



## Projet de fin d'études

Master - ingénierie des systèmes humain machine

en

Automatique, Génie informatique, Traitement du Signal et des Images

Titre du projet :

## Interface cerveau machine de type SSSEP

---

Par

**Oussama SADDOUK**

**2017/2018**

Soutenu le jeudi 30 aout 2018 devant le jury d'examen :

Guy BOURHIS	Examineur	Professeur à l'Université lorraine
Yann MORERE	Examineur	Maître de conférences à l'Université de Lorraine

Encadrants du projet :

François CABESTAING	Encadrant du projet	Professeur à l'Université Lille 1
José ROUILLARD	Encadrant du projet	Maître de conférences à l'Université Lille 1

Projet préparé dans le laboratoire CRISAL – équipe BCI

## Remerciements

Au cours de ces quatre mois et demi, j'ai eu l'opportunité de travailler au laboratoire CRISAL de l'Université Lille 1, dans l'équipe BCI (Brain Computer Interfaces). Je remercie spécialement l'ensemble de mes encadrants, et des collègues, qui ont donné de leur temps pour la relecture de mon manuscrit et pour réaliser les expérimentations dont les résultats sont présentés dans ce manuscrit.

Ensuite, je voudrais remercier les membres de mon jury d'avoir accepté d'évaluer mon travail et mon manuscrit: Pr. Guy BOURHIS comme tuteur universitaire de mon travail de fin d'études et pour son examen de mon travail et Mcf. Yann MORERE pour son examen de mon travail. Merci beaucoup pour vos commentaires et vos remarques utiles.

Je voudrais également exprimer ma gratitude au Pr. François CABEASTAING et au Mcf. José ROUILLARD pour leur rôle de superviseur et d'encadrent. Merci beaucoup pour votre bonne humeur, votre soutien continu, vos précieux conseils et votre constante de bonnes idées. Travailler avec vous a été incroyable. Je remercie également les autres membres de l'équipe BCI, Mcf. Marie-Hélène BEKAERT et Mcf. Jean-Marc VANNOBEL, pour leur soutien et leur bonne humeur. Je voudrais également remercier Mlle Smeety PRAMIJ, étudiante en licence, pour son aide afin que je n'oublie aucun point ni aucune tâche durant les expérimentations.

Enfin, un grand merci à mes parents, mon oncle et sa petite famille, ma grande famille et mes amis pour leur soutien.

# Sommaire

Remerciements .....	2
Table des Figures .....	5
Abréviations.....	8
Mots Clés.....	8
Résumé.....	9
Abstract.....	9
Introduction .....	10
Chapitre I : État de l'art .....	10
I.1 Introduction .....	11
I.2 Interface Cerveau Ordinateur .....	11
I.2.1 Architecture de l'Interface Cerveau Ordinateur.....	13
I.2.2 Électro-encéphalographie - EEG.....	15
I.2.3 L'interprétation des signaux EEG.....	16
I.3 ICM basé sur le Steady-State Somatosensory Evoked Potential (SSSEP) .....	17
I.4 Méthodes.....	19
I.4.1 Traitement de Signal.....	19
I.4.2 Extraction des paramètres .....	21
I.4.3 Algorithmes de classification des signaux EEG.....	26
I.5 Résultats .....	30
I.6 Conclusion.....	31
Chapitre II : le paradigme SSSEP – Steady State Somatosensory Evoked Potentials.....	32
II.1 Introduction .....	32
II.2 Notre Interface cerveau machine de type SSSEP.....	33
II.2 .1 Dispositif de Stimulation.....	33
II.2.2 Protocole Expérimental .....	34
II.2.3 Schéma Synoptique .....	36
II.3 Les expérimentations.....	36
II.3.1 Séance Découverte.....	36

II.3.2	Expérimentation 1 .....	37
II.3.3	Expérimentation 2 .....	39
II.3.4	Résultat .....	41
II.4	Parasites électriques.....	42
II.4.1	Le courant de fuite.....	42
II.4.2	La norme de sécurité EN 60601-1: 2006 pour les appareils électro médicaux 43	
II.4.3	Protections simples contre les parasites électriques.....	43
II.5	Traitement du signal EEG .....	44
II.5.1	Signal EEG .....	44
II.5.2	Traitement de signal EEG.....	45
II.5.3	Evaluation de l'expérimentation.....	47
II.6	Conclusion.....	53
Chapitre III : Résultats, Discussion et Contrôle de l'interface cerveau-machine.....		54
III.1	Introduction .....	54
III.2	Résultats, Discussion .....	55
III.2.1	Résultats .....	55
III.2.2	Discussion .....	60
III.3	Contrôle de l'interface cerveau-machine.....	61
III.3.1	Signaux de contrôle.....	61
III.3.2	Traitement des signaux EEG.....	62
III.3	Conclusion.....	62
Conclusion et Perspectives.....		63
Annexes.....		65
Bibliographie .....		72

## Table des Figures

Figure I. 1: Le fonctionnement du système interface cerveau-ordinateur.....	14
Figure I. 4: Les différentes zones du cerveau humain [31] .....	16
Figure I. 2: Signal EEG brut obtenu en laboratoire.....	16
Figure I. 3: Bonnet EEG – Scalp .....	16
Figure I. 5: Filtrage Bipolaire autour de C4 .....	20
Figure I. 6: Filtrage Laplacien autour de Cz.....	20
Figure I. 7: Des signaux EEG spatialement filtrés avec l’algorithme CSP (Common Spatial Patterns). Les deux premiers filtres spatiaux (les deux signaux du haut) sont ceux qui maximisent la variance des signaux de la classe “Mouvement imaginé de la main gauche” (en rouge) tout en minimisant ceux de la classe “Mouvement imaginé de la main droite” (en vert). Les deux derniers filtres (les deux signaux du bas) font le contraire, i.e., ils maximisent la variance de la classe “Mouvement imaginé de la main droite” tout en minimisant la variance de la classe “Mouvement imaginé de la main gauche” [32]......	26
Figure II. 1: Schéma de système de démodulateur synchrone .....	24
Figure II. 2: Arduino + vibro-tactile.....	33
Figure II. 3: Signal porteur de 250 Hz.....	33
Figure II. 4: Signal rectangulaire utilisé pour la stimulation .....	34
Figure II. 5: Signal de commande du vibro-tactor .....	34
Figure II. 6: Trois signaux : signal sinusoïdal de fréquence 250 Hz, signal carré de fréquence de stimulation commençant à 14Hz et augmentant d'un pas de 3Hz et le dernier signal commandant le vibro-tactile sur OpenVibe résultant des deux signaux précédents .....	34
Figure II. 7: Illustration graphique du protocole de mesure. Chaque essai a commencé avec un intervalle de stimulation (durée 3 s) suivi d’un intervalle de repos (longueur 1s chacun) avec des fréquences de stimulation sur le poignet.....	35
Figure II. 8: Configuration des électrodes (selon le système international 10-20) de l’expérience EEG. L’EEG a été enregistré à des positions d’électrodes marquées par des cercles bleus. Le lobe oreille droite a été utilisée comme référence (Réf), l’électrode sur le front FpZ comme masse (Masse). .....	35
Figure II. 9: Schéma Synoptique de principe d’une ICM basée sur le SSSEP .....	36
Figure II. 10: Découvrir le casque sans fil Emotiv EPOC. ....	37
Figure II. 11: Illustration graphique du paradigme de mesure. Chaque essai a commencé avec un intervalle de mouvement (durée 3 s) suivi d'un intervalle de repos (longueur 2 s chacun). .....	38

Figure II. 12: Configuration de l'électrode (selon le système international 10-20) de l'expérience EEG. L'EEG a été enregistré à des positions d'électrodes marquées par des cercles bleus. Le lobe oreille droite a été utilisé comme référence (Réf), l'électrode sur le front FpZ comme Masse.....	38
Figure II. 13: Panneau de configuration de l'expérimentation .....	39
Figure II. 14: Bonnet électroencéphalographie et la stimulation externe par le vibro-tactor sur la main droite .....	40
Figure II. 15: Illustration graphique du paradigme de mesure. Chaque essai a commencé avec un intervalle de mouvement (durée 3s) suivi d'un intervalle de repos (longueur 1s chacun).....	40
Figure II. 16: Configuration de l'électrode (selon le système international 10-20) de l'expérience EEG. L'EEG a été enregistré à des positions d'électrodes marquées par des cercles bleus. Le lobe oreille gauche a été utilisé comme référence (Réf), l'électrode sur le front Fpz comme masse .....	40
Figure II. 17: Deux signaux cérébraux FC3 et CP3 avec une échelle étroite .....	41
Figure II. 18: Deux signaux EEG de FC3 et CP3 .....	41
Figure II. 19: FFT d'un signal sinusoïdal de fréquence 1Hz et 2Hz.....	45
Figure II. 20 : Signal EEG brut sans stimulation .....	46
Figure II. 21 : FFT de signal EEG sans stimulation .....	46
Figure II. 22 : Protocole de dépistage. Protocole de dépistage. Chaque essai a débuté avec un intervalle de stabilisation sans stimulation de (60s) suivi d'intervalles de référence de (5s), en alternant entre phase de stimulation et de repos pour une durée de (3s) pour chaque phase...48	48
Figure II. 23 : Position des électrodes (selon le système international 10-20) de l'expérience. L'EEG a été enregistré à des positions d'électrodes marquées par des cercles bleus. L'électrode FpZ a été utilisée comme masse. l'oreille gauche comme référence (Ref) .....	49
Figure II. 24 : Stimulation l'index droit et gauche.....	50
Figure II. 25 : Environnement expérimental.....	50
Figure II. 26 : Scénario sous Openvibe .....	52
Figure II. 28 : Deux panneaux de configuration de commande les vibro-tactiles .....	53
Figure III. 1 : DSP du signal EEG de C3 et C4 de l'index droit et gauche respectivement du sujet 1.....	55
Figure III. 2 : DSP du signal EEG de C3 et C4 de l'index droit et gauche respectivement du sujet 2.....	56
Figure III. 3 : DSP du signal EEG de C3 et C4 de l'index droit et gauche respectivement du sujet 3.....	57
Figure III. 4 : DSP du signal EEG de C3 et C4 de l'index droit et gauche respectivement du sujet 4.....	58

Figure III. 5 : Augmentation le DSP de SSSEP controlatérale de l'index droit .....	59
Figure III. 6 : Augmentation le DSP de SSSEP controlatérale de l'index gauche .....	59
Table II 1: Intervalle de l'onde cérébrale normale EEG.....	45
Table III. 1 : La fréquence de résonance des deux index pour les quatre sujets .....	60
Figure L 1: Interface de traitement.....	65
Figure L 2: Interface de configuration de l'acquisition .....	66
Figure M 1: USBamp - Amplificateur .....	69
Figure M 2: g.GAMMAbox - Adaptateur .....	69
Figure M 3: g.GAMMAcap - Bonnet.....	70
Figure DA. 1 : Bracelet antistatique.....	71
Figure DA. 2 : Repose-pieds.....	71

## Abréviations

SSSEP: Steady State Somatosensory Evoked Potential

BCI: Brain Computer Interface

ICM: Interface Cerveau Machine

EEG: ElectroEncéphaloGraphie ou ElectroEncéphalogramme

EMG: ElectroMyoGraphie ou ElectroMyoGramme

LDA: Linear Discriminant Analysis

RLDA: Regularization Linear Discriminant Analysis

CSP: Common Spatial Pattern

DSP: Densité Spectrale de Puissance

BP : Band Power

ACI: Analyse en Composantes Indépendantes

SSEVP: Steady State Visually Evoked Potential

SMR : Rythme Sensorimoteur

ERS : Event Related Synchronisation

ERD : Event Related Desynchronisation

IRFM : Imagerie par Résonance Magnétique

## Mots Clés

Steady State Somatosensory Evoked Potential (SSSEP) - Interface Cerveau-Machine - ElectroEncephaloGraphy (EEG) - vibro-tactor stimulation.

## Résumé

Les interfaces cerveau-machine (ICM) exploitent les signaux cérébraux émis par le cerveau pour contrôler des appareils ainsi que des machines. Le concept de l'interface cerveau-machine (ICM) a continué à s'améliorer au cours des dernières années, et les ICM basées sur le rythme sensorimoteur qui utilisent la fonction motrice ont été des sujets d'étude populaires. Un nouveau paradigme est apparu récemment basé sur le SSSEP (*Steady-State Somatosensory Evoked Potential*), qui se base sur les potentiels évoqués somatosensoriels à l'état stable et qui déclenche des réponses cérébrales à une stimulation vibro-tactile externe dans la gamme de fréquences de type "résonance" du système somatosensoriel. À certaines fréquences de stimulation, l'application d'un stimulus sensoriel évoque une réponse électroencéphalographique, de fréquence identique à la fréquence de stimulation (SSSEP).

L'objectif de ce projet est de développer un système ICM qui détecte à partir d'un signal EEG, qui est une source d'informations bruyante, des réponses SSSEP dues à une stimulation tactile.

## Abstract

Brain-Machine Interfaces (BCI) exploits brain signals emitted by the brain to control devices and machines. The concept of Brain-Computer Interface (BCI) has continued to improve in recent years, and sensorimotor-based BCIs that use motor function have been popular topics of study. A new paradigm has appeared recently based on SSSEP (Steady State Somatosensory Evoked Potentials), stable somatosensory evoked potentials. External vibrotactile stimulation triggers a response in the "resonance" frequency range of the somatosensory system. At certain stimulation frequencies, the application of a sensory stimulus evokes an electroencephalographic response with a frequency identical to the Steady State Somatosensory Evoked Potential (SSSEP) frequency.

The objective of this project is to develop a BCI system that detects from an EEG signal, which is a noisy source of information, SSSEP responses due to a tactile stimulation.

## Introduction

Mon Stage de fin d'études a été mené lors d'un projet de recherche dans l'équipe BCI (Brain Computer Interface) CRISTAL , sur le thème interface cerveau-ordinateur de type SSSEP. Ce projet rassemble plusieurs compétences de champs théoriques différents : Informatique, Automatique, Électronique, Traitement des signaux et Neurosciences. Mon rapport est constitué en trois chapitres, le premier chapitre parle de l'état de l'art, le deuxième chapitre décrit le paradigme SSSEP, et le troisième chapitre introduit le contrôle de l'interface cerveau machine de type SSSEP.

L'organisation de mon rapport de stage est la suivante :

Dans le premier chapitre je présente l'état de l'art sur les interfaces cerveau-ordinateur qui se basent sur le potentiel évoqué somatosensoriel à l'état stable ainsi que les méthodes appliquées pour le traitement des signaux. Il s'agit ici de traiter les signaux EEG afin d'avoir un signal propre, non bruité. Je vais également mentionner les méthodes d'extraction des paramètres qu'on a utilisés pour caractériser nos signaux ainsi que les algorithmes de classification permettant de classer les signaux détectés. Je vais finir par les résultats obtenus, plus particulièrement le pourcentage de détection des signaux SSSEP. L'objectif étant d'exploiter les signaux cérébraux détectés pour contrôler des applications.

Dans la deuxième partie je décris le protocole expérimental suivi pour détecter les signaux cérébraux de type SSSEP. J'y présente également les détails concernant les expériences effectuées dans différentes parties du corps, la méthode utilisée pour le traitement des signaux EEG et aussi le codage des scénarios sur OpenVibe.

Enfin le dernier chapitre commence par l'analyse des résultats obtenus suivie d'une introduction sur le contrôle de l'interface cerveau-ordinateur. Le but étant de traiter les signaux détectés pour les intégrer en tant que commande dans des applications réelles par exemple la commande d'un fauteuil roulant par des personnes handicapées.

## Chapitre I : État de l'art

## I.1 Introduction

Les humains utilisent des ordinateurs via des interfaces telles que le clavier, la souris, l'écran tactile, l'appareil photo numérique ou un gant de données. Ces interfaces ont une chose en commun, elles nécessitent un mouvement physique de l'utilisateur. Ce mouvement physique peut ne pas être possible chez les patients physiquement gravement handicapés, incapables de communiquer en raison d'une paralysie, ou d'autres troubles neurologiques. Rétablir la communication avec ces patients est un défi majeur [17]. Le cerveau humain est considéré comme l'ordinateur le plus compliqué au monde [22]. Grâce au développement de la médecine et des technologies de l'information, l'électroencéphalogramme (EEG) a permis l'émergence d'une nouvelle manière d'agir, via une Interface Cerveau-Machine (ICM) celle-ci fournit pour envoyer des messages et des commandes au monde extérieur [3]. L'objectif principal des Interfaces cerveau-ordinateur est d'aider les gens gravement paralysés à reprendre le contrôle de leur environnement pour faciliter la communication avec leur environnement social.

L'objectif de ce travail est d'étudier le paradigme SSSEP en tant que base pour une BCI. La technique courante pour les études SSSEP est d'utiliser un stimulus vibro-tactile continu avec une fréquence porteuse constante et une fréquence de modulation dans la plage d'intérêt.

## I.2 Interface Cerveau Ordinateur

Une interface cerveau-ordinateur ou BCI pour Brain Computer Interface est un dispositif dans lequel une personne utilise son cerveau pour contrôler directement une machine. Cette dernière peut être un ordinateur, un fauteuil roulant, un robot, une aide ou un dispositif de communication alternatif. BCI est une technologie prometteuse qui fournit une communication directe entre le cerveau et un ordinateur pour transmettre des messages au monde extérieur à partir de l'activité cérébrale [17]. Il fournit à l'individu un moyen non-musculaire de communiquer et de contrôler son environnement. Chaque fois que nous faisons une tâche ou que nous pensons en faire une, notre cerveau génère des signaux distincts [17]. Les signaux cérébraux enregistrés par les interfaces cerveau-ordinateur peuvent exprimer un mouvement, une intention de mouvement ou une activité cognitive. Vidal a été l'un des premiers à utiliser l'information provenant de l'activité cérébrale pour détecter l'état mental d'un utilisateur. Ses travaux ont permis de déterminer que les signaux cérébraux sont liés à des mouvements et des intentions de la personne [12].

Les appareils BCI sont principalement destinés aux personnes handicapées. Ils peuvent être de type fauteuils roulants électriques, neuro-prothèses, exosquelettes, prothèses vocales,

systèmes domestiques intelligents ou applications informatiques [22]. La BCI sélectionne les signaux du cerveau d'un utilisateur provenant de l'électroencéphalographie (EEG) en utilisant généralement une combinaison de techniques de traitement du signal et d'apprentissage automatique pour identifier les intentions. L'extraction de caractéristiques et la classification conduisent à traduire ces signaux en commandes significatives pour piloter l'appareil. La recherche BCI est un domaine relativement jeune et multidisciplinaire intégrant des recherches en ingénierie, en neurosciences, en psychologie, en physiologie et dans d'autres domaines de la santé. Il existe plusieurs types de BCI, classés selon les systèmes sensoriels et les systèmes de signaux de contrôle impliqués [22]. Chaque année une nouvelle interface cerveau-ordinateur est appliquée pour de nouvelles tâches. Selon les besoins de l'utilisateur la BCI peut être utilisée dans différents domaines de la vie. Dans un futur proche, les Interfaces Cerveau-Ordinateur seront les successeurs des interfaces mécaniques principalement utilisées aujourd'hui telles que la souris d'ordinateur, le clavier ou le joystick – qui sont pour l'instant contrôlés uniquement par les muscles humains. La BCI quant à elle permet aux gens de communiquer sur la base des signaux cérébraux reliés à des appareils externes [27]. Cette corrélation permet une communication sans fil (sans utiliser de muscles). Bien que le but principal de l'utilisation des BCIs soit d'aider les personnes handicapées à manipuler un ordinateur ou un fauteuil roulant, elles peuvent également être utilisées dans le domaine du divertissement.

Les systèmes de contrôle basés sur SSVEP ont été développés en utilisant des stimuli de scintillement visuel [34] cité par [16]. Dans ces systèmes, l'utilisateur regarde un stimulus scintillant visuel pour commander et contrôler l'interface. Cela demande une formation minimale. Cependant, si les utilisateurs étaient exposés à un stimulus visuel pendant une longue période, ils pourraient ressentir une fatigue importante et des yeux endoloris. En outre, certains patients perdent leur contrôle volontaire de l'œil au stade tardif de la maladie. Aux derniers stades les individus perdent les subtils mouvements vibrants de leurs yeux [33] cité par [16]. Par conséquent, les systèmes de contrôle, qui sont basés sur des stimuli visuels, ne peuvent offrir commodité et efficacité à tous les utilisateurs.

Une approche potentielle pour résoudre les problèmes auxquels est confronté le développement de l'ICM est d'utiliser la sensation tactile. Par rapport à la stimulation visuelle, la sensation tactile produit moins de fatigue et peut être utilisée pour les patients qui ne peuvent pas regarder les lumières clignotantes de façon constante. Dans le cadre de ce travail, nous avons proposé un système de contrôle des fauteuils roulants basé sur le SSSEP, qui n'a pas encore été évalué de manière approfondie. Le SSSEP peut surmonter les limites des paradigmes mentionnés ci-dessus parce qu'il repose sur un potentiel basé sur le système somatosensoriel dans le système nerveux humain. En outre, l'utilisateur peut utiliser ce paradigme sans aucune limitation du regard, car SSSEP est évoqué par la concentration sur un stimulus de vibration. Par conséquent, les individus peuvent utiliser le système de contrôle de fauteuil roulant basé sur SSSEP de manière continue et facile. En

outre, le nombre de commandes de fauteuils roulants peut être étendu en utilisant des stimuli de vibration supplémentaires.

En général, les mécanorécepteurs de la peau glabre humaine se composent de quatre éléments distincts : les cellules de Merkel, Meissner, Pacini et Ruffini [7]-[14], cité par [5]. Parmi eux, les corpuscules de Meissner se trouvent dans les extrémités des papilles dermiques et les plus proches de la surface de la peau. Ils sont particulièrement efficaces pour transmettre les informations des vibrations à basse fréquence (1-40 Hz) et jouent ainsi un rôle central dans la détection des vibrations sensorielles [24] cité par [1]. Sur la base du traitement de la sensation tactile, une étude [21], cité par [1] a tenté de démontrer la pertinence de l'ICM tactile en stimulant les doigts de l'index. Un pic de résonance dans l'intervalle de fréquence donné a été extrait à l'aide d'un système d'analyseur verrouillé qui a permis de décoder l'attention sélective tactile des sujets. En d'autres termes, on demande aux sujets de se concentrer sur une stimulation cible entre deux stimulations simultanées ainsi, on observe que les amplitudes spectrales des essais cibles sont sensiblement plus grandes que celles des essais non ciblés. Ce phénomène peut être introduit pour classer l'intention des sujets. Même si l'exactitude de la classification était d'environ 70 %, la faisabilité de ICO à l'état d'équilibre somatosensoriel évoqué potentiel (SSSEP) et l'attention sélective tactile a d'abord été exploitée. Ce SSSEP peut être appliqué en particulier aux patients atteints du syndrome de verrouillage ou de sclérose latérale amyotrophique, car ils sont encore capables de moduler l'activité cérébrale en utilisant leur système somatosensoriel [25], cité par [1]. D'autres études ont étudié cette technique depuis lors, mais aucun résultat notable n'a été rapporté. Cela peut être dû au fait qu'il est très difficile de mettre en place du matériel de stimulation tactile qui produira des modèles de stimulation sinusoïdale ou modulée raisonnables [23], cité par [1]. Même si les BCI basées sur les SSSEP sont très prometteuses, il y a eu peu d'études approfondies du SSSEP et de son application dans le BCI. Par conséquent la majorité des études du SSSEP et des diverses approches de ICM qui l'utilisent sont examinées en détail.

### ***1.2.1 Architecture de l'Interface Cerveau Ordinateur***

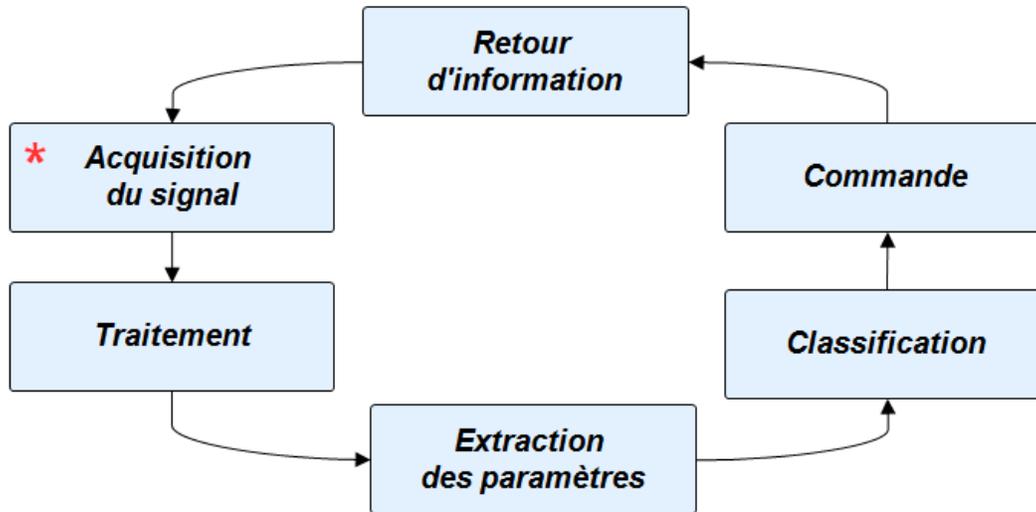


Figure I. 1: Le fonctionnement du système interface cerveau-ordinateur

\*: point de départ.

La figure I.1 représente l'architecture du BCI, il est constitué en 6 étapes :

- **Acquisition du signal** : le signal cérébral peut être mesuré de deux manières différentes : non-invasive ou invasive. Nous nous intéressons à la méthode non-invasive, cependant les signaux enregistrés de cette manière contiennent moins d'information, car le ratio signal par rapport au bruit est faible. Malheureusement une méthode d'acquisition invasive est délicate car elle requiert une opération chirurgicale.
- **Traitement** : le but du traitement du signal est d'augmenter le rapport signal sur bruit et d'éliminer les artefacts. Dans le cas de l'EEG, on commence généralement par appliquer un filtre temporel pour éliminer les fréquences qui ne nous intéressent pas et qui contiennent principalement des parasites provenant de l'environnement (le courant 220V servant à alimenter les appareils produit par exemple d'importants artefacts à 50Hz), ainsi on peut distinguer des activités physiologiques. ensuite on peut appliquer un filtre spatial pour essayer d'augmenter la résolution spatiale de l'EEG.
- **Extraction des paramètres** : il s'agit d'extraire les caractéristiques d'un signal, qui vont permettre l'analyse et la classification des données. Différents types de valeurs caractéristiques peuvent être définis, comme l'amplitude du signal, la fréquence du signal, la puissance dans une bande de fréquence, ou encore la densité spectrale de puissance.
- **Classification** : dans cette étape on se base sur les paramètres extraits du signal cérébral, pour déterminer l'état mental du sujet. Cette classification on peut l'utiliser

hors-ligne pour l'apprentissage du système ou en ligne pour piloter une application en temps réel.

- **Commande** : la conversion du signal de contrôle en commandes est une étape importante. La commande s'active lorsqu'un état mental est détecté, et chaque état mental est lié à une commande spécifique.
- **Retour de l'information** : le retour d'information est le dernier élément dans la chaîne d'un BCI, il assure un retour de l'information à l'utilisateur, ce qui permet à l'utilisateur de savoir comment réagir au bon moment, celui-ci est généralement visuel mais peut être auditif ou somatosensoriel.

### *1.2.2 Électro-encéphalographie - EEG*

L'électroencéphalographie (encéphale = cerveau) ou EEG est la méthode physiologique de choix pour enregistrer toute l'activité électrique générée par le cerveau via des électrodes placées sur la surface du cuir chevelu comme illustré sur la figure I. 3 ci-dessous. Les enregistrements des signaux EEG effectués grâce à un casque à électrodes comme celui présenté en figure I. 3. Il s'agit d'une technique non-invasive dans la mesure de signal cérébral, elle ne nécessite pas une opération chirurgicale. Par conséquent, l'électroencéphalographie présente peu de risques pour le patient.

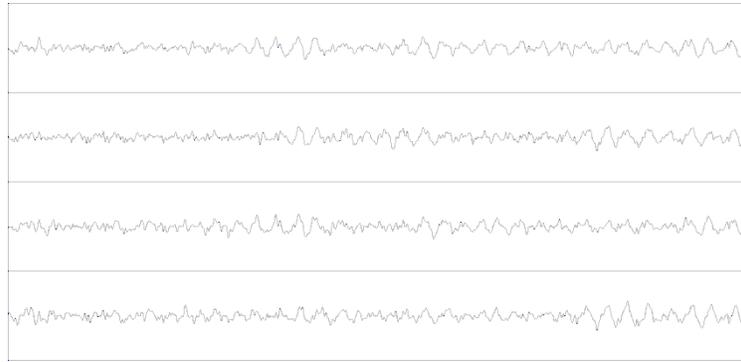
L'EEG mesure les fluctuations de tension résultant des flux de courant ionique dans les neurones du cerveau. Le plus grand inconvénient de cette technologie est son très mauvais rapport signal sur bruit, qui est principalement dû au fait que l'activité électrique du cerveau est mesurée à travers le crâne du sujet.

En deux grands points le signal EEG :

- mesure l'activité électrique générée par l'activité synchronisée de milliers de neurones (en tension).
- fournit une excellente résolution temporelle, permettant d'analyser quelles zones du cerveau sont actives à un certain moment - même à des échelles de temps inférieures à la seconde.

Les différences dans les systèmes EEG sont généralement dues au nombre d'électrodes, à la qualité de la numérisation, à la qualité de l'amplificateur et au nombre d'instantanés que l'appareil peut prendre par seconde (fréquence d'échantillonnage en Hz).

L'EEG est l'une des techniques d'imagerie les plus rapides disponibles car elle peut prendre des milliers d'instantanés par seconde. Les systèmes actuels affichent les données sous la forme d'un flux continu de tensions sur un écran (voir figure I.2).



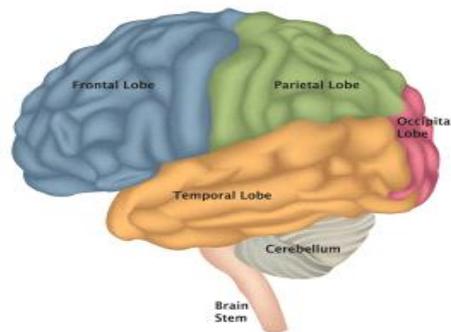
**Figure I. 2:** Signal EEG brut obtenu en laboratoire



**Figure I. 3:** Bonnet EEG – Scalp

### ***1.2.3 L'interprétation des signaux EEG***

Comme l'EEG surveille l'évolution dans le temps de l'activité électrique générée par le cerveau, on pourrait interpréter quelles zones du cerveau sont responsables du traitement de l'information (voir Figure I.4):



**Figure I. 4:** Les différentes zones du cerveau humain [31]

#### **Cortex occipital**

Cette partie du cerveau est principalement responsable du traitement de l'information visuelle. Les expériences EEG avec des stimuli visuels (vidéos, images) mettent l'accent sur les effets dans les régions occipitales.

### **Cortex pariétal**

Le cortex pariétal est principalement responsable de la fusion de divers cadres de référence corporels (centrés sur les yeux, centrés sur la tête, centrés sur la main, centrés sur le corps). En outre, le cortex pariétal est actif pendant les tâches autoréférentielles - par exemple lorsque nous rencontrons des objets ou des informations qui sont importantes pour nous.

### **Cortex temporal**

Le cortex temporal a des aspects latéraux qui sont responsables du traitement du langage et de la production de la parole. Les régions médianes (= intérieures) sont plus actives pendant la navigation spatiale. Par exemple la région du cerveau dans le cortex temporal où nous formons des souvenirs spatiaux et autobiographiques dès la petite enfance.

### **Cortex frontal**

Le lobe frontal, situé à l'avant du cerveau, est le plus grand des quatre lobes majeurs du cortex cérébral. Le lobe frontal est situé à l'avant de chaque hémisphère cérébral (devant le lobe pariétal et le lobe temporal). Le lobe frontal contient la plupart des neurones sensibles à la dopamine dans le cortex cérébral. Le système dopaminergique est associé à la récompense, l'attention, les tâches de mémoire à court terme, la planification et la motivation.

## **I.3 ICM basé sur le Steady-State Somatosensory Evoked Potential (SSSEP)**

Dans cette section, je résume plusieurs travaux antérieurs sur BCI basé sur le SSSEP, en commençant par [11] qui ont étudié les fréquences de résonance des potentiels évoqués somatosensoriels à l'état stable (SSSEP) au cours de la stimulation mécanique des doigts de la main gauche et droite à 8 fréquences comprises entre 17 Hz et 31 Hz. La puissance de la bande a été calculée en deux périodes (epochs) dans huit bandes bêta de 2 Hz à partir de 16-18 Hz jusqu'à 30-32 Hz. et le résultat Les maximums de puissance de bande et ainsi les fréquences de résonance ont été trouvées autour de 27 Hz. Dans une autre étude [10], ont effectué un travail sur le système BCI introduit sur la base des potentiels évoqués somatosensoriels permanents (SSSEP). Des transducteurs ont été utilisés pour la stimulation des deux index en utilisant une stimulation tactile dans la gamme de fréquences de type "résonance" du système somatosensoriel et aussi ils ont fait classier les données enregistrées à partir de la stimulation des deux index de la main droite et de la main

gauche, et ils ont obtenu une précision de classification comprise entre de 70% et 80%. À partir ces les résultats ils démontrent qu'il est possible de mettre en place une BCI basée sur les SSSEP. Les auteurs ont constaté que les réponses à l'état d'équilibre apparaissaient dans le cortex somatosensoriel primaire contra-latéral et, d'après la localisation, étaient spatialement distinctes des réponses transitoires.

Ainsi, à partir des résultats ci-dessus, nous pouvons déduire que les stimulations vibratoires de la peau glabre, comme celle de la paume et du doigt, peuvent générer des SSSEPs contra-latéraux clairs et bien discriminés par rapport à la condition non stimulée. Des chercheurs ont mis en évidence des SSSEP dus à une stimulation vibrotactile appliquée à tous les doigts de la main droite [6]. Tous les doigts ont été stimulés 40 fois avec une fréquence porteuse de 200 Hz modulée avec un signal rectangulaire. Les fréquences du signal rectangulaire ont varié entre 17 et 35 Hz par pas de 2 Hz. Les courbes d'accord de puissance de bande relative ont été calculées, en introduisant deux méthodes différentes. Les fréquences de résonance spécifiques à la personne ont été sélectionnées sur la base des données de la première session. Les fréquences de résonance choisies ont été comparées à la seconde session afin d'étudier la stabilité des SSSEP au cours du temps. Des fréquences de résonance propres à une personne dans une plage de 19 à 29 Hz ont été trouvées. Les SSSEP ont été classés avec un taux de succès de 51 à 96%. D'autres chercheurs ont fabriqué un dispositif de stimulation tactile pour la mesure d'EEG dans des environnements cliniques [5]. Le but principal du dispositif de stimulation tactile est de stimuler différentes parties du corps. Le bon fonctionnement du dispositif de stimulation tactile a été testé au cours d'une expérience EEG. Les poignets gauche et droit d'un sujet sain ont été stimulés au hasard avec sept fréquences différentes. Le potentiel évoqué somatosensoriel à l'état stable (SSSEP) peut être évoqué avec succès et des courbes d'accord significatives aux positions des électrodes controlatérales au poignet stimulé peuvent être trouvées. Le dispositif est prêt à être utilisé dans un environnement clinique dans diverses applications pour étudier le système somatosensoriel.

Pour résumer brièvement, à partir des études de SSSEP, je peux déduire que la gamme de fréquence de stimulation la plus efficace semble être d'environ 20-30 Hz, et le bout du doigt est la peau la plus sensible sur le corps, ainsi l'attention spatiale tactile utilisant un paradigme qui incorpore la stimulation simultanée de deux doigts avec des fréquences différentes donne des informations discriminantes et contrôlables.

## I.4 Méthodes

### I.4.1 Traitement de Signal

#### I.4.1.1 Filtrage Spatial

Le filtrage spatial a pour objectif de réduire le nombre des capteurs initiaux à un petit nombre plus de signaux spatialement filtrés (fusion des capteurs).

Le filtrage spatial se décrit par : 
$$\tilde{x} = P_i w_i * x_i = w * X$$

Avec :

- $\tilde{x}$  étant le signal spatialement filtré,
- $x_i$  le signal EEG par le capteur  $i$ ,
- $w_i$  le poids donné à ce capteur dans le filtre spatial
- $X$  une matrice dont la  $i$  me ligne est  $x_i$ , i.e.,  $X$  est la matrice des signaux EEG de chaque capteur.

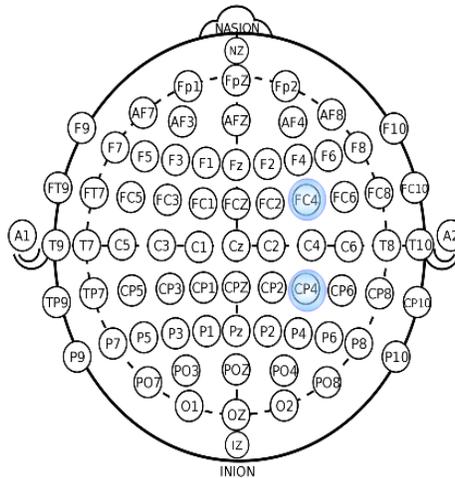
Les signaux EEG mesurés en bonnet sont des signaux cérébraux bruts venant des différentes régions cérébrales. Lorsqu'il arrive au niveau des capteurs EEG, ce signal se retrouve diffusé et dispersé sur plusieurs capteurs EEG. Ainsi, le filtrage spatial permet d'aider à obtenir le signal original en rassemblant l'information pertinente qui a été éparpillée sur différents capteurs.

“Les filtres spatiaux, présentés dans cette partie, sont dits non-adaptatifs dans la mesure où ils ne tiennent pas compte des spécificités neurophysiologiques de chaque individu. La matrice de projection utilisée pour définir le filtre spatial est fixe quelle que soit la personne. Néanmoins, ces filtres sont généralement construits en tenant compte de connaissances neurophysiologiques disponibles. De plus, ils présentent l'avantage d'être peu coûteux en temps de calcul et donc bien adaptés pour un traitement en temps réel des signaux EEG ” [18].

Le filtrage bipolaire est parmi les filtres spatiaux les plus utilisés et l'un des plus simples. Il a pour objectif de soustraire les prélèvements arrivant de deux signaux différents. Dans notre cas comme présente la figure I.5, l'activité au niveau de l'électrode C4 peut être appréciée par le signal filtré, en associant les prélèvements arrivant des électrodes FC4 et CP4 on obtenait C4 :

$$C4 = FC4 - CP4$$

Dans cet exemple, l'activité du signal nouvellement calculé par combinaison linéaire des deux autres est corrélée avec l'activité motrice de la main gauche.

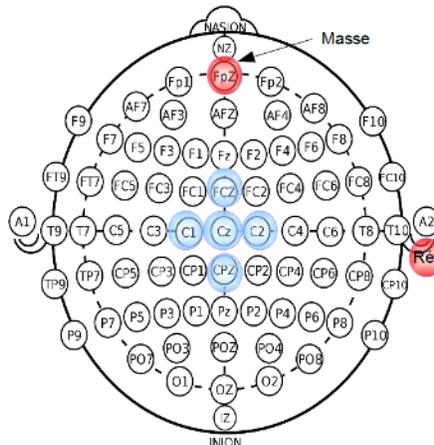


**Figure I. 5:** Filtrage Bipolaire autour de C4

Le deuxième filtre non adaptatif est le filtre Laplacien. Ce filtre permet de réduire la diffusion de l'activité neuronale sur l'ensemble des canaux et de mettre en évidence l'activité locale liée à une tâche mentale particulière [19]. Ce filtre est l'un des plus utilisés dans le domaine des interfaces cerveau machine.

Le filtre Laplacien consiste à soustraire les signaux cérébraux provenant des signaux enregistrés par les électrodes voisines. L'échantillon du signal filtré multiplié autant de fois qu'il y a d'électrodes voisines. Globalement le filtre Laplacien prend en compte les quatre électrodes situées au voisinage de celle d'où provient le signal filtré. Sur l'exemple de la figure I.6, le signal issu de l'électrode Cz peut être traité spatialement par un filtre Laplacien pour obtenir, à partir de l'équation suivante :

$$Cz = 4 * Cz - FCz - C1 - C2 - CPz$$



**Figure I. 6:** Filtrage Laplacien autour de Cz

Le filtre Laplacien peut être utile pour identifier la distribution spatiale des motifs neurophysiologiques liés à une tâche motrice particulière.

### ***1.4.1.2 Filtrage Temporel***

Le filtrage temporel a pour but d'éliminer ou d'atténuer les fréquences bruits à l'intérieur du signal brut, qui ne présentent pas d'intérêt. Cela peut améliorer considérablement le rapport bruit signal. La chose délicate est de décider quelles fréquences sont d'intérêt et quels sont les bruits.

Le filtre dans le domaine temporel est le plus souvent appelé à suivre une réponse en fréquence spécifiée. Ensuite, une procédure mathématique trouve une fonction de transfert de filtre qui peut être réalisée (dans certaines contraintes), et se rapproche de la réponse souhaitée à l'intérieur de certains critères. Les spécifications de réponse de filtre commun sont décrites comme suit:

Du point de vue fréquentiel, il existe plusieurs types courants de filtres temporels:

- Un filtre passe-bas laisse passer les basses fréquences tout en bloquant les hautes fréquences.
- Un filtre passe-haut laisse passer les hautes fréquences.
- Un filtre passe-bande passe une bande (gamme) de fréquences.
- Un filtre coupe-bande passe les fréquences hautes et basses en dehors d'une bande spécifiée.
- Un filtre Notch a une réponse nulle à une fréquence particulière. Cette fonction peut être combinée avec l'une des réponses ci-dessus.
- Un filtre passe-tout passe aussi bien toutes les fréquences, mais modifie la relation de phase entre elles.
- Un filtre d'égalisation n'est pas conçu pour passer complètement ou bloquer toute fréquence, mais pour varier progressivement la réponse en amplitude en fonction de la fréquence.

Tout filtre linéaire est caractérisé par la réponse fréquentielle et la réponse de phase. Différentes méthodes de conception de filtres optimisent un point spécifique, comme : Les filtres de Bessel ; les filtres de Butterworth ; les filtres elliptiques ; les filtres de Tchebychev. Ces méthodes de conception montrent les propriétés mathématiques du filtre.

### ***1.4.2 Extraction des paramètres***

La détection de SSSEP nécessite plusieurs étapes de traitement du signal. Dans de nombreuses applications, plusieurs stimuli vibratoires sont envoyés, scintillant à différentes fréquences. L'un des objectifs du traitement du signal est alors de détecter sur

quelle cible le sujet concentre son attention. Nous présentons d'abord les principales techniques utilisées pour le traitement des signaux cérébraux.

### ***1.4.2.1 La Puissance Moyenne***

Toute transmission d'information est liée à une transmission d'énergie, On peut donc construire une estimation de l'énergie à partir des amplitudes du signal. La puissance est donc bien directement liée à l'amplitude du signal. Calculer la puissance sur N points du signal revient à calculer la moyenne de puissances instantanées. On a dit que la puissance correspondait à l'énergie fournie par unité de temps. Il suffit donc de considérer toutes les contributions des points sans moyenner le résultat par la durée du phénomène.

L'énergie s'écrit de façon plus simple :

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt$$

La puissance moyenne est définie par :

$$\overline{|x(t)|^2} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt$$

On observe que, malgré la présence de la notation (t) dans le symbole  $|x(t)|^2$ , cette quantité est un scalaire constant pour le signal, et non une fonction.

La puissance moyenne du signal exprime la quantité d'énergie transférée en moyenne par unité de temps.

$$BP = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N x[n]^2 \quad (1)$$

BandPower (BP)

En raison de la longue durée des mesures, deux méthodes différentes pour calculer l'augmentation relative de la puissance moyenne ont été utilisées. La première méthode, appelée «pondération commune», ne prend pas en compte la durée de mesure. Une seconde méthode, appelée «pondération par essais», tient compte des changements de l'EEG au fil du temps [6].

D'après les deux études [5] [6], elles sont basées sur la puissance de moyenne pour le traitement pour déterminer les fréquences de résonance. Les valeurs de BP ont été calculées pour chaque fréquence de stimulation à un doigt [6] et une stimulation tactile de

20 Hz appliquée au poignet droit [5] et également pour ses intervalles de référence associés.

### ***1.4.2.2 Démodulateur Synchrone***

Le démodulateur synchrone est une méthode temporelle de traitement du signal utilisée en mesure physique permettant d'extraire des signaux de faible amplitude parmi une multitude d'autres signaux correspondants à un ou plusieurs bruits de mesure, mais à bande étroite, noyés dans du bruit important, à large bande. On utilise le principe de la détection synchrone dans principalement deux cas dédiés à la mesure de tension de faible niveau ( $\mu\text{V}$ ) noyé dans du bruit (aléatoire thermique) ou périodique (induit 50Hz) :

- Mesure : Signal issu d'un capteur
- Transmission : Réception d'un signal modulé

Il s'agit essentiellement d'un détecteur homodyne suivi d'un filtre passe-bas souvent réglable en fréquence de coupure et en ordre de filtre. Alors que les amplificateurs à verrouillage traditionnels utilisent des mélangeurs de fréquence analogiques et des filtres RC pour la démodulation, des instruments de pointe ont les deux étapes implémentées par un traitement de signal numérique rapide. Habituellement, la démodulation sinus et cosinus est effectuée simultanément, ce qui est parfois appelé démodulation à deux phases. Ceci permet l'extraction de la composante en phase et en quadrature qui peut ensuite être transférée en coordonnées polaires, c'est-à-dire en amplitude et en phase, ou en tant que partie réelle et imaginaire d'un nombre complexe (par exemple pour une analyse FFT complexe).

Le dispositif est souvent utilisé pour mesurer le déphasage, même lorsque les signaux sont importants et ont un rapport signal/bruit élevé et ne nécessitent pas d'amélioration supplémentaire.

La récupération de signaux à des rapports signal sur bruit faibles nécessite un signal de référence fort et propre ayant la même fréquence que le signal reçu. Ce n'est pas le cas dans de nombreuses expériences, de sorte que l'instrument ne peut récupérer les signaux enfouis dans le bruit que dans un nombre limité de circonstances.

- **Principe de bases**

Le fonctionnement d'un démodulateur synchrone dépend de l'orthogonalité des fonctions sinusoïdales. En effet, lorsqu'une fonction sinusoïdale de fréquence  $f_1$  est multipliée par une autre fonction sinusoïdale de fréquence  $f_2$  non égale à  $f_1$  et filtrée sur une fréquence de coupure inférieure à la fréquence des deux fonctions, le résultat est nul. Au lieu de cela, lorsque  $f_1$  est égale à  $f_2$  et que les deux fonctions sont en phase, la valeur moyenne est égale à la moitié du produit des amplitudes.

En effet, un démodulateur synchrone prend le signal d'entrée, le multiplie par le signal de référence (fourni par l'oscillateur interne ou une source externe) et le filtre par une fréquence de coupure spécifiée. Le signal résultant est un signal continu, où la contribution de tout signal qui n'est pas à la même fréquence que le signal de référence est atténuée proche de zéro. La composante déphasée du signal ayant la même fréquence que le signal de référence est également atténuée (car les fonctions sinus sont orthogonales aux fonctions cosinus de même fréquence).

- **Principe du démodulateur synchrone**

On considère le signal  $S(t)$  en entrée de dispositif. On dispose par ailleurs d'un signal  $S_{ref}(t)$  sinusoïdal porteuse de même fréquence que  $S(t)$  et déphasé de  $\varphi$  par rapport à ce dernier.

$$S(t) = A \cdot \cos(\omega t + p_1) \quad ; \quad S_{ref1}(t) = \sin(\omega t + p_2) \quad ; \quad S_{ref2}(t) = \cos(\omega t + p_2)$$

Mathématiquement, on va multiplier  $S(t)$  et  $S_{ref1}(t)$ , et aussi  $S(t)$  et  $S_{ref2}(t)$ . On obtient alors une composante à la pulsation  $2\omega$  et une composante continue.

$$S(t) * S_{ref1}(t) = A \cdot \cos(\omega t + p_1) * \sin(\omega t + p_2)$$

$$S(t) * S_{ref1}(t) = (A/2) * [ \sin(2\omega t + p_1 + p_2) - \sin(p_1 - p_2) ] \quad (1)$$

$$S(t) * S_{ref2}(t) = A \cdot \cos(\omega t + p_1) * \cos(\omega t + p_2)$$

$$S(t) * S_{ref2}(t) = (A/2) * [ \cos(2\omega t + p_1 + p_2) - \cos(p_1 - p_2) ] \quad (2)$$

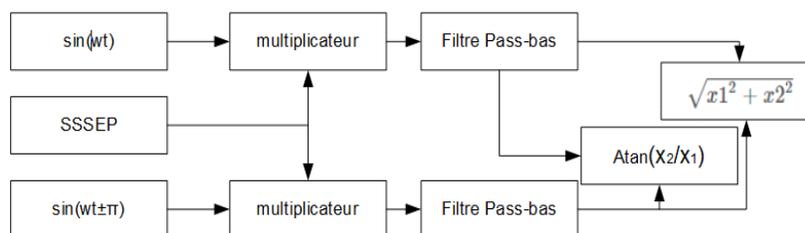
On va alors réaliser un filtrage passe-bas pour éliminer la composante en  $2\omega$ .

Alors on récupère la composante continue des (1) et (2) :

$$(3) = - (A/2) * \sin(p_1 - p_2)$$

$$(4) = - (A/2) * \cos(p_1 - p_2)$$

Ces opérations sont résumées sur la figure II.21 suivante :



**Figure II. 1:** Schéma de système de démodulateur synchrone

Le SSSEP acquit multiplier avec la fonction sinus et cosinus pour la fréquence de cos et sin est même fréquence de stimulation, après le filtrage temporel pass-bas on calcul l'amplitude et la phase du signal SSSEP. Finalement, on obtient l'amplitude et la phase de notre signal  $S(t)$ .

Cet algorithme est utilisé par [6] comme paramètre d'extraction des caractéristiques de notre signal. Ce paramètre est utilisé pour l'analyse en ligne des signaux SSSEP. Il est exploité pour filtrer de petits signaux sinusoïdaux à partir d'un bruit aléatoire ou à partir d'un mélange de signaux différents. Il peut être considéré comme un filtre accordable très étroit, qui fournit des informations d'amplitude et de phase du signal inspecté.

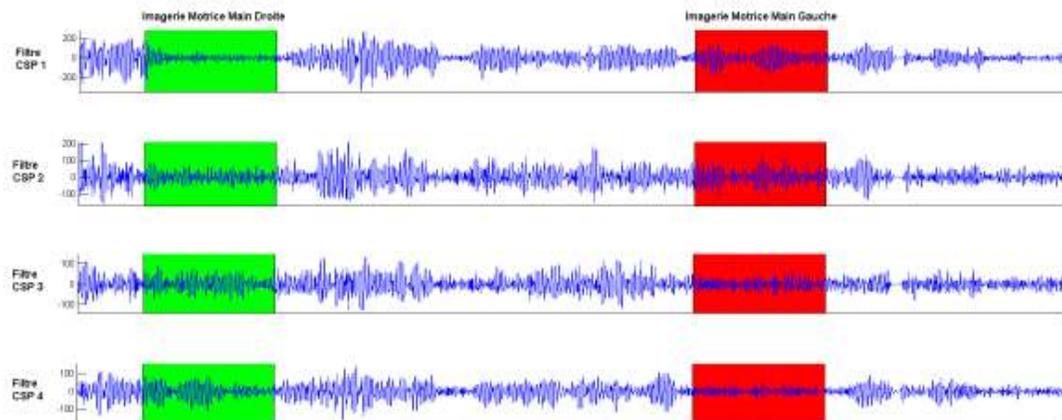
### ***1.4.2.3 Common spatial pattern (CSP)***

Le modèle spatial commun (CSP) est une procédure mathématique utilisée dans le traitement du signal pour séparer un signal multivarié en sous-composants additifs qui présentent des différences maximales de variance entre deux fenêtres. [30]

Le filtre spatial approprié fournirait des signaux faciles à classer. Le but de cette étude est de concevoir des filtres spatiaux qui conduisent à des variances optimales pour la discrimination des signaux EEG. Nous appelons cette méthode l'algorithme "Common Spatial Pattern"(CSP), [20].

Le but de l'algorithme est d'améliorer la discrimination de deux types de signaux. Les filtres spatiaux sont construits de manière à maximiser la variance pour les signaux de la première condition tout en les minimisant pour la seconde condition. Ceci peut être utilisé pour discriminer les signaux de deux tâches d'imagerie motrice communément utilisées (par exemple le mouvement de la main gauche par rapport au mouvement de la main droite). Il peut également être utilisé pour des expériences SSVEP à deux classes ou toute autre expérience où l'information discriminative est contenue dans la variance (ou la puissance dans une certaine bande) des conditions du signal.

La caractéristique CSP est simplement la puissance de bande du signal spatialement filtré avec l'un des filtres CSP  $w$ . L'utilisation du CSP est illustrée sur la Figure I.7. Sur cette Figure, une nette différence de variance (et donc de puissance de bande) entre les signaux spatialement filtrés avec le CSP pour chacune des deux classes, ce qui assure de bonnes performances de classification.



**Figure I. 7:** Des signaux EEG spatialement filtrés avec l’algorithme CSP (Common Spatial Patterns). Les deux premiers filtres spatiaux (les deux signaux du haut) sont ceux qui maximisent la variance des signaux de la classe “Mouvement imaginé de la main gauche” (en rouge) tout en minimisant ceux de la classe “Mouvement imaginé de la main droite” (en vert). Les deux derniers filtres (les deux signaux du bas) font le contraire, i.e., ils maximisent la variance de la classe “Mouvement imaginé de la main droite” tout en minimisant la variance de la classe “Mouvement imaginé de la main gauche” [32].

“ L’algorithme CSP a de nombreux avantages : tout d’abord il permet d’obtenir des performances de classification relativement élevées pour des BCI. C’est un algorithme assez flexible puisqu’il peut être utilisé pour n’importe quelle BCI utilisant les ERD/ERS. Enfin, c’est un algorithme numériquement efficace et simple à implémenter. Tout ceci fait que le CSP est devenu l’un des algorithmes les plus populaires et les plus efficaces pour la conception de BCI basées sur l’activité oscillatoire ” [8].

Certaines chercheurs ont utilisé l’algorithme common spatial pattern qui trouve des filtres spatiaux pour maximiser la différence de puissance du signal entre les classes dans deux types d’expériences en ligne et hors-ligne. Dans les expériences, le CSP a été entraîné au moyen d’une stratégie d’un seul contre le repos (OVR one-versus-rest), comme la main gauche contre l’autre, la main droite contre l’autre, et le pied contre l’autre. Dans la matrice de transformation de CSP, les variances logarithmiques des trois premières et trois dernières colonnes ont été utilisées comme une caractéristique spatiale [16].

Les résultats montrent que le paramètre utilisant le CSP atteint un niveau de performance plus élevé que celle utilisant une FFT. Dans la perspective d’extraction de caractéristiques, Nam et al. indiquaient que le CSP pourrait améliorer les discriminations de SSSEP après le filtrage de bande de fréquence spécifique à la stimulation d’après [29], cité par [16].

### ***1.4.3 Algorithmes de classification des signaux EEG***

#### ***1.4.3.1 Analyse Discriminante Linéaire (Linear Discriminant Analysis - LDA)***

L'analyse discriminante linéaire (également appelée analyse discriminante linéaire de Fisher (LDA)) est une méthode utilisée dans les statistiques, la reconnaissance de formes et l'apprentissage machine pour trouver une combinaison linéaire de caractéristiques qui caractérisent ou séparent deux ou plusieurs classes d'objets ou d'événements. La combinaison résultante peut être utilisée comme un classeur linéaire, ou, plus communément, pour la réduction de dimensionnalité avant la classification ultérieure [4].

Supposons qu'on nous donne un ensemble d'apprentissage  $L$  d'observations multivariées (c'est-à-dire, des valeurs d'entrée dans  $\langle r \rangle$ ), et supposons que chaque observation provienne de l'une des  $K$  classes prédéfinies ayant des caractéristiques similaires. Ces classes peuvent être identifiées, par exemple, en tant qu'espèces végétales, niveaux de solvabilité des clients, présence ou absence d'un état pathologique spécifique, différents types de tumeurs, opinions sur la censure d'Internet, ou si un e-mail est un spam ou non Spam. Pour distinguer les classes connues les unes des autres, nous associons une étiquette de classe unique (ou une valeur de sortie) à chaque classe; les observations sont ensuite décrites comme des observations marquées [4]. Dans chacune de ces situations, il y a deux objectifs principaux:

**Discrimination:** utilisez l'information contenue dans un ensemble d'observations étiquetées pour construire un classificateur (ou une règle de classification) qui séparera autant que possible les classes prédéfinies.

**Classification:** Étant donné un ensemble de mesures sur une nouvelle observation non étiquetée, utilisez le classificateur pour prédire la classe de cette observation.

Un classificateur est une combinaison des variables d'entrée. Dans la littérature sur l'apprentissage automatique, la discrimination et la classification sont décrites comme des techniques d'apprentissage supervisé; ensemble, ils sont également appelés tâches de prédiction de classe.

La question de savoir si ces objectifs sont réalisables dépend des informations fournies par les variables d'entrée. Quand il y a deux classes (c.-à-d.  $K = 2$ ), nous avons besoin d'un seul classificateur, et lorsqu'il y a plus de deux classes, nous avons besoin d'au moins deux (et au plus  $K - 1$ ) classificateurs pour différencier les classes et prédire la classe d'une observation future.

### ***Problème Multi-Class***

Supposons que nous ayons encore un ensemble d'échantillons de dimension  $D$ ,  $X = \{x_1, x_2, \dots, x_m\}$ , et et il y a totalement  $C$  classes. nous allons maintenant chercher  $(C - 1)$  des projections  $[y_1, y_2, \dots, y_{C-1}]$  au moyen de  $(C-1)$  vecteurs de projection  $\theta_i$  disposés par colonnes dans une matrice de projection  $\theta = [\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_{C-1}]$ , où:

$$y_i = \theta_i^T X \implies y = \Theta^T X$$

Nous allons d'abord utiliser les dispersions dans x-espace comme suit:

Matrice de dispersion interclasse:

$$S_W = \sum_{i=1}^C S_i \quad \text{where} \quad S_i = \sum_{x \in C_i} (x^{(i)} - u_i)(x^{(i)} - u_i)^T \quad \text{and} \quad u_i = \frac{1}{N_i} \sum_{x \in C_i} x^{(i)}$$

Matrice de dispersion entre classes:

$$S_B = \sum_{i=1}^C N_i (u_i - u)(u_i - u)^T \quad \text{where} \quad u = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x^{(i)} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^C N_i u_i$$

Matrice de dispersion totale:

$$S_T = S_B + S_W$$

Nous définissons les matrices vectorielles et de dispersion moyennes pour les échantillons projetés comme:

- $\hat{u}_i = \frac{1}{N_i} \sum_{x \in C_i} y^{(i)}$
- $\hat{u} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^m y^{(i)}$
- $\hat{S}_W = \sum_{i=1}^C \sum_{y \in C_i} (y - \hat{u}_i)(y - \hat{u}_i)^T$
- $\hat{S}_B = \sum_{i=1}^C N_i (\hat{u}_i - \hat{u})(\hat{u}_i - \hat{u})^T$

De notre dérivation pour le problème à deux classes, nous pouvons obtenir:

$$\hat{S}_W = \Theta^T S_W \Theta \quad (1)$$

$$\hat{S}_B = \Theta^T S_B \Theta \quad (2)$$

Rappelons que nous sommes à la recherche d'une projection qui maximise le rapport entre la dispersion entre deux classes. Puisque la projection n'est plus un scalaire (elle a des dimensions C-1), on utilise le déterminant des matrices de dispersion pour obtenir une fonction Scalaire:

$$J(W) = \frac{|\hat{S}_B|}{|\hat{S}_W|} = \frac{|\Theta^T S_B \Theta|}{|\Theta^T S_W \Theta|}$$

Et maintenant, notre travail consiste à rechercher la matrice de projection  $\theta^*$  qui maximise ce ratio. Nous ne donnerons pas le processus de dérivation. Mais on sait que la

matrice de projection optimale  $\Theta^*$  est celle dont les colonnes sont les vecteurs propres correspondant aux plus grandes valeurs propres du problème de valeur propre généralisé suivant:

$$\begin{aligned}\Theta^* &= [\theta_1^* | \theta_2^* | \dots | \theta_{C-1}^*] \\ &= \operatorname{argmax}_{\Theta} \frac{|\Theta^T S_B \Theta|}{|\Theta^T S_W \Theta|} \\ \implies (S_B - \lambda_i S_W) \theta_i^* &= 0\end{aligned}$$

Ainsi, si  $S_W$  est une matrice non singulière, et peut être inversée, alors le critère de Fisher est maximisé lorsque la matrice de projection  $\Theta^*$  est composée des vecteurs propres de:

$$S_W^{-1} S_B$$

Remarque : il y aura au plus des vecteurs propres  $C-1$  avec des valeurs propres réelles non nulles  $\lambda_i$ . C'est parce que  $S_B$  est de rang  $(C-1)$  ou moins. Nous pouvons donc voir que LDA peut représenter une réduction massive de la dimensionnalité du problème. En reconnaissance faciale par exemple, il peut y avoir plusieurs milliers de variables, mais seulement quelques centaines de classes.

Cet algorithme de classification est le plus utilisé dans le domaine de BCI de type SSSEP de par sa simplicité et sa facilité de l'utilisation. Gernot R. Müller-Putz et al. [10] ont exploités cet algorithme pour effectuer une classification entre index droit et index gauche. La précision moyenne de la classification a été calculée à partir de deux canaux (C3 et C4) analysant les deux fréquences de stimulation et variant entre 65,8% pour l'expérimentation en-ligne et 71,6% pour l'expérimentation hors-ligne. Christian Breitwieser et al. [6] ont utilisés l'algorithme de classification LDA pour mettre en oeuvre une classification entre les doigts de la main droite. Les SSSEP ont été classés avec un taux de succès de 51 à 96%.

### ***1.4.3.2 Analyse Discriminante Linéaire Régularisée (Regularization Linear Discriminant Analysis : RLDA)***

Le RLDA est une méthode qui peut améliorer les performances de classification en ajoutant un terme de régularisation à une matrice de covariance lorsque le nombre d'échantillons d'apprentissage est insuffisant [16]. La forme la plus simple de régularisation est l'addition d'une petite constante positive à la diagonale de la matrice de dispersion comme suit [13]:

$$S_w = S_w + \lambda I$$

Où  $\lambda$  est une petite constante positive, et  $I$  est une matrice d'identité. La petite constante positive  $\lambda$  devrait assurer une définition positive de la matrice de dispersion  $S_w$ .

Une autre forme plus sophistiquée de régularisation est la technique dite de rétraction, qui rétrécit les matrices de dispersion intra-classe individuelles vers la matrice de diffusion groupée  $S$ :

$$S_{wi}(\alpha) = \alpha S_{wi} + (1 - \alpha)S$$

Et / ou rétrécit la matrice de diffusion groupée vers sa diagonale:

$$S(\gamma) = \gamma S + (1 - \gamma)\text{diag}(S)$$

où  $\alpha \in [0, 1]$  et  $\gamma \in [0, 1]$  sont des paramètres de régularisation. Dans cette étude, nous proposons une nouvelle forme de régularisation qui réduit la matrice de dispersion interclasse vers une matrice de dispersion interclasse individuelle comme indiqué ci-dessous:

$$S_w(\beta) = \beta S_{w1} + (1 - \beta)S_{w2} + \lambda I$$

Où  $\beta \in [0, 1]$ , et  $\lambda$  est une petite constante positive. Si  $\beta > 0,5$ , la matrice de dispersion  $S_w(\beta)$  rétrécit vers  $S_{w1}$ , et sinon vers  $S_{w2}$ . Pour alléger efficacement le problème de sur-apprentissage, nous pensons que le rétrécissement de la matrice de dispersion devrait être vers la classe qui a un plus petit nombre de données. La raison en est que LDA ainsi régularisée tendra à surclasser la classe ayant un plus petit nombre de données, tandis que les données d'entraînement dans une autre classe, à savoir la majorité des données d'entraînement, et les données d'entraînement dans leur ensemble ne seront pas suréquipées. Des études expérimentales dans la section III ont confirmé ce point.

Cette méthode mathématique appliquée par Keun-Tae Kim et al. [16] a permis d'effectuer une distinction entre l'index droit, l'index gauche et le pied droit, plus précisément, trois classificateurs RLDA ont été formés. Dans leurs expériences, ils sont arrivés à une précision de classification de 75%, ce qui pourrait permettre de contrôler un fauteuil roulant relativement stable.

## I.5 Résultats

Je résume plusieurs travaux antérieurs sur SSSEP avec BCI. En 2006, Gernot et al. ont d'abord étudié la faisabilité de BCI avec SSSEP. Ils ont défini le paradigme BCI basé sur SSSEP de base en utilisant des fréquences de résonance. Chaque sujet a été stimulé avec sa fréquence de stimulation spécifique sur l'index droit. Sur l'index gauche, afin de contrôler deux classes, ils ont effectués deux types d'expériences on-line et off-line. Les expériences BCI ont été réalisées sur quatre sujets. Au quatrième jour, la meilleure précision en ligne était de 71,7% (hors ligne de 75,0%). Probablement, plus de sessions de formation sont

nécessaires pour atteindre que les sujets pourraient apprendre à concentrer leur attention sur le moment où la meilleure séparabilité des données et le point de temps de classification sont les mêmes [10].

En 2012, les chercheurs ont été obtenus le SSSEP. Ils ont appliqué une stimulation vibrotactile à tous les doigts de la main droite. Neuf sujets sains ont participé à deux séances dans cette étude. Tous les doigts ont été stimulés 40 fois. Les fréquences du signal de stimulation variaient entre 17 et 35 Hz par pas de 2 Hz. Des fréquences de résonance propres à une personne comprises entre 19 et 29 Hz ont été trouvées. Ils ont calculés La puissance par deux méthodes différentes, ils arrivés à obtenir un taux de classification entre 51 à 96% [6].

Keun-Tae Kim et al. ont déterminé le paradigme BCI SSSEP. Tous les sujets étaient capables de contrôler un fauteuil roulant au moyen basé sur le SSSEP. Tous les sujets étaient même capables de contrôler avec des tâches plus difficiles. Durant l'expérience, les sujets (S4, S5, S6, S7, S8 et S9) ont montré une précision supérieure à 75% qui pourrait contrôler un fauteuil roulant relativement stable. Cependant, les performances de chaque sujet dépendent de nombreux facteurs tels que la concentration, les fréquences de vibration individuelles, la fatigue induite par le système et la méthodologie de traitement du signal. Ces facteurs nécessitent une investigation supplémentaire pour déterminer comment ils influencent les performances avec SSSEP [16].

## I.6 Conclusion

Ce chapitre a présenté le principe fondamental des interfaces cerveau-ordinateur. Je décrivais en premier temps les interfaces cerveau machine, ainsi que les méthodes et les techniques utilisés par les chercheurs du prétraitement des signaux cérébraux: les filtres pour la mesure de l'activité cérébrale, les principales méthodes de prétraitement et types de caractéristiques, et les méthodes de classification.

À partir de cette étude bibliographique sur les travaux antérieurs relatifs aux SSSEP et BCI, on a déduit qu'une stimulation comprise entre 14 et 30 Hz est nécessaire pour obtenir un SSSEP clair, et que le bout des doigts est la partie la plus sensible du corps, après le poignet et la paume les endroits les plus sensibles à la stimulation vibratoire externe.

On a également conclu que c'est l'une des approches les plus attrayantes pour améliorer la performance de ces systèmes. Pour améliorer la viabilité des BCI tactiles, nous croyons que des stimulateurs vibro-tactile standardisés des dispositifs similaires bien conçus doivent être développés, ce qui conduira à des paradigmes expérimentaux efficaces permettant aux sujets de se concentrer plus facilement.

# Chapitre II : le paradigme SSSEP

## - Steady State Somatosensory

## Evoked Potentials

### II.1 Introduction

ICM de type SSSEP est un paradigme qui se base sur les potentiels évoqués somatosensoriel à l'état stable qui déclenche des réponses cérébrales à la stimulation externe sous forme de vibration par des vibro-tactiles sur la peau du sujet et précisément les endroits les plus sensibles à la vibration et parmi ces endroits on trouve : le bout de doigt, le poignet et la paume.

L'interface cerveau machine de type SSSEP est un paradigme dans la gamme de fréquences de type "résonance" du système somatosensoriel par un vibro-tactile. Le chapitre deux est constitué de quatre parties les présentées comme suit :

Dans un première temps je présente les interfaces cerveau machine de type SSSEP, où je décris tout les éléments constituant notre ICM, commençant par l'interface informatique développée sur OpenVibe en passant a la deuxième partie de électronique de l'acquisition des signaux cérébraux EEG et l'élément de stimulation externe qui assurent la stimulation par des vibro-tactiles qui sont commandés par un circuit qui se base sur Arduino.

Dans la deuxième partie je décris toute les expérimentations que j'ai fait depuis, en débutant par découvrir les matériels utilisées dans la chaîne de mesure de notre ICM (présenté dans l'annexe 2) : les électrodes, le bonnet, le logiciel ... etc. ensuite en passant à la partie développement des protocoles et de réalisations des différents taches de mouvement des mains, des pieds ainsi que l'imagination de mouvement en finalisation par un protocole qui respect le paradigme SSSEP Calibration/Dépistage de fréquence de résonance des sujets.

Par la suite je présente la partie de traitement le signal cérébral EEG, je décris tous les outils utilisés pour le traitement des signaux ainsi que les méthodes mathématiques qui nous servent dans le traitement des signaux afin qu'on puisse extraire les paramètres qui caractérisent la réponse SSSEP du signal EEG à partir notre ICM.

Dans la dernière partie, je montre le codage des différents scénarios informatique sous OpenVibe, utilisés pour faire plusieurs choses en commençant par l'acquisition vers le traitement afin de présenter les différents signaux enregistrés bruts et traités.

## II.2 Notre Interface cerveau machine de type SSSEP

### II.2.1 Dispositif de Stimulation

Le dispositif de stimulation est un dispositif électronique constitué principalement en deux grands éléments : un vibro-tactile et une carte arduino.

Ce dispositif est programmé pour générer des vibrations à des fréquences désirées, ainsi que l'amplitude variable. Notre dispositif a été réalisé par l'équipe BCI de laboratoire CRISTAL .



Figure II. 2: Arduino + vibro-tactile

La stimulation a été générée par un vibro-tactile. Une fréquence porteuse de 250 Hz (figure II.3) modulée avec un signal rectangulaire a été utilisée pour la stimulation (figure II.4), la modulation du signal rectangulaire est de facteur de marche de 50%. La figure II.5 montre un exemple du signal de stimulation appliqué.

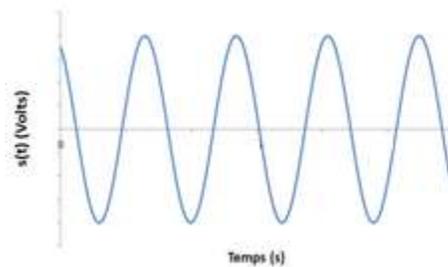
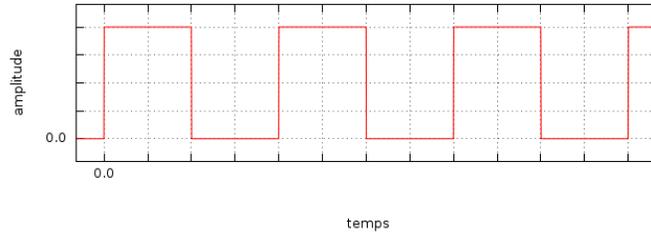
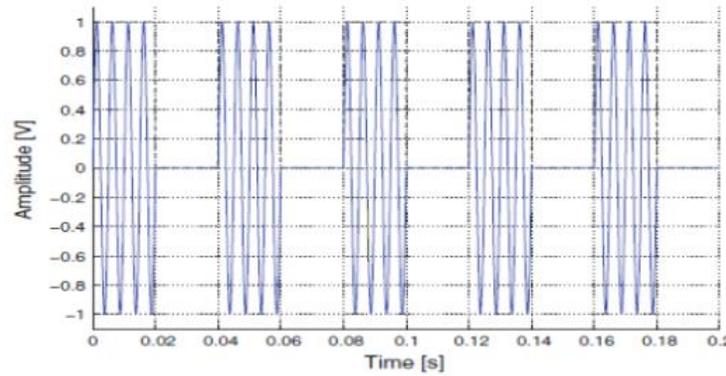


Figure II. 3: Signal porteur de 250 Hz

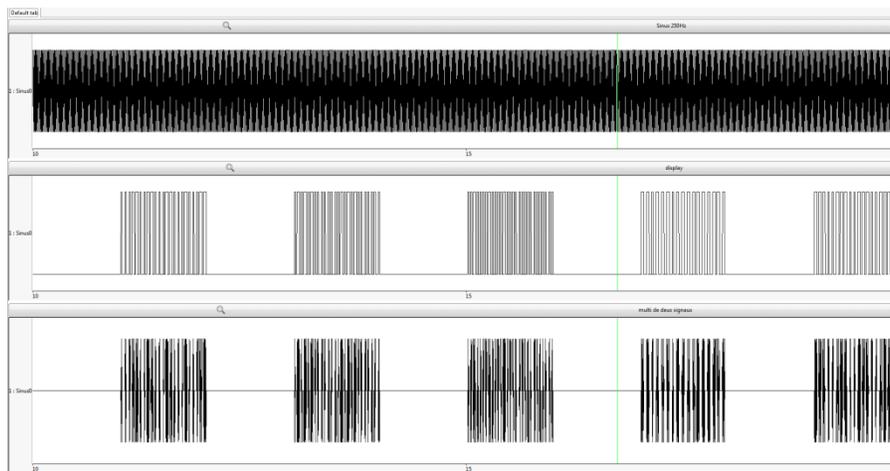


**Figure II. 4:** Signal rectangulaire utilisé pour la stimulation



**Figure II. 5:** Signal de commande du vibro-tactor

La figure II.6 suivante résume tous les différents signaux, jusqu'au signal de stimulation au niveau des vibro-tactiles.

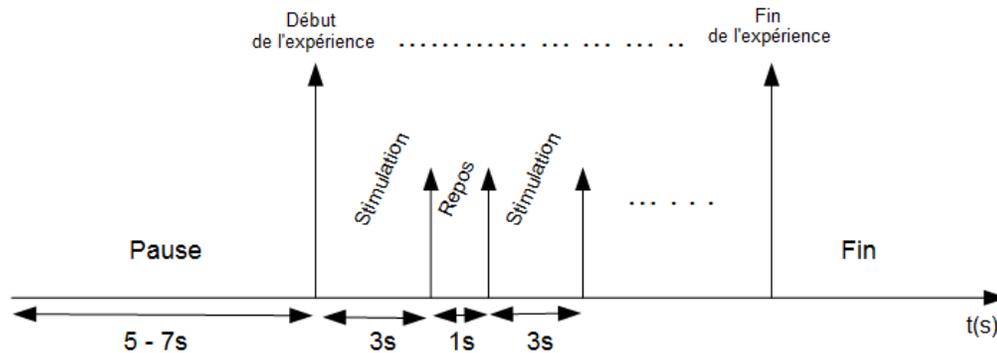


**Figure II. 6:** Trois signaux : signal sinusoïdal de fréquence 250 Hz, signal carré de fréquence de stimulation commençant à 14Hz et augmentant d'un pas de 3Hz et le dernier signal commandant le vibro-tactile sur OpenVibe résultant des deux signaux précédents

## **II.2.2 Protocole Expérimental**

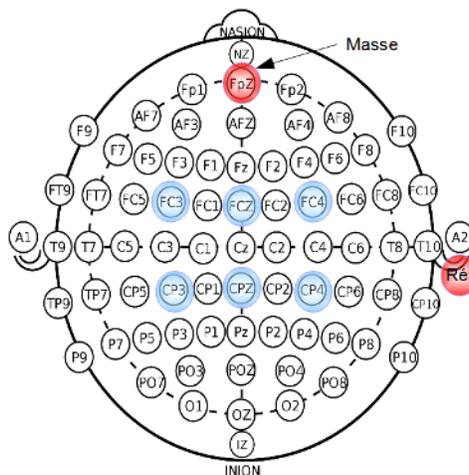
Le sujet était assis dans un fauteuil, les mains confortablement placées sur les accoudoirs. Le vibro-tactile C-2 a été attaché au poignet gauche/droit à l'aide de bande élastique.

La figure II.7 suivante montre une illustration du protocole utilisé pour enregistrer les signaux SSSEP. La stimulation commence par une pause entre 5s et 7s (aucune stimulation). L'expérience débutait à la fréquence de 14 Hz pour une durée de 3s, puis après le bloc de stimulation, une pause de 1s a été insérée. Après cette pause, la stimulation commence à nouveau ajoutant un pas de 3Hz, ainsi de suite.



**Figure II. 7:** Illustration graphique du protocole de mesure. Chaque essai a commencé avec un intervalle de stimulation (durée 3 s) suivi d'un intervalle de repos (longueur 1s chacun) avec des fréquences de stimulation sur le poignet.

La figure II. 8 suivante représente l'emplacement des électrodes utilisée pour enregistrer les signaux EEG. Six électrodes ont été positionnées [CP4, FC4, CPZ, FCZ, CP3, FC3] en avant et en arrière des électrodes [C3, CZ, C4] (cortex sensorimoteur primaire, système international 10-20), fournissant trois canaux EEG bipolaires (C3, Cz et C4). L'électrode de référence placée sur le lobe oreille droite et la masse est placée sur le front électrode Fpz.



**Figure II. 8:** Configuration des électrodes (selon le système international 10-20) de l'expérience EEG. L'EEG a été enregistré à des positions d'électrodes marquées par des cercles bleus. Le lobe oreille droite a été utilisée comme référence (Réf), l'électrode sur le front Fpz comme masse (Masse).

### II.2.3 Schéma Synoptique

Le principe d'une interface cerveau-ordinateur basée sur des SSSEP est représenté sur la figure II. 8. Une stimulation vibratoire est effectuée, par exemple, sur un bout de doigt ou sur le poignet. L'activité EEG en cours contient le SSSEP, qui sera modulé par le sujet. Avec un extracteur de caractéristiques, les SSSEP sont quantifiés et utilisés pour la classification.

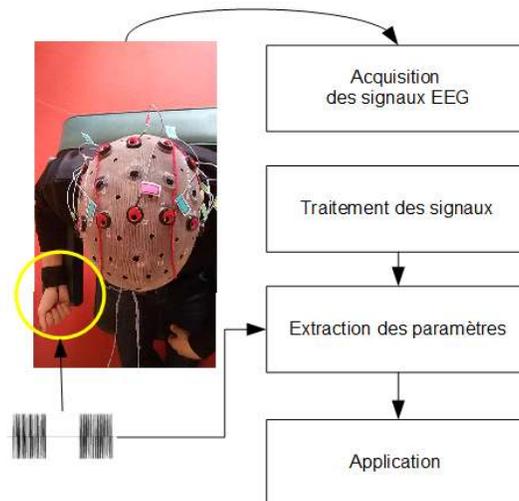


Figure II. 9: Schéma Synoptique de principe d'une ICM basée sur le SSSEP

- Acquisition du signal. On mesure l'activité cérébrale et on la convertit en signal numérique.
- Traitement du signal par des filtres spatiaux et temporels pour raffiner notre signal EEG et bloquer les bruits qui appartiennent à autre gamme de fréquence.
- Extraction du signal de contrôle à partir du signal cérébral. Il s'agit d'extraire des commandes brutes, appelés les signaux de contrôles. C'est la partie centrale d'une ICM.
- Application interface de contrôle. Il s'agit de traduire (et éventuellement d'optimiser) le signal de contrôle en commandes et de contrôler une machine, ou un programme. Une commande intelligente est primordiale pour qu'une ICM soit simplement utilisable.

## II.3 Les expérimentations

### II.3.1 Séance Découverte

Dans cette première expérimentation, j'ai découvert un type de casque utilisé pour les interfaces cerveau-ordinateur : le casque Emotiv EPOC (Figure II.10). C'est un dispositif mobile, qui fournit des données EEG via OpenViBE par une communication sans fils. Je l'ai utilisé pour contrôler un jeu, on serrant les dents afin de faire évoluer un vaisseau spatial ; et dans le but de comprendre le principe de fonctionnement des interfaces cerveau-

ordinateur et d'acquisition des signaux EEG, ainsi que la communication entre la commande des signaux EEG et la réponse de jeu en temps réel, via une communication sans fils entre le dispositif et l'ordinateur.



**Figure II. 10:** Découvrir le casque sans fil Emotiv EPOC.

Emotiv est une société australienne d'innovation en électronique qui développe des technologies pour faire évoluer l'interaction homme-machine en incorporant des indices non-conscients dans le dialogue homme-machine pour émuler l'interaction entre humains. En développant des interfaces cerveau-ordinateur basées sur la technologie de l'électroencéphalographie (EEG), Emotiv a produit l'EPOC near headset, un périphérique destiné au marché des jeux pour Windows, OS X et Linux [2]. L'EPOC a 16 électrodes et a été initialement conçu pour fonctionner comme un périphérique d'entrée cerveau-ordinateur.

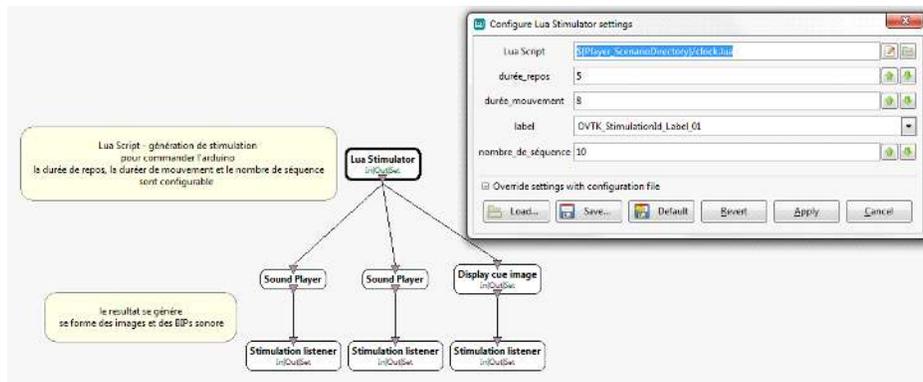
### **II.3.2 Expérimentation 1**

Avant l'étude principale du paradigme SSSEP, j'ai commencé par la première BCI Hybride qui rassemble entre deux techniques EEG et EMG (Électromyogramme) qui permet d'étudier les nerfs et les muscles. Qui est été déjà étudié par l'équipe dans le but d'habituer avec l'environnement logiciel et matériel.

Premièrement on a fait des mouvements des deux mains (gauche et droite) et de pied droit. L'objectif de l'expérience était de faire des mouvements réels et de récupérer des signaux cérébraux par l'intermédiaire encéphalographie. Le sujet était assis dans un fauteuil, les mains confortablement placées sur les accoudoirs. Le casque à électrodes pour EEG a été attaché à la tête du sujet.

La figure II. 11 suivante montre une illustration du protocole utilisé pour enregistrer les signaux SSSEP. La stimulation a commencé par une pause entre 5s et 7s (aucune stimulation). L'expérience débutait par le mouvement des pieds d'une durée de 3s, puis après le bloc de stimulation, une pause de 1s a été insérée. Après cette pause, la stimulation a commencé à nouveau. Le contrôle de mouvement ou d'arrêt de mouvement était contrôlé





**Figure II. 13:** Panneau de configuration de l'expérimentation

Notre scénario est constitué de deux grandes parties. Le premier bloc (Lua Stimulator) permet d'envoyer des stimulations aux autres blocs. Le bloc Lua Stimulator caractérisé par un ensemble des paramètres (la durée de repos, la durée de mouvement et le nombre de séquence) est un script développé sous langage Lua qui fait la récupération de ces paramètres et exécute le programme afin d'envoyer des stimulations.

Le deuxième bloc (Sound Player et Display image) assure la visualisation des images et permet de faire entendre des bips sonores pour aider le sujet a faire des mouvements et arrêter les mouvements de pieds.

La deuxième partie assure l'acquisition des signaux cérébraux bruts, après l'enregistrement des signaux sous des fichiers GDF, ensuite vient la partie de traitement du signal en appliquant deux filtres spatial et temporels afin d'obtenir un signal souhaité.

### **II.3.3 Expérimentation 2**

Dans cette deuxième expérience, on a commencé à travailler sur le paradigme SSSEP, qui se base sur une stimulation externe vibratoire dans le but d'extraire le signal SSSEP à partir du signal cérébral.

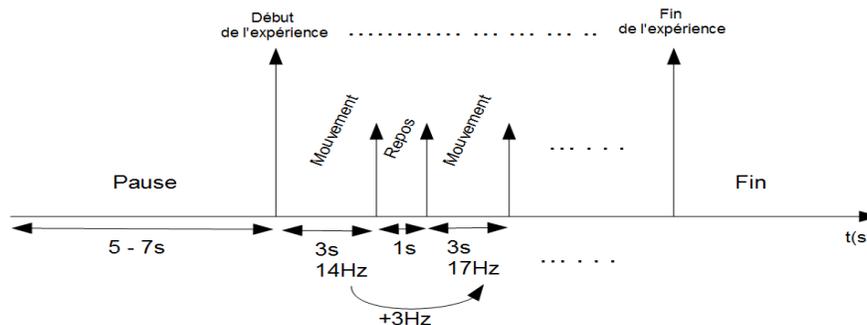
Dans un premier temps on a préparé le vibro-tactile commandé par l'arduino ainsi que l'interface de dépistage pour connaître la fréquence de résonance de sujet.

La figure II.14 suivante représente l'un des utilisateurs au cours d'une expérimentation réalisée au laboratoire. Afin d'éviter au maximum les mouvements parasites, le sujet était assis dans un fauteuil, les mains confortablement placées sur les accoudoirs. Le capteur vibro-tactile a été attaché a son poignet droit à l'aide de bandes élastiques. Le sujet n'était pas censé se focaliser son attention sur les stimuli pour éviter la modulation attentionnelle des SSSEPs pendant la procédure de dépistage.

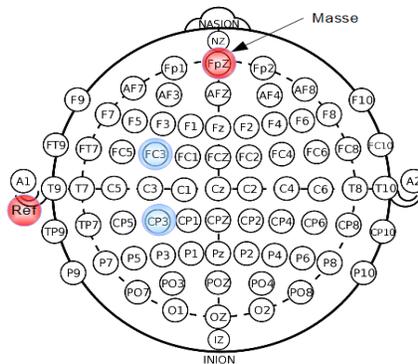


**Figure II. 14:** Bonnet électroencéphalographie et la stimulation externe par le vibro-tactor sur la main droite

Le poignet droit du sujet a été stimulé comme représente la figure II.14. La figure II.15 suivante montre le protocole qu'on a utilisé pour enregistrer les signaux SSSEP. La stimulation a commencé par une pause entre 5s et 7s, l'expérience commençait à une fréquence de 14 Hz pour une durée de 3s suivie d'une pause d'une durée de 1s. Le système commence à nouveau ajoutant un pas de 3Hz. Le stimulateur a été manipulé par un système de contrôle en temps réel développé dans l'équipe BCI.



**Figure II. 15:** Illustration graphique du paradigme de mesure. Chaque essai a commencé avec un intervalle de mouvement (durée 3s) suivi d'un intervalle de repos (longueur 1s chacun).

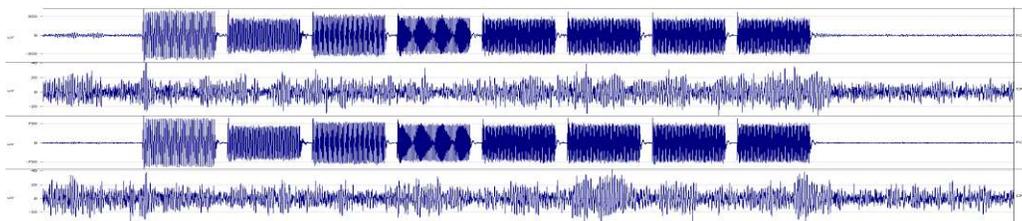


**Figure II. 16:** Configuration de l'électrode (selon le système international 10-20) de l'expérience EEG. L'EEG a été enregistré à des positions d'électrodes marquées par des cercles bleus. Le lobe oreille gauche a été utilisé comme référence (Réf), l'électrode sur le front Fpz comme masse

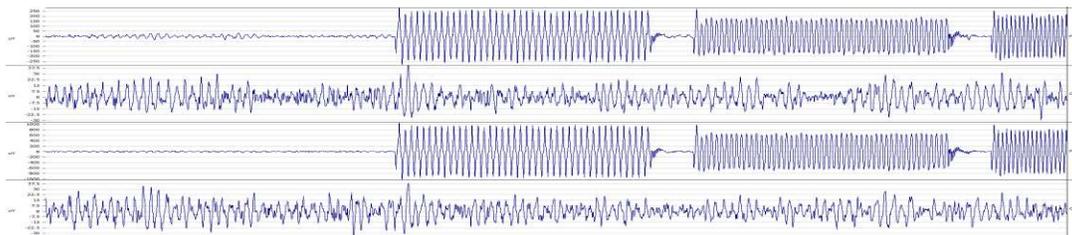
### II.3.4 Résultat

Le résultat de la première expérience présente beaucoup des parasites électriques sur le signal EEG ainsi qu'un petit mouvement de l'expérimentateur agit fortement sur notre signal EEG qui nous oblige à reconsidérer notre système complètement.

Les résultats de deuxième expérience BCI sont présentés en mode hors-ligne sur SigViewer dans les deux figures au-dessous Figure II. 17 et Figure II. 18 qui représentent les deux signaux cérébraux récupérés à partir du bonnet avec des électrodes. Dans cette deuxième expérience on est s'intéressé que par la stimulation de la main droite qui est directement liée à la partie gauche du cerveau exactement sur les deux électrodes FC3 et CP3. Les deux figures suivantes montrent qu'il y a des parasites électriques. Sur le signal EEG acquis au niveau de l'électrode FC3, et on voit que ce signal ressemble au signal de stimulation de vibro-tactiles avec une forte amplitude ainsi la fréquence sa change fortement avec le changement de fréquence de stimulation.



**Figure II. 17:** Deux signaux cérébraux FC3 et CP3 avec une échelle étroite



**Figure II. 18:** Deux signaux EEG de FC3 et CP3

Afin de réaliser les deux expériences, on est arrivé à récupérer un signal propre qui représente le mouvement de pied au niveau de l'électrode CZ dans la première expérience, et qui représente le signal SSSEP de la main droite au niveau des deux électrodes C3 et C4.

Et l'élément principal qui influence le résultat de notre système c'est le parasite électrique d'alimentation et aussi l'électrostatique sont parmi les perturbateurs des signaux faibles les plus connus.

Alors on a conclu que on devrait reconsidérer entièrement notre système ICM, en commençant par d'où vient ces parasites ? et, comment les éviter? .

Après les recherches dans différentes publications, on a distingué que il y a plusieurs choses à refaire et à prendre en considération. Premièrement on doit isoler notre système sur du réseau d'alimentation, deuxièmement on devrait ajouter des appareils antistatique pour éviter les charges électriques du corps et la chose la plus importante dans les appareils électro-médicaux c'est que il y a une norme de sécurité pour les appareils électro-médicaux.

Alors à partir delà tous on a décidé d'améliorer notre ICM de coté d'éviter les parasites. Tout d'abord on a changé l'unité de traitement à partir un ordinateur bureau à un ordinateur portable, ainsi que d'ajouter des éléments antistatique par exemple un bracelet antistatique pour les deux bras droite et gauche, et aussi repose-pieds pour assurer l'isolation le corps de la terre.

## II.4 Parasites électriques

Dans les réseaux électriques, un élément parasite est un élément de circuit (résistance, inductance ou capacité) qui est possédé par un composant électrique mais qu'il n'est pas souhaitable qu'il ait pour son but prévu. Par exemple, une résistance est conçue pour posséder une résistance, mais possède également une capacité parasite non désirée.

Les éléments parasites sont inévitables. Tous les conducteurs possèdent une résistance et une inductance et les principes de la dualité assurent que là où il y a inductance, il y aura aussi de la capacité. Les concepteurs de composants s'efforceront de minimiser les éléments parasites mais ne pourront pas les éliminer complètement.

La tension parasite est l'occurrence d'un potentiel électrique entre deux objets qui, idéalement, ne devrait pas avoir de différence de tension entre eux. De petites tensions existent souvent entre deux objets mis à la terre dans des emplacements séparés, en raison du flux de courant normal dans le système d'alimentation. De grandes tensions peuvent apparaître sur les boîtiers d'équipements électriques en raison d'une défaillance du système d'alimentation électrique, telle qu'une défaillance de l'isolation.

### II.4.1 Le courant de fuite

En électronique, les fuites peuvent se référer à une perte progressive d'énergie. Elle est principalement causée par des composantes électroniques attachés aux capacités, tels que des transistors ou des diodes, qui conduisent une petite quantité de courant.

Un autre contributeur à la fuite d'un condensateur provient de l'imperfection indésirable de certains matériaux diélectriques utilisés dans les condensateurs, également connu sous le nom de fuite diélectrique. Il résulte du fait que le matériau diélectrique n'est pas un isolant parfait et qu'il a une conductivité non nulle, permettant à un courant de fuite de circuler, déchargeant lentement le condensateur.

## **II.4.2 La norme de sécurité EN 60601-1: 2006 pour les appareils électro médicaux**

La norme IEC 60601-1 définit les exigences générales en termes de sécurité des équipements et systèmes électro-médicaux équipés d'une interface électrique et qui sont destinés selon leur fabricant au diagnostic, traitement ou surveillance des patients.

La liaison réseau entre un appareil médical et un réseau Ethernet est réglementée par la norme IEC EN 60601-1 pour appareils et systèmes électro-médicaux, considérés comme source potentielle de danger (par exemple, une différence de tension entre les potentiels à la terre des produits réseau connectés ou une connexion erronée ou un contact métallique entre les fils Data ou le blindage d'un câble endommagé ou des pièces conductrices dans le conduit de câbles).

Plus particulièrement, la norme exige un haut niveau de sécurité lors de l'installation et utilisation des appareils et systèmes électro-médicaux appliqués ou accessibles par le patient, c'est à dire dans l'environnement direct du patient.

### **II.4.3 Protections simples contre les parasites électriques**

#### **II.4.3.1 Isolateur-Réseau**

L'isolateur réseau permet d'intégrer une *coupure galvanique* ayant une rigidité diélectrique supérieure dans une ligne de données Ethernet en cuivre. Il utilise le principe de l'induction électromagnétique pour transférer, avec le moins de pertes possible, des tensions alternatives à haute fréquence dans la bande de fréquences utilisée pour le transfert de données.

Dans le champ médical, l'isolateur réseau sert à la protection du patient contre *les courants de fuite*. La liaison réseau entre un dispositif médical actif et un réseau Ethernet, comme par exemple un ordinateur de bureau ou un ordinateur portable, est classée, conformément à la norme CEI 60601-1 (3e édition) sur les dispositifs médicaux électriques, comme une source potentielle de dangers, celle-ci pouvant être la cause d'un courant de fuite dangereux pour le patient.

#### **II.4.3.2 Isolateur galvanique (coupure galvanique) type d'isolateur-réseau**

L'isolation galvanique entre deux circuits électrique ou électronique lorsqu'il y a aucune liaison conductrice entre ces deux circuits. Son principe est l'isolation des sections fonctionnelles des systèmes électriques pour empêcher l'écoulement du courant [15].

L'énergie ou l'information peut encore être échangée entre les sections par des intermédiaires, tels que la capacité, l'induction ou les ondes électromagnétiques, ou par des moyens optiques, acoustiques ou mécaniques.

L'isolation galvanique est aussi utilisée pour la sécurité, empêchant le courant accidentel d'atteindre le sol à travers le corps humain.

## II.5 Traitement du signal EEG

Dans cette partie je vais entamer les signaux électroencéphalographies de base et les réponses cérébrales SSSEP due à la stimulation de vibro-tactiles sur le poignet et sur l'index du sujet. En effet l'objectif de notre interface cerveau-ordinateur est de détecter le SSSEP de sujet à partir L'activité EEG, qui sera modulé par le sujet. Ces signaux présentent des motifs neurophysiologiques caractéristiques de stimulation, dont la distribution fréquentielle et temporelle varie selon les individus. Cette partie je décris les techniques de traitement des signaux EEG qui permet d'identifier la fréquence de résonance, spécifiquement pour chaque individu. Puis, en fonction des caractéristiques fréquentielles et temporelles observées pour ces motifs.

Pour mettre en œuvre notre méthode, les différentes techniques de traitement présentées dans le chapitre I de l'état de l'art sont utilisées. Celles-ci permettent de traiter les signaux EEG dans le domaine spatial et fréquentiel,

Cette partie présente dans une première partie le principe de la densité spectrale de puissance, pour le traitement de signaux EEG, dans le but de détecter la fréquence de résonance de sujet. Enfin, dans la troisième partie évaluer notre technique afin de la comparer avec celles décrites dans la littérature.

### II.5.1 Signal EEG

Le signal EEG indique l'activité électrique du cerveau. Il est de nature hautement aléatoire et peuvent contenir des informations utiles sur l'état du cerveau. Cependant, il est très difficile d'obtenir des informations utiles à partir de ces signaux directement dans le domaine temporel simplement en les observant. Ils sont fondamentalement non linéaires et non stationnaires. Par conséquent, des caractéristiques importantes peuvent être extraites pour le diagnostic de différentes maladies en utilisant des techniques avancées de traitement du signal.

<b>DELTA</b> Inférieure à 4Hz	<b>THETA</b> 4 à 8 Hz	<b>ALPHA</b> 8 à 13 Hz	<b>BETA</b> 13 à 35 Hz	<b>GAMMA</b> Supérieure à 35Hz
Sommeil profond	Somnolence	Relaxation	Une attention à son maximum	Excitation
				

**Table II 1:** Intervalle de l'onde cérébrale normale EEG

## II.5.2 Traitement de signal EEG

### II.5.2.1 La Transformation de Fourier - FFT

L'analyse de Fourier convertit un signal de son domaine d'origine en une représentation dans le domaine fréquentiel et vice versa. La FFT est un algorithme qui échantillonne un signal sur une période de temps et le divise en ses composantes de fréquence. Ces composants sont des oscillations sinusoïdales uniques à des fréquences distinctes ayant chacune leur propre amplitude et leur propre phase ou son inverse (IFFT).

La formule mathématique de la transformation de Fourier d'une fonction  $x(t)$  est :

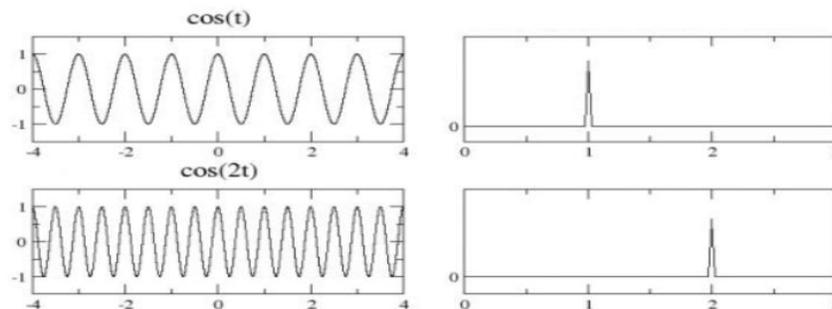
$$TF[x(t)] = X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt$$

Soient  $x_0, \dots, x_{n-1}$  des nombres complexes. La transformée de Fourier discrète est définie par la formule suivante :

$$f_j = \sum_{k=0}^{n-1} x_k e^{-\frac{2\pi i}{n} jk} \quad j = 0, \dots, n-1.$$

#### Exemple :

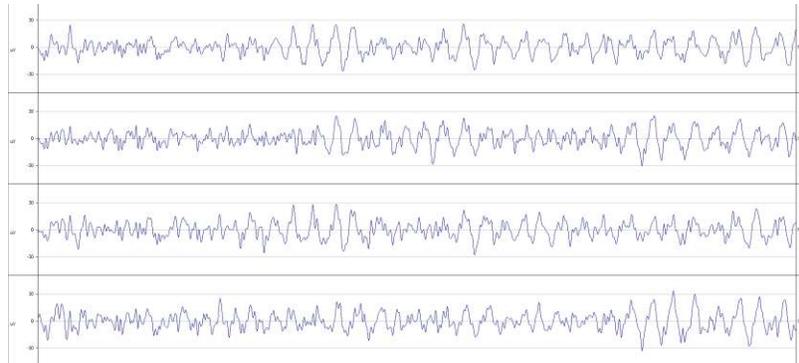
On prend deux fonctions cosinus de fréquence 1Hz et 2Hz et sa transformation de Fourier (voir Figure II.19):



**Figure II. 19:** FFT d'un signal sinusoidal de fréquence 1Hz et 2Hz

## Application sur notre Signal EEG

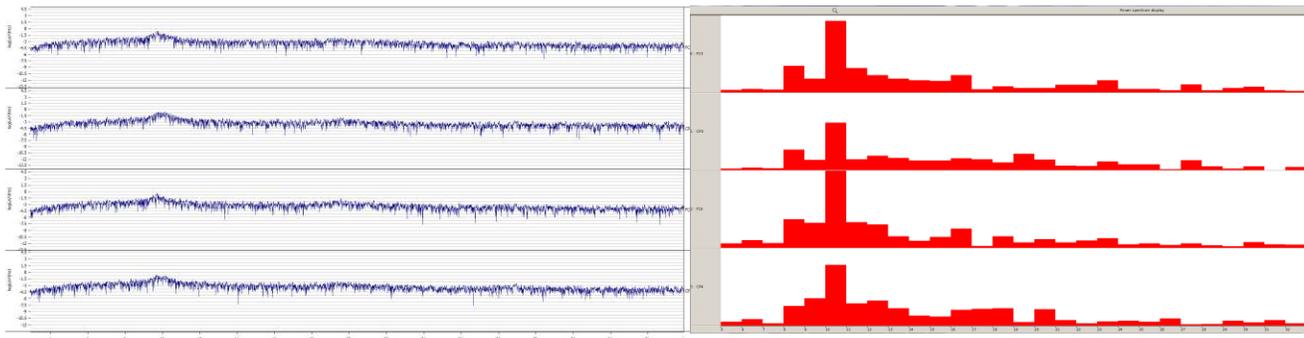
La figure II. 20 suivante montre le signal EEG brut sans stimulation d'un sujet sain, collecté à partir des quatre électrodes CP3, FC3, CP4, FC4.



**Figure II. 20 :** Signal EEG brut sans stimulation

À partir le tableau II.1 au dessus de l'Intervalle des ondes cérébrales normales EEG, on applique un filtre temporel passe bande de intervalle [8-35] pour s'intéresse a deux rythme *ALPHA*- Relaxation et *BETA*- attention a son maximum, et puis on applique la transformation de Fourier pour mieux distinguer la fréquence de signal EEG en état repos (relaxation).

La valeur de résonance varie d'une personne à l'autre, C'est pourquoi la technique proposée aide à identifier, à partir des signaux EEG, la distribution fréquentielle.



**Figure II. 21 :** FFT de signal EEG sans stimulation

D'après la figure II.21 au dessus, la représentation fréquentielle du signal EEG sans stimulation en état de relaxation collecté à partir de quatre électrodes CP3, FC3, CP4, FC4, on voit bien que la fréquence de 10Hz qui a l'amplitude majeure par rapport aux autres fréquences ce qui appartient au rythme de relaxation, qui confirme l'intervalle des ondes cérébrales normales EEG de rythme relaxation en un intervalle [8-13].

### **II.5.2.2 Densité Spectrale de Puissance - DSP**

La densité spectrale de puissance permet de caractériser le contenu fréquentiel d'un signal. Elle représente la répartition de la puissance sur l'axe des fréquences.

la densité spectrale de puissance moyenne (DSP) du signal aléatoire  $X(t, \omega)$  est définie telle que la fonction d'autocorrélation temporelle moyenne d'un signal  $x$  à temps continu est :

$$\gamma(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} x^*(t)x(t + \tau) dt$$

Où \* est la conjugaison complexe.

Calculons  $D_x$  la transformée de Fourier de l'autocorrélation :

$$D_x = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x^*(t)x(t + \tau)e^{-j\omega\tau} dt d\tau,$$

La densité spectrale de puissance du signal  $|X(f)|^2$  est bien aussi la transformée de Fourier de l'autocorrélation.

La densité spectrale de puissance comme étant le carré du module de la transformée de Fourier. Ainsi, si  $x$  est un signal et  $X$  sa transformée de Fourier, sa densité spectrale de puissance vaut

$$D_x = |X(f)|^2$$

La densité spectrale de puissance est quadratique c'est-à-dire qu'elle est indépendante de la phase du signal. De plus elle est toujours réelle et positive.

### **II.5.3 Evaluation de l'expérimentation**

#### **II.5.3.1 Protocole expérimental**

Dans cette expérience on a reproduit une expérience de Christoph Pokorny et al (2014), dans le but de récupérer des signaux SSSEP, en se basant sur un stimulateur externe vibrotactile pour éveiller les signaux cérébraux SSSEP.

En première temps on a préparé le vibro-tactile commandé auprès l'arduino. L'interface sous OpenVibe qui assure l'acquisition des signaux pour vérifier s'il y a encore les parasites électriques.

Dans cette expérience, une procédure de criblage couramment utilisée pour trouver les fréquences individuelles de "résonance", c'est-à-dire les fréquences donnant la réponse SSSEP la plus élevée du système somatosensoriel.

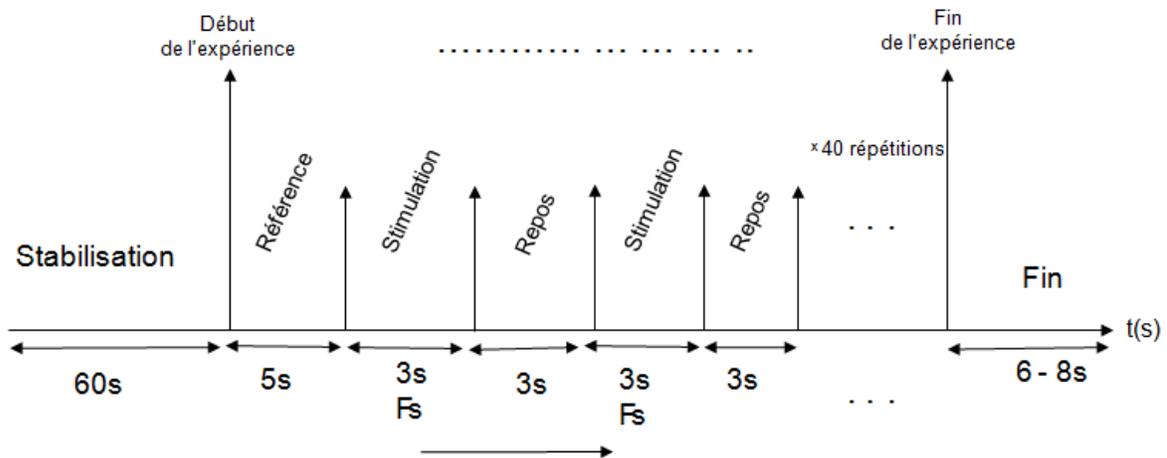
Le sujet était assis dans un fauteuil, les mains confortablement placées sur les accoudoirs. Les capteurs vibro-tactiles ont été attachés à l'index droit et l'index gauche à l'aide de bandes élastiques.

Le sujet n'était pas censé focaliser l'attention sur la stimulation pour éviter la modulation attentionnelle des SSSEPs pendant l'expérience. Pendant toute l'expérience, le sujet a été chargé de se détendre sans prêter attention aux stimulations tactiles.

L'index droit et gauche du sujet ont été stimulés. La figure II.30 suivante montre le protocole qu'on a utilisé pour enregistrer les signaux cérébraux EEG. La stimulation a commencé par une période de stabilisation du signal EEG d'une durée de 60s. L'expérience débuté par la phase de référence ou on enregistre le signal EEG de base pour une durée 5s, puis on alternant entre le bloc de stimulation pour une durée de 3s et le bloc de repos de 0.5s a été insérée. Après ce repos, le procès a commencé à nouveau en gardant même fréquence de stimulation pour quarante répétitions pour chaque fréquence, et ainsi de suite.

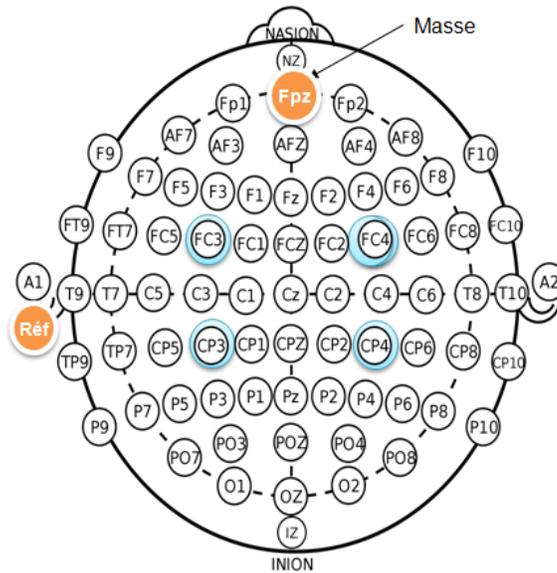
Au total, le paradigme consistait en 40 répétitions par série (pour une seule fréquence et par seul index), chaque série dure 300s. L'expérience entière a duré environ 50 minutes pour toutes les fréquences de stimulation et pour les deux index droit et gauche. Dans cette expérience, seuls 4 canaux EEG couvrant le cortex somatosensoriel primaire ont été effectivement enregistrés.

Le stimulateur a été manipulé par un système de contrôle en temps réel développé par l'équipe BCI.



**Figure II. 22 :** Protocole de dépistage. Chaque essai a débuté avec un intervalle de stabilisation sans stimulation de (60s) suivi d'intervalles de référence de (5s), en alternant entre phase de stimulation et de repos pour une durée de (3s) pour chaque phase.

La figure II. 23 représente l'emplacement des électrodes utilisées pour enregistrer les signaux EEG. Quatre électrodes ont été positionnées comme montre la figure suivante, [FC3, CP3, FC4, CP4] (cortex sensorimoteur primaire, système international 10-20), fournissant deux canaux EEG Bipolaire C3 et C4. L'électrode de masse était connectée au front électrode Fpz, l'électrode de référence était fixée au l'oreille gauche.



**Figure II. 23 :** Position des électrodes (selon le système international 10-20) de l'expérience. L'EEG a été enregistré à des positions d'électrodes marquées par des cercles bleus. L'électrode Fpz a été utilisée comme masse. L'oreille gauche comme référence (Ref)

Le signal SSSEP présent dans le rythme Bêta de l'intervalle [12 Hz- 32 Hz], son valeur de fréquence de résonance varie d'une personne à une autre. Cette variabilité entre les sujets se remarque pareillement pour la distribution temporelle. C'est pourquoi la technique proposée aide à identifier, à partir des signaux EEG, la distribution fréquentielle et temporelle de SSSEP. Cette méthode est appliquée généralement pour tous les utilisateurs.

### ***Sujets :***

Les sujets ont participé au processus de dépistage de fréquence (détermination des fréquences de résonance). En utilisant les fréquences individuelles, le BCI basé sur le SSSEP a été mis en place. Quatre sujets (une Mlle gauchie et trois hommes droitiers) de moyen âge de 34 ans ont participé à cette expérience.

### ***Déroulement de l'expérience :***

Notre expérimentation est constituée en deux phases: stimulation de l'index droit et stimulation de l'index gauche. Les stimulations des deux index sont faites séparément. En a commencé par une fréquence de 14 Hz pour quelque soit l'index droit ou gauche pour

quarante répétitions en gardant même fréquence pour chaque série. La plage de fréquence de stimulation de 14Hz jusqu'à 26Hz pour un pas de 3Hz. (voir Figure II.24).

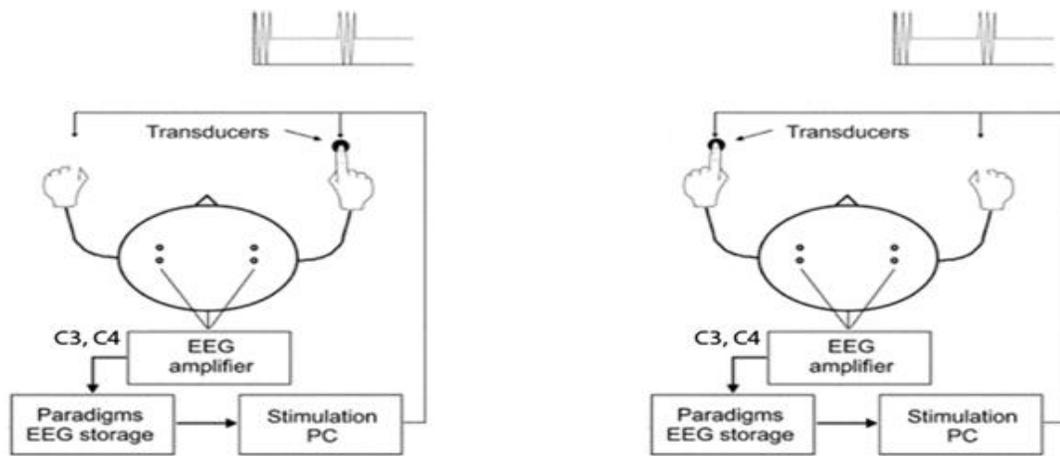


Figure II. 24 : Stimulation l'index droit et gauche [10]

**Unité de l'expérimentation :**

La figure II. 25 représente L'environnement expérimental est Constitué principalement d'un PC pour la génération de paradigmes et le stockage EEG, un amplificateur EEG, un adaptateur EEG, un casque a électrodes EEG, un dispositif d'alimentation, un circuit de vibro-tactile.

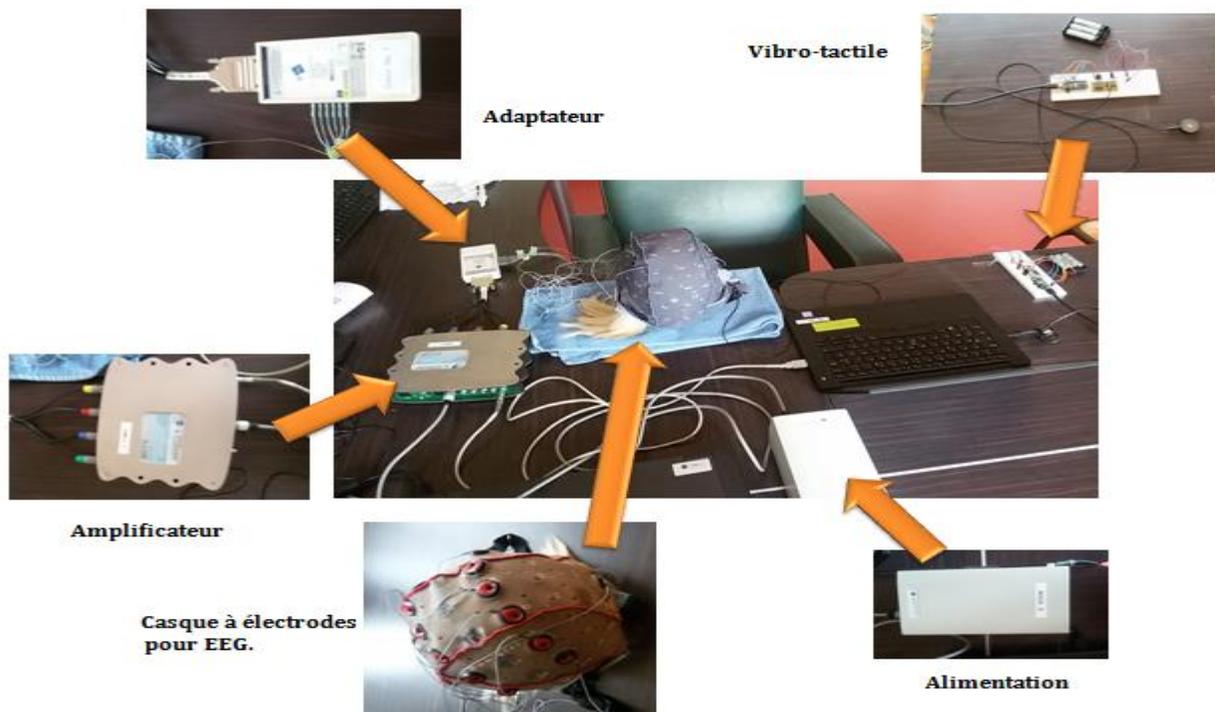


Figure II. 25 : Environnement expérimental

### ***Enregistrement EEG :***

Logiciel OpenVibe (version 2.1.0) fonctionnait à la fois pour l'acquisition des signaux EEG et contrôle le modèle de stimulation suivant un protocole. La configuration du serveur de l'acquisition, le nom de Driver "g.Tec gUSBamp Legacy", la fréquence d'échantillonnage 512Hz, les filtres de l'amplificateur *filtre de notch* "type Butterworth, ordre 4, fréquence passe-bas 48Hz, fréquence passe-haut 52Hz " pour filtrer le réseau électrique, *filtre passe bande* "type Butterworth, ordre 8, fréquence de coupure basse 0.1Hz, fréquence de coupure haute 60Hz ", pour laisser passer que les fréquences qui existent dans cette bande de fréquences (entre deux fréquences de coupure). La sélection des électrodes les quatre électrodes "FC3, CP3, FC4, CP4". Toutes les impédances ont été maintenues en dessous de 0,1K $\Omega$  (La figure 40 en annexe montre les configurations de serveur de l'acquisition).

### ***Traitement du signal EEG :***

Dans ce travail j'ai utilisé python-bibliothèque MNE (version 0.16.1) dédié pour l'analyse et visualisation des EEG et EMG. Cette bibliothèque fournit un ensemble des fonctions qui aide à faire plusieurs opérations qui facilite le traitement. J'ai utilisé la densité spectrale de puissance (DSP) comme outil de traitement qui permet d'extraire de caractéristique du signal.

Dans nos expériences nous avons calculés la moyenne de la densité spectrale de puissance de quarante répétitions pour chaque fréquence pour chaque index séparément pour détecter les SSSEP provoqués par la stimulation tactile. La fréquence avec l'amplitude la plus élevée pendant la stimulation pour l'index droit et gauche a été sélectionnée comme fréquence de vibration spécifique au sujet. Le modèle basé sur SSSEP extrait la fréquence SSSEP des canaux C3 et C4.

#### ***II.5.3.2 Scénario d'enregistrement et de contrôle le vibro-tactile***

Le codage ou bien le développement des scénarios sous Openvibe est une étape essentielle dans l'opération de conception et de réalisation des interfaces cerveau-ordinateur. Dans notre cas on va développer un scénario Sous OpenVibe qui va exécuter un ensemble des opérations.

Notre scénario Sous Openvibe est constitué en deux parties, la première partie permet l'acquisition/l'enregistrement EEG et commander les vibro-tactiles de stimulation.

La figure II. 26 représente le scénario l'acquisition, l'enregistrement et le contrôle de vibro-tactile.

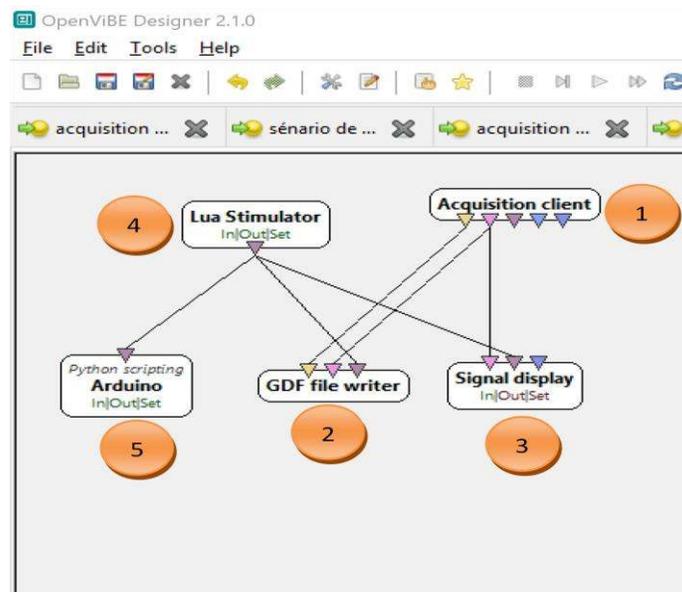


Figure II. 26 : Scénario sous Openvibe

1. Bloc de l'acquisition des signaux EEG
2. Bloc d'enregistrement EEG
3. Bloc d'affichage des différents des signaux des électrodes sélectionnés
4. Bloc de commande suivant un protocole fixé
5. Bloc de commande arduino

Le panneau de configuration du bloc **Lua Stimulator** ou on configure les différents paramètres suivant un protocole donné : la durée de pause, la durée de stimulation et le nombre de stimulation ainsi que *fichier.lue* du programme.

Le panneau de configuration du bloc **Arduino** ou on initialise les différents tout les éléments de des deux vibro-tactiles avec aussi la fréquence de départ ainsi que le pas de incrémentation de fréquence. La figure suivante montre les deux panneaux de configuration. (voir Figure II.27)

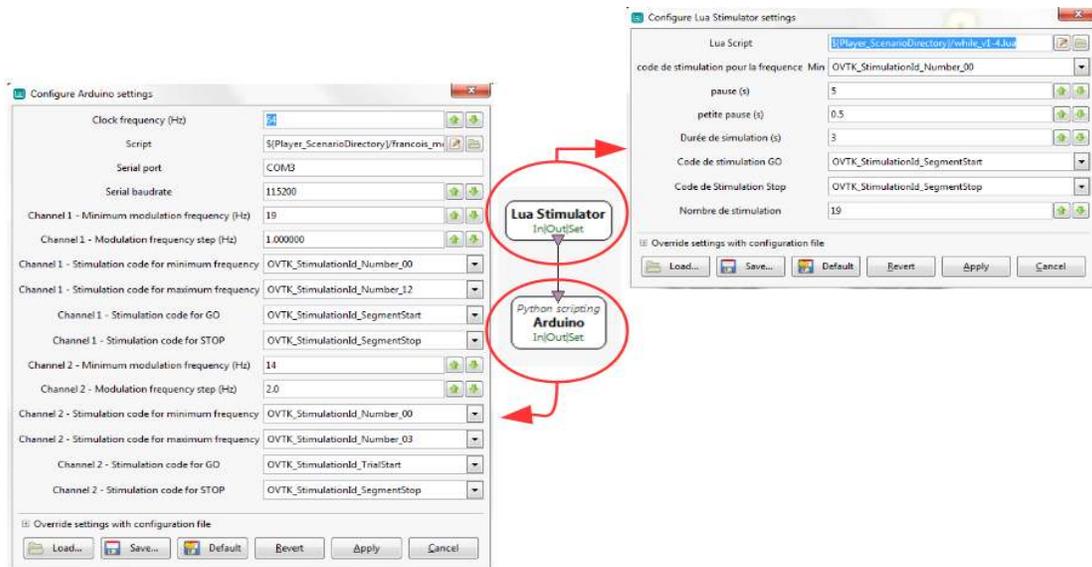


Figure II. 27 : Deux panneaux de configuration de commande les vibro-tactiles

## II.6 Conclusion

Dans cette chapitre II, j'ai parlé sur le paradigme SSSEP et sur son coté technique dans un première temps, j'ai commencé par le premier élément de la chaîne, le dispositif de stimulation le vibro-tactile et le circuit intelligent la carte Arduino et aussi le forme du signal de stimulation. Ensuite j'ai présenté les différentes expérimentations pertinentes son protocole, les électrodes importantes pour chaque expérimentation ainsi que les résultats obtenus. Par la suite j'ai entamé le traitement des signaux EEG, en basant sur la littérature, j'ai travaillé avec deux outils de traitement les signaux cérébraux acquis, ainsi que pour obtenir un résultat présentant. Et finalement dans la dernière partie, j'ai décrit le codage le scénario sous OpenVibe. Notre scénario est composé par différentes blocs commençant par l'acquisition des signaux EEG, vers d'autres interfaces qui permet de commander le dispositif de stimulation et sa configuration ainsi que programmation différentes fonctions de traitement.

En effet, l'objectif de notre ICM hybride est de détecter la fréquence de résonance SSSEP à partir le signal EEG due à la stimulation de la main droite et de la main gauche par un stimulateur vibro-tactile.

Dans le chapitre suivant je vais présenter les résultats obtenus, une discussion aussi bien que la comparaison notre résultat avec ce qui est existe dans la littérature, ainsi que le contrôle de l'interface cerveau machine.

# Chapitre III : Résultats, Discussion et Contrôle de l'interface cerveau-machine

## III.1 Introduction

Dans un premier temps je présente les résultats obtenus sur les signaux enregistrés EEG à partir des expérimentations réalisées au sein de l'équipe BCI, pour détecter le SSSEP depuis notre Interface Cerveau Machine, en examinant et en analysant les performances obtenues, afin de discuter. De plus, de comparer les résultats obtenus à celles décrites dans la littérature.

Au début l'objectif de notre interface cerveau machine est de détecter le signal SSSEP à partir du signal cérébral EEG. Puis le but de notre interface cerveau machine à court terme est de permettre à un sujet de contrôler une application mobile de navigation dans un environnement virtuel (avatar, fauteuil roulant, etc...). Ensuite pour une vision à plus long terme nous souhaiterions d'utiliser l'interface cerveau machine pour contrôler un fauteuil roulant pour les gens qui ont une limite motrice. Jusqu'à maintenant ces deux buts de contrôler une application virtuelle et de contrôler un fauteuil roulant n'ont pas été abordés car elle nécessite du temps et ça peut être un sujet de thèse.

Quoi qu'il en soit, le contrôle de ces deux types d'applications par les patients permet d'améliorer leur autonomie, dans la mesure où elles sont quotidiennement utilisées respectivement pour se déplacer.

Bien que la réalisation de l'application pour évaluer notre interface ICM de type SSSEP par le contrôle d'un mobile dans un environnement virtuel pour s'habituer en temps réel à la motricité du patient et rendre notre ICM plus efficace, elle n'a pas fait l'objet d'étude dans ce stage.

Ce chapitre présente, tout d'abord, le traitement appliqué au signal cérébral (EEG) pour détecter le SSSEP de l'intention de mouvement de la main. De plus, elles permettent à l'utilisateur de s'entraîner à contrôler de l'interface cerveau machine de type SSSEP, dans la perspective de se déplacer dans un environnement virtuel et de se déplacer en fauteuil roulant en utilisant le même contrôle de trajectoire.

## III.2 Résultats, Discussion

### III.2.1 Résultats

A titre d'exemple, les figures III.1, III.2, III.3 et III.4 de quatre sujets montrent les densités spectrales de puissance de référence moyenne et de stimulation des deux canaux EEG bipolaires avec une série de stimulation tactile de 14Hz jusqu'à 26Hz de pas de 3Hz appliquée aux index droit et gauche.

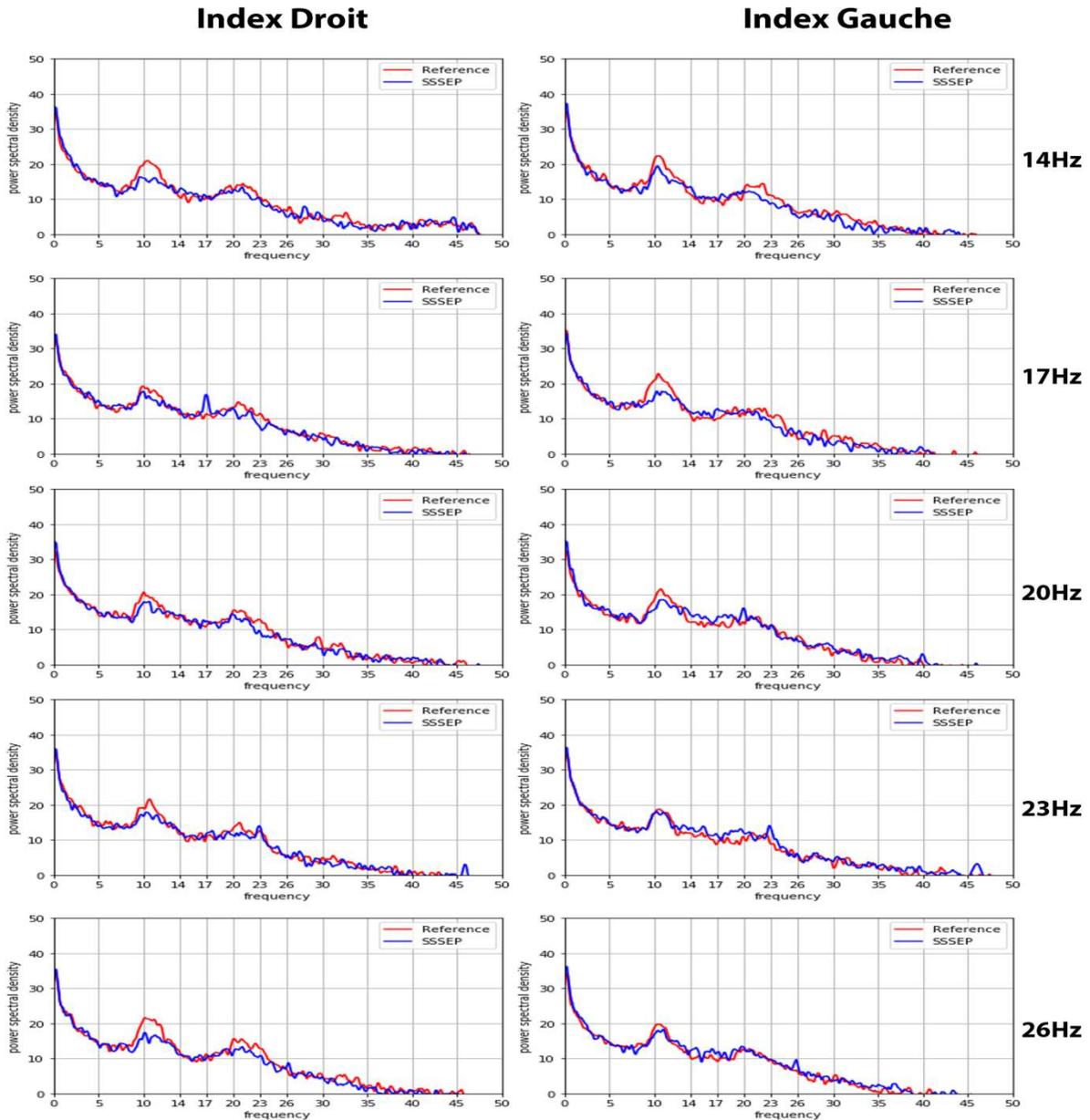


Figure III. 1 : DSP du signal EEG de C3 et C4 de l'index droit et gauche respectivement du sujet 1

Pour le sujet 1. A partir la figure III.1 on voit bien que l'amplitude de la zone alpha est plus puissant du signal référence alentours de la fréquence 10 Hz qui engendre des harmoniques assez puissant autour de la fréquence 20 Hz et aussi de la fréquence 30 Hz et ceci est dû à l'état physiologique de la personne et ces harmoniques ca peuvent être représenté un problème de ne pas voir le SSSEP clairement à la fréquence de stimulation soit a la même fréquence d'harmonique soit aux fréquences qui sont proches a l'harmonique.

Dans les fréquences de stimulation, l'émergence d'un SSSEP à 17 Hz pour l'index droit et aux fréquences 20 Hz – 23 Hz pour l'index gauche sont remarquables sur les canaux controlatéraux. Le pic le plus élevé a été trouvé sur le canal bipolaire FC3-CP3 pour l'index droit et FC4-CP4 pour l'index gauche. En revanche, dans les spectres de référence, aucune augmentation d'amplitude n'a pu être trouvée.

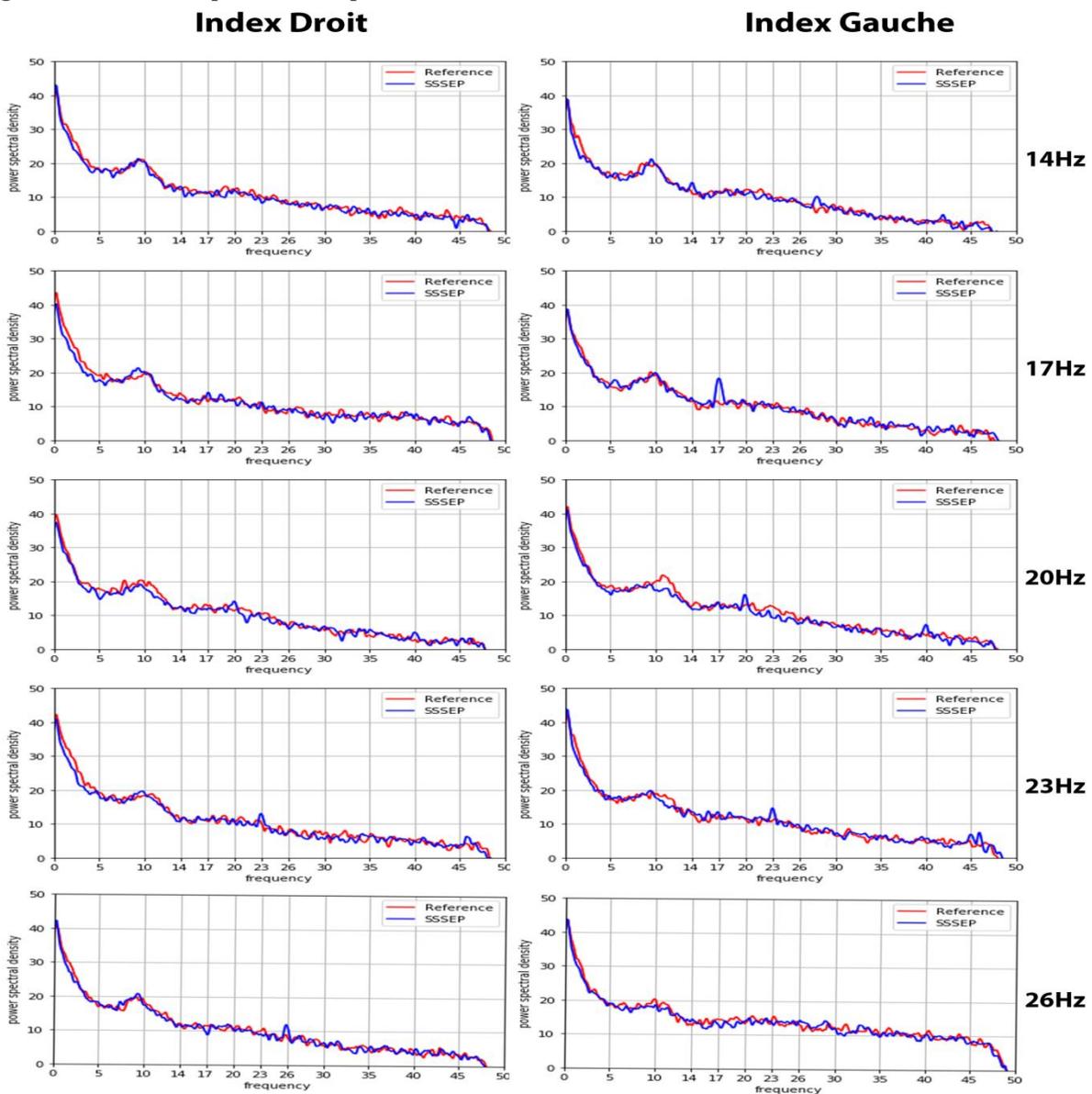
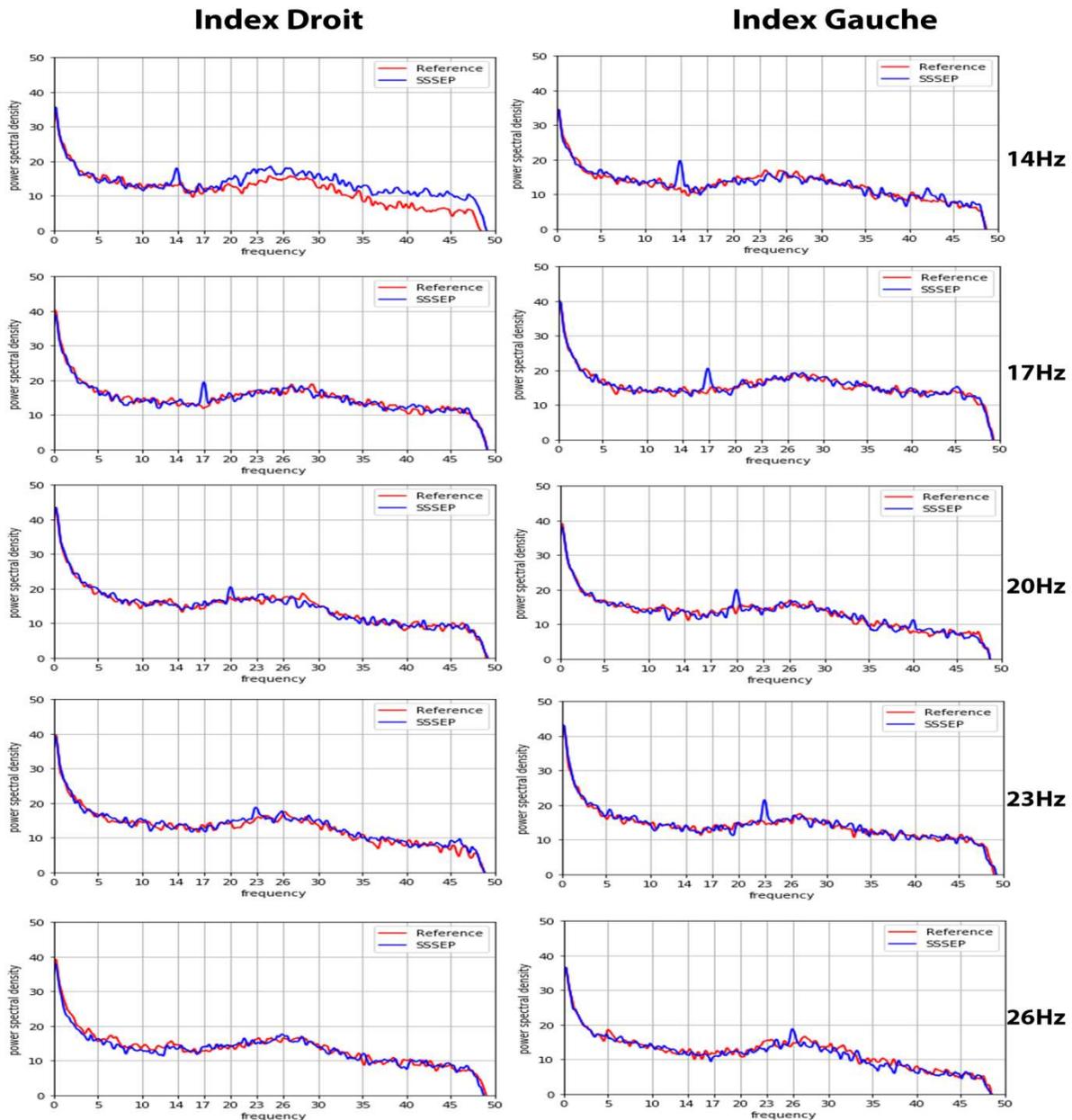


Figure III. 2 : DSP du signal EEG de C3 et C4 de l'index droit et gauche respectivement du sujet 2

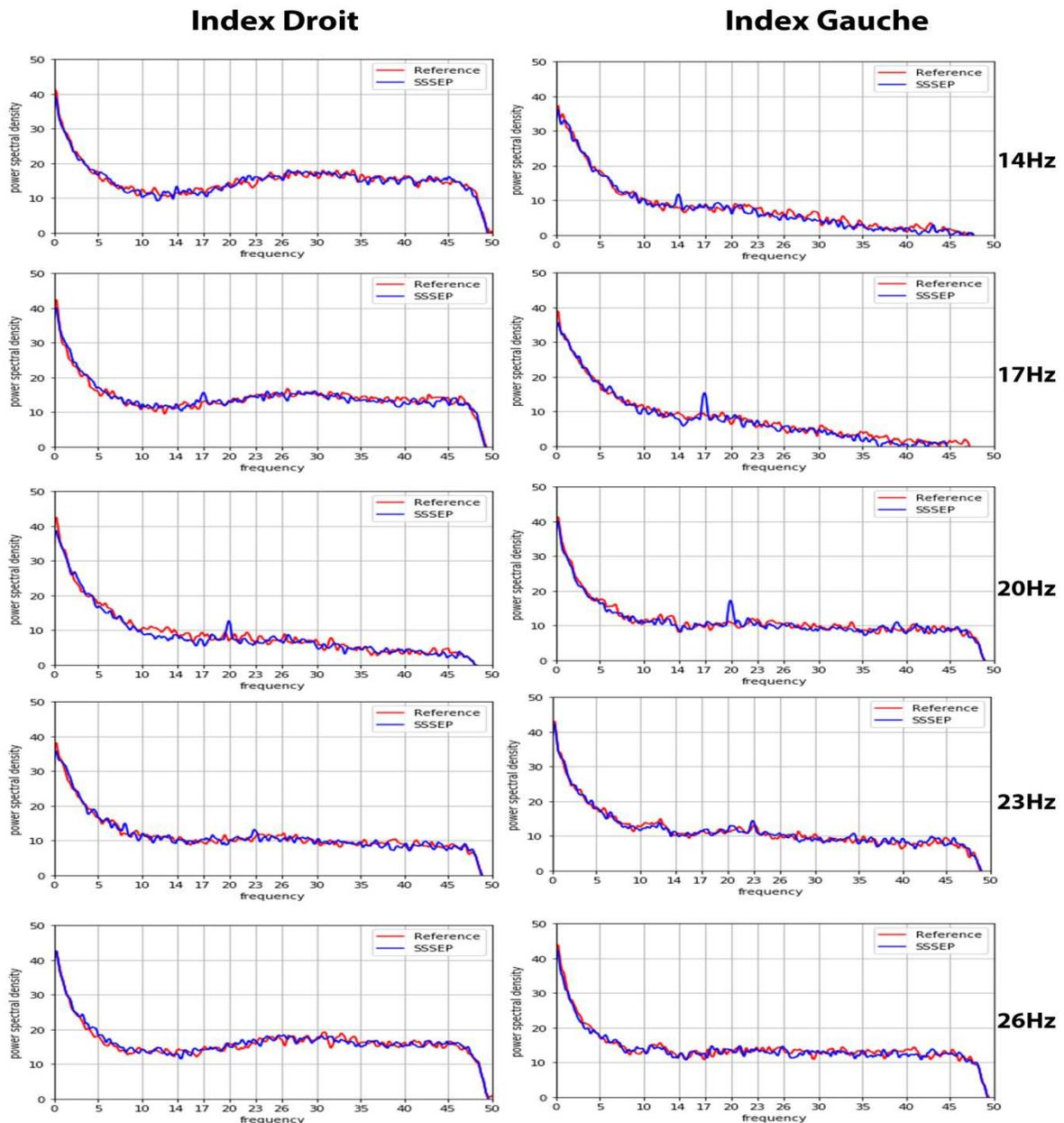
Pour le sujet 2. La figure III.2 montre les signaux de référence et SSSEP. L'émergence d'un SSSEP à 26 Hz pour l'index droit et à la fréquence 17 Hz pour l'index gauche sont clairement visible sur les canaux controlatéraux. Le pic le plus élevé a été trouvé sur le canal bipolaire FC3-CP3 pour l'index droit et FC4-CP4 pour l'index gauche. En revanche, dans les spectres de référence, aucune augmentation d'amplitude n'a pu être trouvée.



**Figure III. 3** : DSP du signal EEG de C3 et C4 de l'index droit et gauche respectivement du sujet 3

Pour le sujet 3. Dans la figure III.3 les spectres de stimulation, l'émergence d'un SSSEP à 17 Hz pour l'index droit et aux fréquences 14 Hz pour l'index gauche sont observables sur les canaux controlatéraux. Le pic le plus élevé a été trouvé sur le canal bipolaire FC3-CP3 pour

l'index droit et FC4-CP4 pour l'index gauche. En revanche, dans les spectres de référence, aucune augmentation d'amplitude n'a pu être trouvée.



**Figure III. 4 :** DSP du signal EEG de C3 et C4 de l'index droit et gauche respectivement du sujet 4

Pour le sujet 4 (voir figure III.4). Dans les spectres de stimulation, l'émergence d'un SSSEP à 20 Hz pour l'index droit et aux fréquences 17 Hz – 20 Hz pour l'index gauche sont nettement présentable sur les canaux contralatéraux. Le pic le plus élevé a été trouvé sur le canal bipolaire FC3-CP3 pour l'index droit et FC4-CP4 pour l'index gauche. En revanche, dans les spectres de référence, aucune augmentation d'amplitude n'a pu être trouvée.

Les résultats globaux de BCI seront discutés pour chaque sujet en détail dans la figure III.5 et figure III.6.

Les figures III.5 et III.6 montrent les résultats complets de la procédure de criblage. Histogramme regroupé montre l'augmentation de la densité spectrale de puissance en pourcentage de la bande des intervalles de stimulation par rapport aux intervalles de référence peuvent être vues. La densité spectrale de puissance est indiquée pour les cinq fréquences de stimulation et les deux canaux bipolaires pour la stimulation l'index droit et gauche.

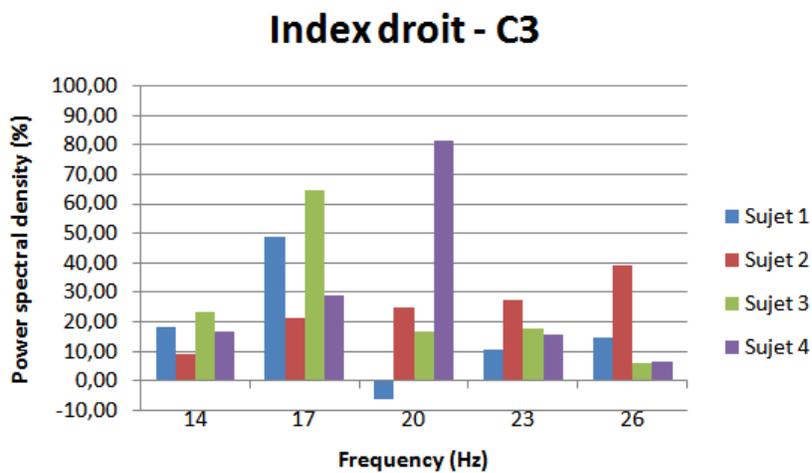


Figure III. 5 : Augmentation le DSP de SSSEP controlatérale de l'index droit

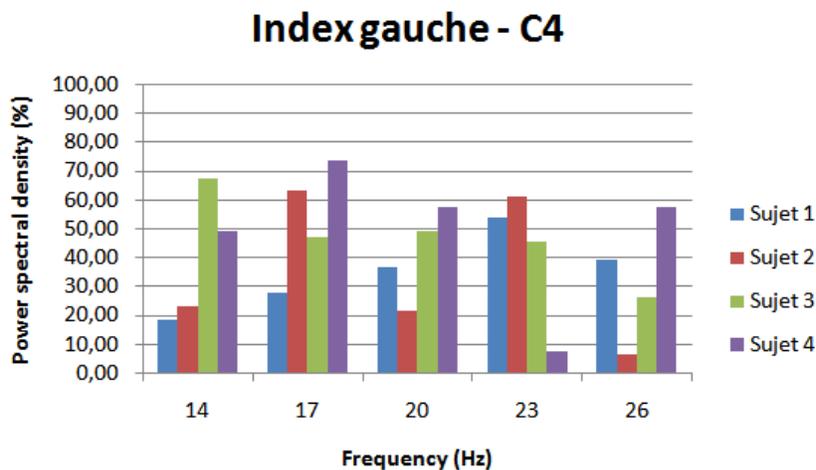


Figure III. 6 : Augmentation le DSP de SSSEP controlatérale de l'index gauche

Pour la stimulation de l'index gauche et droit, on peut voir l'émergence de courbes d'accord significatives avec des pics clairs sur les canaux controlatéraux aux index stimulés.

Par conséquent, les histogrammes des figures III.5 et III.6 peuvent être considérées comme statistiquement significatifs. Les valeurs maximales ont été atteintes pour l'index droit à une fréquence de stimulation de 17 Hz pour le sujet 1 et le sujet 3, 26 Hz pour le sujet 2 et 20 Hz pour le sujet 4, pour l'index gauche à une fréquence de stimulation de 20 Hz pour le sujet 1, 17 Hz pour le sujet 2 et le sujet 4, 14 Hz pour le sujet 3.

L'augmentation de la densité spectrale de puissance pour la stimulation de l'index droit et gauche se résume dans le tableau III.1 suivant.

	Densité spectrale de puissance (%) - index droit	Fréquence de résonance (Hz) - index droit	Densité spectrale de puissance (%) - index gauche	Fréquence de résonance - index gauche
<b>Sujet 1</b>	49,03	17	53,85	23
<b>Sujet 2</b>	39,16	26	63,25	17
<b>Sujet 3</b>	64,56	17	49,25	20
<b>Sujet 4</b>	81,43	20	73,42	17

**Table III. 1** : La fréquence de résonance des deux index pour les quatre sujets

### **III.2.2 Discussion**

Dans notre travail, un dispositif de stimulation tactile pour les mesures EEG a été proposé. Lors de la conception de l'appareil, les deux principales exigences pourraient être remplies. Tout d'abord, l'appareil a été testé pour être sûr d'un point de vue électrique et est prêt à être utilisé pour des mesures d'EEG. Si l'appareil est utilisé dans d'autres configurations que celles testées, les courants de fuite doivent être réévalués. Deuxièmement, il a pu être montré que le dispositif peut générer différents modèles de stimulation qui sont très stables en termes de fréquence et d'amplitude. De plus, il était possible d'évoquer de façon fiable les SSSEP au cours d'une expérience EEG pratique en utilisant un modèle de stimulation modulé couramment utilisé dans les études EEG sur les SSSEP.

Cette expérience EEG a été menée avec quatre sujets en bonne santé plutôt qu'avec des patients puisque la réponse cérébrale attendue de sujets sains est bien connue dans les études et la littérature antérieures. Dans une procédure de dépistage, l'émergence de courbes d'accord significatives à des positions d'électrode contralatérales à l'index stimulé a pu être trouvée, ce qui n'était pas le cas à des positions ipsilatérales à l'index stimulé. Ces résultats sont à la fois significatifs sur le plan physiologique et compatibles avec la littérature puisque l'information sensorielle est connue pour être traitée du côté contralatéral du cortex [7]. De plus, d'autres études ont montré l'émergence de courbes d'accord avec les plus grandes amplitudes SSSEP du côté contralatéral de la main stimulée [6], [11]. Dans notre étude, les maxima des courbes d'accord des deux index ont été

différents de sujet à l'autre et de l'index droit à l'index gauche. Des résultats similaires ont également été rapportés dans d'autres études, bien que d'autres parties de la main aient été stimulées. Des courbes d'accord étroites avec leurs maxima entre 17 et 31 Hz ont été rapportées en stimulant le bout des doigts [6]. Par conséquent, dans notre expérience EEG, les résultats de dépistage d'études antérieures pourraient fondamentalement être reproduits, ce qui peut être considéré comme une validation du bon fonctionnement du dispositif de stimulation. Le dispositif fournit deux canaux indépendants et fournit suffisamment de puissance pour piloter différents types de transducteurs électromagnétiques. Évidemment, l'architecture de l'appareil permet une expansion facile à plus de deux canaux. Le dispositif de stimulation est petit. Chaque fois que nécessaire, des motifs de stimulation sinusoïdaux ou rectangulaires modulés peuvent être réalisés en reprogrammant le microcontrôleur. Les applications possibles pourraient être d'utiliser le dispositif pour étudier le système somatosensoriel, en particulier les effets de différents modèles de stimulation ou effets d'interaction entre différents emplacements corporels. De plus, le dispositif pourrait être utilisé dans des applications BCI basées sur des SSSEP. Les transducteurs tactiles peuvent être attachés à différentes parties du corps cachés sous les vêtements de l'utilisateur, fournissant des stimuli tactiles. Un autre avantage de la stimulation tactile est que les yeux et les oreilles de l'utilisateur sont libres.

De plus, étant donné que les patients atteints de maladies ou de lésions neurologiques sévères peuvent perdre le contrôle volontaire de leur regard [10], ils pourraient être incapables d'utiliser des BCI basés sur la vision. Dans un tel cas, les stimuli tactiles pourraient être une alternative puisque le système somatosensoriel devrait rester fonctionnel [10]. L'idée était d'utiliser le dispositif de stimulation non seulement dans des conditions de laboratoire mais également dans des environnements cliniques directement au chevet du patient. Les patients qui pourraient être inclus dans de futures investigations sont les personnes souffrant de dystrophie musculaire de Duchenne (DMD). Certes, très peu d'hypothèses au cours de l'évolution de la maladie, et le défi consiste à élaborer les commandes en utilisant principalement les canaux mesurant l'activité corticale.

Par conséquent, en utilisant le dispositif de stimulation peut ouvrir de nouvelles directions pour la recherche clinique et peut fournir de nouvelles perspectives dans le traitement cérébral des patients gravement atteints.

### **III.3 Contrôle de l'interface cerveau-machine**

#### ***III.3.1 Signaux de contrôle***

Dans cette section je vais anticiper pour définir les signaux de contrôle M-D(t) et M-G(t) de la main droite et gauche respectivement. Le traitement du signal EEG est réalisé

indépendamment. Néanmoins, l'interface cerveau machine intègre, en temps réel, ce signal sur logiciel (OpenVIBE).

Les signaux de contrôle  $M-D(t)$  et  $M-G(t)$ , caractérisant le signal SSSEP de l'intention de mouvement respectivement de la main droite et gauche, permettent de contrôler une application au travers de notre ICM de type SSSEP. Les signaux  $M-D(t)$  et  $M-G(t)$  sont utilisés pour déterminer les paramètres du contrôle la direction dans un environnement virtuel ou réel.

### **III.3.2 Traitement des signaux EEG**

Le traitement des signaux EEG dans notre cas pour détecter le SSSEP - une intention de mouvement de la main droite et/ou de la main gauche. Donc, il s'agit d'un problème à deux classes, main droite, main gauche. En fonction de la classe, on peut définir les signaux de contrôle  $M-D(t)$  et  $M-G(t)$  spécifiques au traitement des signaux EEG :

- classe 1 = main droite, alors  $M-D(t) = 1$  et  $M-G(t) = 0$ .
- classe 2 = main gauche, alors  $M-D(t) = 0$  et  $M-G(t) = 1$ .
  
- 1 : correspond au SSSEP détecté dans le signal cérébral EEG.
- 0 : correspond à l'absence de SSSEP dans le signal cérébral EEG.

Bien que les signaux EEG n'aient pas été utilisés pour déterminer en temps réel les signaux  $M-D(t)$  et  $M-G(t)$  permettant le contrôle en ligne d'une application.

## **III.3 Conclusion**

Dans une première partie dans ce chapitre j'ai présenté les résultats obtenus à partir des expérimentations et j'ai comparé les résultats obtenus par rapport à la littérature.

En deuxième partie j'ai parlé un peu sur le contrôle de l'interface cerveau machine, qui se base sur les signaux de commande et numérisation (transformation du signal SSSEP existant sur le signal cérébral EEG, en signal numérique 0 et 1), des informations issues du traitement de ces signaux permettent de détecter le SSSEP l'intention de mouvement de la main. Dans ce stage notre interface cerveau machine ne traite qu'un seul pour détecter le SSSEP une intention de mouvement, l'information provenant du traitement en temps réel de ces signaux sert à contrôler le déplacement d'un mobile dans un environnement virtuel, comme j'ai présenté dans la deuxième partie du chapitre.

## Conclusion et Perspectives

Ce stage m'a permis d'explorer le monde des interfaces cerveau ordinateur en général et le ICM de type SSSEP en particulier.

L'objectif de ce stage était de concevoir une interface cerveau machine de type SSSEP, durant ce stage on a entamé le principe des Interfaces Cerveau Machine non invasive on mesurant les signaux cérébrales. Les BCI utilisant le système visuel ont déjà été développés et ont montré des résultats prometteurs. Cependant, ils ont l'inconvénient d'être basés sur le contrôle du regard, qui peut être altéré par les patients qui souffrent de maladies entraînant *Locked-in syndrome*.

Interface cerveau machine de type le SSSEP qui se base sur la stimulation externe a été appliqué a l'index droit et gauche du sujet par la vibration de tactor. Avec le système décrit, une bonne base a été établie, mais d'autres recherches sont nécessaires pour améliorer le BCI basé sur le SSSEP. Un défi restant consiste à trouver un moyen de présentation continue du feed-back sans interférer avec le processus de focalisation de l'attention sur une stimulation somatosensoriel.

Le problème principal des applications BCI qui existe jusqu'à maintenant est de fournir des signaux de contrôle rapides, précis et fiables, ainsi que d'autres utilisations des BCI. Les systèmes actuels de BCI qui fonctionnent en utilisant l'activité cérébrale réelle peuvent fournir des options de communication et de contrôle de valeur pratique principalement pour les personnes sévèrement limitées dans leurs compétences motrices et ont donc peu d'autres options. L'utilisation généralisée de la technologie BCI par des personnes peu ou pas handicapées est peu probable à court terme et nécessiterait une vitesse et une précision beaucoup plus grandes que ce qui a été démontré jusqu'à présent dans la littérature scientifique, est ça c'est une autre problématique basée sur plusieurs axes à étudier et à résoudre avec le temps.

### Perspective

Il y a encore beaucoup de travail à réaliser dans ce domaine à différents niveaux, le travail que nous avons effectué donne plusieurs perspectives sur différents aspects de l'interface cerveau machine de type SSSEP.

Utilisation de vibro-tactile de stimulation : dans un première temps les vibro-tactiles de stimulation sont parmi les éléments les plus importants dans le ICM de type SSSEP, et il est préférable que ce dispositif respect la norme de sécurité pour les appareils électromédicaux, pour éviter d'avoir des parasites sur les signaux cérébraux

Concentration du sujet : la concentration du sujet est considérée comme un facteur très important dans la forme des signaux acquis et aussi sur le SSSEP, dans la littérature il y a deux formes de concentration des sujets. Première forme le sujet doit concentrer sur la vibration et la deuxième forme le sujet ne doit pas concentrer sur la vibration et aussi il met un casque pour entendre de la musique et aussi doit détendre et soyez dans un de relaxation.

Pour l'instant notre ICM situer dans la phase de détection des réponses cérébraux de type SSSEP, la phase suivante est de contrôler un mobile dans un environnement virtuel. La prospective à long terme est de commander un fauteuil roulant représente un intérêt majeur pour les patients dont les capacités motrices limitées.

# Annexes

## Annexe 1 : Logiciels

### OpenVibe



OpenViBE (Open Platform for Virtual Brain Environments) est une plateforme logicielle gratuite et open-source pour la conception, le test et l'utilisation des interfaces cerveau-ordinateur. Véritable « interface » conçue pour traduire ce qui se déroule dans le cerveau en commande informatique.

OpenVibe est un logiciel libre dédié aux interfaces cerveau-ordinateur est développé par l'INRIA de Rennes, Il permet de recueil et traitement les signaux EEG, ainsi que la prise de décision en temps réel. Il est fait pour deux grandes applications principales : la conception (OpenVibe Designer) et l'acquisition (OpenVibe Acquisition) [28].

Dans la première application la conception : c'est pour la création, la modification et l'utilisation des scénarios des interfaces cerveau-ordinateur ainsi que le langage de programmation graphique et aussi qui permet d'agrèger les boites connecté entre eux.

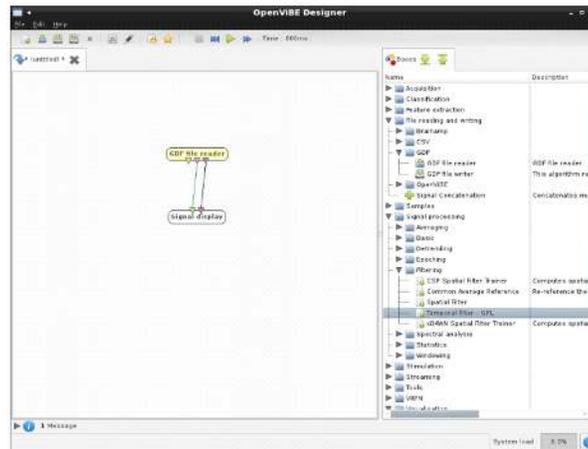
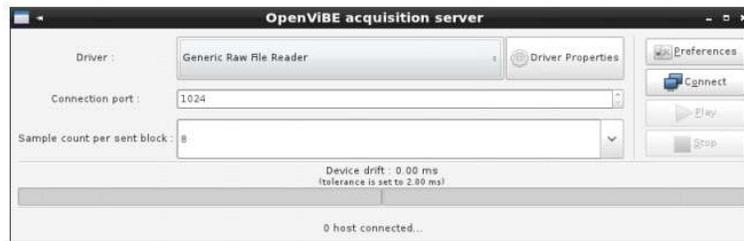


Figure L 1: Interface de traitement

Dans la deuxième application l'Acquisition : qui assure l'acquisition des signaux cérébrales EEG et même EMG d'après les dispositifs.



**Figure L 2:** Interface de configuration de l'acquisition

INRIA : Institut national de recherche en informatique et en automatique

La plate-forme OpenViBE apparaît comme hautement modulaire. Il répond aux besoins des différents types d'utilisateurs (ils devraient être programmeurs ou non programmeurs) et propose un langage graphique convivial qui permet aux non-programmeurs de concevoir un BCI sans écrire une seule ligne de code. En revanche, toutes les autres plateformes BCI nécessitent un certain degré de compétences en programmation pour concevoir un nouveau BCI en temps réel. OpenViBE est également portable, indépendant du matériel ou du logiciel et entièrement basé sur des logiciels libres et open-source [026].

OpenViBE a été conçu pour quatre types d'utilisateurs. D'une part, le développeur et le développeur d'applications sont tous deux programmeurs, d'autre part l'auteur et l'opérateur n'ont pas besoin de compétences en programmation.

La plate-forme fournit les outils nécessaires pour l'acquisition de données en temps réel, le traitement et l'affichage des signaux du cerveau. Les principales caractéristiques de la plate-forme sont 1) une modularité élevée, 2) des outils intégrés de visualisation et de retour d'informations, 3) BCI mis à la disposition des non-programmeurs grâce au concept OpenViBE permettant de configurer un BCI complet sans écrire une seule ligne de code et 4) divers outils offerts aux différents types d'utilisateurs, tels que le serveur d'acquisition ou les scénarios préconfigurés.

OpenViBE offre également la possibilité d'être utilisé facilement comme un périphérique d'interaction avec n'importe quel environnement réel ou virtuel. Nous pensons que OpenViBE pourrait s'avérer un outil précieux et utile pour concevoir des dispositifs d'interaction innovants basés sur BCI pour les applications de réalité virtuelle et de vie réelle. Cela pourrait inclure des applications telles que les jeux vidéo et les appareils fonctionnels. Les lecteurs intéressés peuvent consulter le site Web OpenViBE pour suivre l'évolution de la plateforme et télécharger gratuitement (INRIA, 2009).

## *lua*



Lua est un langage de script puissant, efficace, léger et intégrable. Il prend en charge la programmation procédurale, la programmation orientée objet, la programmation fonctionnelle, la programmation pilotée par les données et la description des données. Lua combine une syntaxe procédurale simple avec de puissantes constructions de description de données basées sur des tableaux associatifs et une sémantique extensible. Lua est dynamiquement typé, s'exécute en interprétant le bytecode avec une machine virtuelle basée sur le registre et dispose d'une gestion automatique de la mémoire avec une récupération de place incrémentielle, ce qui le rend idéal pour la configuration, les scripts et le prototypage rapide [51].

Pourquoi choisir Lua? Lua est un langage éprouvé et robuste. Lua a été utilisé dans de nombreuses applications industrielles (par exemple Photoshop Lightroom d'Adobe), en mettant l'accent sur les systèmes embarqués (par exemple le middleware Ginga pour la télévision numérique au Brésil) et les jeux (World of Warcraft et Angry Birds). Lua est actuellement le premier langage de script dans les jeux. Lua a un solide manuel de référence et il y a plusieurs livres à ce sujet. Plusieurs versions de Lua ont été publiées et utilisées dans des applications réelles depuis sa création en 1993. Lua a participé à HOPL III, la troisième conférence ACM SIGPLAN History of Programming Languages, en 2007. Lua a remporté le Front Line Award 2011 du Game Developers Magazine.

### Lua – OpenVibe



Cette boîte donne un contrôle rapide sur les flux de stimulation grâce aux scripts Lua.

Les scripts sont des langages de programmation très simples. Ils sont généralement faciles à comprendre, rapides à écrire et raisonnablement rapides à exécuter. Ils sont utilisés pour des opérations de haut niveau et n'ont pas besoin de compilation. Il y a un certain nombre de langages de script autour. Lua est l'un de ces langages de script. Il est connu pour sa rapidité d'exécution et sa facilité d'utilisation. Il peut être utilisé sur un grand nombre de plates-formes. Pour toutes ces raisons, Lua est largement utilisé dans l'industrie du jeu vidéo.

Cette boîte a un nombre variable d'entrées et de sorties. Le programmeur est en mesure d'en ajouter autant que nécessaire. La boîte décode automatiquement les flux entrants et encode automatiquement les flux sortants, laissant la partie intéressante au script: faire quelque chose avec des stimulations d'entrée et produire des stimulations de sortie.

## **Python**



Python est un langage de programmation interprété, interactif et orienté objet. Il incorpore des modules, des exceptions, un typage dynamique, des types de données dynamiques de très haut niveau et des classes. Python combine une puissance remarquable avec une syntaxe très claire. Il a des interfaces avec de nombreux appels système et bibliothèques, ainsi qu'avec différents systèmes de fenêtres, et est extensible en C ou C ++. Il est également utilisable en tant que langage d'extension pour les applications nécessitant une interface programmable. Enfin, Python est portable: il fonctionne sur de nombreuses variantes Unix, sur Mac, et sur Windows 2000 et versions ultérieures.

Python est un langage de programmation polyvalent de haut niveau qui peut être appliqué à de nombreuses classes de problèmes. Le langage est livré avec une grande bibliothèque standard couvrant des domaines tels que le traitement de chaînes (expressions régulières, Unicode, calcul des différences entre fichiers), les protocoles Internet (HTTP, FTP, SMTP, XML-RPC, POP, IMAP, programmation CGI) (tests unitaires, consignation, profilage, analyse du code Python) et les interfaces du système d'exploitation (appels système, systèmes de fichiers, sockets TCP / IP).

Python Créé par Guido van Rossum et sorti en 1991, Python a une philosophie de conception qui met l'accent sur la lisibilité du code, notamment en utilisant des espaces importants. Il fournit des constructions qui permettent une programmation claire à petite et à grande échelle. Python dispose d'un système de type dynamique et d'une gestion automatique de la mémoire. Il prend en charge de multiples paradigmes de programmation, y compris orientée objet, impératif, fonctionnel et procédural, et dispose d'une bibliothèque standard vaste et complète.

## **Annexe 2 : Matériels**

### **g.USBamp**

est un dispositif électronique d'acquisition, de traitement et aussi est un amplificateur bio-signal de haute performance et précision. Est un dispositif dédié pour étudier les paramètres psychologique et physiologique de cerveau, cœur, mouvement des yeux,

respiration, etc. en raison de ses spécifications techniques et de diverses options logicielles, cet instrument est devenu un standard pour de nombreux domaines de recherche.

g.USBamp est compatible USB et est livré avec 16 canaux bio-sigaux échantillonnés automatiquement avec 24 bits. Un total de 4 groupes indépendants ne garantit aucune interférence entre les signaux enregistrés.



**Figure M 1:** USBamp - Amplificateur

### **g.GAMMAbox**

Est le système d'électrodes actives haut de gamme et hautes performances de g.tec pour les dérivations électro-physiologiques non invasives. Le système permet l'acquisition de 16 canaux bio-sigaux (daisy-mode 32, 48 ou 64) tels que EEG (électroencéphalogramme), EOG (électrooculogramme), EMG (électromyogramme) et ECG (électrocardiogramme) en utilisant les véritables électrodes actives de g.tec (g.LADYbird et g.Scarabeo ou câbles adaptateurs clip-on actifs). Le système est conçu pour être utilisé avec n'importe quel amplificateur bio-signal, avec des entrées mono polaires (unipolaires) ou bipolaires (différentielles) de 1,5 mm.



**Figure M 2:** g.GAMMAbox - Adaptateur

### **g.GAMMAsys**

est un système d'électrodes actives et passives hautes performances pour les dérivations électro-physiologiques non invasives telles que EEG, EMG, ECG, EOG et autres signaux. Les électrodes actives ont un préamplificateur supplémentaire à très faible bruit situé à l'intérieur de l'électrode.

g.GAMMAsys est conçu pour fonctionner avec tous les amplificateurs g.tec. Il comprend différents types d'électrodes actives et passives qui peuvent être montées avec le

**g.GAMMAcap** sur la tête pour les enregistrements EEG, ou peuvent être montées sur le corps pour les enregistrements ECG / EMG / EOG. Le **g.GAMMAcap** peut être configuré avec des électrodes pour une certaine expérience (comme l'épateur P300), et les électrodes restent à l'intérieur du capuchon même pendant le nettoyage.



**Figure M 3:** g.GAMMAcap - Bonnet

Cela permet une préparation et un nettoyage très rapides, ce qui accélère considérablement les expériences. Un temps d'installation typique pour une expérience d'épateur P300 (10 électrodes) est d'environ 2 minutes - il suffit de mettre sur le bouchon et injecter le gel. Après le retrait du bouchon, le gel disparaît presque après un certain temps.

**Arduino**

version ?????

**Vibro-Tactor**

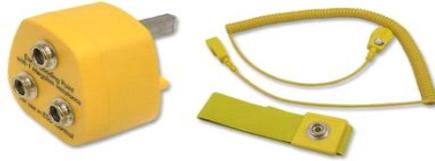
série ?????

### **Dispositifs Antistatique**

Un dispositif antistatique est un dispositif qui réduit, atténue ou inhibe autrement les décharges électrostatiques, l'accumulation ou la décharge d'électricité statique, qui peut endommager les composants électriques.

La décharge électrostatique (ESD) est le flux soudain de l'électricité entre deux objets électriquement chargés causée par un contact, un court-circuit ou une panne diélectrique. Une accumulation d'électricité statique peut être causée par triboélectricité ou par induction électrostatique. L'ESD se produit lorsque des objets chargés différemment sont rapprochés ou lorsque le diélectrique entre eux tombe en panne, créant souvent une étincelle visible.

Les dispositifs qu'on a utilisés pour réduire l'électricité statique pour éviter de voir les parasites électrique sur les signaux cérébraux acquises : *Bracelet Antistatique et repose-pieds.*



**Figure DA. 1 :** Bracelet antistatique



**Figure DA. 2 :** Repose-pieds

## Bibliographie

- [1]. Ahn, S., Kim, K. and Jun, S. (2016). "Steady-State Somatosensory Evoked Potential for Brain-Computer Interface—Present and Future". *Frontiers in Human Neuroscience*, 9.
- [2]. "Blog Archive » Emotiv EPOC Neuroheadset Update". grinding.be. 22 March 2008. Archived from [//the original](#) on 1 August 2012. Retrieved 14 November 2009.
- [3]. By Dennis J. McFarl and Jonathan R. Wolpaw, (2011). "Brain-Computer Interfaces for Communication and Control". *communications of the acm*, vol. 54, no. 5.
- [4]. Cheng Li, Bingyu Wang. (2014). "Fisher Linear Discriminant Analysis".
- [5]. Christoph Pokorny, Christian Breitwieser, and Gernot R. Müller-Putz, (2014). "A Tactile Stimulation Device for EEG Measurements in Clinical Use". *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, VOL. 8, NO. 3, JUNE.
- [6]. Christian Breitwieser, Vera Kaiser, Christa Neuper, Gernot R. Müller-Putz, (2012). "Stability and distribution of steady-state somatosensory evoked potentials elicited by vibro-tactile stimulation". *International Federation for Medical and Biological Engineering*.
- [7] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessell. (2000). "*Principles of Neural Science*". New York, NY, USA: McGraw-Hill.
- [8]. Fabien Lotte, Marco Congedo. (2016). "Extraction de Caractéristiques du signal EEG". *Chapitre 8 Extraction de Caractéristiques du signal EEG*.
- [9]. Fazel-Rezai, R., Allison, B., Guger, C., Sellers, E., Kleih, S. and Kübler, A. (2012). "P300 brain computer interface: current challenges and emerging trends". *Frontiers in Neuroengineering*, 5.
- [10]. Gernot R. Müller-Putz, Reinhold Scherer, Christa Neuper, and Gert Pfurtscheller. (2006). "Steady State Somatosensory Evoked Potentials: Suitable Brain Signals for Brain-Computer Interfaces?". *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, VOL. 14, NO. 1, MARCH.
- [11]. G. R. Müller, Ch. Neuper, G. Pfurtscheller, (2001). "Resonance-like Frequencies of Sensorimotor Areas Evoked by Repetitive Tactile Stimulation". *Biomedizinische Technik Band 46 Heft 7-8*.

- [12]. JACQUES J. VIDAL. (1973). "Toward Direct Brain-Computer Communication". Annual review of Biophysics and Bioengineering 2:1, 157-180.
- [13]. J. H. Friedman. (1989). "Regularized Discriminant Analysis". Journal of the American Statistical Association, Vol. 84, No. 405, 1989, pp. 165-175.
- [14]. Johnson, K. (2001). "The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors". *Current Opinion in Neurobiology*, 11(4), pp.455-461.
- [15]. Huntington, J. (2012). "Show networks and control systems". Brooklyn, N.Y.: Zircon Designs Press. Page 98.
- [16]. Keun-Tae Kim, Heung-Il Suk, and Seong-Whan Lee. (2016). "Commanding a Brain-Controlled Wheelchair using Steady-State Somatosensory Evoked Potentials". IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, VOL. X, NO. X,
- [17]. Kusuma Mohanchandra, Snehanshu Saha and G.M. Lingaraju. (2015). "EEG Based Brain Computer Interface for Speech Communication: Principles and Applications". Springer International Publishing Switzerland, Chapter 10, p. 273-293.
- [18]. MCFARLAND D. J., MCCANE L. M., DAVID S. V., WOLPAW J. R. (1997). "Spatial filter selection for EEG-based communication". *Electroencephalographic Clinical Neurophysiology*, vol. 103, n° 3, p. 386-394.
- [19]. MCFARLAND, D. J. (2015a). "The advantages of the surface laplacian in brain-computer interface research". *International Journal of Psychophysiology*, 97(3): 271-276.
- [20]. Müller-Gerking, J., Pfurtscheller, G. and Flyvbjerg, H. (1999). "Designing optimal spatial filters for single-trial EEG classification in a movement task". *Clinical Neurophysiology*, 110(5), pp.787-798.
- [21]. Müller-Putz, G., Scherer, R., Pfurtscheller, G. and Rupp, R. (2006). "Brain-computer interfaces for control of neuroprostheses: from synchronous to asynchronous mode of operation / Brain-Computer Interfaces zur Steuerung von Neuroprothesen: von der synchronen zur asynchronen Funktionsweise". *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 51(2), pp.57-63.
- [22]. Natalia Browarska and Tomasz Stach. (2018). "System to Communicate Disabled People with Environment Using Brain-Computer Interfaces". Springer International Publishing AG, BCI 2018, AISC 720, pp. 150-157.
- [23]. Pokorny, M., de Rooij, M., Duncan, E., Schröder, F., Parkinson, R., Barentsz, J. and Thompson, L. (2014). "Prospective Study of Diagnostic Accuracy Comparing Prostate Cancer Detection by Transrectal Ultrasound-Guided Biopsy Versus Magnetic Resonance

(MR) Imaging with Subsequent MR-guided Biopsy in Men Without Previous Prostate Biopsies". *European Urology*, 66(1), pp.22-29.

[24]. Purves, D. (2012). "Neuroscience". Sunderland, MA: Sinauer Associates.

[25]. Soria, L., Ludwig, E., Clarke, H., Vega, G., Grundy, S. and McCarthy, B. (1989). "Association between a specific apolipoprotein B mutation and familial defective apolipoprotein B-100". *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 86(2), pp.587-591.

[26]. Vialatte, F., Maurice, M., Dauwels, J. and Cichocki, A. (2010). "Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives". *Progress in Neurobiology*, 90(4), pp.418-438.

[27]. Wee, K.H., Turicc, L., Sarpeshkar, R. (2010). "An articulatory speech-prosthesis system". In: *Proceedings of the International Conference on Body Sensor Networks (BSN)*, pp. 133–138.

[28]. Yann Renard, Fabien Lotte, Guillaume Gibert, Marco Congedo, Emmanuel Maby, Vincent Delannoy, Olivier Bertrand, Anatole Lécuyer. (2010). "OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test and Use Brain-Computer Interfaces in Real and Virtual Environments".

[29]. Yunjun Nam, Cichocki, A. and Seungjin Choi. (2013). "Common spatial patterns for steady-state somatosensory evoked potentials". 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).

[30]. Zoltan J. Koles, Michael S. Lazaret and Steven Z. Zhou. (1990). "Spatial patterns underlying population differences in the background EEG". *Brain topography*, Vol. 2 (4) pp. 275-284.

[31]. "Système Limbique - Illustration et vectoriel".  
<[https://www.google.fr/imgres?imgurl=https://media.istockphoto.com/vectors/brain-anatomy-human-brain-lateral-view-vector-id538947429%3Fk%3D6%26m%3D538947429%26s%3D612x612%26w%3D0%26h%3DL1Qi9hiifWYIGrtdMA8oJnz9ghGYDcj6lCXhAjCOg%3D&imgrefurl=https://www.istockphoto.com/fr/illustrations/systeme-limbique&h=612&w=612&tbnid=N6ZHZgTzbKwZnM&tbnh=225&tbnw=225&usg=\\_\\_8lg\\_0CyWQ0P8jME2CUJqEKnM7f0=&hl=fr&docid=qPin1Vi0PIRozM](https://www.google.fr/imgres?imgurl=https://media.istockphoto.com/vectors/brain-anatomy-human-brain-lateral-view-vector-id538947429%3Fk%3D6%26m%3D538947429%26s%3D612x612%26w%3D0%26h%3DL1Qi9hiifWYIGrtdMA8oJnz9ghGYDcj6lCXhAjCOg%3D&imgrefurl=https://www.istockphoto.com/fr/illustrations/systeme-limbique&h=612&w=612&tbnid=N6ZHZgTzbKwZnM&tbnh=225&tbnw=225&usg=__8lg_0CyWQ0P8jME2CUJqEKnM7f0=&hl=fr&docid=qPin1Vi0PIRozM)>.

-----

[32]. Clerc, M., Bougrain, L. and Lotte, F. (2016). Brain-Computer Interfaces 1. 1st ed. Great Britain and the United States: ISTE Ltd and John Wiley & Sons, Inc, p.317.

[33]. T. Hinterberger, N. Neumann, M. Pham, A. Kübler, A. Grether, N. Hofmayer, B. Wilhelm, H. Flor, and N. Birbaumer, "A Multimodal Brain Based Feedback and Communication System," *Experimental Brain Research*, Vol. 154, No. 4, 2004, pp. 521-526.

[34]. S. M. T. Müller, W. C. Celeste, T. F. Bastos-Filho, and M. S. Filho, "Brain-Computer Interface Based on Visual Evoked Potentials to Command Autonomous Robotic Wheelchair," *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 30, No. 6, 2010, pp. 407-416.