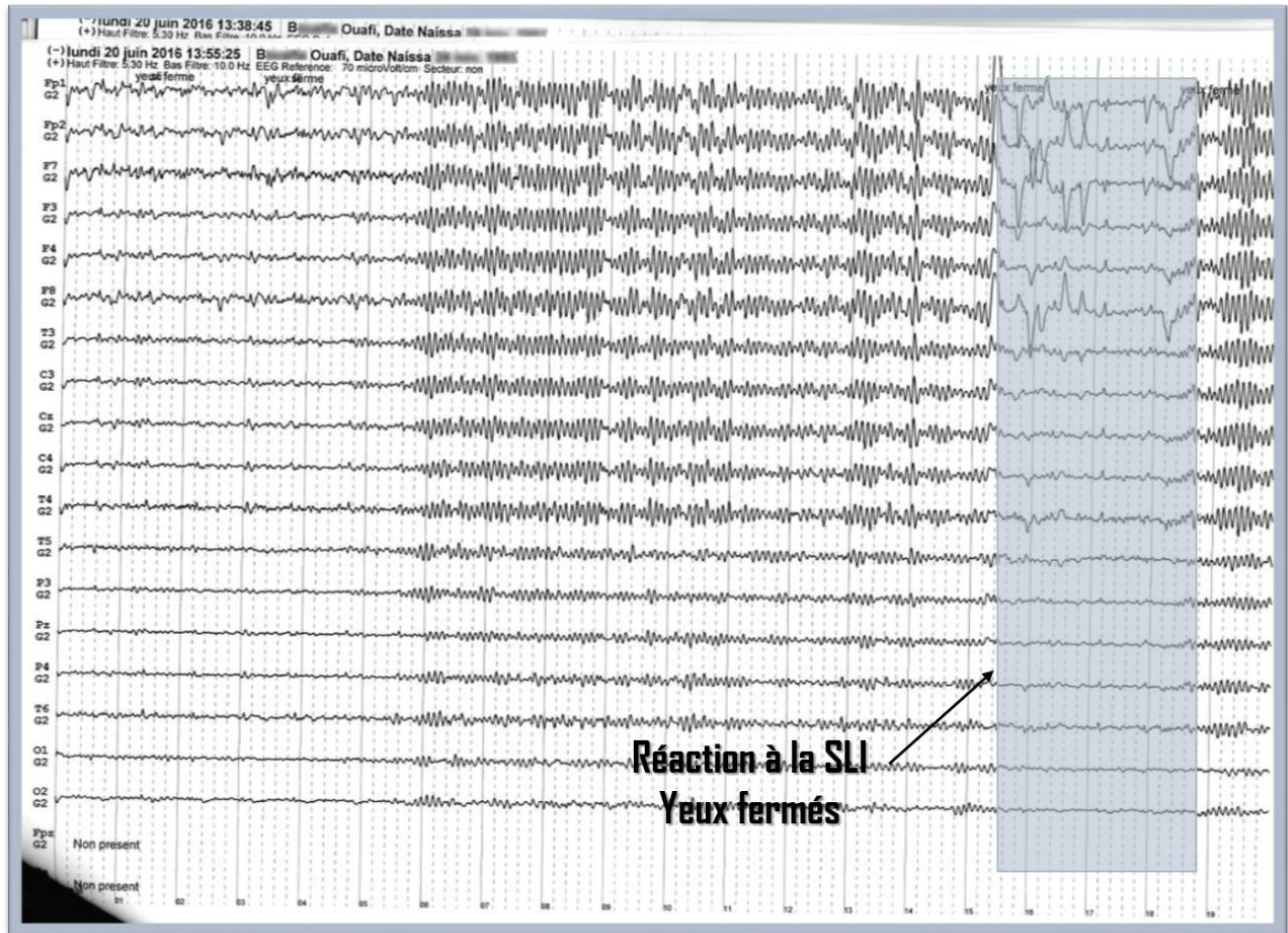


Figure 47: Tracé du test SLI yeux fermés

➤ **Remémoration yeux fermés :**

Cette méthode nous a donné des résultats concluants. Au début de l'enregistrement comme ce test s'effectue les yeux fermés, il y a apparition des ondes alpha, et au moment où nous avons demandé au sujet de se remémorer un cours, nous avons remarqué la disparition des ondes alpha pour laisser apparaître des ondes non symétriques et de moindre amplitude, preuve de la présence d'une activité cérébrale empêchant les ondes alpha de se manifester.

Lorsque le sujet s'est arrêté de se remémorer son cours, nous avons remarqué la réapparition des ondes alpha (Figure 48).

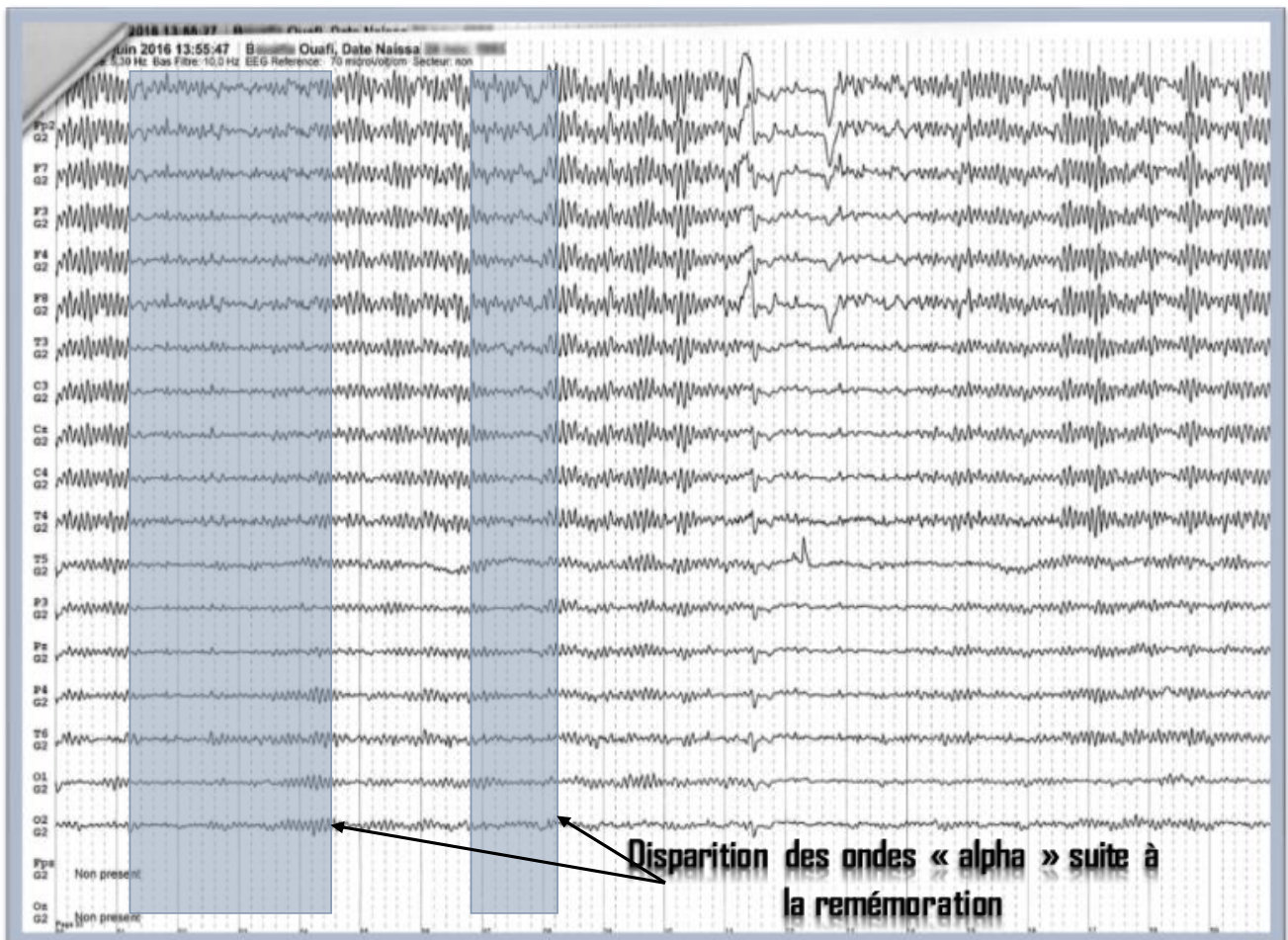


Figure 48 : Tracé obtenu lors de la remémoration Y.F

➤ **Remémoration yeux ouverts :**

Les résultats obtenus avec la remémoration des mots yeux ouverts, sont moins concluants que ceux obtenus avec la précédente méthode basée sur le même procédé (la remémoration) avec les yeux fermés.

Nous remarquons sur le tracé représenté dans la figure 49 un changement peu remarquable car on ne distingue pas de changement fréquentiel, mais une légère distorsion du signal en amplitude.

Ce résultat est difficilement exploitable, suite à son caractère peu discriminant.

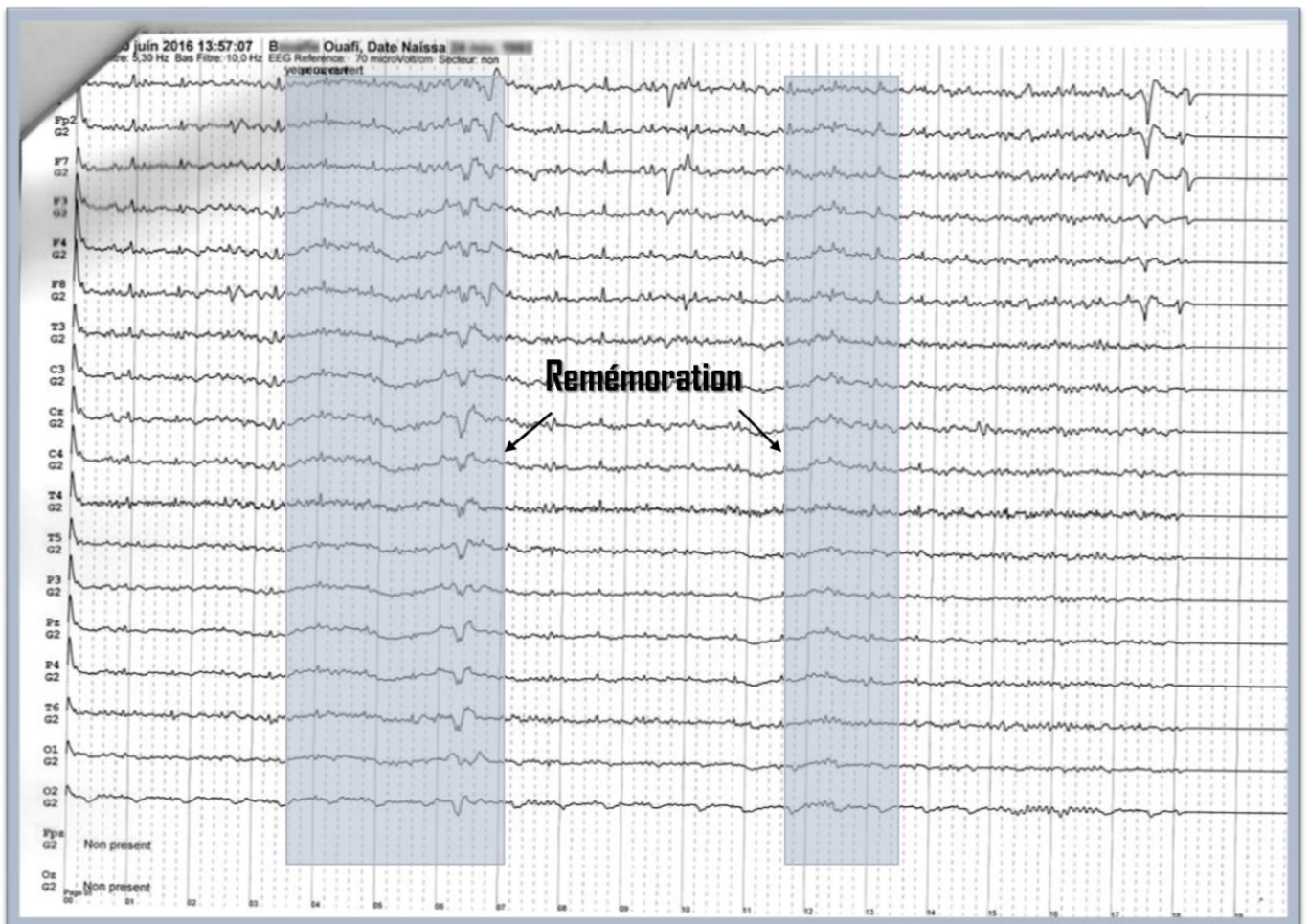


Figure 49 : Tracé obtenu lors de la remémoration yeux ouverts

➤ **Calcul mental :**

Au début des tests, lorsque le sujet effectue les 4 premiers calculs qui sont limpides, aucun changement n'est remarqué sur le tracé sauf quelques artefacts oculaires. En revanche, lorsque les calculs demandent un minimum de réflexion, nous remarquons un changement d'activité sur le tracé, des ondulations plus régulières avec une plus grande amplitude font leur apparition avant de disparaître une fois le calcul résolu.

Lorsque la difficulté des calculs a encore augmenté, nous avons remarqué une succession d'ondulations régulières faisant leur apparition tout au long du calcul en cours de traitement. On remarque aussi l'apparition de plusieurs artefacts oculaires qui ne sont pas à prendre en considération (Figure50).

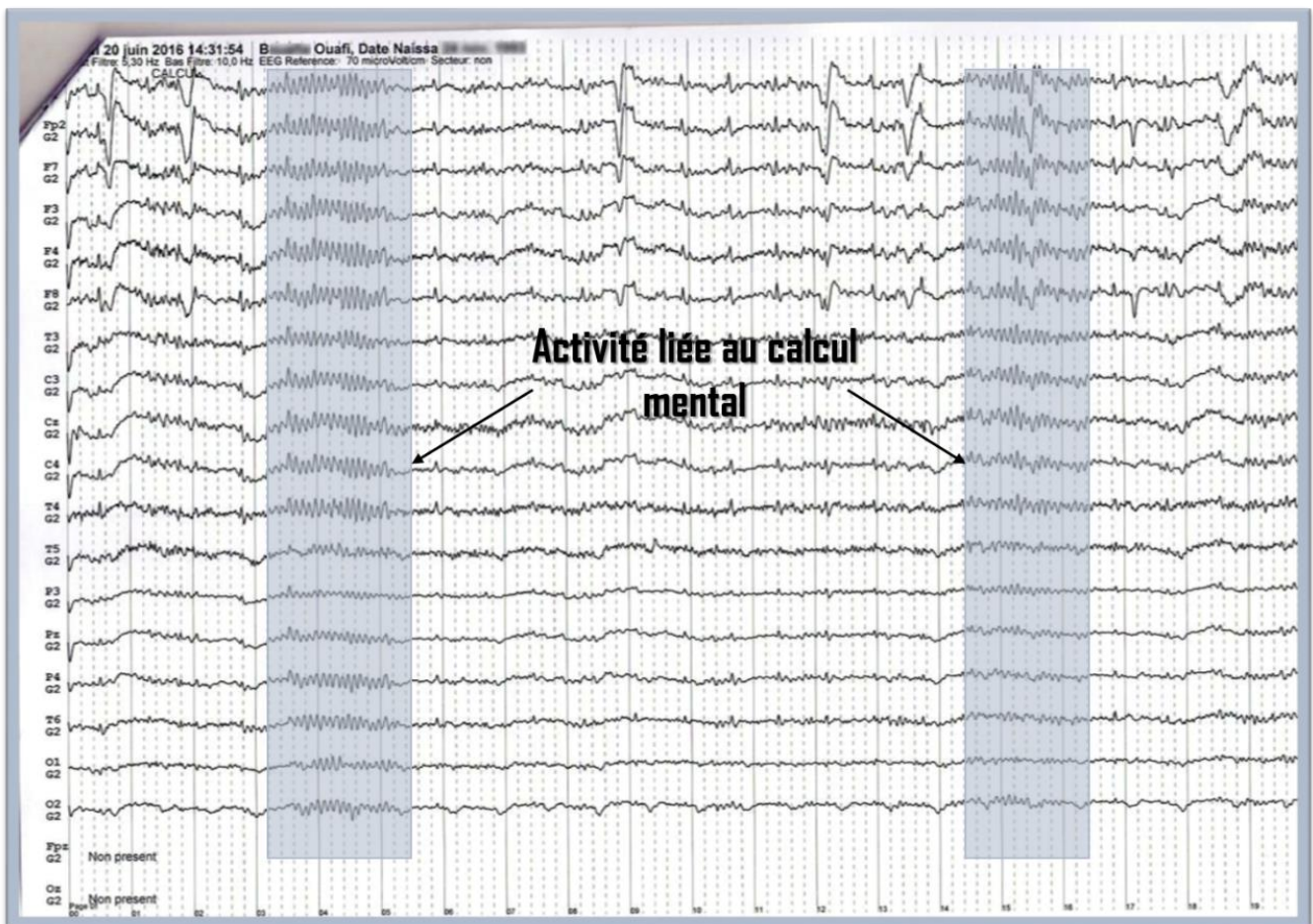


Figure 50 : Tracé obtenu avec les calculs complexes

➤ **Mouvements volontaires :**

Nous remarquons l'apparition d'ondes régulières lorsque le sujet effectue un mouvement, celles-ci correspondent à l'onde « Mu », témoins de l'activité de la zone motrice du cerveau, nous avons étudié plusieurs mouvements et avons décidé de nous focaliser sur la contraction du biceps, et nous avons obtenu le tracé présent sur la figure 51.

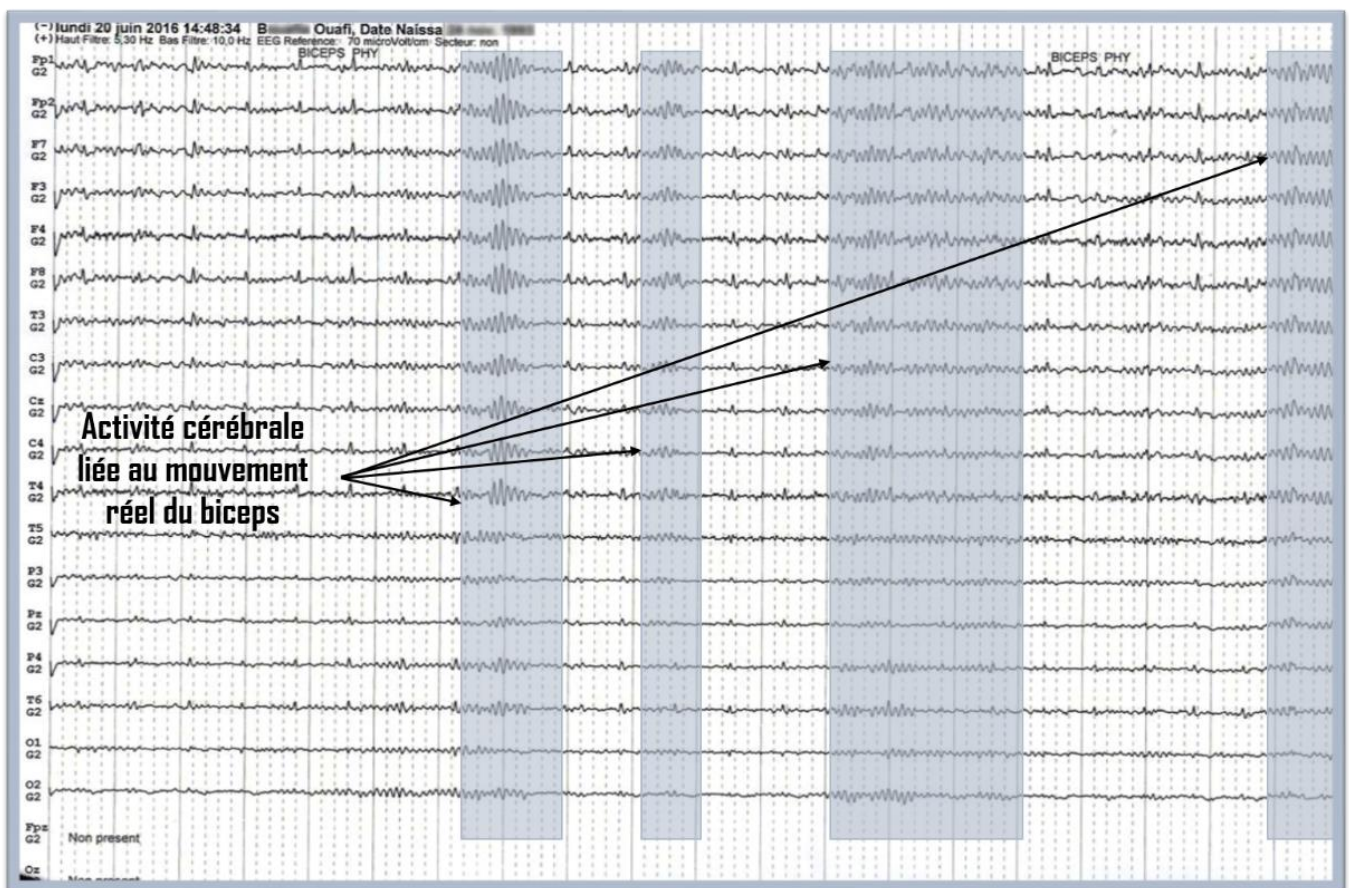


Figure 51 : Tracé de la contraction du biceps

➤ **Imagerie motrice :**

C'est la réaction la plus utilisée dans les ICM de type asynchrone.

Nous avons demandé au sujet juste après avoir contracté son biceps réellement, de repositionner sans bras, et de penser à refaire le même geste. Le résultat n'a pas été obtenu immédiatement car le sujet n'est pas familier avec cet exercice mental, mais suite à plusieurs efforts, nous avons obtenu une courte réaction sur le tracé, une ondulation de rythme régulier et discriminante comme le montre la figure 52.

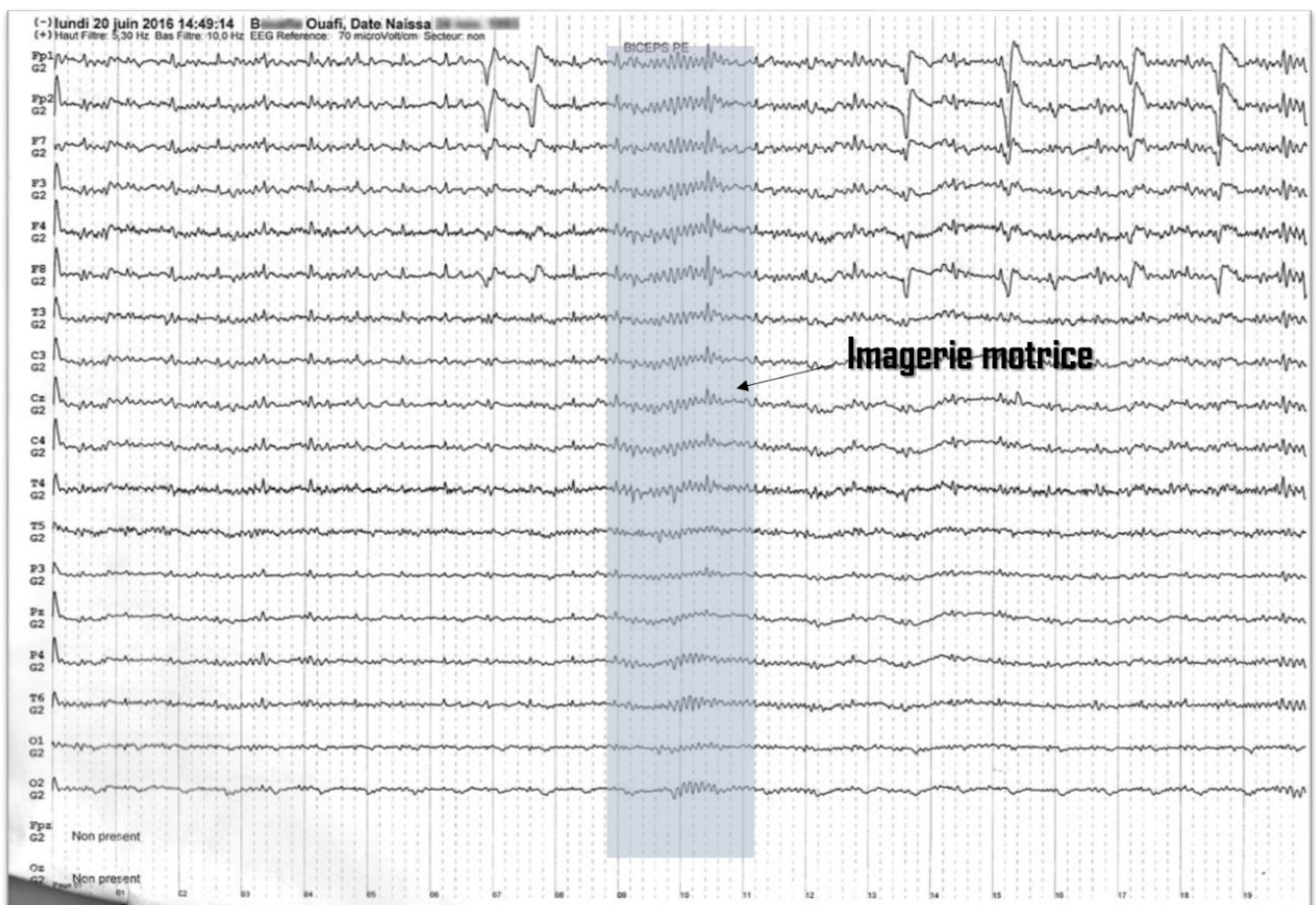


Figure 52 : tracé de l'imagerie motrice

3.6.1 Conclusion

Certaines méthodes ont donné des résultats concluants, des tracés exploitables mais pas forcément adaptés à toute utilisation, comme les résultats nécessitant de garder les yeux fermés. Il n'est donc pas concevable de les utiliser pour guider un fauteuil roulant, car le sujet risquerait de faire un accident. D'autres méthodes n'ont pas donné de résultats satisfaisants, mais nous avons essayé de faire une gamme de tests dans le but de trouver justement les méthodes les plus avantageuses.

Nous pouvons dire que le tracé obtenu avec l'imagerie motrice est un résultat très concluant. Au début, nous ne savions pas si un tel résultat allait être possible, mais nous avons par la suite réussi à obtenir une activité cérébrale motrice par la seule force de la pensée. C'est un résultat important dans le domaine des Interfaces Cerveau-Machine et c'est sur ce tracé que nous allons développer notre interface, qui sera donc de type asynchrone et qui pourra être utilisée afin d'actionner un moteur, ce qui ouvre un large champ de possibilités comme par exemple, piloter un fauteuil roulant.

3.7 Organigramme du traitement du signal EEG avec Matlab

Une fois les tests effectués, les résultats ont été exportés sur support USB sous format ASCII, afin d'être lus, traités et analysés.

Une fois que les résultats obtenus sont importés sur notre ordinateur sous format ASCII, il nous reste donc à trouver le moyen de les traiter, et à définir les critères sur lesquels nous baser. Deux solutions nous sont apparues : Travailler sur les changements d'amplitude du tracé, ou sur les changements de fréquence.

Travailler sur les changements d'amplitude est sans doute la méthode la plus facile, car il aurait suffi de fixer un seuil d'amplitude et analyser les amplitudes de l'électroencéphalogramme, mais avec cette méthode on se retrouve confronté à des problèmes assez récurrents, qui sont les artefacts. Ces artefacts dans la majorité du temps ayant une amplitude bien plus élevée que le signal utile, on se retrouvera donc à enclencher le moteur de manière aléatoire, échappant à la volonté du sujet.

Néanmoins cette méthode peut se révéler utile si l'on veut exploiter les artefacts comme signal de commande pour une quelconque fonction.

Travailler sur la détection des changements de fréquence, est une tâche un peu plus complexe, nécessitant l'utilisation de logiciels de traitement de signal, dont il faut connaître les instructions, et donc nous devons passer par un ordinateur avant d'arriver au microcontrôleur. Mais cette méthode à l'avantage de se focaliser expressément sur les signaux utiles. En effet cette méthode est plus adaptée à notre travail car nous cherchons à retrouver spécifiquement les ondes relatives à l'activité motrice nommée « MU » ayant une fréquence située entre 7 et 11Hz, et cette méthode fait abstraction des artefacts ayant une grande amplitude.

Nous avons donc opté pour la seconde méthode, qui consiste en l'analyse fréquentielle du tracé. Pour cela nous avons utilisé MATLAB 2015, un logiciel très pratique possédant une boîte à outil parmi tant d'autres spécialisée dans le traitement du signal. Ce logiciel étant l'un des plus anciens et les plus utilisés par les ingénieurs a fourni au fur des années, des facilités afin d'aider ses utilisateurs à réaliser leur projet et c'est dans ce cadre, et en étant alerte des moyens qu'utilisent les ingénieurs pour leurs travaux que MATLAB fut doté d'un support hardware pour tous types de cartes électroniques disponibles sur le marché comme la « Raspberry pi » et la carte la plus utilisée et celle que nous utiliserons la carte « ARDUINO ».

La technique d'approche étant choisie, la description du fonctionnement du programme est assez simple.

Une fois MATLAB 2015 ouvert, les données sont importées par la fonction « import data » situé sur l'interface « HOME » (Figure 53).

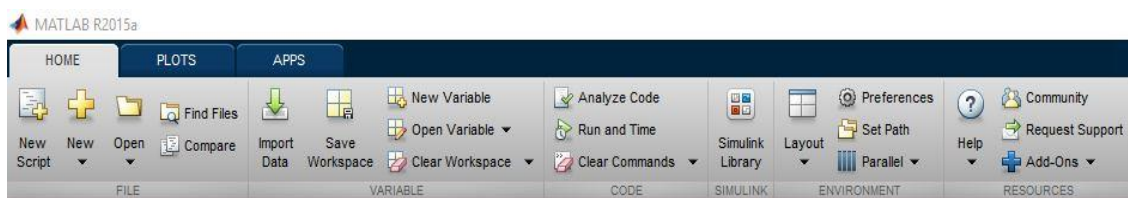


Figure 53: Interface d'accueil de MATLAB

Après avoir indiqué le chemin d'accès, les données sont chargées dans le workspace de Matlab.

L'idée du programme utilisé pour traiter le signal EEG obtenu, est d'analyser le signal tranche par tranche, et de lui appliquer une transformé de fourrier à chaque tranche. Nous avons choisi de prendre des tranches d'une seconde sur un tracé de vingt secondes. Ainsi, nous obtenons toutes les fréquences présentes à chaque seconde du tracé avec leur nombre d'apparition, ce qui nous renseigne sur le type d'ondes dominantes à chaque instant du signal.

Nous testerons les fréquences obtenues, à chaque analyse du signal correspondant aux fréquences recherchées, c'est-à-dire entre 7 et 11 Hz. Si ce test est négatif, la boucle est relancée, si ce test est positif un graphe représentant l'amplitude de la transformé de fourrier est affiché et un ordre moteur est envoyé au microcontrôleur, afin de faire tourner un moteur, avant de réexécuter la boucle autant de fois que nécessaire jusqu'à la fin du signal (Figure 54).

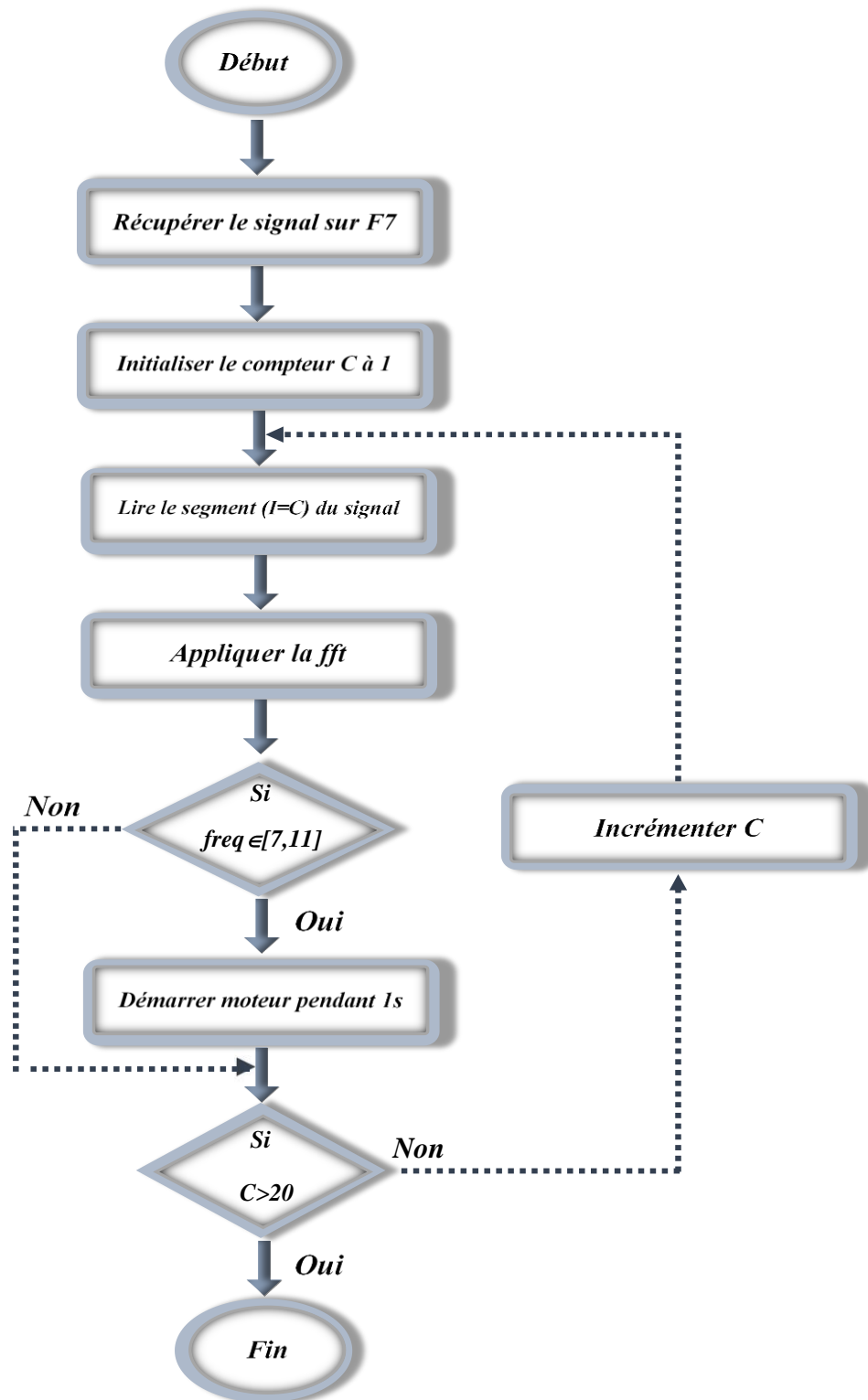


Figure 54 : Organigramme du programme utilisé

3.8 Description du programme

Une fois les données importées, nous pouvons commencer à les traiter avec les boîtes à outils disponibles sur Matlab, voici comment nous avons procédé :

Dans ce programme, l'instruction qui permet d'analyser le tracé seconde par seconde est intégrée dans la boucle « for ». Une variable nommée « F77 » récupère une partie du signal d'origine grâce à l'instruction `F77=F7(1+(256*i):256+(256*i));`.

La variable F77 reçoit donc les 256 premiers échantillons du signal, ce qui correspond à une seconde dans le tracé, cette fonction imbriquée dans une boucle « for » continue de se réexécuter jusqu'à arriver à la fin du tracé. Lors de la réexécution de cette boucle, la variable reçoit les 256 échantillons suivants, ce qui fait avancer le tracé d'une seconde à chaque réitération.

Un test est effectué sur les résultats de la transformée de fourrier obtenus sur chaque seconde du tracé, afin de détecter les fréquences associées à l'imagerie motrice. Si cette condition est satisfaite une commande est générée sur la carte « Arduino » afin d'activer le moteur auquel elle est reliée, sinon le programme continu d'analyser la suite du tracé jusqu'à la fin.

Voici le programme dans son intégrité présenté dans la figure 55 :

```
%D'abord importer les données de l'électrode F7
%Création d'une connexion série avec Arduino
a = arduino('COM3','UNO');

%Initialisation du port 8 de Arduino à zero
writeDigitalPin(a,8,0);

%Déclaration de la variable utilisée pour l'affichage des tracés
j=2;

%Affichage du Tracé EEG complet
figure
subplot (4,1,1),plot (F7,'linewidth',2),grid on,title('Le Signal EEG');
axis ([0 5120 -52 36])

%Initialisation de la boucle de traitement
for i=drange (0:19)
    %Création de d'une variable contenant 1s du tracé
    F77=F7(1+(256*i):256+(256*i));

    %Application de la transformé de fourrier à la partie sélectionnée
    du signal
    xf=fft(F77);
    xfa=abs(xf);

    %Variable de localisation de la tranche du tracé étudié
    w=1+(256*i);
    x=256+(256*i);
    v=(w-1)/256;
    c=x/256;

    %Variable contenant la fréquence et l'amplitude de la partie
    analysée
    [amp,freq]=max(xfa)

    %Test sur le pic de fréquence obtenu
    if freq>=7 && freq<=11

        %Génération de l'ordre moteur sur Arduino
        writeDigitalPin(a,8,1);

        %Affichage et situation du pic fréquentiel détecté sur Matlab
        str = sprintf('pic détecté sur la TF du signal dans l
intervalle
[%d %d] : %d s %d s',w,x,v,c);
        subplot (4,1,j),plot (xfa,'linewidth',2),grid on,title(str);
        axis ([0 100 0 900])
    end
end
```

```
%Incrémentation de la variable d'affichage
j=j+1;

    %Pause du programme afin de pouvoir visualisé la commande suite
    à la détection de la fréquence
    pause (0.5)

    %Arrêt de l'ordre moteur jusqu'à l'apparition du prochain pic à
    la fréquence Mu
    writeDigitalPin(a,8,0);

end
%Pause du système afin de simuler le temps réel
pause (1)
end
```

Figure 55 : Programme utilisé sur Matlab

3.9 Etude du tracé sur MATLAB :

Tout au long du tracé (Figure 56), le sujet imagine qu'il contracte son biceps. Sur le tracé de l'électrode « F7 » l'activité « Mu » n'est pas visuellement apparente, sauf à deux intervalles de temps où l'on peut constater une symétrie du signal qui est périodique. C'est à la 8^e seconde exactement que nous obtenons lors du traitement du signal avec la transformée de Fourier un pic maximum aux fréquences 10-11 Hz, correspondant à l'onde « Mu » témoin de la synchronisation neuronale de la région motrice du cerveau appelé ERS.

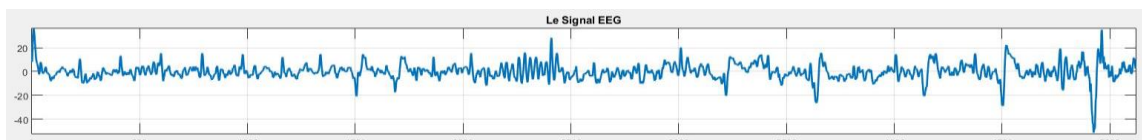


Figure 56 : Tracé obtenu sur l'électrode F7

Mais il se trouve qu'en analysant le signal en sur son ensemble, les fréquences de l'onde « Mu » sont présentes quasiment sur tout le tracé, mais de manière désynchronisée et noyée dans d'autres fréquences (Figure 57), témoins que le sujet pense au mouvement mais que les neurones ne travaillent pas encore de manière synchronisée à créer le mouvement, ce qui correspond à l'ERD. En d'autres termes le sujet n'arrive pas à se concentrer suffisamment sur le geste afin que son cerveau puisse créer une image nette du mouvement, et ainsi activer la région motrice du cerveau pour obtenir une ERS.

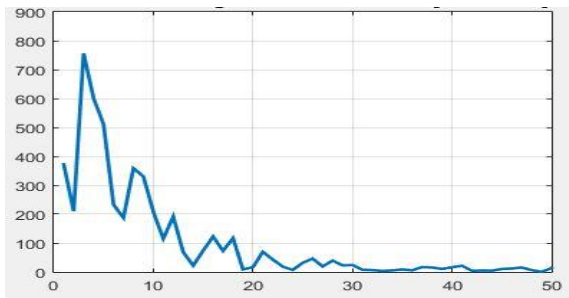


Figure 57 : fréquences obtenues sur un intervalle quelconque du signal – présence de fréquence « Mu »

On retrouve sur certaines régions frontales et pariétales une activité dominante des ondes « Mu » sur la totalité du tracé, preuve que les neurones actifs ne se situent pas que dans une seule région et qu'un geste induit l'activité de plusieurs régions du cerveau.

3.10 Commande du moteur par Arduino

Voici quelques détails permettant de réaliser la commande motrice à partir sur Arduino à partir de Matlab :

➤ **Carte utilisée pour la commande du moteur :**

La carte utilisée pour ce mémoire est la carte Arduino Uno, dotée d'un microcontrôleurs ATMEL ATmega328 de 8 bits

➤ **Création de liaison série avec Arduino :**

Une liaison série a été créée entre l'ordinateur et la carte Arduino grâce à un support hardware disponible sur Matlab et en utilisant l'instruction :

```
a = arduino('COM3', 'UNO');
```

➤ **Programme d'activation du moteur :**

Cette instruction a directement été insérée dans le programme principal sur Matlab avec l'instruction : `writeDigitalPin(a, 13, 1);`

Il n'est pas utile d'introduire des lignes de commande sur le logiciel de Arduino.

➤ **Schéma de commande du moteur :**

La sortie 8 de Arduino est reliée à un transistor afin d'amplifier le courant, car la carte Arduino ne délivre que 40 mA, ce signal sert de commande au transistor, ceci est expliqué dans le schéma illustré sur la Figure 58, accompagné du montage réalisé (Figure 59).

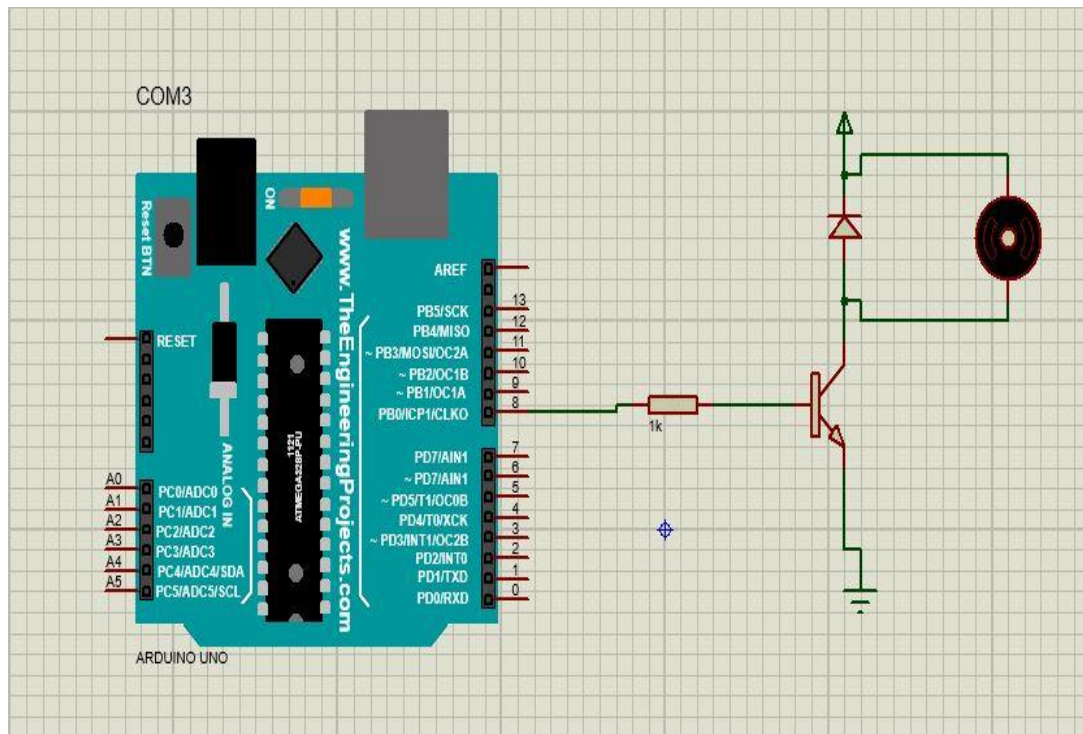


Figure 58 : Schéma électronique de la commande du moteur

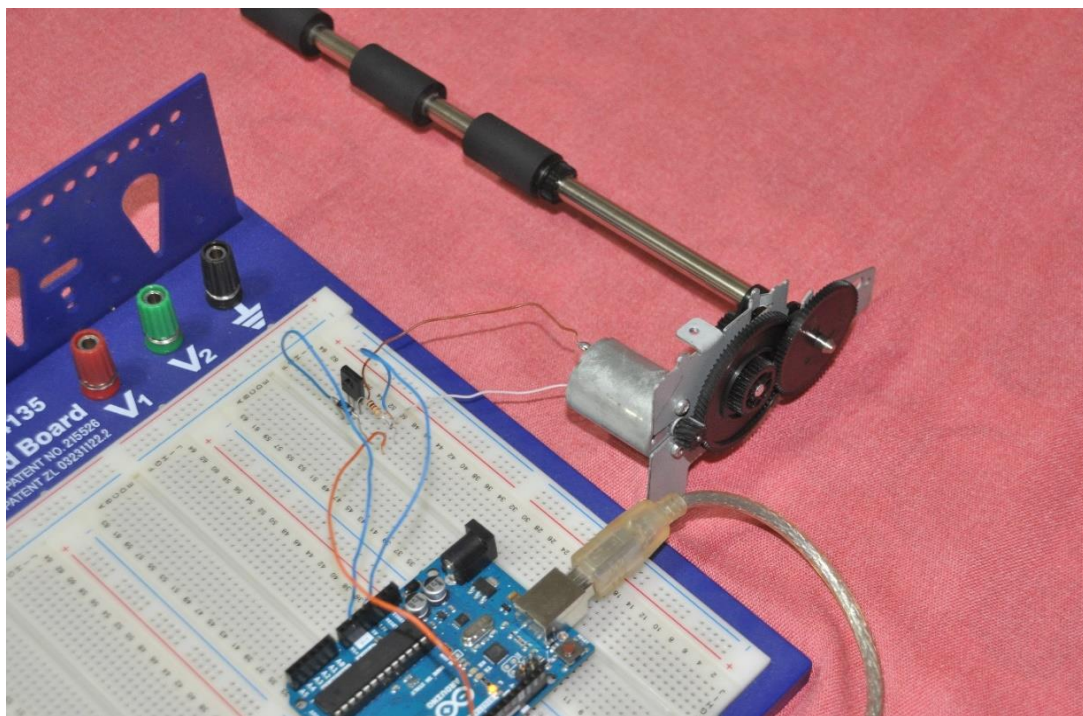


Figure 59 : Montage réalisé en pratique

3.11 Perspectives :

La prochaine étape de ce travail consistera à travailler en temps réel et de faire la commande du moteur en même temps que le sujet créera une image motrice. Pour cela il faudra utiliser un logiciel adapté à cette situation, c'est-à-dire un logiciel qui fera l'acquisition des signaux EEG et en même temps une analyse fréquentielle afin de pouvoir détecter les fréquences « Mu » dans le but d'envoyer une commande électronique.

On peut aussi penser à utiliser un casque EEG plus adapté afin de se concentrer sur la région motrice, et tenter de récupérer la situation exacte de l'activité cérébrale, ainsi que son intensité afin de pouvoir effectuer plus de commande suivant le membre contracté ainsi que l'espace de son apparition pour avoir un plus grand choix sur les mouvements à utiliser en fonction de la région (C'est à dire suivant l'électrode sur laquelle il apparait), en exploitant une méthode algorithmique qui désignera les électrodes offrant le meilleur résultat.

Nous pouvons aussi tenter d'adapter cette interface afin de commander deux moteurs reliés aux roues d'un fauteuil roulant, afin de pouvoir le diriger dans plusieurs directions.

Certains artefacts comme le mouvement oculaire, qui est une donnée inutile pour un diagnostic médical, et même un bruit gênant, peut-être exploité dans une Interface Cerveau-Machine, car c'est une apparition dans le tracé systématique lorsque ce dernier est produit, et possède la caractéristique d'être très discriminant compte tenu de sa grande amplitude. Ces artefacts sont faciles à faire apparaitre, cela ne nécessite aucun apprentissage de la part du sujet, et signaux peuvent être exploités par exemple pour l'allumage de phares sur un fauteuil roulant.

Exploiter les boites à outil Matlab afin de développer une interface visuelle pour voir en temps réel les zones actives du cerveau.

Travailler sur les bases de données reconnues sur le domaine contenant les signaux de sujets entraînés à manipuler leurs signaux corticaux.

Tenter d'exploiter d'autres caractéristiques en plus de la fréquence pour la commande d'un appareil, telle que l'amplitude du signal, la variance, la valeur moyenne, la densité spectrale, etc.

3.12 Conclusion :

A travers cette étude nous sommes parvenus à montrer deux résultats :

Il est possible de faire apparaître une activité motrice dans le cerveau, sans pour autant effectuer un mouvement réel, la seule force de la pensée étant suffisante pour parvenir à générer des ondes cérébrales motrices. Nous avons également montré qu'il est possible d'exploiter les tracés EEG représentant l'activité cérébrale afin de générer des commandes sur un appareil électronique.

Suivant les résultats obtenus, nous avons donc réalisé une Interface Cerveau-Machine de type asynchrone basée sur l'imagerie motrice et nous avons pu faire tourner un moteur à partir de ces signaux, ce qui peut être adapté à un fauteuil roulant que l'on pourra donc diriger de manière unidirectionnelle par la pensée.

Conclusion générale

L'expérimentation faite dans ce mémoire a consisté dans un premier temps à observer les changements d'activité cérébrale chez un sujet sain et volontaire auquel nous avons demandé d'effectuer des tâches mentales. Ensuite, nous avons traité ces signaux à l'aide d'un outil de traitement de données (Matlab), qui nous a permis de détecter l'activité cérébrale recherchée. Celle-ci a été exploitée comme signal de commande pour un moteur à courant continu qui pourrait être adapté sur un fauteuil roulant afin de redonner une certaine autonomie de déplacement à une personne physiquement handicapée.

Dans cette recherche, nous nous sommes initié aux Interfaces Cerveau-Machine. L'objectif étant de répondre à notre problématique qui consiste à savoir s'il était possible de contrôler un objet par la pensée ? La démarche, lors de notre étude s'est déroulée sur quatre étapes avant d'obtenir des résultats.

La première étape a consisté à étudier le mode de fonctionnement des ICM et l'anatomie du cerveau humain.

Dans la seconde étape, nous avons effectué des tests pratiques afin de moduler volontairement les signaux électriques émis par l'activité cérébrale.

L'étape suivante a consisté à trouver un moyen d'extraire l'information utile à partir des tracés obtenus, ce qui nous a permis de montrer que les fréquences obtenues correspondaient à l'imagerie motrice, ce qui a rendu possible la mise en fonction d'un moteur.

La dernière étape de l'étude entreprise a été déterminante : Nous y avons exploité les fréquences utiles extraites précédemment pour générer une commande à partir d'un microcontrôleur afin de faire fonctionner un moteur.

Nous devons reconnaître les limites de notre recherche causées par le manque de temps et de moyens d'investigation. Il convient de noter que lors de notre étude nous avons pu mettre en mouvement un moteur par l'action de la pensée. Ceci nous ouvre la voie vers des recherches plus approfondies dans l'objectif de mettre en marche des moteurs plus grands et plus complexes qui permettraient de commander des objets par la pensée dans le domaine des

biotechnologies avec comme objectif principal : Aider les personnes à mobilité réduite à garder leur autonomie.

Enfin, il serait intéressant de poursuivre le travail entamé dans ce mémoire afin de réaliser cette interface en temps réel, afin d'apporter l'assistance tant souhaité par les personnes qui en ont besoin.

Références

- [1] G.MORINI, [Physiologie du système nerveux central 6^e edition], Masson.
- [2] François Cabestaing, Interfaces Cerveau-Machine: principe, fonctionnement application à la palliation du handicap moteur sévère, Séminaire LAGIS/LIFL, 11 décembre 2012, Équipe Signal & Image Laboratoire d'Automatique, Génie Informatique & Signal Université Lille 1, Sciences et Technologies.
- [3] TURNIP, Arjon, HUTAGALUNG, Sutrisno Salomo, PARDEDE, Jasman, et al. P300 Detection Using a Multilayer Neural Network Classifier Based on Adaptive Feature Extraction. International Journal of Brain and Cognitive Sciences, 2013, vol. 2, no 5, p. 63-75.
- [4] BARACHANT, Alexandre. Commande robuste d'un effecteur par une interface cerveau machine EEG asynchrone. 2012. Thèse de doctorat. Université Grenoble Alpes. HAL1 : HAL Id: tel-01196752 <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01196752>
- [5] G Pfurtscheller and C Neuper. Motor imagery and direct brain-computer communication. Proceedings of the IEEE, 89(7) :1123–1134, 2002
- [6] BEKAERT, Marie-Hélène, BOTTE-LECOCQ, Claudine, CABESTAING, François, et al. Les interfaces Cerveau-Machine pour la palliation du handicap moteur sévère. Sciences et Technologies pour le Handicap, 2009, vol. 3, no 1, p. 95-121. HAL Id: hal-00521052 <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00521052>
- [7] F.B. Vialatte, M. Maurice, J. Dauwels, and A. Cichocki. Steady-state visually evoked potentials : Focus on essential paradigms and future perspectives. Progress in Neurobiology, In Press, Corrected Proof, 2010.
- [8] B. Rivet, A. Souloumiac, V. Attina, and G. Gibert. xDAWN algorithm to enhance evoked potentials : application to brain-computer interface. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 56(8) :2035–2043, August 2009.

- [9] A. Furdea, S. Halder, D.J. Krusienski, D. Bross, F. Nijboer, N. Birbaumer, and A. Kübler. An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces. *Psychophysiology*, 46(3) :617–625, 2009.
- [10] A. Kübler, A. Furdea, S. Halder, E.M. Hammer, F. Nijboer, and B. Kotchoubey. A brain-computer interface controlled auditory event-related potential (p300) spelling system for locked-in patients, volume 1157. 2009.
- [11] G.R. Müller-Putz, R. Scherer, C. Neuper, and G. Pfurtscheller. Steady-state somatosensory evoked potentials : Suitable brain signals for brain-computer interfaces? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(1) :30–37, 2006.
- [12] J. Polich. Updating p300 : An integrative theory of p3a and p3b. *Clinical Neurophysiology*, 118(10) :2128–2148, 2007.
- [13] B. Rivet, A. Souloumiac, V. Attina, and G. Gibert. xDAWN algorithm to enhance evoked potentials : application to brain-computer interface. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 56(8) :2035–2043, August 2009.
- [14] P. Ferrez. Error-related EEG potentials in brain-computer interfaces. PhD thesis, 2007.
- [15] Z. Bozorgzadeh, G.E. Birch, and S.G. Mason. The LF-ASD brain computer interface : on-line identification of imagined finger flexions in the spontaneous EEG of able-bodied subjects. In *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, volume 6, pages 2385–2388, 2000.
- [16] G. Pfurtscheller and T. Solis-Escalante. Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a "brain switch"? *Clinical Neurophysiology*, 120(1) :24–29, January 2009.
- [17] G. Pfurtscheller and F.H. Lopes da Silva. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization : basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11) :1842– 1857, November 1999.
- [18] RAMADAN, Rabie A., REFAT, S., ELSHAHED, Marwa A., et al. Basics of Brain Computer Interface. In : *Brain-Computer Interfaces*. Springer International Publishing, 2015. p. 31-50.
- [19] He, B.: *Neural engineering*. Springer publisher, New York, ISBN:978-1-4614-5226-3 (2013)

- [20] Wolpaw, J.: Brain-Computer interfaces: signals, methods, and goals. Proceeding of 1st international IEEE EMBS conference on neural engineering, vol. 1, pp. 584–585 (2003).
- [21] Lebedev, M., Nicolelis, M.: Brain–machine interfaces: past, present and future. *Trends Neurosci.* 29(9), 536–546 (2006).
- [22] FARWELL, Lawrence Ashley et DONCHIN, Emanuel. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 1988, vol. 70, no 6, p. 510-523.
- [23] Donchin et al., 2000
- [24] KRUSIENSKI, Dean J., SELLERS, Eric W., CABESTAING, François, et al. A comparison of classification techniques for the P300 Speller. *Journal of neural engineering*, 2006, vol. 3, no 4, p. 299.
- [25] Liang et al., 2008
- [26] WOLPAW, Jonathan R., BIRBAUMER, Niels, HEETDERKS, William J., et al. Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 2000, vol. 8, no 2, p. 164-173.
- [27] BLANKERTZ, Benjamin, MULLER, K.-R., KRUSIENSKI, Dean J., et al. The BCI competition III: Validating alternative approaches to actual BCI problems. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 2006, vol. 14, no 2, p. 153-159.
- [28] BLANKERTZ, Benjamin, DORNHEGE, Guido, KRAULEDAT, Matthias, et al. The non-invasive Berlin brain–computer interface: fast acquisition of effective performance in untrained subjects. *NeuroImage*, 2007, vol. 37, no 2, p. 539-550.
- [29] TANAKA, Kazuo, MATSUNAGA, Kazuyuki, et WANG, Hua O. Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair. *IEEE transactions on robotics*, 2005, vol. 21, no 4, p. 762-766.
- [30] WESSBERG, Johan, STAMBAUGH, Christopher R., KRALIK, Jerald D., et al. Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates. *Nature*, 2000, vol. 408, no 6810, p. 361-365.

- [31] KENNEDY, Philip R., BAKAY, Roy AE, MOORE, Melody M., et al. Direct control of a computer from the human central nervous system. *IEEE Transactions on rehabilitation engineering*, 2000, vol. 8, no 2, p. 198-202.
- [32] HAUKE, Olaf, JOHNSRUDE, Ingrid, et PULVERMÜLLER, Friedemann. Somatotopic representation of action words in human motor and premotor cortex. *Neuron*, 2004, vol. 41, no 2, p. 301-307.
- [33] KÜBLER, Andrea, KOTCHOUBEY, Boris, KAISER, Jochen, et al. Brain-computer communication: Unlocking the locked in. *Psychological bulletin*, 2001, vol. 127, no 3, p. 358.
- [34] DOBKIN, Bruce H. Brain-computer interface technology as a tool to augment plasticity and outcomes for neurological rehabilitation. *The Journal of physiology*, 2007, vol. 579, no 3, p. 637-642.
- [35] BIRBAUMER, Niels et COHEN, Leonardo G. Brain-computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis. *The Journal of physiology*, 2007, vol. 579, no 3, p. 621-636.
- [36] BUCH, Ethan, WEBER, Cornelia, COHEN, Leonardo G., et al. Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke. *Stroke*, 2008, vol. 39, no 3, p. 910-917.
- [37] VAN LANGHENHOVE, Aurélien, BEKAERT, Marie-Hélène, CABESTAING, François, et al. Interfaces cerveau-ordinateur et rééducation fonctionnelle : étude de cas chez un patient hémiparésique. *Sciences et Technologies pour le Handicap*, 2008, vol. 2, no 1, p. 41-54.
- [38] Antonia Pérez-Martin, Iris Schuster, Michel Dauzat, PCEM 2 - Module de Base 6 Travaux Pratiques de Physiologie, Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes, Novembre 2006
- [39] Pr M. AIT-KACI-AHMED, Initiation à l'électroencéphalographie.
- [40] Tortora Derrickson, (Principe d'anatomie et de physiologie 4^e édition), De boeck
- [41] Elaine N.Marieb, (Anatomie et physiologie humaine adaptation 6^e edition), Pearson Education.
- [42] Braillon Georges, (Le système nerveux central à l'usage des étudiants en médecine), Pradel

[43] Dr Caroline Briere, Dr Régis Lopez, Introduction à l'électroencéphalographie (EEG),
http://www.med.univ-montp1.fr/enseignement/cycle_2/UE_systeme_neurosensoriel/Ressources_locales/ED_en_EEG.pdf